



Universidade da Beira Interior  
Covilhã | Portugal

**“PRÓTESE TOTAL DO JOELHO – A  
HISTÓRIA DA ARTE: REVISÃO  
BIBLIOGRÁFICA”**

Dissertação apresentada à Universidade da Beira Interior  
no âmbito do Mestrado Integrado em Medicina

Por Pedro Miguel Gonçalves Oliveira e Silva

Orientação por Doutora Paula Helena Silva

Faculdade de Ciências da Saúde  
Covilhã, Junho 2010



Universidade da Beira Interior  
Covilhã | Portugal

**“PRÓTESE TOTAL DO JOELHO – A  
HISTÓRIA DA ARTE: REVISÃO  
BIBLIOGRÁFICA”**

Dissertação apresentada à Universidade da Beira Interior  
no âmbito do Mestrado Integrado em Medicina

Por Pedro Miguel Gonçalves Oliveira e Silva

Orientação por Doutora Paula Helena Silva

Faculdade de Ciências da Saúde  
Covilhã, Junho 2010

Dissertação, realizada sob orientação científica da Sr.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Helena, médica assistente graduada em Ortopedia no Centro Hospitalar Cova da Beira e assistente convidada da Faculdade Ciências da Saúde, Universidade da Beira Interior, apresentada para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre.

## DECLARAÇÃO

Declaro que esta dissertação é o resultado da minha investigação pessoal e independente, o seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão, devidamente, mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

Declaro, ainda, que esta dissertação não foi aceite em nenhuma outra instituição para qualquer grau nem está a ser apresentada para obtenção de um outro grau para além daquele a que diz respeito.

O candidato,

---

Covilhã, Maio de 2010.

Declaro que, tanto quanto me foi possível verificar, esta tese é o resultado da investigação pessoal e independente do candidato.

A orientadora,

---

Covilhã, Maio de 2010

## ÍNDICE

Agradecimentos	VII
Lista de Figuras	VII
Lista de Abreviaturas	IX
Resumo	1
Abstract	3
1 - Revisão Bibliográfica	5
1 - Prólogo	5
1.1 - O Joelho – Anatomia	6
1.1.1 - O Fémur	6
1.1.2 - A Tíbia	10
1.1.3 - A Rótula	12
1.2 - Articulação do Joelho	13
1.2.1 - Introdução	13
1.2.2 - Superfícies Articulares	14
1.2.3 - Cápsula Articular	16
1.2.4 - Ligamentos Extracapsulares	17
1.2.5 - Ligamentos Intra-Articulares	19
1.2.6 - Os Meniscos	21
1.3 - Componente Vascular e Nervoso	22
1.4 - Movimentos da Articulação do Joelho	23
1.5 - Joelho Varo e Valgo	24

1.6 - Biomecânica do Joelho	25
1.6.1 – Introdução	25
1.6.2 - Cinemática	26
2 - Prótese Total do Joelho: A História	29
2.1 – Introdução	29
2.2 - Artroplastia de Interposição	30
2.3 - Hemi-artroplastia Tibial	32
2.4 - Hemi-artroplastia Femoral	33
2.5 - Artroplastia Total de Charneira	34
2.6 - Artroplastia Semi-Constrangida	37
2.7 - Artroplastia Total de Superfície do Joelho	39
2.8 - Artroplastia de Substituição da Superfície Articular	40
2.9 - Realidade das Próteses Actuais	45
2.9.1 - Próteses Unicompartimentais	47
2.9.2 - Próteses Fémur-Rotulianas	48
2.9.3 - Próteses Totais de Deslizamento de Prato Fixo	49
2.9.4 - Próteses Para Preservação de Ambos Os Ligamentos Cruzados	50
2.9.5 - Próteses Com Conservação do Ligamento Cruzado Posterior	51
2.9.6 – Próteses Com Componente De Polietileno Fixo Pósterio –Estabilizadas	51
2.9.7 – Prótese Com Componente de Polietileno Móvel	52

2.9.8 – Próteses De Restrição Varo-Valgo	54
2.10 - Materiais Usados nas Próteses do Joelho	55
2.11 – Fixação das Próteses Do Joelho	56
2.11.1 – Fixação Com Cimento	56
2.11.2 – Fixação Sem Cimento	58
3 – Indicações Para Artroplastia Total Do Joelho	60
4 – Contra-Indicações Para Artroplastia Total do Joelho	61
5 – Discussão e Conclusão	62
6 - Bibliografia	64

## AGRADECIMENTOS

A passagem de um projecto para a finalização desta dissertação partiu de um trabalho de pesquisa e investigação, que, apesar de ter uma base individual, contou sempre com a participação de pessoas que se revelaram fundamentais e a quem, por isso, aqui dedico palavras de sincero agradecimento.

Aos meus pais, pelo apoio e carinho incondicionais e por verem sempre em mim o potencial para realizar todas as tarefas a que me proponho.

À Mónica, por ser a minha força e razão, mesmo quando elas me faltavam.

Aos meus amigos, pela amizade incondicional.

À minha orientadora, Dr.<sup>a</sup> Paula Helena Silva, pelo entusiasmo e saber, que são um deleite para quem os partilha, e por todo o apoio na realização desta mesma dissertação.

A toda a Unidade de AVC do CHCB.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figuras</b>	<b>Páginas</b>
<b>Fig. 1:</b> Fémur, vista anterior e posterior, in Netter	10
<b>Fig. 2:</b> Tíbia, vista anterior e posterior, in Rouvière	11
<b>Fig. 3:</b> Rótula, vistas anterior e posterior, da esquerda para a direita, in Rouvière	12
<b>Fig. 4:</b> Vista dos Ligamentos Cruzados e Colaterais na Rótula	20
<b>Fig. 5:</b> Esquema representativo do Joelho Normal, Joelho Valgo e Joelho Valgum	24
<b>Fig. 6:</b> Joelho Normal e Joelho após Artroplastia	29
<b>Fig. 7:</b> Prótese em Charneira	34
<b>Fig. 8:</b> Prótese Unicompartimental	47

## LISTA DE ABREVIATURAS

- ATJ** – Artroplastia Total do Joelho
- CHCB** – Centro Hospitalar Cova da Beira
- ICLH** – Imperial College of London Hospital
- HSS** – Hospital of Special Surgery
- LCA** – Ligamento Cruzado Anterior
- LCL** – Ligamento Colateral Lateral
- LCM** – Ligamento Colateral Medial
- LCP** – Ligamento Cruzado Posterior
- PTJ** – Prótese Total do Joelho
- RM** – Ressonância Magnética
- TAC** – Tomografia Axial Computorizada
- TKR** – Total Knee Replacement

## RESUMO

*Introdução:* A Prótese Total do Joelho (PTJ) é um procedimento que se iniciou por volta de 1820 e que já conheceu várias revoluções e inovações. Percorreu-se um longo que caminho, desde as complicações iniciais da quase total falta de mobilidade até ao problema actual de desgaste do diferente material usado na construção da prótese.

É um procedimento que actualmente é aceite e proposto para o tratamento da patologia articular em qualquer das suas formas (degenerativa, traumática, inflamatória ou tumoral), ganhando cada vez mais adeptos em relação ao tratamento médico não invasivo.

Os avanços levam a uma maior estabilidade, mobilidade e duração diminuindo cada vez mais os resultados adversos e co-morbilidades.

*Métodos:* Foram pesquisados nas bases de dados electrónicas Pubmed, E-medicine, Highwire, Medline, artigos com as palavras “Total Knee Replacement History”, compreendidos entre 1950-2010 e na biblioteca universitária nos livros da disciplina médica de Ortopedia.

*Conclusão:* Desde os primórdios da disciplina de Ortopedia que se tenta fazer face às dores e substituir o joelho na sua função locomotora e de suporte. Este trabalho tenta reproduzir a imensa viagem que nos leva a conhecer, considerar, recomendar e inovar a Prótese Total do Joelho, relatando a sua história, desde a simples junção entre ossos através da cavidade medular até à cirurgia mini-invasiva que utiliza biomateriais para uma maior biomecânica com

consequente máxima durabilidade.

Palavras-chave: Prótese total do joelho, Joelho, Prótese em Charneira, Prótese Unicompartimental.

## **ABSTRACT**

*Introduction:* Total Knee Replacement (TKR) is a procedure that began around 1820 and has already met several revolutions and innovations. That was a long road that ran from the initial complications of the almost total lack of mobility to the current problem of wear of different materials used in construction of the prosthesis.

This is a procedure that is accepted and currently proposed for the treatment of articular pathology in any form (degenerative, traumatic, inflammatory or tumoral), gaining more supporters in relation to non-invasive medical treatment. Advances lead to greater stability, mobility and duration diminishes more adverse outcomes and co-morbid conditions.

*Methods:* It was searched the electronic databases Pubmed, E-medicine, Highwire, Medline, articles with the words "Total Knee Replacement History", between 1950-2010 and the university library on the books of the medical discipline of Orthopaedics.

*Conclusion:* Since the dawn of the discipline of Orthopaedics who tries to cope with the pain and replace the knee on his mobility and support. This work attempts to reveal the great journey that leads us to know, consider, recommend and innovate the Total Knee Replacement, telling her story, from the simple union junction between bone marrow cavity through to the medullary canals until the mini-invasive surgery that use biomaterials with consequent a greater biomechanical with maximum durability.

*Key-words:* Total Knee Replacement, Knee, Knee Endoprosthesis, Hinged

Prosthesis, Unicompartmental Prosthesis.

## REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### *1 - Prólogo*

O joelho, articulação intermédia do membro inferior, tem um lugar de destaque e da maior importância na locomoção humana. Para compreender esta articulação é necessário um esforço de várias disciplinas como a anatomia, a biomecânica, a fisiologia e com especial incidência, neste trabalho, a cirurgia ortopédica, nomeadamente, a substituição desta mesma articulação.

A posição erecta faz com que o Homem além do movimento característico dos quadrúpedes, a flexão-extensão, tenha associado a rotação. Por outro lado, para a manutenção da postura erecta em hiperextensão, com mínimo esforço muscular, desenvolve mecanismos de apoio e de estabilidade como o de autobloqueio.

São estes componentes anatómicos, articulares e neurovasculares que vamos agora “estudar”.

## **1.1 - O Joelho – Anatomia**

O joelho é constituído a nível ósseo por três elementos: o fémur, a tibia e a rótula

Vamos então analisar cada um deles.

### **1.1.1 - O Fémur**

É o osso mais longo e mais volumoso no corpo, constituindo por si só o esqueleto da coxa. É aproximadamente um quarto da altura da pessoa (aproximadamente 48 centímetros). O fémur consiste na diáfise (corpo) e duas epífises (extremidades) uma superior e outra inferior. A diáfise ou corpo apresenta a forma de um prisma triangular, podendo-se distinguir três faces e três bordos.

A face anterior dá inserção aos músculos crural e subcrural.

A face póstero-externa dá inserção ao músculo crural.

A face póstero-interna não apresenta inserções musculares.

O bordo interno e externo são arredondados.

O bordo posterior, também conhecido por linha áspera, é muito espesso, dando inserção ao vasto interno no seu lábio interno, ao vasto externo no seu lábio externo, aos três adutores e à curta porção do bícipete no seu intertício.

Em baixo, a linha áspera bifurca-se para dar dois ramos que alcançam os côndilos. Estes dois ramos de bifurcação delimitam o triângulo popliteu, um espaço triangular de base inferior.

Em cima, a linha áspera trifurca-se, dando origem a três ramos: o externo ou crista do grande glúteo, terminando no grande trocânter e dá inserção ao grande glúteo; o médio ou crista pectínea, alcança o pequeno trocânter e dá inserção ao músculo pectíneo; e o ramo interno ou crista do vasto interno passa por baixo do pequeno trocânter, alcançando a face anterior do corpo do osso, onde se denomina crista ou linha intertrocanteriana, para inserção do vasto interno.

Poderá haver outro ramo, situado por fora da crista pectinea, a crista do pequeno adutor, onde se insere o músculo com o mesmo nome.

O buraco nutritivo principal do fémur, encontra-se, normalmente, ao nível da linha áspera.

A extremidade superior do fémur consiste em cabeça, duas saliências, duas volumosas – o grande e o pequeno trocânter. Entre a cabeça e os trocânteres encontra-se o colo anatómico e, entre o corpo e a extremidade superior do fémur, o colo cirúrgico.

A cabeça do fémur projecta-se supero-medialmente e ligeiramente para a frente quando se articula com o acetábulo. A cabeça está fixada ao corpo do fémur pelo colo fémur.

A cabeça representa dois terços de uma esfera, encontrando-se, por

baixo e atrás do seu centro, uma depressão, a fosseta do ligamento redondo.

O grande trocânter encontra-se situado por fora do colo, projectando-se superior e posteriormente onde o colo se une ao corpo do fémur. É achatado transversalmente apresentando duas faces e quatro bordos.

A face externa apresenta a impressão do médio glúteo, onde se insere este músculo.

A face interna apresenta a cavidade digital, onde se inserem os dois músculos obturadores e os dois gémeos pélvicos.

O bordo superior apresenta uma faceta onde se insere o músculo piramidal da bacia.

O bordo inferior apresenta a crista do vasto externo, onde se insere este músculo.

O bordo posterior continua-se com a crista ou linha intertrocanteriana posterior.

O bordo anterior dá inserção ao pequeno glúteo.

O pequeno trocânter encontra-se situado na porção posterior e inferior do colo, dando inserção ao músculo psoas-íliaco.

O pequeno trocânter está ligado ao grande trocânter pelas linhas intertrocanterianas, encontrando-se, adiante, a linha intertrocanteriana anterior e, atrás, a linha intertrocanteriana posterior.

O colo anatómico, ou simplesmente colo, encontra-se situado entre a

cabeça e o grande e pequeno trocânteres. Dirige-se obliquamente para baixo e para fora, formando o seu grande eixo com o grande eixo do corpo do fêmur um ângulo de 130°.

O colo cirúrgico separa o corpo da extremidade superior do fêmur.

A extremidade inferior apresenta, adiante, uma superfície articular, a tróclea femoral.

Na face posterior verifica-se a existência de duas porções ósseas, côndilos femurais, separados um do outro pela chanfradura intercondiliana.

Os côndilos são diferenciados sagitalmente por externo e interno, apresentando cada um deles seis faces.

A face superior continua-se com o corpo do osso.

As faces inferior, anterior e posterior articulam-se com a cavidade glenodeia da tíbia.

A face externa do côndilo interno e a face interna do côndilo externo formam a chanfradura intercondiliana e dão inserção aos ligamentos cruzados.

A face interna do côndilo interno apresenta: a tuberosidade interna que dá inserção ao ligamento lateral interno da articulação do joelho, o tubérculo do grande adutor, onde se insere este músculo e ainda uma pequena escavação para inserção do músculo gêmeo interno.

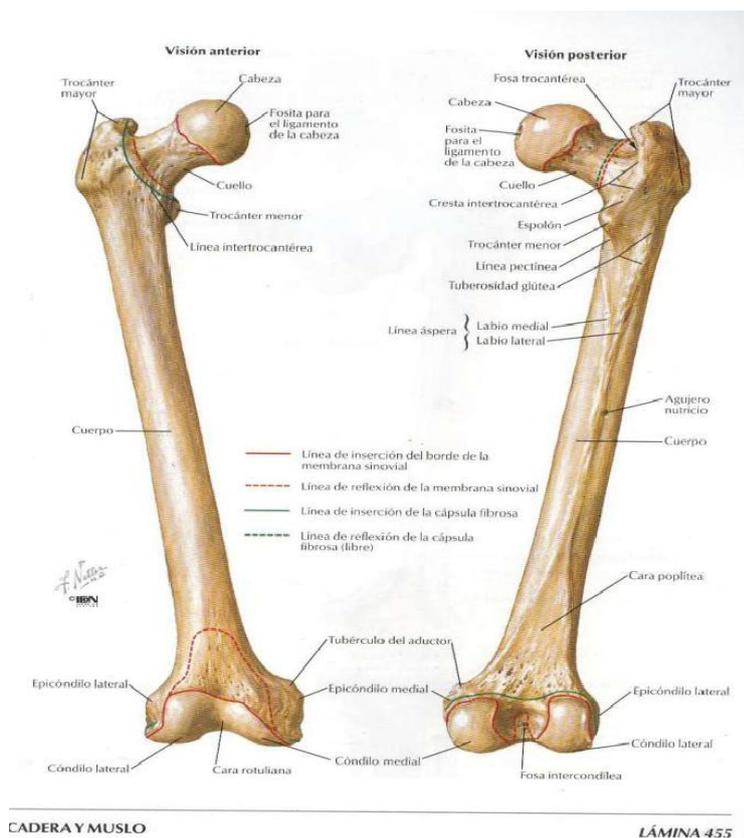


Fig. 1 - Fémur, vista anterior e posterior, in Netter<sup>1</sup>

LÁMINA 455

inferior do fémur apresenta ainda, adiante e por cima da tróclea, o escavado supratrocLEAR, onde se articula a porção superior da rótula e, atrás e por cima da chanfradura intercondiliana, o triangulo popliteu, que está separado do corpo do fémur por uma linha transversal, a linha intercondiliana, encontrando-se ainda, por cima dos côndilos, os tubérculos supracondilianos interno e externo, onde se inserem os músculos gêmeos.

### 1.1.2 - A Tíbia

É um osso longo, situado na lado ântero-medial da perna, quase paralelo ao perônio. A extremidade proximal da tíbia é volumosa porque as suas cavidades glenoideias interna e externa articulam-se com os grandes côndilos do fémur.

Na porção média existem duas saliências que se denominam tubérculos,

A face externa do côndilo externo apresenta a tuberosidade externa, para o ligamento lateral externo da articulação do joelho e ainda duas escavações, sendo uma para o músculo gêmeo externo e outra para o músculo popliteu.

A extremidade

onde entre eles, se situa a espinha da tíbia, que se ajusta à fossa intercondilar do fémur.

O corpo da tíbia tem a forma de um prisma triangular e tem 3 faces: medial, lateral e posterior. A margem anterior possui a tuberosidade da tíbia, ampla e oblíqua, que fornece a ligação distal ao ligamento rotuliano. Esta mesma margem é subcutânea e por isso mais proeminente.

O corpo é mais fino na junção dos terços medial e distal. A extremidade distal da tíbia não tem o volume da proximal, contendo duas facetas articulares para o perónio e para o astrágalo. Uma projecção direccionada inferiormente, a partir do lado interno da extremidade inferior, é um maléolo interno, que possui uma faceta, na sua face externa, para a articulação com o astrágalo.

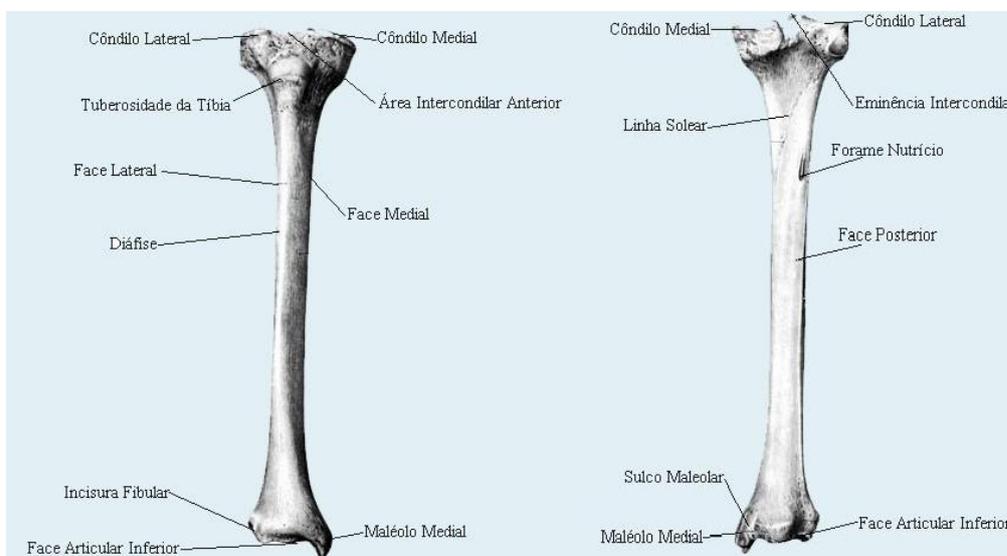


Fig.2 - Tíbia, vista anterior e posterior, in Rouvière <sup>2</sup>

A margem interóssea da tíbia é aguda onde dá inserção para uma membrana fibrosa densa – membrana interóssea – que une os dois ossos da perna. Na face posterior da parte proximal do corpo da tíbia encontra-se uma crista diagonal rugosa – a linha para o músculo solear – que corre infero-

internamente para a margem interna, aproximadamente um terço do trajecto para baixo do corpo da tíbia. Imediatamente distal à linha do músculo sóleo encontra-se um sulco vascular direccionado obliquamente, que conduz a um grande foramén nutritivo. A partir dele o canal nutritivo corre inferiormente na tíbia, antes de se abrir na cavidade medular.

### 1.1.3 - A Rótula

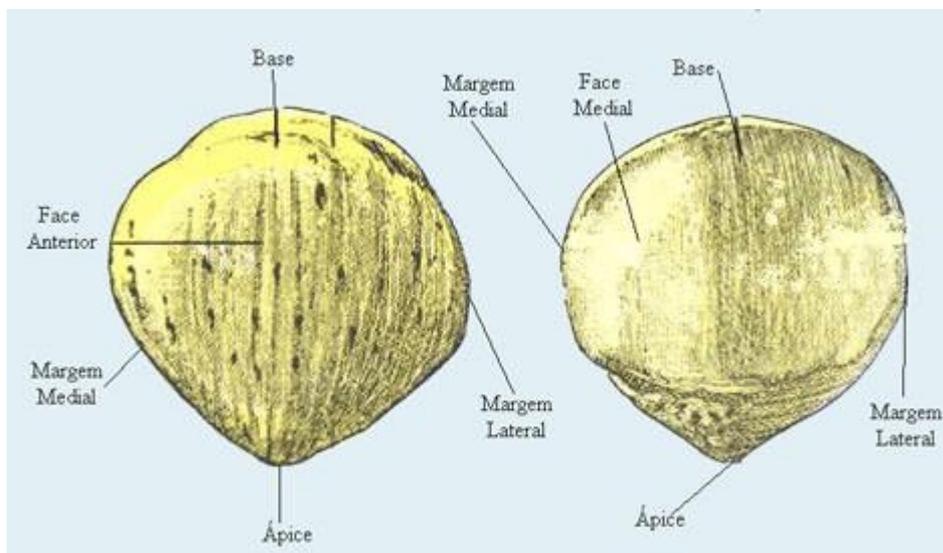


Fig.3 - Rótula, vistas anterior e posterior, da esquerda para direita, in Rouvière <sup>2</sup>

A rótula é um pequeno osso, sendo denominado, o maior osso sesamóide. A rótula ossifica, frequentemente, a partir de mais de um centro e pode permanecer em duas ou mesmo três partes ao longo da vida do osso.

A sua porção mais afilada é inferior, a superfície articular é posterior, encontrando-se esta dividida em duas facetas, das quais a maior é externa.

A rótula apresenta duas faces, dois bordos, uma base e um vértice.

A face anterior apresenta estrias verticais paralelas e numerosos orifícios vasculares.

A face posterior apresenta, na união dos seus três quartos superiores com o quarto inferior, uma linha transversal. A porção superior relaciona-se com a tróclea femural e encontra-se dividida por uma crista vertical que a divide em duas facetas: a faceta lateral interna e a externa, que se adaptam respectivamente à porção interna e externa da tróclea femural.

Nos seus bordos inserem-se os músculos vastos e as asas da rótula.

A sua base dá inserção adiante ao tendão do quadricípite crural.

O vértice ou bico dá inserção ao ligamento rotuliano.

## **1.2 - Articulação do Joelho**

### **1.2.1 - Introdução**

A articulação do joelho é a maior do corpo, sendo considerada como uma articulação em charneira modificada, a qual permite uma grande variedade de movimentos, envolvendo rotação e deslizamento planar entre as superfícies articulares.

A articulação humana do joelho possui grande estabilidade, especialmente em extensão, e tem, ao mesmo, tempo uma vasta possibilidade

de movimento.

Na articulação do joelho, a estabilidade e mobilidade coexistem com uma eficácia e eficiência única no corpo humano, havendo uma transformação e uso dos músculos como agentes ligamentares.

### **1.2.2 - Superfícies Articulares**

A artrologia do joelho e da perna é constituída pelo fémur, a tibia e a rótula, sendo uma articulação que pode ser subdividida em duas: uma constituída pelo fémur e pela rótula, denominada de articulação fémuro-rotuliana e é uma trocleartose; a outra, constituída pelo fémur e pela tibia e é denominada de articulação fémuro-tibial, sendo classificada como uma bicondilarartrose, apresentando ainda dois meniscos interarticulares interpostos.

A superfície articular do fémur compreende: as áreas condilianas, que se encontram opostas à tibia e estão separadas, no lado oposto, pela fossa intercondiliana; e a superfície rotuliana, que une os côndilos na frente e se encontra oposta à superfície.

A superfície condiliana medial tem duas partes, nomeadamente uma parte posterior que se encontra paralela à superfície condiliana lateral e é igual a esta última em extensão, e uma superfície condiliana anterior, em extensão oblíqua que balança lateralmente; esta área, que é aproximadamente triangular, não tem correspondência no côndilo lateral o qual tem forma aproximadamente esférica. Cada superfície condiliana é convexa de lado a

lado e da frente para trás e quando observada quer lateral, quer medialmente aparenta uma forma espiral. A forma como os côndilos se tornam progressivamente rasos, à medida que são observados da frente para trás, é um factor de importância singular no mecanismo da articulação. A superfície rotuliana é dividida por uma ranhura pronunciada numa parte média menor e numa zona lateral maior e mais proeminente. A superfície articular, na rótula, é geralmente oval e é dividida numa grande área lateral e numa menor área medial por uma aparente aresta vertical, mesmo no osso mole.

A cobertura cartilaginosa revela uma outra subdivisão das superfícies; em cada lado da aresta vertical, existem duas arestas esbatidas e transversais que separam três facetas em cada lado; uma outra aresta vertical esbatida delimita uma face medial perpendicular, adjacente à fronteira medial da superfície articular. Em flexão aguda, a face medial repousa na face crescente no côndilo medial do fémur; a restante face encaixa em sucessão de cima para baixo com a superfície rótular do fémur, à medida que a articulação se move em extensão total. Na posição vertical, quando os dois calcânhares estão juntos, cada fémur está direccionado para baixo e medialmente num ângulo de aproximadamente 10 graus com o plano médio.

A tibia é praticamente vertical, os dois ossos encontram-se num ângulo definido na articulação do joelho. Os músculos quadríceps femorais assumem o alinhamento do fémur, mas o ligamento da rótula, tal como a tibia, é vertical. Por esta razão a rótula tende a deslocar-se, lateralmente, durante extensões forçadas na articulação do joelho. Esta situação é evitada, em parte, pela proeminente superfície lateral rotuliana do fémur, e também pela acção da

parte inferior do músculo vasto medial, o qual está inserido na fronteira medial da rótula. As superfícies articulares da tíbia são as áreas cobertas por cartilagem na superfície superior de cada côndilo tibial. Estas superfícies são separadas pelas áreas triangulares intercondilianas anterior e posterior, as quais se situam à frente e atrás da eminência intercondiliana. A superfície articular medial é oval e côncava. A superfície lateral, menor e mais circular, é côncava de lado a lado e convexa da frente para trás; posteriormente é prolongada para baixo nas costas do côndilo, em relação com o tendão poplíteo. Uma tira achatada periférica em cada côndilo fica por baixo do menisco. As superfícies articulares tibiais estão longe de serem congruentes com os côndilos femorais, os quais se situam sobre elas; mas o efeito desta incongruência é diminuído pela interposição do menisco.

### **1.2.3 - Cápsula Articular**

A cápsula articular que reveste a articulação é fina e escassa em algumas áreas, fixando-se ao fémur superiormente, imediatamente próxima das margens articulares dos côndilos e também à da fossa intercondiliana, posteriormente. A cápsula fibrosa é escassa no côndilo lateral, para permitir que o tendão do músculo poplíteo saia da articulação, para se fixar na tíbia. Inferiormente, a cápsula fibrosa fixa-se na margem articular da tíbia, excepto onde o tendão do músculo poplíteo cruza o osso. A rótula e o ligamento da rótula servem como cápsula, anteriormente. A extensa membrana sinovial reveste a face interna da cápsula fibrosa e fixa-se na periferia da rótula e nas

margens dos meniscos – os discos fibrocartilagíneos entre as faces articulares da tíbia e do fémur. A membrana sinovial reflecte-se, a partir da face posterior da articulação, para os ligamentos cruzados. A reflexão da membrana, entre a tíbia e a rótula, cobre o corpo adiposo infrarotuliano. A membrana sinovial reveste o corpo adiposo e os ligamentos cruzados separando-os da cavidade articular.

A prega sinovial infrarotuliana mediana estende-se posteriormente do corpo adiposo até à fossa intercondiliana do fémur. As pregas alares projectam-se da prega sinovial para as margens laterais da rótula. A prega sinovial infrarotuliana é uma prega de membrana sinovial, que se estende abaixo do nível da face articular da rótula até à parte anterior da face intercondiliana. A cavidade articular do joelho estende-se acima da rótula como a bolsa suprarotuliana, que se situa profundamente aos músculos articulares do joelho e vasto intermédio. A membrana sinovial da cápsula articular é contínua com o revestimento sinovial desta bolsa. Esta bolsa estende-se, normalmente, aproximadamente cinco centímetros acima da rótula, podendo estender-se metade do caminho acima da face anterior do fémur.

#### **1.2.4 - Ligamentos Extracapsulares**

O *Ligamento rotuliano* é a parte distal do tendão do músculo quadríceps femoral, sendo uma faixa fibrosa forte e espessa, que passa do ápice e margens adjacentes da rótula para a tuberosidade da tíbia. O ligamento rotuliano é o ligamento anterior da articulação do joelho. Funde-se com os

retináculos medial e lateral da rótula, que são expansões aponevróticas dos músculos vastos medial e lateral e da fáscia profunda suprajacente. Os retináculos sustentam a cápsula articular do joelho, lateralmente.

O *Ligamento colateral fibular (ligamento colateral lateral)* é arredondado e em forma de cordão, sendo resistente. Estende-se inferiormente a partir do epicôndilo lateral do fêmur até à face lateral da cabeça da fíbula. O tendão do músculo poplíteo passa profundo no ligamento colateral fibular, separando-o do menisco lateral. O tendão do músculo bíceps femoral também é dividido em duas partes por este ligamento.

O *Ligamento colateral tibial (ligamento colateral medial)* é uma faixa achatada forte, que se estende do epicôndilo medial do fêmur até ao côndilo medial e parte superior da face medial da tíbia. Neste ponto médio, as fibras profundas do ligamento colateral tibial estão firmemente presas ao menisco medial. O ligamento colateral tibial, mais fraco do que o ligamento colateral fibular, é mais frequentemente danificado.

O *Ligamento poplíteo oblíquo* é uma expansão do tendão do músculo semimebranáceo que reforça a cápsula fibrosa, posteriormente. O ligamento tem origem na zona posterior ao côndilo medial da tíbia e passa súpero-lateralmente para se fixar na parte central da face posterior da cápsula fibrosa.

O *Ligamento poplíteo arqueado* é, também, um reforço da cápsula fibrosa, posteriormente. Tem origem na face posterior da cabeça da fíbula, passa súpero-medialmente sobre o tendão do músculo poplíteo e espalha-se sobre a face posterior da articulação do joelho.

### **1.2.5 - Ligamentos Intra-Articulares**

Os *ligamentos cruzados* unem o fémur e a tibia, cruzando dentro da cápsula articular da articulação, mas fora da cavidade articular sinovial. Os ligamentos cruzados estão localizados no centro da articulação e cruzam um com o outro, obliquamente, como na letra X, fornecendo estabilidade para a articulação do joelho.

O *ligamento cruzado anterior* (LCA) tem origem na área intercondiliana anterior da tibia, imediatamente atrás da fixação do menisco medial: ele estende-se para cima, para trás e lateralmente para se fixar à parte posterior do lado medial do côndilo lateral do fémur. O LCA possui um suprimento sanguíneo relativamente escasso. É afrouxo quando o joelho é flectido e tenso quando está completamente destendido, impedindo o deslocamento posterior do fémur sobre a tibia e a hiper-extensão da articulação do joelho. Quando a articulação é flectida, formando um ângulo recto, a tibia não pode ser tracionada anteriormente porque é contida pelo ligamento cruzado anterior (LCA).

O *ligamento cruzado posterior* (LCP) é o mais forte dos dois ligamentos cruzados, tendo origem na área intercondiliana posterior da tibia. O LCP passa acima e à frente do lado medial do ligamento cruzado anterior, para se fixar na parte anterior da face lateral do côndilo medial do fémur. O ligamento cruzado posterior é estirado durante a flexão da articulação do joelho, impedindo o deslocamento anterior do fémur sobre a tibia ou o deslocamento posterior da tibia sob o fémur. Também ajuda a impedir a hiper-extensão da articulação do

joelho. No joelho flectido, que sustenta peso, o ligamento cruzado posterior é o principal responsável pela estabilização para o fémur.

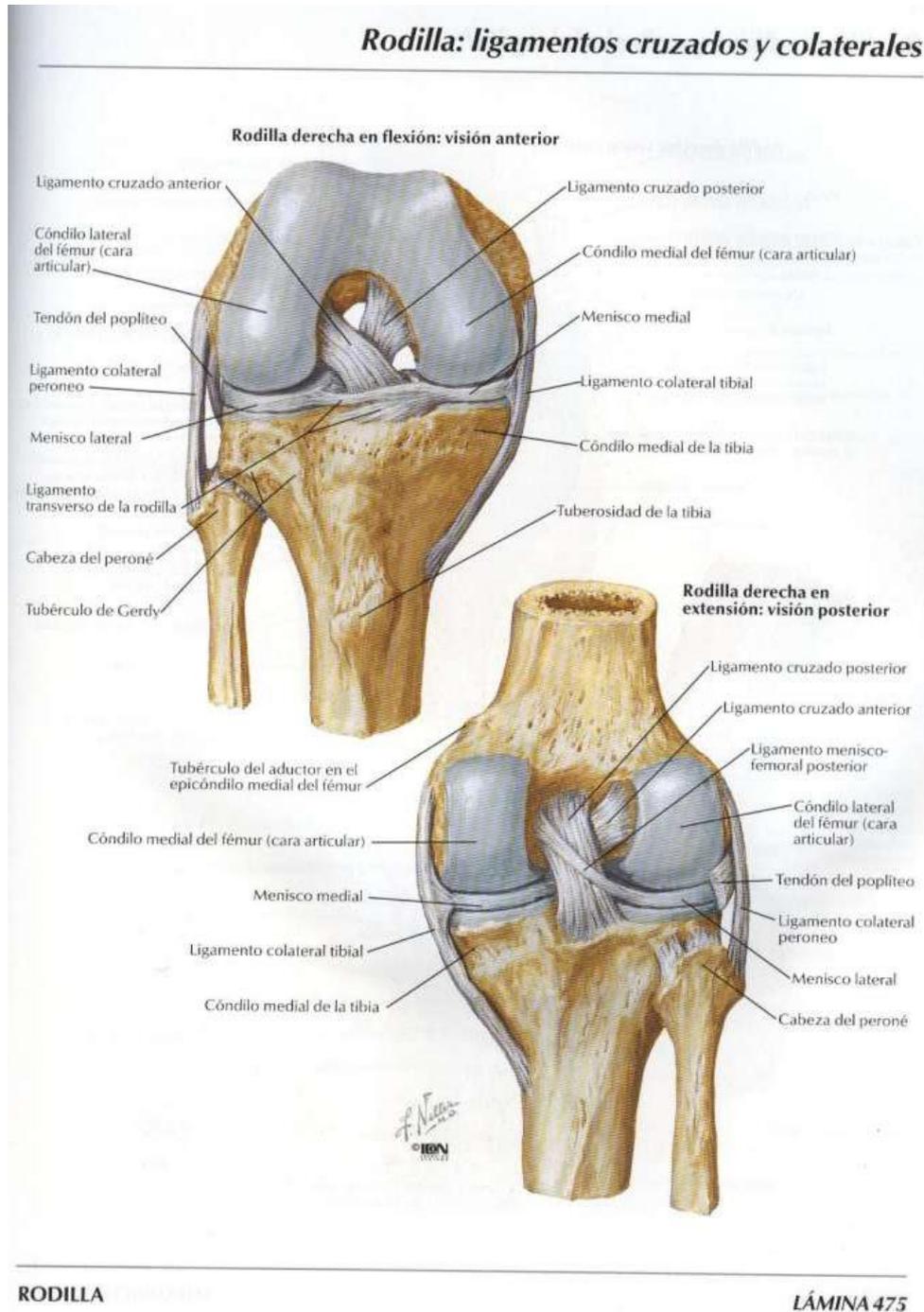


Fig. 4 - Ligamentos Cruzados e Colaterais na Rótula, in Netter <sup>1</sup>

### **1.2.6 - Os Meniscos**

Os meniscos têm como função proteger a cartilagem, que actuam como absorventes de choque, ajudando na congruência, na estabilidade e na irrigação articular. São fibrocartilagens que possuem área de sustentação iguais nas duas superfícies articulares, com área máxima em hiperextensão.

Como são mais espessos externamente e côncavos na superfície articular proximal, os meniscos estão inseridos na superfície articular tibial, relativamente chata. Como não existe suprimento sanguíneo na fibrocartilagem, as lesões meniscais não são auto-reparadas.

Os meniscos da articulação do joelho são placas semilunares de fibrocartilagem, situadas na face articular da tíbia. Os meniscos são mais espessos nas suas margens externas e afilados, nas margens não fixas no interior da articulação. Cuneiformes em corte transversal, os meniscos estão firmemente fixados nas suas extremidades às áreas intercondiliana da tíbia. As suas margens externas fixam-se à cápsula fibrosa da articulação do joelho. Os “ligamentos coronários” são fibras capsulares que se fixam nas margens dos meniscos até aos côndilos da tíbia. Uma faixa fibrosa delgada – o ligamento transversal do joelho – une-se às margens anteriores dos meniscos, permitindo que se movam juntos durante os movimentos do joelho.

O menisco interno é em forma de C e mais largo posterior do que anteriormente. A sua extremidade anterior prende-se na área intercondiliana, anterior à fixação do ligamento cruzado anterior. A sua extremidade posterior prende-se na área intercondiliana posterior, anterior à fixação do ligamento cruzado posterior. O menisco interno adere, firmemente, à face profunda do

ligamento colateral tibial.

O menisco externo é quase circular e é o menor e mais móvel do que o menisco interno. O tendão do músculo poplíteo separa o menisco externo do ligamento colateral fibular. Um fascículo tendíneo forte, o ligamento menisco femoral posterior, une o menisco externo com o ligamento cruzado posterior e o côndilo interno do fêmur.

### **1.3 - Componente Vascular E Nervoso**

As artérias que suprem a articulação do joelho são ramos geniculares dos ramos femoral, poplíteo e recorrentes anterior e posterior das artérias recorrente tibial anterior e circunflexa fibular, que formam a anastomose genicular à volta do joelho. Os ramos geniculares médios da artéria poplitea penetram na cápsula fibrosa da articulação do joelho e suprem os ligamentos cruzados, membrana sinovial e margens periféricas dos meniscos.

A inervação da articulação do joelho provém do nervo cutâneo intermediário da coxa, ramo interrótular, do nervo ciático, do nervo Obturatório, do nervo femoral, do nervo Tibial e finalmente nervo Fibular comum.

#### **1.4 - Movimentos Da Articulação Do Joelho**

O joelho tem na flexão e na extensão os seus principais movimentos; existindo possibilidade de rotação quando o joelho é flectido. Quando o joelho está completamente estendido com a perna e o pé no solo, o joelho trava, em virtude da rotação medial do fémur sobre a tibia. Esta posição torna o membro inferior uma coluna sólida e mais adaptada para a sustentação de peso. Quando o joelho está bloqueado, os músculos da perna e da coxa podem relaxar brevemente, sem tornar a articulação do joelho muito instável. Para “destravar” o joelho o músculo poplíteo contrai-se, girando o fémur lateralmente, de modo que a flexão do joelho possa ocorrer. Os principais movimentos da articulação do joelho e os músculos que os produzem são:

*Flexão* – principalmente pelos músculos posteriores, o movimento é limitado pelo contacto entre a região solear.

*Rotação medial* – possível quando o joelho está parcialmente flectido – músculos poplíteo, semitendíneo e, ligeiramente, pelo semi-membranoso – o movimento é controlado pelos ligamentos cruzados.

*Rotação lateral* – músculo bíceps femoral – o movimento é controlado pelos ligamentos colaterais.

*Extensão* – principalmente pelo músculo quadríceps femoral – o movimento é limitado à medida que os ligamentos cruzados e colaterais se esticam.

### 1.5 - Joelho Valgo e Varo

O fémur está assente, obliquamente, criando um ângulo com a tíbia, no joelho.

Uma angulação medial da perna em relação à coxa é uma deformidade chamada *joelho varo* que causa distribuição desigual de peso. Toda a pressão é exercida pelo lado interno da articulação do joelho, que resulta em artrose – destruição das cartilagens do joelho. Por causa do ângulo exagerado do joelho no caso de um joelho varo, a rótula tende a mover-se lateralmente quando a perna é estendida. Este movimento é aumentado pela força de tracção do músculo vasto lateral.

Uma angulação lateral da perna em relação à coxa é *joelho valgo* (*genu valgum*). As crianças parecem ter, habitualmente, pernas tortas por um ou dois anos após começarem a andar, e joelhos valgos são, frequentemente, observados em crianças de dois a quatro anos de idade.

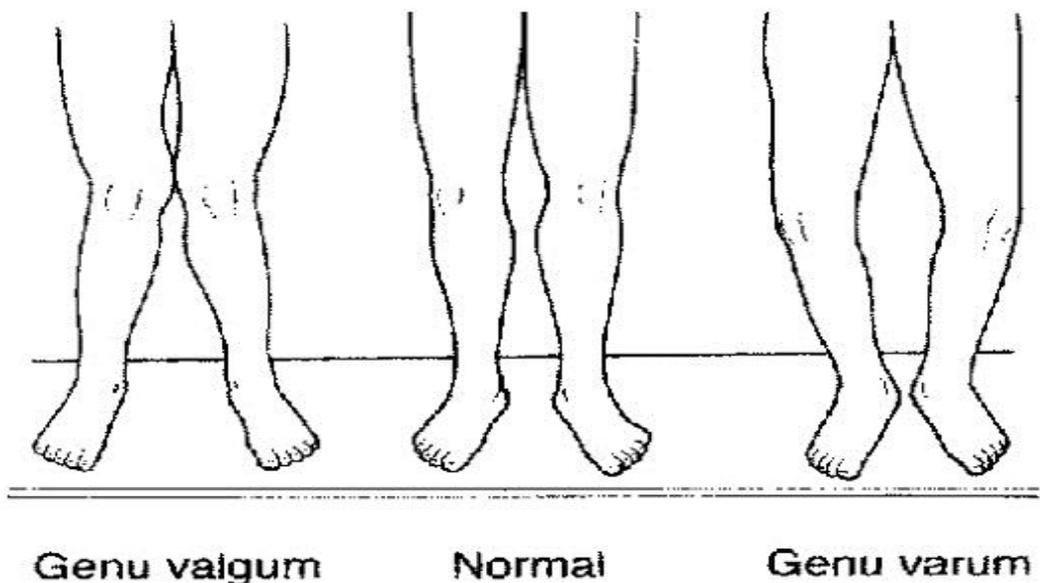


Fig. 5 - Esquema representativo de joelho Normal, joelho Valgo e joelho Varo <sup>3</sup>

## **1.6 - Biomecânica Do Joelho**

### **1.6.1 - Introdução**

O joelho transmite cargas, participa no movimento, auxilia na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças transmitidas à perna.

O joelho sustém forças e movimentos bastante elevados, por se situar entre dois ossos de elevado comprimento (fémur e tibia), tornando-se particularmente sujeito a lesões.

Embora o movimento do joelho ocorra simultaneamente em três planos, o movimento num único plano (sagital) é tão distinto relativamente aos restantes planos, que podemos dizer que é o principal movimento do joelho.

As análises biomecânicas básicas podem resumir-se ao movimento num plano e à força exercida por um grupo de músculos, permitindo, esta simplificação, uma compreensão dos movimentos e uma previsão das principais forças e momentos no joelho. Análises dinâmicas mais avançadas da biomecânica da articulação do joelho incluem todos os tecidos moles da articulação (ligamentos, meniscos e cartilagem), estruturas complexas que continuam a ser objecto de investigação. Análises de movimento, em qualquer articulação, requerem o uso de dados cinemáticos. A cinemática é uma parte da mecânica que lida com os movimentos de um corpo, sem ter em consideração as forças ou o peso. Análises das forças e momentos que actuam na articulação implicam a utilização de dados cinemáticos e cinéticos.

### **1.6.2 - Cinemática**

A cinemática define a amplitude do movimento e descreve a superfície de movimento de uma articulação em três planos: frontal, sagital e transversal. A origem da medição das posições, em cada plano, é definida a partir da posição anatómica natural do corpo humano. Assim, a análise à superfície de movimento pode ser realizada, facilmente, para as articulações tibio-femoral e rótulo-femoral. Qualquer alteração na amplitude ou na superfície de movimento do joelho irá alterar a distribuição de cargas na articulação, com consequências nefastas.

Na articulação tíbio-femoral, o movimento desenvolve-se nos três planos, mas a amplitude de movimento é bastante superior no plano sagital. O movimento neste plano, da extensão máxima para a flexão máxima, varia dos 0° para, aproximadamente, 140°. O movimento no plano transversal, rotação interna-externa, é influenciado pela posição da articulação no plano sagital. Com o joelho em plena extensão, a rotação é, completamente, restringida pelo encaixe dos côndilos femorais nos tibiais. Isto ocorre, principalmente, pelo facto de o côndilo femoral medial ser mais longo do que o lateral. A amplitude de rotação do joelho aumenta à medida que este flexiona, atingindo-se o máximo a 90° de flexão. Com o joelho nesta posição, a rotação externa pode variar de 0° a 45° e a rotação interna dos 0° a 30°. Após os 90° de flexão, a amplitude de rotação interna e externa decresce devido à restrição imposta pelos tecidos moles, em torno da articulação.

O movimento no plano frontal varo/valgo, é, também, afectado pelo

movimento de flexão. A extensão completa do joelho limita praticamente a totalidade do movimento no plano frontal. O movimento de varo/valgo passivo aumenta com a flexão do joelho até 30°, mas cada um destes não ultrapassa alguns graus. Com uma flexão para além de 30°, o movimento no plano frontal torna a diminuir devido à limitação imposta pelos tecidos moles.

A amplitude de movimento da articulação tíbio-femoral é extremamente importante para a desempenho do joelho, nas várias actividades fisiológicas, e pode ser determinado, através de análises cinemáticas. O movimento desta articulação, durante o ciclo da marcha, foi medido em todos os planos. Próximo da extensão completa do joelho inicia-se a fase de apoio do pé (0% do ciclo da marcha) com o tocar do calcanhar, e a fase final do apoio do pé antes de levantar (cerca de 60% do ciclo da marcha). A flexão máxima ocorre (cerca de 60°), aproximadamente, a meio da fase de pé levantado.

O movimento, no plano transversal, durante a marcha tem sido estudado por diversos investigadores, através da utilização de técnicas de imagem com a utilização de referências no fémur e na tibia. A rotação da tibia, relativamente ao fémur, varia, aproximadamente, entre 4° e 13°. A rotação externa da tibia inicia-se durante a extensão do joelho, na fase de pé apoiado, e alcança o valor máximo no fim da fase de pé levantado, antes do apoio do calcanhar. A rotação interna é notada durante a flexão, na fase de pé levantado. No plano frontal, a máxima abdução da tibia é observada durante a extensão na fase de toque do calcanhar e início da fase de apoio; a adução máxima ocorre quando o joelho está flectido, durante a fase de pé levantado. O total do movimento varo/valgo é, em média, de 11°. Uma amplitude de movimento, a partir da extensão

completa de no mínimo  $117^{\circ}$  de flexão, parece ser necessária para desempenhar as actividades diárias correntes. Uma restrição na amplitude do movimento do joelho pode ser compensada por um incremento de movimento noutras articulações. O aumento da velocidade nas diferentes actividades requer uma amplitude maior de movimento da articulação.

Um dos métodos utilizados para a análise do movimento tíbio-femoral é o método do centro instantâneo de movimento, que permite uma análise do movimento relativo entre a tibia e o fémur, no plano sagital e no plano frontal, mas não no plano transversal. Quando um corpo roda sobre outro, instantaneamente, existe um ponto que não se move, sendo este ponto o centro instantâneo de movimento. As superfícies de movimento podem deslizar entre si ou rolar, nos casos onde existe rolamento de um corpo sobre outro, o centro instantâneo de movimento situa-se na superfície de movimento dos corpos. No joelho, a superfície de movimento ocorre entre os côndilos femorais e tibiais e entre a fossa intercondiliana e a rótula. Como já referido, o movimento na articulação tibia-fémur ocorre em três planos, mas é bastante reduzido nos planos frontal e transversal. No caso da articulação rótula-fémur, o movimento tem lugar em dois planos, simultaneamente, no frontal e no transversal, mas é bastante superior neste último.

## 2 - PRÓTESE TOTAL DO JOELHO: HISTÓRIA

### 2.1 - Introdução

No final do século XIX, a resolução do problema da artrose era baseada na experiência individual, com pouca investigação ou evidência científica.

O conceito de artroplastia dos tecidos moles do joelho dominou o pensamento cirúrgico da reconstrução do joelho no primeiro terço do século XX. A metade do século foi controlada pela era da interposição de metal e das “dobradiças” uni-axiais. Somente no último terço do século XX, se aplicaram os princípios que constituem a base da artroplastia moderna do joelho.

Hoje, a maioria das substituições do joelho são executadas em casos graves de osteoartrites, condição esta que foi mal compreendida e, frequentemente, ignorada nos primórdios da cirurgia ortopédica.

A história é, naturalmente, estanque e contígua, mas com o avanço registado na cirurgia e na tecnologia, pode levar-nos a rever conceitos que se tornaram obsoletos ou foram rejeitados.

Em seguida, vamos percorrer os estádios dessa evolução.



Fig. 6 - Joelho Normal e Joelho após Artroplastia <sup>4</sup>

## **2.1 - Artroplastia de Interposição**

Em 1826, Barton tentou uma das primeiras ressecções simples numa articulação, com algum sucesso inicial<sup>13</sup>. No entanto, o paciente vem a sofrer, mais tarde, de anquilose.

Volvidos trinta e cinco anos, Ferguson relata no *Medical Times*<sup>14</sup> a primeira e bem sucedida artroplastia do joelho, com a interposição de tecido moles. Cinco anos após a operação, o paciente foi descrito como tendo “um membro útil”.

Esta situação despertou bastante interesse e fundamentou o conhecimento essencial para a interposição de tecidos moles com outros materiais, o que poderia impedir a anquilose. Em 1860, o cirurgião francês Aristide Verneuil mostrou que a interposição de tecidos moles poderia impedir a anquilose após ressecção da articulação temporo-mandibular<sup>15</sup>. John B. Murphy, de Chicago utilizou, em 1910, tecidos autogéneos suturados entre as superfícies medial e lateral da articulação, para impedir a anquilose óssea<sup>16</sup>.

Em 1918, William Stevenson Baer, da Universidade de Johns Hopkins, publicou uma série de 28 casos de artroplastia do joelho por interposição<sup>17</sup>, utilizando parte da bexiga de porco, embebida em cromato de potássio, como tecido de interposição. Relatou 15 resultados eficazes, apresentando uma taxa de sucesso de 54%. Em 1928, Albee publica uma série de 10 casos onde interpôs a fáschia lata com gordura, apresentando bons resultados em nove pacientes<sup>18</sup>. Mais recentemente, em 1958, McGaw e Shaw utilizaram pele interposta de forma similar e com resultados surpreendentes.

Os problemas associados a estas tentativas de reconstrução das articulações com tecidos moles resultavam, sobretudo, de infecções e de anquiloses. Consequentemente, os cirurgiões começaram a investigação do uso de novos materiais, incluindo o plástico e o metal. O Vitallium (a marca registrada da Howmedica para o Crómio-Cobalto) foi usado, inicialmente, por Venables e Stuck em 1938. Possuía excelentes propriedades de resistência ao desgaste e não sofria corrosão. Esta inovação permitiu a passagem à era pós 1938 nas próteses metálicas, levando, ao esmorecimento da artroplastia interposicional.

No início dos anos quarenta, os cirurgiões começaram a relatar o sucesso do uso das próteses em Vitallium, em situações de artroplastias totais da anca. Willis Campbell<sup>19</sup> e Smith-Petersen<sup>20</sup> aplicaram este conceito ao joelho e empregaram placas de Vitallium numa artroplastia de interposição. A prótese de Smith-Petersen revestiu, realmente, o fémur distal e foi a precursora da hemi-artroplastia distal do fémur.

Este foi o início do uso dos biomateriais, deixando a comunidade ortopédica seduzida pelos mesmos, no entanto, os estudos, sobre o desgaste destes, eram poucos e não começaram até à era da artroplastia moderna da anca, nos anos setenta.

### **2.3 - Hemi-artroplastia Tibial**

Themistocles Gluck, publicou um artigo no “Arthroplasty - Transplantation – Implantation of Foreign Bodies” em 1894, onde descreveu o uso de um corpo de marfim com uma haste intramedular introduzida na tíbia para produzir uma hemiartroplastia do joelho<sup>21</sup>. Embora desconhecido, os cirurgiões estavam a começar a dirigir-se para o problema da fixação.

Por volta de 1950, DePalma<sup>22</sup> relatava o uso de próteses tibiais fabricadas em acrílico. A escolha do material recaí, novamente, nos metais quando em 1966, Macintosh<sup>23,24</sup>, utilizou um implante tibial metálico. Este, introduziu uma nova técnica que começava por corrigir toda a deformação do prato tibial com utilização de gesso. Quando a deformação se apresentava demasiado severa, executava um corte na parte mais deformada como primeiro passo. Removia o mínimo de osso possível do prato tibial, tendo o máximo cuidado em preservar os ligamentos colaterais medial e lateral, assim como os ligamentos cruzados anterior e posterior. Os pratos tibiais metálicos eram, então, introduzidos, sem nenhuma fixação óssea, e mantidos na posição adequada somente pela tensão de compressão dos ligamentos colaterais (o precursor do balanço ligamentar). Os implantes apresentavam-se em vários tamanhos e espessuras, permitindo assim, corrigir as deformações de joelho varo e valgo. Estas tentativas de artroplastia, embora simples no conceito, são a base para as substituições unicompartimentais do joelho da actualidade. Permitiam corrigir deformidades do joelho valgo ou varo com uma perda mínima de osso durante a sua implantação. Mantinham, também, o balanço

ligamentar do joelho por não sacrificar os ligamentos colaterais, um conceito cuja importância foi redescoberta para as substituições condilares.

#### **2.4 - Hemi-artroplastia Femoral**

Smith-Petersen, Massachusetts, pioneiro da artroplastia de interposição da anca, experimenta o Vitallium em 1940, revestindo a extremidade distal do fémur (joelho). Desenvolveu, então, um molde femoral distal feito do referido material, como um dispositivo de superfície para o fémur, numa tentativa de criar uma hemi-artroplastia femoral e empregou este modelo em três joelhos com artrose reumatóide no final da década de quarenta <sup>20</sup>.

Em 1954, Kraft e Levinthal fizeram uma prótese de grande dimensão para a reconstrução total da extremidade distal do fémur, após a ressecção de um grande tumor <sup>25</sup>.

Em meados dos anos cinquenta, do séc. XX, Platt, inglês, produziu uma forma condilar em aço inoxidável para o lado femoral. Como Macintosh, Platt também, usou um programa extensivo pré-operativo de fisioterapia. O componente foi ajustado sobre o osso, mas não fixado, e a osteotomia do osso e da rótula foi realizada ao mesmo tempo. Os joelhos com degeneração foram enxertados com osso para criar um suporte sólido ao implante.

Assim como na hemi-artroplastia tibial, estas próteses femorais possuíam a vantagem de promover uma perda mínima de osso, com a correcção das deformações varo/valgo e, intrinsecamente, do balanço ligamentar, mas ficaram associadas a uma elevada taxa de infecção e de

instabilidade. O uso de plástico na substituição da zona distal do fémur não parece ter sido muito popular.

### **2.5 - Artroplastia Total de Charneira**

Em 1891, foi aplicada a primeira prótese totalmente articulada do joelho, era feita de marfim e fixa com um cimento de resina, pedra-pomes e gesso. Estes implantes foram considerados, pela comunidade científica, como de rápida reabsorção!

Não foram utilizadas até aos anos cinquenta, onde com o advento dos metais não reactivos, as próteses de charneira se tornaram na artroplastia padrão. A necessidade de uma charneira era demasiado evidente, já que a artrite do joelho provocava instabilidade e, conseqüentemente, era essencial fornecer estabilidade através do implante.

Borje Walldius da Suécia foi o primeiro a introduzir uma prótese



Fig. 7 - Prótese em Charneira <sup>5</sup>

charneira protótipo em resina de acrílico, em pacientes com reumatismo severo em Outubro de 1951<sup>26</sup>.

Posteriormente, as próteses foram feitas de metal, pelo facto deste tipo de material<sup>27</sup> apresentar melhores propriedades face ao desgaste do que o

acrílico. Inicialmente, foi usado o aço inoxidável com um componente de rolo em Teflon e mais tarde o rolo de Teflon foi substituído por uma liga de Crômio-Cobalto fixo por um parafuso e uma porca de travamento. Note-se que estas próteses não possuíam o ângulo valgo para a haste femoral e não se fazia a distinção entre próteses do joelho direito ou esquerdo, pelo que eram universais.

Em 1950 Shiers<sup>28</sup> produziu uma prótese de charneira com uma haste tibial de 15cm de comprimento e um rolamento de rolo na zona posterior, potencializando o nível de flexão, sem interferência dos ligamentos. Esta prótese tinha um componente femoral com uma haste de 17,5cm de comprimento e a charneira atravessava a prótese, ocupando cerca de 3,6cm. A inexistência de um ângulo valgo no componente femoral era um aspecto considerável, sendo que as hastes femorais e tibiais se apresentavam alinhadas.

Os implantes iniciais não eram cimentados, mas persistia o problema do descolamento, assim como a fractura das hastes, o que originou a consequente utilização do cimento.

McKee de Norwich, em Inglaterra (pioneiro da prótese da anca em metal), desenvolveu, também, uma prótese para o joelho. O componente femoral tinha uma haste de 10 cm de comprimento e era fixa ao osso através de parafusos sobre o mesmo e sem ângulo valgo na haste femoral. Esta prótese era muito semelhante à de Walldius. McKee fez um desenvolvimento mais detalhado da sua prótese, substituindo os parafusos por cimento e alterando a forma da haste para uma forma cónica de 3 lâminas. Este

investigador concluiu que o cimento distribui melhor a carga, visto que o uso de uma lâmina ou de parafusos tende a concentrar a mesma.

O grupo francês “Groupe pour l’Utilisation et l’Étude des Prothèses Articulaires” desenvolveu a prótese de charneira GUEPAR. Esta prótese tinha o seu eixo de rotação colocado mais posteriormente. Teve um breve período de popularidade, mas, mais uma vez, sofria de inaceitáveis números de infecções e descolamentos. Contudo, a GUEPAR II, produzida pela Sulzer, ainda subsiste, em especial para joelhos muito instáveis e reumáticos, continuando a ter o seu lugar na cirurgia de revisão.

O conselho cirúrgico do Royal National Orthopaedic Hospital introduziu a prótese de Stanmore, em 1969, após vários anos a utilizar a prótese de Shiers. Esta foi recomendada para artroplastias com grande perda óssea. Era constituída por titânio, com hastes de 160mm e um componente de rolo em Crómio-Cobalto-Molibdénio, com um inserto em polietileno de alta densidade. Diferente das de Shiers e Walldius, a prótese de Stanmore tinha uma forma oval na secção da haste. Tendo esta, um ângulo de 8º valgo e estando posicionada anteriormente à extremidade tibial, para permitir um maior campo de flexão, de 2º de hiper-extensão até 120º de flexão. A falange femoral era alongada, uma característica que ainda se encontra em próteses modernas. A prótese era cimentada e o seu desenho foi modificado várias vezes ao longo do tempo.

As primeiras próteses de charneira provocaram elevadas taxas de descolamento e de falência mecânica. Além disso, quando falhavam, era muito difícil “salvar” a perna devido à grande quantidade de osso que já tinha sido

removido. Este problema levou à introdução das próteses semi-constrangidas de charneira, como a de Sheehan.

Outro desenvolvimento das próteses de charneira foi a chamada charneira relaxada (Sloppy-hinge), um exemplo do grupo do qual a prótese de charneira esférico-centrada faz parte, introduzida em 1981. Esta prótese era, basicamente, condilar com uma ligação por um sistema de esfera e haste. Permitia algum grau de rotação e fornecia, também, alguma estabilidade nos planos valgo e varo.

Concluindo, a prótese total de charneira foi um elemento muito importante no desenvolvimento da artroplastia do joelho, testemunhado particularmente pelos estudos referentes à sua falência.

## **2.6 - Artroplastia Semi-Constrangida**

Estas próteses foram desenvolvidas, essencialmente, para tentar resolver o problema colocado pela rotação tibial em varo-valgo.

A prótese de Sheehan, permitia a rotação na flexão mas provocava rigidez na extensão, tentando reproduzir o mecanismo natural de travamento do joelho no projecto da prótese.

Sheehan, Dublin, desenvolveu um variado número de protótipos de próteses para testar em joelhos cadavéricos. O côndilo femoral do seu protótipo tinha dois raios de curvatura combinados numa transição suave, o que permitia uma constante mudança do centro de rotação durante a flexão. Os dois côndilos femorais eram posicionados com um ângulo, como num cone,

o que possibilitava à extremidade tibial liberdade para rodar na flexão, mas travava-a em extensão. Assim sendo, o componente tibial possuía uma forma complexa, com dois sulcos de côndilos côncavos, fundindo-se numa “tecla” intercondilar em forma de cogumelo. Em extensão, o componente femoral estava, literalmente, agarrado à extremidade tibial. Não existia nenhum componente rotuliano na prótese, que, eficazmente, encaixasse no entalhe intercondiliano, deixando deste modo, pelo menos, um encaixe femoral natural. Infelizmente faltou largura à prótese, que não se estendeu até aos ligamentos colaterais. Assim, embora parecesse que a prótese de charneira apresentasse a vantagem da estabilidade, esta revelava-se, de facto, instável ao esforço de flexão no plano frontal (varo-valgo). Na verdade, este comportamento era semelhante a um pivot no centro do joelho. Este defeito, combinado com a pequena área de contacto dos côndilos femorais nos sulcos tibiais, conduziu a elevadas taxas de desgaste do polietileno e à rotura, pela base, da “tecla” em forma de cogumelo intercondilar. Embora a prótese desse a impressão de não necessitar dos ligamentos colaterais, o seu resultado estava muito dependente da integridade desses mesmos ligamentos. Resultava em risco de falha, particularmente em joelhos varo com osteoartrite severa, os quais tinham o ligamento medial contraído e o ligamento lateral distendido. Ainda que a própria prótese, com o ângulo na haste femoral de nove graus, corrigisse, automaticamente, o alinhamento da perna, o joelho continuava desequilibrado e as forças inerentes a este desequilíbrio continuavam a agir sobre a prótese.

Estas próteses semi-constrangidas foram interessantes biomecanicamente e satisfatórias pela técnica de inserção. Tiveram o seu auge

nos finais dos anos setenta, mas não contribuíram com nada de significativo para o sucesso da artroplastia do joelho.

### ***2.7 - Artroplastia Total de Superfície do Joelho***

Esta técnica, ainda utilizada nos dias de hoje, estabeleceu as bases para o sucesso actual da artroplastia do joelho, tendo a sua origem nos finais dos anos sessenta.

A sua concepção abrangeu dois conceitos principais: primariamente a artroplastia da superfície articular procurava substituir unicamente a superfície articular dos côndilos femoral e tibial, deixando a zona intercondilar e os ligamentos cruzados intactos. Este conceito deriva, essencialmente, da prótese de Macintosh e as suas descendentes são, hoje, as próteses unicompartimentais. O outro conceito substitui não apenas a superfície articular dos côndilos de ambos os ossos, mas também o sulco femoral e prevê a incisão de um ou ambos os ligamentos cruzados, com o componente tibial a cobrir completamente a superfície da tíbia. Estes implantes são denominados, geralmente, de “substituição condilar”, mas naturalmente substituem muito mais do que os côndilos. De notar que a articulação rótulo-femoral continua a ser, ainda, a sua principal fraqueza.

Para muitos cirurgiões, as suas principais atracções residem no facto de evitar uma remoção maciça de osso, assim como precaver a terrível dificuldade de salvamento, após uma artroplastia de carneira. Este tipo de prótese “condilar” tem uma importância relevante na sua qualidade no mercado actual,

uma vez que a técnica é mais fácil de executar e os resultados são mais consistentes e menos dependentes do cirurgião do que as substituições de superfície articulares puras (unicompartimentais).

Ambos os modelos tiveram importância crucial na evolução das próteses do joelho. No princípio, não existia nenhuma restrição à rotação tibial, contudo esta era, claramente, influenciada pelo detalhe da forma da superfície tibial. Os dois tipos dependiam da compreensão correcta do balanço ligamentar e do alinhamento dos membros, bem como do problema da diferença entre a flexão e a extensão, que se tornou evidente para a maioria dos cirurgiões no final dos anos oitenta, início dos anos noventa.

### ***2.8 - Artroplastia De Substituição Da Superfície Articular***

Frank Gunston, no final dos anos sessenta, desenhou uma revolucionária prótese total do joelho, enquanto trabalhou no laboratório de biomecânica de Charnley, dedicado à cirurgia da anca. Baseou o seu desenho no princípio de blocos de Macintosh e fez o seu primeiro implante em 1968, por substituição do osso danificado e confiando nas tensões dos ligamentos envolventes para garantir a estabilidade. A prótese consistia em dois componentes femorais semicirculares de metal, que se ajustam em dois componentes côncavos tibiais de polietileno de alta densidade. Os componentes femorais eram entalhados nos côndilos femorais e a rótula e o sulco femoral eram preservados. Esta prótese tornou-se, desta forma, em duas artroplastias unicompartimentais do joelho.

Charnley ficou impressionado com os resultados obtidos e pensou que esta artroplastia se adequava a joelhos reumatóides. Esta foi a primeira vez que metal, polietileno e cimento foram utilizados numa artroplastia total do joelho, abrindo o caminho para as próteses modernas utilizadas nos dias de hoje. Este implante demonstrou, claramente, que a instabilidade clínica do joelho reumatóide era sobretudo devida a erosão da cartilagem e do osso, mais do que à destruição dos ligamentos colaterais.

O implante minimalista de Gunston permitiu maior estabilidade fisiológica do que a estabilidade mecânica dada pelas pesadas próteses de charneira. Esta prótese representou uma grande rotura nos processos até aí desenvolvidos, mas infelizmente o seu minimalismo levou à sua falência mecânica, uma vez que os componentes femorais estreitos exerciam elevadas pressões nas superfícies de movimento do componente de polietileno. A técnica de Gunston tornou-se popular durante algum tempo, dando origem nos anos setenta a numerosas próteses dela descendente: a Marmor, a Manchester, a Polycentric, a Unicodylar e a Duocondylar.

Este foi o desenvolvimento mais significativo na artroplastia total do joelho que conduziu a resultados consistentes e de qualidade, rivalizando com os da artroplastia total da anca.

A prótese Imperial College London Hospital (ILCH) foi desenvolvida no final dos anos sessenta, sendo o primeiro protótipo aplicado em Março de 1970. A prótese femoral de crómio-cobalto resultou do re-design do componente femoral do Massachusetts General, já comprovada e utilizada, à qual foi acrescentada uma pequena haste que era cimentada no local com a ajuda de

guias que asseguravam uma posição correcta. Tal faz com que os ligamentos colaterais se encontrem em tensão na extensão e em relaxamento em flexão, o que permitia a rotação. A parte anterior do componente era lisa para prevenir a hiper-extensão e encaixa no prato tibial de polietileno de alta densidade para permitir flexão de 90°. Este conceito de um cilindro num sulco raso permitia excelente estabilidade no plano medial-lateral devido à sua largura, em contraste com a estreita largura intercondilar da charneira semi-constrangida de Sheehan.

O componente tibial era cimentado, mas tinha também dois grampos para uma estabilidade adicional (os grampos foram retirados em modelos mais recentes). Era a primeira prótese a incluir guias especiais e instrumentação para ajudar a realização dos cortes ósseos e implantação correcta. O aparelho tensor do joelho, desenvolvido por Freeman e Day<sup>30</sup> em 1974, é uma herança técnica de Freeman e do ICLH utilizado para controlar o alinhamento e a instabilidade varo-valgo, sendo parte da instrumentação da maioria das próteses condilares. Esta foi uma etapa crucial, não somente por enfatizar a importância do balanço ligamentar, mas tornou todo o processo reproduzível, revelando-se desde então numa etapa essencial na artroplastia do joelho.

Em 1980 Freeman e Samuelson, com a ajuda do engenheiro inglês Tuke, modificaram a prótese ICLH, deslocando a superfície articular tibial posteriormente e diminuindo o tamanho do lábio tibial posterior. Esta prótese, de Freeman-Samuelson, permitia uma maior amplitude de flexão do que a prótese ICLH (flexão fisiológica versus 90° da ICLH) e tinha, também, uma tróclea no componente femoral para ajudar a evitar os problemas da sub-

luxação lateral rotuliana existentes na ICLH.

Walker, Ranawat e Insall contribuíram com duas próteses, a unicondilar e a bicondilar, que possuía uma pequena ponte a ligar os dois componentes condilares femorais. Em 1974 introduziram a primeira prótese Total Condilar. Esta prótese continha muitas das ideias de Freeman, tais como o sacrifício dos dois ligamentos cruzados, executando cortes de ângulo recto no osso e criando espaços iguais e paralelos em flexão e extensão. Consistiu em dar forma anatómica aos cêndilos femorais, em criar uma falange rotulo-femoral e em estabelecer um componente rotuliano de polietileno, distinguindo-se da primeira prótese implantada por Insall em Fevereiro de 1974, que possuía uma pega colocada na parte central do componente tibial. Antes de Walker deixar o Hospital for Special Surgery (HSS) em Julho 1976, desenvolveram-se as próteses Condilares totais II e III.

Os anos setenta foram um período de experiências e, mesmo após o início da utilização da prótese Condilar Total, a prótese Bicondilar continua a desenvolver-se. A evolução da prótese bicondilar foi denominada birotuliana, que era tricompartimental. A pequena ponte da prótese bicondilar expandiu-se para dentro da falange rotuliano e foi-lhe adicionado um apoio. Permitia a existência de uma ou duas partes no componente tibial, com o entalhe para o ligamento cruzado posterior e uma pega central tibial para melhorar a fixação tibial. Ranawat usou estas próteses, de 1974 a 1976, e relatou os resultados na Academia Americana em 1978. Esta foi descontinuada já que houve dificuldades em implantar esta prótese preservando o ligamento cruzado posterior, existia, também uma maior incidência de revisão e a qualidade dos

resultados que não foram superiores aos apresentados pela prótese Condilar Total.

Em retrospectiva, esta experiência comparativa, no HSS, estabeleceu eficazmente a confiança e a reprodutibilidade do desenho condilar, mas foi necessária uma década de estudos clínicos antes do reconhecimento generalizado. É possível ver numa exibição de produtos ortopédicos uma grande variedade de próteses disponíveis, especialmente na categoria condilar.

Em geral, as diferenças são mais óbvias na instrumentação do que nos implantes propriamente ditos. Cada fabricante tem o seu próprio instrumental e podemos, certamente, estar gratos à competição verificada entre os diferentes fabricantes que permite ao cirurgião diferentes hipóteses de escolha. Existem, entretanto, diferenças que, apesar de não serem fundamentais na operacionalidade da prótese, como sejam a preservação do osso, o alinhamento da perna, o balanço ligamentar, o campo de extensão flexão, as áreas de contacto e, mais recentemente, a espessura do polietileno, representam grandes variações. As áreas de continuado debate dizem respeito à articulação rótulo-femoral e à preservação ou sacrifício do ligamento cruzado posterior. O conjunto formado pelo balanço ligamentar e pela estabilidade é interessante. As próteses condilares, de forma a utilizarem um único componente tibial, exigem o sacrifício do LCA, uma acção que facilita a colocação dos componentes, por permitir deslocar a tibia no sentido anterior. Não há qualquer necessidade de controlo anterior, uma vez que a tibia não se desloca anteriormente durante a flexão. No entanto, o deslocamento posterior é um problema que requer atenção.

Existem três métodos para controlar o esforço de tracção dos músculos durante a flexão. As charneiras e as próteses com um contraforte tibial (por exemplo Insall-Burnstein) confiam na mecânica da prótese e alternativamente, o LCP pode ser poupado e juntamente com o ligamento colateral medial (LCM) promove a estabilidade quando esticado. Este é o mecanismo usado na prótese Kinematic. Em última instância, se o LCA e o LCP forem sacrificados, a estabilidade é conferida pelo cirurgião, realizando o balanço dos LCM e LCL com a correcta espessura do inserto tibial, mecanismo este empregue nas próteses Freeman-Samuelson e Condilar Total.

### ***2.9 - Realidade Das Próteses Actuais***

Nos dias que correm existe uma grande variedade de próteses do joelho.

Actualmente, os estudos procuram desenvolver próteses seguindo uma lógica de economia do capital ósseo, o que conduziu à elaboração de desenhos que provocam menos corte ósseo limitando-se, muitas vezes, ao simples raspar das superfícies do compartimento do joelho, assim como, reduzir a evasão para colocação do implante no paciente.

Os tipos de próteses, actualmente utilizadas na artroplastia do joelho, são divididos em modelos específicos para cada grupo:

- Próteses parciais unicompartimentais;
- Próteses fémur-rotulianas;
- Próteses totais de deslizamento (prato fixo);

- Próteses totais de deslizamento (prato móvel);
- Próteses de restrição varo-valgo.

Os diferentes tipos de próteses são aplicados em conformidade com as lesões que fundamentam a realização da artroplastia. Um princípio fundamental básico é a economia óssea, isto é, possibilidade de implantar uma prótese que minimize o corte do volume ósseo, permitindo uma intervenção mais simples e, sobretudo, admitindo a possibilidade de retoma cirúrgica futura em condições técnicas satisfatórias. Se a artrose se limita a um só compartimento, é boa indicação clínica para a prótese unicompartmental, na condição de que os outros compartimentos estejam intactos e de que os ligamentos estejam em bom estado. Podemos, então, ter uma prótese unicompartmental fémur-tibial medial, fémur-tibial lateral ou fémur-rotuliana.

Se vários compartimentos se apresentarem lesados, a indicação será de prótese total de deslizamento e, de preferência, o modelo com componente em polietileno móvel. Estas próteses são frequentemente indicadas, na medida em que se aplicam quer em caso de artroses muito evoluídas quer na revisão de próteses, utilizando, se necessário, as técnicas de restauração dos ligamentos ou a reconstrução óssea. Como se vê, permanecem poucas indicações para as próteses de charneira e são essencialmente para joelhos com grandes deformações, grande instabilidade ou revisões difíceis com próteses totais.

### 2.9.1 - Próteses Unicompartimentais

Se as lesões do joelho forem limitadas à parte interna ou à parte externa (côndilo medial ou côndilo lateral) da articulação, pode ser suficiente substituir, apenas, as superfícies articuladas da zona atingida. Actualmente o design deste tipo de próteses é, basicamente, constituído por 2 ou 3 componentes.



Fig. 8 - Prótese Unicompartimental <sup>5</sup>

No caso de 2 componentes, um é femoral em metal e o outro é tibial em polietileno; no caso da prótese de 3 componentes, que a seguir é descrita com mais pormenor, dois são metálicos, um em polietileno e no seu conjunto formam a superfície de substituição da articulação no côndilo lesado. Um dos componentes metálicos com a designação de prato tibial (componente tibial) aplica-se na tíbia, na zona do côndilo (lateral ou medial) a substituir. Este é, normalmente, de uma liga de crómio-cobalto ou de titânio e pode ser fixo com ou sem cimento. O outro componente metálico, denominado componente femoral, aplica-se no côndilo do fémur que se pretende substituir e é de uma liga de crómio-cobalto, sendo a sua superfície de deslizamento convexa, com a forma da articulação condilar e completamente polida para reduzir ao máximo o desgaste da prótese e prolongar o mais possível a sua vida útil. Pode ser aplicado ao fémur, com ou sem cimento ósseo. Finalmente, o terceiro componente é em polietileno de alta densidade e é colocado entre os componentes femoral e tibial. Os bons resultados das próteses unicompartmentais são observados quando aplicadas

no tratamento de uma artrose limitada a um côndilo. Não devem ser utilizadas para tratar artrite reumatóide ou outro reumatismo inflamatório, porque o risco de rápida extensão às restantes superfícies articulares é significativo, nem em joelhos cujos ligamentos cruzados não se encontrem em boas condições ou, ainda, em joelhos com desvios superiores a 20° em varo-valgo.

### **2.9.2 - Próteses Fémur-Rotulianas**

Estas próteses podem aplicar-se quando a zona danificada se resume à superfície articular entre o fémur e a rótula. Seguem o mesmo princípio da prótese unicompartmental, com a limitação da prótese à zona danificada e cujo design de base é constituído por 2 componentes. Um componente femoral em metal, normalmente numa liga de cromo-cobalto, com uma forma côncava a acompanhar a curvatura intercondilar do fémur, no plano sagital, e convexa no plano transversal, para permitir o encaixe ao deslizamento do componente rotuliano em polietileno de alta densidade. Os cortes femoral e rotuliano são bastante reduzidos para a sua aplicação. O componente femoral pode ser aplicado com ou sem cimento, enquanto o componente rotuliano é fixo à rótula com cimento após corte parcial desta.

O argumento dos partidários das próteses fémur-rotulianas resume-se ao facto da artrose continuar a evoluir com o tempo e este tipo de procedimento atrasará a necessidade de aplicação da prótese de deslizamento total. Em caso de desvio lateral do joelho (varo valgo) não devem ser utilizadas estas próteses.

### **2.9.3 - Próteses Totais De Deslizamento De Prato Fixo**

As próteses de deslizamento beneficiaram de um melhor conhecimento da fisiologia do joelho, em especial das noções de rolamento, deslizamento e rotação tibial. As próteses de charneiras foram abandonadas em proveito de próteses totais de deslizamento, que surgiram no início dos anos 70, mais respeitadoras da anatomia do joelho e, em especial, do seu sistema ligamentar. Elas substituem a totalidade das superfícies articulares do fémur, da tíbia e da rótula. São usadas mais frequentemente do que as próteses unicompartmentais e são constituídas por dois componentes separados, um tibial que comporta dois sub-componentes, um metálico designado por prato tibial normalmente em titânio, que por razões de flexibilidade está fixo à tíbia, e outro em polietileno amovível que se fixa no prato tibial e, ainda, um componente femoral metálico, normalmente, em cromo-cobalto, com forma condilar e que se encaixa na extremidade do fémur. No componente femoral articula-se, ainda, a rótula em contacto directo com este ou por intermédio de um componente rotuliano, em polietileno, que pode ser colocado na rótula aquando da cirurgia. O prato tibial pode, também, estar munido de uma haste, para aumentar a sua estabilidade. É colocado sobre a extremidade proximal da tíbia após o corte num plano da mesma, sendo este normalmente feito pelo ponto mais baixo da zona condilar da tíbia. Os cortes do lado femoral são realizados planos, justapostos e adaptam-se à forma arredondada dos côndilos femorais, correspondendo ao desenho da prótese, de forma a conseguir-se um perfeito encaixe do componente no fémur e evitar o uso de hastas femorais.

Existe uma grande variedade de dimensões para que se adaptem às condições anatómicas de cada paciente. Estes componentes metálicos podem ser fixos somente por contacto *press fit* ao osso ou com cimento ósseo. Actualmente existem três famílias deste tipo de prótese:

- Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados (LCP e LCA);*
- Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (LCP);*
- Prótese póstero-estabilizadas (PS) para substituição do LCP e LCA.*

#### **2.9.4 - Prótese Para Preservação De Ambos Os Ligamentos Cruzados**

A forma de restaurar, o mais aproximadamente possível, a funcionalidade do joelho após artroplastia é mantendo ambos os ligamentos cruzados anteriores, substituindo apenas as superfícies femoral e tibial, preservando ao máximo as estruturas anatómicas do joelho. Esta técnica pode ser utilizada fazendo a biartroplastia unicompartmental com um desenho em que os componentes estão ligados entre si. Contudo, certos factores limitam a prática da preservação de ambos os ligamentos: a instabilidade dos componentes devido às suas reduzidas dimensões; as pequenas espessuras dos componentes em polietileno resultam em excessivo desgaste, deformação e a dificuldade do procedimento cirúrgico.

### **2.9.5 - Próteses Com Conservação Do Ligamento Cruzado Posterior**

Actualmente, cerca de dois terços das artroplastias do joelho são efectuadas com a preservação do LCP, apesar de um gradual crescimento do uso de desenhos com substituição do mesmo. Existem razões para que a conservação do LCP seja tão popular. Uma delas é que o LCP promove o deslocamento posterior do fémur, o que permite um aumento da força exercida pelo músculo quadríceps e, combinada com ângulo do prato tibial na direcção posterior, permite um grau de flexão mais elevado cirúrgica é mais fácil do que a técnica de preservação do LCA e do LCP. No entanto, esta exige cuidados, em especial na obtenção de uma tensão correcta do LCP. Por esse motivo, o risco de erro e de maus resultados é mais significativo. Com o tempo, assistimos, por vezes, a uma distensão do LCP e ao surgimento de uma laxidez posterior. Em certas posições, o paciente pode mesmo ter problemas de estabilidade.

### **2.9.6 - Próteses Com Componente De Polietileno Fixo Pósterio-Estabilizadas**

Estas próteses necessitam da supressão dos dois ligamentos cruzados e foram as primeiras a serem utilizadas. O prato de polietileno tem no centro uma elevação que impede a tibia de recuar e a forma geométrica desta elevação, em forma de came, provoca o efeito de rollback do fémur durante o movimento de flexão, substituindo assim, o efeito do LCP.

Estas próteses apresentam, como principais vantagens, o aumento da capacidade de força do músculo quadríceps, para ângulos de flexão elevados, e o aumento da amplitude de flexão, já que impede a sobreposição dos tecidos moles na zona posterior do joelho. A came e as formas das superfícies dos componentes femorais e tibiais possibilitam o controlo do movimento ântero-posterior, controlando a posição de contacto entre os componentes femoral e tibial, durante o movimento de flexão, assim como, a rotação interna-externa tibial.

### ***2.9.7 - Prótese Com Componente De Polietileno Móvel***

As próteses onde o componente de polietileno colocado entre o prato tibial e o componente femoral, ambos metálicos, pode movimentar-se, são conhecidas por próteses de menisco móvel e foram introduzidas no mercado em meados dos anos 70. Estas próteses tentam imitar o joelho natural, onde o componente de polietileno se assemelha ao menisco natural, tanto na acomodação dos movimentos como na direcção ântero-posterior e na rotação interna-externa, mantendo uma boa área de contacto durante toda a amplitude de flexão.

A principal razão deste desenho reside em minimizar o desgaste e a deformação do componente de polietileno, permitindo uma cinemática próxima à do joelho natural.

Existem diversos desenhos que permitem a mobilidade do componente de polietileno, em simples rotação, em deslizamento ântero-posterior ou na

combinação desses movimentos. Estas próteses são, com efeito, constituídas por duas articulações, uma entre a face inferior plana do polietileno e a face superior plana do prato tibial e uma outra entre a superfície superior côncava de polietileno e o côndilo do componente femoral de forma convexa. Como resultado, obtém-se uma liberdade próxima da fisiológica e uma diminuição das tensões ao nível dos componentes da prótese e da articulação fémur-rotuliana. Este tipo de prótese pode ser aplicado nos casos de sacrifício do LCP ou, também, na sua substituição através do efeito de came no componente tibial.

A maior parte dos pacientes possui uma prótese de componente de polietileno fixo, que reduz drasticamente a dor e pode durar muitos anos. Em certos casos, a actividade e pesos excessivos, podem acelerar o processo de desgaste dos componentes na prótese de componente de polietileno fixo, causando a perda dos componentes e originando dor. No caso de um paciente mais jovem, mais activo ou mais pesado é recomendado, algumas vezes, o uso da prótese com componente de polietileno móvel para potencializar o tempo de vida da mesma, reduzindo o seu desgaste. O cirurgião deve, também, considerar o sexo, o tipo de ocupação profissional, a intensidade da dor, a interferência com o estilo de vida e outras condições médicas na escolha da prótese apropriada. Como desvantagem, quando comparadas com as de componentes fixos, as próteses de componente móvel são menos favoráveis à fraqueza ligamentar da articulação. Elas aumentam as hipóteses de desencaixe da articulação se o estado dos ligamentos colaterais não for o melhor.

### **2.9.8 - Próteses De Restrição Varo-Valgo**

Estas próteses podem ser sem ligação rígida entre os componentes tibial e femoral, e, normalmente, designam-se por próteses de deslizamento super-estabilizadas com elevada constrição condilar, ou com ligação rígida, designando-se por próteses de charneira. Nas próteses super-estabilizadas existe uma significativa elevação da parte central (poste central) do componente de polietileno, que encaixa na caixa existente no componente femoral. Esta elevação permite o deslocamento relativo ântero-posterior, assim como o movimento de flexão entre os componentes tibial e femoral, limitando o deslocamento na direcção medial-lateral e a rotação varo-valgo. Este poste central deve estar bem dimensionado, para resistir aos esforços varo-valgo. Por vezes, utiliza-se um pino em aço no interior do poste de polietileno, de forma a aumentar a sua resistência mecânica.

No entanto, em casos em que se prevêem esforços bastantes elevados em varo-valgo, deve-se optar pelas próteses de charneira, que permitem a ligação rígida entre a tíbia e o fémur. Foi conseguida uma grande melhoria pelas próteses charneiras rotativas, já que são munidas de um dispositivo mecânico que permite a rotação entre o fémur e a tíbia.

Por estes motivos, logo que os ligamentos estão destruídos ou onde a destruição óssea é muito apreciável, o cirurgião pode optar por este tipo de próteses. De modo a aumentar a capacidade de fixação ao osso deste tipo de próteses, elas possuem hastes longas que podem ser fixas, com ou sem cimento, no fémur e na tíbia. A grande desvantagem deste tipo de prótese é a

elevada evasão óssea necessária para a sua implantação.

### **2.10 - Materiais Utilizados Nas Próteses Do Joelho**

As primeiras próteses utilizadas eram em aço inoxidável. Este material é, ainda, utilizado para certas próteses. Actualmente, preferem-se as ligas de crómio-cobalto, que são bastante mais resistentes ao desgaste e, por esse motivo, produzem menos resíduos, quase sempre mal tolerados e muitas vezes responsáveis pelos descolamentos das próteses. As ligas de titânio são utilizadas, normalmente, para o prato tibial metálico. A elasticidade do titânio, relativamente à do aço, é mais próxima do osso, o que reduz os riscos de reabsorção óssea em torno da prótese. Ao contrário, o titânio e as suas ligas não devem ser utilizados em superfícies sujeitas a esforços de atrito, porque se desgasta muito rapidamente com a formação de partículas que geram reacções inflamatórias, sendo indispensável uma nova cirurgia.

Os materiais cerâmicos maciços são utilizados, há algum tempo, pelos japoneses, mas ainda não existem resultados conhecidos destes. Os materiais constituintes das superfícies de contacto deslizante devem ser escolhidos em função da maior ou menor libertação de partículas, pelo desgaste que aí ocorre. O componente tibial, que serve de apoio ao componente femoral, é quase sempre em polietileno. Este tem, normalmente, uma espessura mínima de oito milímetros para limitar o risco de fluência e desgaste precoce.

A evolução, para as próteses femorais em crómio-cobalto, está ligada às melhores propriedades tribológicas que possui, face aos aços inoxidáveis e às

ligas de titânio. Os desenvolvimentos japoneses, para as próteses com componente femoral em cerâmica, destinam-se a reduzir as forças de atrito com o polietileno. No entanto, apresenta um risco de maior fragilidade e possibilidade de rotura por choque.

## **2.11 - Fixação Das Próteses Do Joelho**

No joelho normal, quatro ligamentos asseguram que os ossos fiquem posicionados e ligados entre si. Durante a substituição do joelho, alguns desses ligamentos, assim como as superfícies de contacto, são substituídas por novas superfícies artificiais da prótese. Esses componentes necessitam ligar-se quer à tibia quer ao fémur. Para isso existem, normalmente, duas soluções que podem ser usadas de forma integral ou híbrida. Uma delas é o uso de cimento (Poli-Metil-Metacrilato) de cura (endurecimento) rápido como elemento de ancoragem da prótese ao osso. O outro tipo de fixação é feito sem cimento, com penetração de tecido ósseo na superfície do implante, preparada para tal, e obtendo-se desta forma a fixação.

### **2.11.1 - Fixação Com Cimento**

Foi a introdução, realizada por J. Charnley, do Poli-Metil-Metacrilato como cimento ósseo que possibilitou o desenvolvimento das próteses totais da anca cimentadas. As próteses do joelho, que surgiram mais tardiamente, beneficiaram da experiência acumulada pelas próteses da anca. A maioria das

artroplastias do joelho é realizada com a aplicação de cimento. Geralmente, os resultados das artroplastias cimentadas são considerados eficazes. A longevidade e a performance da artroplastia dependem de vários factores, como o nível de actividade física do paciente, o seu peso e estado de saúde. O cimento ósseo é aplicado em estado pastoso e solidifica em cerca de 10 minutos. A fixação cimentada cria uma estabilidade entre a interface prótese-cimento, assim como, uma ligação mecânica primária sólida entre o cimento e o osso, permitindo uma distribuição uniforme das cargas entre o implante e o osso.

Actualmente, os componentes metálicos raramente sofrem rotura mas, ocasionalmente, podem descolar-se do osso. Dois processos, um mecânico e outro biológico, podem contribuir para o seu descolamento. O processo mecânico resulta do movimento natural, quando o joelho é sujeito a cargas e tensões, que a prótese transfere para o osso subjacente. Devido à remoção de osso durante a artroplastia, a carga será “absorvida” pelos ossos esponjosos e cortical periférico, que estão nessa zona. Se as cargas são mais fortes do que a resistência mecânica do osso subjacente, ao fim de algum tempo a prótese começará por migrar (afundar) e, conseqüentemente, descolar-se-á do osso e do cimento. O processo biológico resulta, essencialmente, das cargas aplicadas ao joelho que podem levar ao desgaste dos diferentes componentes com a libertação de micropartículas. Estas podem provocar desgaste excessivo do componente de polietileno. As partículas microscópicas livres da articulação (polietileno e cimento) são absorvidas pelas células em torno da mesma, dando origem a uma resposta inflamatória na tentativa de eliminá-las. Esta resposta

inflamatória pode originar perda óssea, processo designado de osteólise. O osso enfraquece e o descolamento da prótese acontece. Apesar de se reconhecerem estes mecanismos de fracasso, a ligação entre cimento e osso é geralmente durável e segura. A artroplastia cimentada foi prosperamente usada em todos os grupos de pacientes para quem a artroplastia total é recomendada, incluindo os pacientes jovens e activos com doença degenerativa avançada.

### **2.11.2 - Fixação Sem Cimento**

Nos anos oitenta foram introduzidas novas próteses no mercado, com o objectivo de proporcionar fixação directa ao osso, sem o uso de cimento. Essas próteses têm uma topografia superficial que conduz a um intra-crescimento do osso sobre a superfície das mesmas. A maior parte possui uma textura ou um revestimento que permite ao novo osso penetrar para os poros da superfície. Podem ser usados parafusos ou pegas para estabilizar a prótese até que o crescimento do osso ocorra. Devido à dependência do crescimento do osso para conseguir estabilidade, os implantes sem fixação por cimento exigem um tempo maior de recuperação. Alguns desenhos de próteses não cimentadas atingiram o mesmo sucesso que as próteses cimentadas, quer na supressão da dor, quer na funcionalidade do joelho. Contudo, as próteses não cimentadas não resolveram os problemas de desgaste e de perda óssea. Em todos os desenhos de próteses, o metal (titânio ou cromo-cobalto) desliza e escorrega sobre o polietileno de alta densidade, gerando partículas microscópicas, que

podem activar respostas inflamatórias e provocar osteólise.

Devido à relativamente recente utilização de próteses não cimentadas, a comparação com o uso das próteses cimentadas, em termos de resultados a longo termo, ainda não é possível. Mas, resultados de estudos a curto prazo mostram taxas de sucesso comparáveis com as próteses cimentadas. Diferentes tipos de superfícies permitem a osteointegração do osso directamente sobre a prótese em metal, como as micro-esferas metálicas ou metal poroso micrográfico mostrando a incorporação de tecido ósseo na superfície de hidroxiapatite.

Outra técnica mais recente baseia-se no princípio de revestimentos de superfície osteocondutores, surgida em 1986 para as próteses da anca. O princípio é simples: projecta-se (por uma tocha de plasma) uma fina camada (150 microns em média) de hidroxiapatite que se fixa à superfície da prótese. A hidroxiapatite é um composto mineral do osso que pode ser fabricado quimicamente. O osso vizinho identifica a hidroxiapatite como um dos seus constituintes, fixando-se sobre o revestimento e, portanto, sobre a prótese. Esta técnica é utilizada sobre certas próteses do joelho, em particular, para a fixação do componente femoral.

### **3 - Indicações para Artroplastia Total do Joelho**

A lista que a seguir se apresenta não tende a ser definitiva e começa sempre com a avaliação clínica do doente, do seu estado, da sua funcionalidade e em última estância do grau do seu sofrimento.

- Dor insuportável no joelho, que não respondeu a terapias não invasivas alternativas;
- Dor que impede ou limita actividades de importância para o paciente;
- Rigidez na articulação do joelho;
- Instabilidade na articulação;
- Grande deformação no joelho varo/valgo;
- Impossibilidade de dormir por causa de dor no joelho;
- Inchaço em torno do joelho;
- Artrose pós traumática no joelho;
- Tumor no joelho.
- Osteonecrose.

É de referir também alguns exemplos de patologias onde a artroplastia do joelho pode ser aplicada: artrite reumatóide; gonartrose ou osteoartrose; artrose pós-traumática e falência de osteotomia tibial alta.

#### **4 - Contra – Indicações Para a Artroplastia Total do Joelho**

Nesta lista encontram-se indicadas não só as gerais como as particulares para cada tipo de artroplastia:

- Artropatia inflamatória;
- Infecção articular activa;
- Sépsis;
- Hemocromatose;
- Condrocálcinose;
- Alterações osteocartilagíneas de qualquer um dos restantes compartimentos do joelho;
- Desalinhamento femoro-rótular;
- Deformidade articular acentuada;
- Disfunção do mecanismo de extensão.

## **5 - Discussão e Conclusão**

A artroplastia do joelho consiste em montar uma articulação artificial, que permita a mesma funcionalidade do joelho natural. A osteoartrite do joelho é uma das doenças mais comuns em pessoas idosas, afectando cerca de 7,5% da população acima dos 55 anos, e aproximadamente 2% da população sofre de osteoartrite grave. O tratamento mais frequente e efectivo, nesta condição, é a artroplastia total do joelho (ATJ).

Actualmente, muitas instituições conduzem a investigação na clarificação dos esforços que ocorrem no joelho, num contexto de avaliação das próteses e dos principais motivos das suas falências. Com os recentes avanços na tecnologia da computação, os modelos de simulação em computador tornaram-se uma ferramenta essencial na avaliação dos movimentos, das forças e das tensões ocorridas no joelho em diferentes actividades locomotoras. Estes modelos baseiam-se, essencialmente, na geometria anatómica (músculos, ossos, ligamentos, entre outros) e na análise dos movimentos e forças para determinar a envolvente mecânica das zonas da articulação (tensões superficiais, cargas condilares).

Hoje, os modelos numéricos tridimensionais com base na obtenção detalhada da informação geométrica do paciente, através da Imagem de Ressonância Magnética (RM) ou Tomografia Axial Computorizada (TAC), permitem a realização de simulações com um nível de aproximação muito elevado à realidade fisiológica do joelho.

Esta dissertação tenta elaborar um resumo historial sobre os passos que a PTJ enfrentou, desde a sua fundação, onde era considerado um processo inexequível, até aos dias de hoje, onde é indicada por rotina e onde existe ainda espaço para uma grande progressão a nível cirúrgico, a nível biofuncional, a nível biomecânico e a nível de duração e desgaste.

## 6 – BIBLIOGRAFIA

### A - Figuras

- 1 - NETTER, Frank. H., 2000, “Atlas de Anatomia Humana”, 2ª Edição, Espanha: MASON S.A.
- 2 - Rouvière, H. Y A. Delmas., 2005, “Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional”, Tomo III "Miembros", 11ª Edição, Espanha: Elsevier-Masson.
- 3 - <http://papodehomem.com.br/wp-content/uploads/2009/01/0199210896genu-valgum1.jpg>
- 4 - <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/kneereplacement.html>
- 5- [http://www.orthopedie-genou.com/br/artrose\\_joelho/protese.htm](http://www.orthopedie-genou.com/br/artrose_joelho/protese.htm)

### B – Revisão Bibliográfica

- 1 –Pina J.A. Esperança, 1999, Anatomia Humana da Locomoção, 2ª edição, Lidel Edições Técnicas Lda
- 2 - Moore K. L., Dalley A. F., 2001, Anatomia orientada para a clínica, 4ª edição, Editora Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro
- 3 - Netter, Frank. H., 2000, “Atlas de Anatomia Humana”, 3ª Edição, Porto Alegre: Artmed
- 4 - Testut & Latarjet, A., 1959, “Tratado de Anatomia Humana”, Volume 1 e 2, 9ª Edição, Barcelona: Salvat
- 5 - A.D.A.M. Interactive Anatomy 4 - Student Ed. Retrieved Junho/2008 from <http://www.adam.com/aia/>
- 6 - Espregueira-Mendes J, Pessoa P., O Joelho. Lisboa: Lidel - Edições Técnicas, lda; 2006
- 7 - Andriacchi, T.P., Strickland, A.B., 1985, “Gait analysis as a tool to assess joint kinematics”. Biomechanics of Normal and Pathological Human Articulating Joints (NATO ASI series, Vol 93, pp. 83-102). Dordrecht, Netherlands
- 8 - Guyton & Hall, 2003, “Textbook of Medical Physiology, 11th Edition”, 10th Edition, Saunders Elsevier

9 - Testut & Latarjet, A., 1959, “Tratado de Anatomia Humana”, Volume 1 e 2, 9ª Edição, Barcelona: Salvat.

10 - Kapandji, I.A., 1987, “Fisiologia Articular”. Vol.2. 5 ed. São Paulo: Manole.

11 - <http://www.ligamentoplastia.com/anatomia-do-joelho.html>

12 - <http://fisioterapiamazonas.blogspot.com/>

13 - <http://www.gonartrose.com/gonartrose-anatomofisiologia.html>

14 - Completo A., “Estudo numérico e experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho”, 2006, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica, Retrieved Maio/2008

15 - Maloney, W. J., Schurman, D. J., 1992, “The effects of implant design on range of motion after total knee arthroplasty. Total condylar versus posterior stabilized total condylar designs”, Clin Orthop Relat Res, 278 pp: 147-152

16 - Retrieved Junho/2008 from [www.grupodojoelho.com.br/wander/desvios](http://www.grupodojoelho.com.br/wander/desvios)

17-Retrieved Setembro/2009 from <http://www.treinamentoesportivo.com/artigosTE.com/biomec001.htm>

18 - Retrieved Maio/2010 from <http://www.gonartrose.com/gonartrose-anatomofisiologia.html>

19 - <http://www.prac.ufpb.br/anais/IXEnex/iniciacao/documentos/anais/6.SAUDE/6C/CSDFTMT09.pdf>

## **C - PRÓTESE TOTAL DO JOELHO: HISTÓRIA**

1 - <http://www.kneeclinic.com.au/papers/TKR/tkrchapter.htm>

2 - [http://orthopaediccare.net/view/templates/Chapter\\_Entry.asp?uniqueid=500206142&chapterid=arknehsta](http://orthopaediccare.net/view/templates/Chapter_Entry.asp?uniqueid=500206142&chapterid=arknehsta)

3 - <http://www.utahhipandknee.com/history.htm>

4 - Meding JB, Klay M, Healy A, Ritter MA, Keating EM, Berend ME. The prescreening history and physical in elective total joint arthroplasty. J Arthroplasty. 2007 Sep;22(6 Suppl 2):21-3.

5 - <http://www.gonartrose.com/gonartrose-protese.html>

- 6 - Fonseca F., 2007, “Artroplastia Total do Joelho, Conceitos e Indicações”. Retrieved Maio/2008 from [http://www.fernandomfonseca.net/work/PTJ\\_Conceitos\\_e\\_indicacoes.pdf](http://www.fernandomfonseca.net/work/PTJ_Conceitos_e_indicacoes.pdf)
- 7 - Lee K, Goodman SB. Current state and future of joint replacements in the hip and knee. *Expert Rev Med Devices*. May 2008;5(3):383-93
- 8 - Ranawat CS, Flynn WF Jr, Saddler S. Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop*. Jan 1993;(286):94-102
- 9 - Deirmengian CA, Lonner JH. What's new in adult reconstructive knee surgery. *J Bone Joint Surg Am*. Nov 2008;90(11):2556-65
- 10 - Meneghini RM, Hanssen AD. Cementless fixation in total knee arthroplasty: past, present, and future. *J Knee Surg*. Oct 2008;21(4):307-14
- 11 - Wagner J, Masse Y. [History of arthroplasty of the knee with total and partial implants]. *Acta Orthop Belg*. 1973 Jan-Feb;39(1):11-39
- 12 - Shankar NS. Minimally invasive technique in total knee arthroplasty--history, tips, tricks and pitfalls. *Injury*. 2006 Dec;37 Suppl 5:S25-30
- 13 - Barton, J. R., 1827, On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. *North Am Med Surg J*, 3, pp: 279-292
- 14 - Ferguson, M., 1861, Excision of the Knee Joint. Recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz*, 1, pp: 601.
- 15 - Verneuil, A., 1860, De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de los maxillaire inferieur, comme moyen de remedier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieur. *Arch Gen Med*, 15, pp: 174-195
- 16 - Murphy, J. B., 1913, Arthroplasty of Ankylosed Joints. *Trans Am Surg Assoc*, 31, pp: 67-137
- 17 - Baer, W. S., 1918, Arthroplasty with the aid of animal membrane. *Am J Orthop Surg*, 16, pp:171-199
- 18 - Albee, F. H., 1928, Original features in arthroplasty of the knee with improved prognosis. *Surg Gynec Obstet*, 47, pp: 312-328
- 19 - Campbell, W. C., 1940, Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. *American Journal of Surgery*, 47, pp: 639

20 - Smith-Petersen, quoted in Blundell-Jones C., 1972, Arthroplasty of the knee. Mod Trends Orthop, 8, pp: 210

21 - Gluck, T., 1894, Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. Berl klm Wschr, 27, pp: 421-427

22 - DePalma, Al., 1954, Diseases of the Knee. Philadelphia, J.B. Lippincott

23 - MacIntosh, D. L., 1958, Hemiarthroplasty of the knee using a spaceoccupying prosthesis for painful valgus and varus deformities. J Bone Joint Surg (Am), 40A, pp: 1431

24 - MacIntosh, D. L., 1966, Arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg, 48B, pp: 179

25 - Kraft, G. L., Levinthal, D. H., 1954, Acrylic prosthesis replacing lower end of femur for benign giant cell tumour. J Bone Joint Surg, 36A, pp: 368-374

26 - Walldius, B., 1953, Arthroplasty of the knee using acrylic prosthesis. Acta Orthop Scand, 23, pp: 121-131

27 - Walldius, B., 1960, Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop Scand, 30, pp: 137-148

28 - Shiers, L. G. P., 1965, Hinge arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg, 47B, pp: 586.

29 - Gunston, F. H., 1971, Polycentric knee arthroplasty. Clin Orthop, 286, pp: 94-128.

30 - Todd, R. C., Bamert, P., Day, W. H., 1978, ICLH arthroplasty of the knee 1968-1977. J Bone Joint Surg, 60, pp: 339-344.

31 - Goldberg, V. M., Henderson, B. T., 1980, The Freeman--Swanson (ICLH) total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Am, 62(8), pp: 1338-1344.

32 - [www.genou.com](http://www.genou.com) (Maio/2010)

33 - Murray DW. Unicompartamental knee replacement: now or never? Orthopedics. 2000 Sep;23(9):979-80

34 - Price AJ, O'Connor JJ, Murray DW, Dodd CA, Goodfellow JW. A history of Oxford unicompartamental knee arthroplasty. Orthopedics. 2007 May;30(5 Suppl):7-10.

35 - <http://emedicine.medscape.com/article/1250275-overview>

36 - <http://emedicine.medscape.com/article/1252912-overview>

37 - Completo A., “Estudo numérico e experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho”, 2006, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica

### **C – INDICAÇÕES E CONTRA-INDICAÇÕES PARA A ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO**

1 - <http://emedicine.medscape.com/article/1252912-overview>

2 - Fonseca F., 2007, “Novos Conceitos no Tratamento da Artrose”, Retrieved Junho/2008 from [www.fernandomfonseca.net/work](http://www.fernandomfonseca.net/work).

3 - Lynch NM, Trousdale RT, Ilstrup DM, 1997, “Complications after concomitant bilateral total knee arthroplasty in elderly patients”, Mayo Clinic Proc 72: 799

### **D – DISCUSSÃO E CONCLUSÃO**

1 - Fonseca F., 2007, “Artroplastia Total do Joelho, Conceitos e Indicações”. Retrieved Maio/2008 from [http://www.fernandomfonseca.net/work/PTJ\\_Conceitos\\_e\\_indicacoes.pdf](http://www.fernandomfonseca.net/work/PTJ_Conceitos_e_indicacoes.pdf)

2 - <http://www.gonartrose.com/index.html>

3 - [www.genou.com](http://www.genou.com) (Maio/2010)

4 - Completo A., “Estudo numérico e experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho”, 2006, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica