

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Medicina

ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO
ASSISTIDA POR COMPUTADOR

Luiz Fernando Machado Soares

Belo Horizonte
2010

LUIZ FERNANDO MACHADO SOARES

**ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO
ASSISTIDA POR COMPUTADOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Medicina.

Área de Concentração: Cicatrização.

Linha de Pesquisa: Fatores Intervenientes na Cicatrização Tecidual.

Orientador: Prof. Dr. Tarcizo Afonso Nunes.

Coorientador: Prof. Dr. Marco Antônio Percope de Andrade.

**Belo Horizonte
Faculdade de Medicina – UFMG
2010**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

REITOR

Prof. Dr. Clélio Campolina Diniz

PRÓ-REITOR DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Ricardo Santiago Gomez

PRÓ-REITOR DE PESQUISA

Prof. Dr. Renato Lima dos Santos

DIRETOR DA FACULDADE DE MEDICINA

Prof. Dr. Francisco José Penna

COORDENADOR DO CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Manoel Otávio da Costa Rocha

CHEFE DO DEPARTAMENTO DE CIRURGIA

Prof. Dr. Marcelo Eller Miranda

CHEFE DO DEPARTAMENTO DO APARELHO LOCOMOTOR

Prof. Dr. Marco Antônio Percopo de Andrade

COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA

Prof. Dr. Marcelo Dias Sanches (Coordenador)

Prof^a. Dr^a. Ivana Duval de Araújo (Subcoordenadora)

Prof. Dr. Alcino Lázaro da Silva

Prof. Dr. Edson Samesima Tatsuo

Prof. Dr. Márcio Bittar Nehemy

Prof. Dr. Marco Aurélio Lana Peixoto

Prof. Dr. Tarcizo Afonso Nunes

Lívia Garcia Ferreira (Representante discente titular)

À Ana Cristina,
por sua paciência,
confiança e
apoio incondicional,
com todo o meu amor...

...eu dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Tarcizo Afonso Nunes, pela dedicação e disponibilidade na orientação deste trabalho.

Ao Dr. Marco Antônio Percope de Andrade, pela importante contribuição científica e exemplo acadêmico.

Ao Dr. Tiago Jacques Gonçalves, professor e amigo de longa data. Esteja certo de minha gratidão e respeito.

Ao Dr. Roger Badet, por sua competência, gentileza e disponibilidade durante todo o trabalho.

Ao Professor Philippe Neyret, por todos os ensinamentos, conselhos, experiência e maestria cirúrgica que recebi, direciono meus sinceros e profundos agradecimentos.

A toda a minha família, amigos e parentes, minha admiração e afeto.

À família Monjeau, especialmente pela amizade.

A meus pais, Maurício e Sueli, exemplos de amor e dedicação à família.

A Fernanda e Gabriela, fontes inesgotáveis de alegria, felicidade e razão de tudo.

AGRADECIMENTOS

Aos laboratórios Tornier e Praxim, pelo apoio.

À So.F.C.O.T., pela confiança e concessão da bolsa para a realização deste trabalho.

Aos chefes de clínica, internos, médicos, enfermeiros, secretários e todo o pessoal do *Centre Livet*, pela ajuda despendida.

Aos colegas estrangeiros, pelo semestre excepcional compartilhado, especialmente ao Vítor, por sua amizade.

Ao Dr. Ronaldo Percopi de Andrade, exemplo profissional e estimulador nato de jovens cirurgiões.

Ao Dr. Lúcio Honório de Carvalho Jr. e todos os ortopedistas e residentes do Hospital Madre Teresa, pela motivação e oportunidade de começar e finalizar este trabalho.

A Magda, pela dedicação e competência dispensada na correção e formatação do trabalho.

"E sem saber que era impossível, ele foi lá e fez".

Jean Cocteau.

RESUMO

A artrose do joelho (gonartrose) é uma afecção articular consequente a vários processos patogênicos que levam à degradação da cartilagem e ainda hoje não totalmente conhecidos. Várias são as propostas de tratamento, sendo a artroplastia total opção confiável e estabelecida em vários casos. As artroplastias totais de joelho evoluíram consideravelmente nos últimos anos. O desenvolvimento da técnica cirúrgica e a confiabilidade e durabilidade do material são as principais razões para tal. Mesmo com essa evolução, as causas de revisão, sobretudo as precoces, ocorrem, 29% delas, à custa do mau posicionamento dos implantes. Nos últimos anos, cirurgiões, engenheiros e técnicos em informática uniram-se para desenvolver novos métodos auxiliares computadorizados para melhoria na colocação dos componentes na artroplastia total do joelho. O objetivo deste trabalho foi avaliar um desses sistemas. Foram estudados 20 pacientes, de fevereiro de 2002 a fevereiro de 2004, submetidos à artroplastia total de joelho assistida por computador para tratamento de gonartrose, operados no Serviço de Cirurgia do Joelho do *Hôpital de La Croix Rousse - Université Claude Bernard Lyon 1* (Lyon, França). Avaliaram-se medidas radiográficas pré e pós-operatórias para avaliação dos eixos mecânicos do membro inferior acometido e o posicionamento dos implantes colocados. Observaram-se também o tempo de torniquete e o sangramento apresentado. As médias das medidas radiográficas encontradas no pré-operatório foram: AFTm (ângulo fêmoro-tibial mecânico), 175,45°; AFm (ângulo femoral mecânico), 90,6°; ATm (ângulo tibial mecânico), 87,7°; e inclinação tibial, 6,75°. As médias das medidas radiográficas encontradas no pós-operatório foram: AFTm, 179,7°; AFm, 89,1°; ATm, 90,0°; inclinação tibial posterior, 0,3°; flexo-femoral, 1,3°. O tempo médio de torniquete foi de 109,5 minutos (mínimo de 80, máximo de 130). Em nenhum dos casos foi necessária a conversão do procedimento computadorizado para o convencional. Em um paciente foi necessário manter o alinhamento em valgo residual do membro de 4 graus para obtenção de balanço ligamentar satisfatório ao fim da intervenção, o que pode ter interferido no resultado não esperado do AFm pós-operatório. Todos os outros resultados demonstram que a técnica estudada é confiável para a melhoria do posicionamento dos implantes na artroplastia total do joelho.

Palavras-chave: Gonartrose. Artroplastia total de joelho. Cirurgia assistida por computador.

ABSTRACT

Osteoarthritis of the knee (gonarthrosis) is a joint disease resulting from various pathological processes that lead to cartilage degradation and still not fully understood. There are several proposals for its treatment, being the total knee arthroplasty an established and reliable option in many cases (14). The total knee arthroplasty evolved considerably in recent years. The development of surgical technique, reliability and durability of the materials are the main reasons for this. Even though this development, the causes of reoperation, especially the early ones, occur in 29% of the cases, at the expenses of poor positioning of implants (23). Recently, surgeons, engineers and computer technicians have joined forces to develop new methods for improving the placement of components in total knee arthroplasty. The aim of this study was to evaluate one of these systems. We studied 20 patients who underwent computer-assisted total knee arthroplasty from February 2002 to February 2004, in the Department of Knee Surgery, Hôpital de La Croix Rousse - Université Claude Bernard Lyon 1 (Lyon, France). Radiological measurements were assessed pre- and postoperatively, as well as evaluation of the mechanical axes for the affected limb and positioning of the implants. The averages of radiological findings before surgery were: ATFM, 175.45 °; AFm, 90.6°, ATM, 87.7 ° and tibial slope, 6.75 °. The averages of radiological findings in the postoperative period were: ATFM, 179.7 °; AFm, 89.1 °, ATM, 90.0 °, posterior tibial slope, 0.3 °; flexed deformity of the femoral component, 1.3 °. The perioperative and postoperative bleeding was not superior to the classical procedure. The mean tourniquet time was 109.5 minutes (min 80, max 130). In no case the conversion to the conventional technique was necessary. In one patient, limb alignment was kept in a residual valgus of 4° to obtain satisfactory ligament balance which may have interfered with the unintended outcome of postoperative AFm. All other results demonstrated that the technique is reliable.

Key words: gonarthrosis, total knee arthroplasty, navigation, computer-assisted surgery.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

γ	Eixo do implante femoral
σ	Eixo horizontal do implante tibial
3D	Três dimensões
AFm	Ângulo femoral mecânico
AFTE	Artrose fêmoro-tibial externa
AFTI	Artrose fêmoro-tibial interna
AFTm	Ângulo fêmoro-tibial mecânico
ATm	Ângulo tibial mecânico
CAC	Cirurgia assistida por computador
EUA	Estados Unidos da América
PA	Patela
PC	<i>Personal computer</i>
PTJ	Prótese total de joelho
SP	São Paulo
T	Tangente
TTA	Tuberosidade tibial anterior
<i>t-test</i>	Teste de <i>Student</i>
V	<i>Volts</i>
W	<i>Watts</i>

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figuras

FIGURA 1	Fotografias mostrando o goniômetro, o negatoscópio e o marcador de texto usados nas medições radiográficas.....	25
FIGURA 2	Desenho do joelho mostrando os ângulos AFTm, AFm, ATm os quais foram medidos no pré e pós-operatórios na incidência anteroposterior.....	26
FIGURA 3	Desenho do joelho mostrando o ângulo que corresponde à inclinação tibial (P) vista na incidência em perfil.....	27
FIGURA 4	Desenho do flexo-femoral (γ) e da inclinação tibial (σ) medidos no pós-operatório na incidência em perfil.....	28
FIGURA 5	Localização pós-operatória do componente patelar na incidência em axial a 30º do joelho.....	28
FIGURA 6	Fotografia da prótese HLS Evolution Rotatoire® (Tornier/Grenoble – França).....	46
FIGURA 7	Palpador marcador e marcador tibial sendo calibrados após fixação no paciente.....	47
FIGURA 8	Fotografia da estação de navegação.....	48
FIGURA 9	Fotografia feita no peroperatório mostrando a obtenção do centro cinemático do quadril durante a movimentação circular com a bacia estabilizada.....	49
FIGURA 10	Fotografia do peroperatório mostrando a obtenção do centro do joelho no lado direito e no computador à esquerda.....	49
FIGURA 11	Fotografia do computador ilustrando a obtenção do centro do tornozelo, sendo o maléolo lateral à esquerda e o medial à direita.....	50
FIGURA 12	Fotografia do computador mostrando a palpação dos pontos importantes do fêmur.....	51
FIGURA 13	Fotografia do computador mostrando a palpação da superfície óssea femoral para a reconstrução óssea femoral do paciente (<i>bone morphing</i>).....	51
FIGURA 14	Fotografia do peroperatório mostrando a palpação do fêmur para obtenção da superfície óssea do paciente (<i>bone morphing</i>).....	52

FIGURA 15 Fotografia do computador mostrando a palpação da superfície tibial para a obtenção da reconstrução óssea (<i>bone morphing</i>) tibial.....	53
FIGURA 16 Fotografia do computador mostrando o controle da rotação axial do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática desse controle (à direita).....	54
FIGURA 17 Fotografia do computador mostrando o controle do ângulo femoral mecânico (AFM) da prótese, no peroperatório (à esquerda) e figura esquemática do controle do AFM da prótese (à direita).....	54
FIGURA 18 Fotografia do computador mostrando o controle, no peroperatório, do flexo do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática desse controle (à direita).....	55
FIGURA 19 Fotografia do computador mostrando a determinação do tamanho do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática mostrando a referência do tamanho do componente e a altura do corte distal femoral (à direita).....	55
FIGURA 20 Fotografia do computador mostrando o controle da rotação axial do componente tibial (à esquerda) e figura esquemática desse controle, tendo como referência a tuberosidade anterior da tibia (TTA) (à direita).....	56
FIGURA 21 Fotografia do computador mostrando o controle da inclinação do platô tibial (à esquerda) e figura esquemática deste controle dando a referência do eixo tibial mecânico (à direita).....	56
FIGURA 22 Fotografia do computador mostrando o controle da altura do corte tibial (à esquerda) e figura esquemática desse controle e suas referências (à direita).....	57
FIGURA 23 Fotografia do peroperatório (à esquerda) e fotografia do computador mostrando o planejamento do corte tibial (à direita).....	58
FIGURA 24 Fotografia do corte femoral distal feito no per operatório.....	58
FIGURA 25 Fotografias do computador mostrando, no peroperatório, o controle do equilíbrio ligamentar em flexão à esquerda e em extensão à direita.....	59

Gráficos

GRÁFICO 1 Distribuição do AFTm pré e pós-operatório.....	31
GRÁFICO 2 Média dos AFTms, pré e pós-operatório.....	32
GRÁFICO 3 Distribuição do AFm pré e pós-operatório.....	33
GRÁFICO 4 Média dos AFms, pré e pós-operatório.....	33
GRÁFICO 5 Distribuição do ATm pré e pós-operatório.....	34
GRÁFICO 6 Média dos ATms, pré e pós operatório.....	35

Quadros

QUADRO 1 Relação dos pacientes operados, identificados pela inicial do nome, sexo (gênero), idade à época da operação, data da operação e diagnóstico.....	45
QUADRO 2 Dados radiográficos pré e pós-operatórios do pacientes operados.....	46

LISTA DE TABELA

TABELA 1 Resultados radiográficos obtidos no pré e pós-operatórios, com os valores mínimos, máximos, média, variância e desvio-padrão.....	31
--	----

SUMÁRIO¹

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 OBJETIVO.....	18
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3.1 Artrose do joelho.....	19
3.2 Cirurgia assistida por computador.....	19
4 PACIENTES E MÉTODOS.....	23
4.1 Casuística.....	23
4.2 Avaliação clínica e ortopédica.....	23
4.3 Critérios de inclusão.....	24
4.4 Critérios de exclusão.....	24
4.5 Métodos.....	24
4.5.1 Tratamento cirúrgico.....	24
4.5.2 Medidas dos ângulos do joelho obtidas nas radiografias.....	24
4.5.2.1 Medidas radiográficas no pré-operatório.....	25
4.5.2.2 Medidas radiográficas no pós-operatório.....	27
4.6 Variáveis estudadas e testes estatísticos.....	29
5 RESULTADOS.....	30
5.1 Medidas radiológicas no pré-operatório.....	30
5.2 Medidas radiográficas no pós-operatório.....	30
5.3 Comparações entre as medidas radiográficas do pré-operatório e do pós-operatório.....	30
6 DISCUSSÃO.....	36

¹ Este trabalho foi revisado de acordo com as novas regras ortográficas.

7 CONCLUSÃO.....	41
REFERÊNCIAS.....	42
APÊNDICE E ANEXO.....	44

1 INTRODUÇÃO

As lesões articulares avançadas do joelho, principalmente as artroses e artrites inflamatórias, primárias ou secundárias, representam um grave problema de saúde, acometendo, sobretudo, pessoas a partir da sétima década de vida. Para o seu tratamento, são utilizadas as artroplastias totais, com elevado grau de confiabilidade. Seu resultado, no entanto, depende de vários fatores, tais como: perfil do paciente, tipo de implante, balanço ligamentar adequado, restituição do eixo fêmoro-tibial e o nível da interlinha articular no final da intervenção. Tem sido verificado, no entanto, que a curva de sobrevivência das próteses totais de joelhos é melhor quando o ângulo fêmoro-tibial mecânico está próximo de 180° ¹. Essa correção é conseguida realizando-se cortes ósseos ortogonais ao eixo mecânico do fêmur e da tíbia, graças a dispositivos mecânicos de apoio intra ou extramedular, que têm a finalidade de limitar os erros de posicionamento. Esses instrumentais, entretanto, não são infalíveis e o resultado do posicionamento das próteses pode não ser adequado¹. Os erros técnicos, que constituem o fator mais frequente de revisão, são devidos ao mau posicionamento dos implantes nos três planos espaciais e podem levar ao desgaste anormal, limitação da amplitude de movimento articular² e instabilidade da prótese³. Essas complicações ocorrem em 5 a 8% dos casos^{4,5,6}.

A cirurgia assistida por computador (CAC), é considerada método auxiliar capaz de melhorar o posicionamento dos implantes na artroplastia total do joelho^{7,8}. A literatura, no entanto, ainda é carente de trabalhos que comprovam a eficácia dessa nova técnica. Desta forma, este trabalho se propôs a pesquisar a validade de se empregar a cirurgia assistida por computador na aplicação da prótese total do joelho.

2 OBJETIVO

Avaliar se a cirurgia assistida por computador é técnica confiável para auxiliar no adequado posicionamento dos implantes na artroplastia total do joelho.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Artrose do joelho

A gonartrose é uma afecção que acomete cerca de 30% das pessoas com idades acima de 75 anos e menos de 1% dos indivíduos entre 25 e 34 anos^{9,10}. Ela caracteriza-se por degradação da cartilagem articular e está ligada a fatores mecânicos e biológicos, que desestabilizam o equilíbrio entre a síntese e a degradação da cartilagem. Tal fenômeno causa esclerose do osso subcondral, com o surgimento de osteófitos e, frequentemente, de cistos subcondrais, que ocasionam perda progressiva da congruência articular, dor, edema, deformação e derrame intra-articular. A gonartrose é classificada radiologicamente por Ahlback, modificada por Dejour e Neyret¹¹, em quatro estágios:

- Pré-artrose (sem alterações radiológicas);
- artrose inicial (pinçamento radiológico no plano frontal);
- artrose desequilibrada (contato ósseo radiológico no plano frontal);
- artrose com subluxação lateral (contato ósseo com translação lateral no plano radiológico frontal).

3.2 Cirurgia assistida por computador

A primeira publicação a respeito de sistema assistido por computador (navegação) data de 2001⁴ quando se compararam, em estudo prospectivo, 50 próteses colocadas com auxílio do navegador e com o sistema clássico pelo mesmo cirurgião. O estudo concluiu que, com o uso do sistema computadorizado, houve melhor posicionamento dos implantes em diferentes planos, com diminuição dos desvios-padrão, embora a diferença, considerando-se a medida do eixo fêmoro-tibial mecânico global, não tenha apresentado melhora significativa quando comparado com o sistema clássico. De modo geral, verificou-se melhora do posicionamento dos implantes tibial e femoral, com confiável reprodutibilidade no sistema assistido por computador. Torna-se, então,

necessário o desenvolvimento de técnicas de medidas que validem a precisão dos sistemas de orientação computadorizados. A realização de exames de pangoniometria com reconstrução em 3D parece ser uma proposta interessante¹².

A CAC tem como objetivo melhorar a qualidade e a precisão das artroplastias por meio de informações fornecidas ao cirurgião durante o ato operatório. O princípio comum a todos os sistemas computadorizados é possibilitar, a partir de captores solidamente fixados ao osso, o reconhecimento de superfícies ósseas do paciente palpadas por um instrumento calibrado (no qual o tamanho e a forma exata são conhecidos). O sistema reconhece também o espaço articular por meio de um captor fixo ao instrumental. A posição de todos os captores fixos ou móveis é identificada pelo sistema de câmaras ópticas infravermelhas ou eletromagnéticas¹¹⁻¹³.

Atualmente, existem sistemas que utilizam exames prévios de imagem e outros que não os utilizam. A tomografia computadorizada auxilia a reconstrução em três dimensões (3 D), pois define os pontos de referência importantes no ato cirúrgico, que definirão os eixos e a altura dos cortes ósseos. Esses pontos serão palpados no próprio osso do paciente e identificados por dois captores fixados firmemente na tíbia e no fêmur. A correspondência entre os pontos anatômicos palpados no próprio osso e os pontos programados no exame pré-operatório é obtida a partir de programa de computador. Esse programa funde as imagens e as apresenta na tela do aparelho, fazendo a representação em 3D das peças anatômicas e da posição precisa dos instrumentos cirúrgicos previamente calibrados. Desta maneira, é possível a navegação em tempo real, tendo conhecimento da posição dos instrumentos, a posição e tamanho dos implantes em relação à superfície articular do paciente, bem como o controle da orientação dos cortes ósseos sem guia intra ou extramedular^{4,13}.

Existem sistemas que utilizam o mesmo princípio de imagens ecográficas ou fluoroscópicas durante a operação, as quais dispensam a etapa de planificação pré-operatória. São susceptíveis de integrar informações geométricas puras^{4,7} ou associar informações morfológicas¹². Os sistemas geográficos puros baseiam-se na aquisição peroperatória dos centros cinemáticos articulares mediante o reconhecimento de captores fixados ao osso e da articulação em movimento. Para a aquisição do centro do joelho são necessários um captor tibial e um femoral. Os movimentos repetidos de flexo-extensão e registro da trajetória

dos dois captadores pela câmera permitem, a partir de um programa de cálculo matemático, determinar o centro cinemático do joelho. O mesmo princípio é utilizado no quadril (e tornozelo). Uma vez adquiridos esses três centros cinemáticos, torna-se possível a determinação do eixo fêmoro-tibial mecânico em vista frontal e lateral. A visualização em tempo real da posição e da orientação dos instrumentos calibrados em relação a tais eixos possibilita a navegação dos cortes ósseos, controlando sua orientação sobre uma interface gráfica. A palpação de pontos identificados no espaço possibilita a navegação da espessura dos cortes e do tamanho dos implantes^{13,14}.

A reconstrução óssea (*bone morphing*) que associa informações cinemáticas e morfológicas baseia-se na captura peroperatória de pontos que definem a superfície óssea do paciente. Esse sistema possibilita a aquisição de vários pontos na superfície articular com o auxílio de um localizador 3D, o qual determina, em tempo real, a posição de um palpador (previamente calibrado) em relação a dois pontos fixos aderidos ao osso. As informações obtidas do paciente são fundidas ao modelo estatístico básico do computador, composto de banco de dados obtidos em ossos normais de doadores. A fusão desses dois sistemas fornece a representação gráfica 3D, que associa as zonas ósseas palpadas e as zonas reconstruídas a partir do modelo estatístico^{9,12,13}.

Para o sucesso do procedimento, é necessário considerar, inicialmente, o centro do joelho doente (artrósico). O objetivo ao fim da cirurgia é obter o alinhamento do centro da prótese com o centro do quadril e do tornozelo. É de se supor que o cálculo do eixo mecânico leva em conta o centro da prótese nas incidências de perfil e anteroposterior, definido pelo meio do segmento que une os dois côndilos da prótese. O centro do quadril é obtido pelo método cinemático e o do tornozelo pela palpação de dois pontos maleolares, um medial e outro lateral. Com o reconhecimento da tíbia e do fêmur, e a partir da reconstrução óssea (*bone morphing*), o sistema escolhe o tamanho dos implantes tibial e femoral, melhorando seu posicionamento sobre o modelo reconstruído. Desta maneira, é possível, como nos sistemas anteriores, visualizar em tempo real a posição e orientação dos implantes em relação aos eixos do membro, bem como navegar os cortes ósseos, controlando sua orientação na tela do computador^{12,13,14}.

Segundo Insall, Freeman¹⁵ e outros autores¹⁶ que muito contribuíram para o desenvolvimento da artroplastia total do joelho, são fundamentais os posicionamentos dos implantes com as medidas seguintes:

- Ângulo fêmoro-tibial mecânico (AFTm) de $180^\circ \pm 3^\circ$;
- ângulo tibial mecânico (ATm) de 90° ;
- inclinação tibial posterior de 0° (platô posicionado a 90° em relação ao eixo tibial no perfil);
- implante femoral próximo de 90° em relação ao eixo no perfil.

Essas medidas visam a distribuir o peso simetricamente na superfície articular durante a marcha, evitando a sobrecarga de um dos compartimentos articulares, aumentando, assim, a longevidade dos implantes^{15,17}.

4 PACIENTES E MÉTODOS

Trata-se de pesquisa retrospectiva, transversal com nível de evidência III (ANEXO A), realizada em prontuários de 20 pacientes submetidos à artroplastia total do joelho, no Serviço de Cirurgia do Joelho do *Hôpital de La Croix Rousse* (Lyon, França), de fevereiro de 2002 a fevereiro de 2004. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados pelos cirurgiões Philippe Neyret e Roger Badet, os quais têm experiência em cirurgia assistida por computador. O projeto foi realizado nas normas estabelecidas pelo Comitê de Ética da escola francesa, em vigor no referido hospital (ANEXO B). Os prontuários dos pacientes foram consultados no arquivo médico do hospital, com autorização do chefe do serviço e anuência dos responsáveis técnicos do setor.

4.1 Casuística

A casuística foi constituída por 20 pacientes, sendo seis do gênero masculino e 14 do gênero feminino, com média de idade de 71,2 anos (mínima de 54 e máxima de 81 anos).

4.2 Avaliação clínica e ortopédica

Os pacientes foram submetidos à avaliação clínica endereçada a todos os sistemas no pré-operatório e considerados aptos para o tratamento cirúrgico. Nos 20 pacientes estudados, a avaliação ortopédica diagnosticou artrose do joelho, com indicação de artroplastia, cujas localizações foram as seguintes:

- Artrose fêmoro-tibial interna (AFTI) primária em 15 pacientes;
- artrose fêmoro-tibial externa (AFTE) em dois pacientes;
- artrose fêmoro-tibial interna em um paciente previamente submetido à osteotomia tibial de valgização;
- osteonecrose do côndilo femoral medial em dois pacientes.

4.3 Critérios de inclusão

Foram incluídos pacientes com artrose mono, bi ou tricompartmental do joelho, em estágio avançado (estágio 3 e 4 de Dejour e Neyret¹¹ – modificada de Ahlback), com indicação para artroplastia total do joelho.

4.4 Critérios de exclusão

Foram excluídos os pacientes nos quais a intervenção assistida por computador não foi completada ou devido a doenças que contraindicassem a intervenção cirúrgica.

4.5 Métodos

4.5.1 Tratamento cirúrgico

Todos os pacientes foram submetidos à artroplastia total do joelho, assistida por computador (Surgetics® Praxim – Grenoble; França), e usada prótese HLS *Evolution Rotatoire*® (Tornier, Grenoble-França), conforme descrição pormenorizada de ambas (APÊNDICE A, Técnica cirúrgica).

4.5.2 Medidas dos ângulos do joelho obtidas nas radiografias

Todas as medidas angulares foram realizadas pelo autor principal deste trabalho, tanto no pré como no pós-operatório, utilizando-se goniômetro articulado graduado em 360° (Futura Saúde®/ Bauru – SP) e marcador de filme radiográfico Pilot® (Jacksonville/ Estados Unidos - EUA) (FIG. 1). As medidas radiográficas dos eixos foram obtidas a partir das incidências anteroposterior (goniometria - radiografia panorâmica) em ortostatismo (carga dos membros inferiores), de perfil e em axial a 30° da articulação fêmoro-patelar. Tais medidas foram feitas com os filmes radiográficos posicionados frontalmente ao examinador em negatoscópio

apropriado (parte frontal em acrílico translúcido branco leitoso; iluminação através de uma lâmpada fluorescente circular de 32w com reator eletrônico; luminância aproximada de 1.500 nits; acendimento por interruptor e alimentação de 110 ou 220v) (FIG. 1). Todas as medições foram repetidas para confirmação dos valores encontrados.

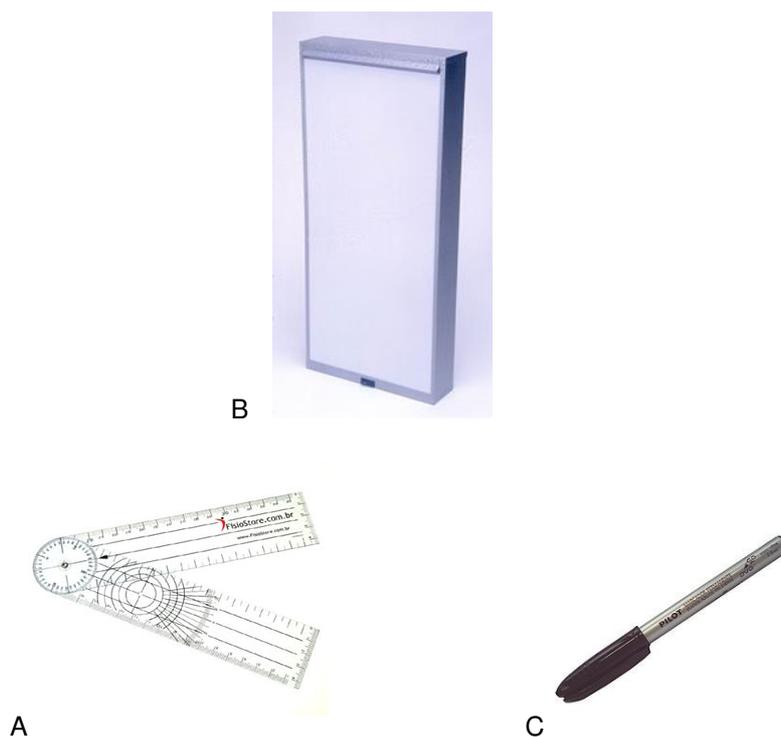


FIGURA 1 - Fotografias mostrando o goniômetro (A); o negatoscópio (B) e o marcador de texto usados nas medições radiográficas.

4.5.2.1 Medidas radiográficas no pré-operatório

A) Incidência anteroposterior

Na face medial do joelho, na incidência anteroposterior, foram obtidas as seguintes medidas (FIG. 2):

- Ângulo fêmoro-tibial mecânico (AFTm), que é formado pelo eixo mecânico do fêmur e eixo mecânico da tíbia;
- ângulo femoral mecânico (AFm), que é formado entre o eixo mecânico do fêmur e o eixo tangente aos côndilos distais;

- ângulo tibial mecânico (ATm), que se forma entre o eixo mecânico da tíbia e a tangente do platô tibial.

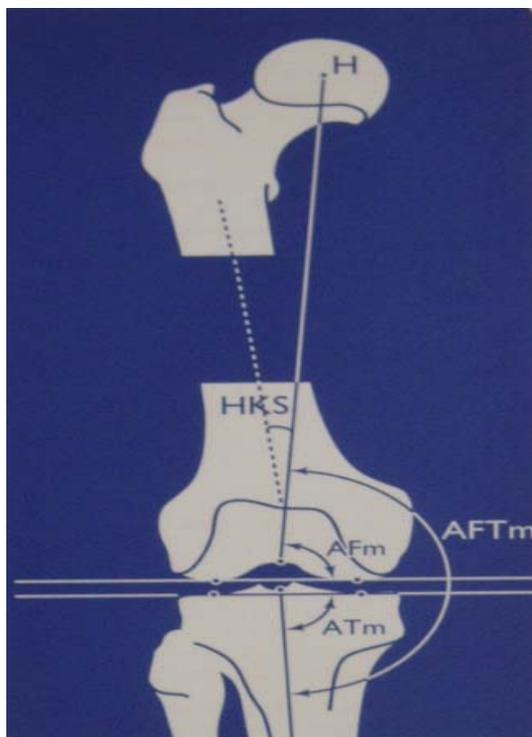


FIGURA 2 - Desenho do joelho mostrando os ângulos AFTm, AFm, ATm os quais foram medidos no pré e pós-operatórios na incidência anteroposterior.

A letra H representa o centro da cabeça femoral e HKS o ângulo que representa a divergência entre os ângulos anatômico e mecânico do fêmur (ângulo formado entre o eixo que une a cabeça femoral ao centro do joelho e o eixo anatômico do fêmur).

B) Incidência em perfil

Mede-se o ângulo da inclinação tibial, que é formado entre a linha tangente à superfície articular do platô tibial interno e o eixo anatômico de perfil (este último é traçado entre dois pontos: a 10 e a 20 cm do platô, situados no meio da distância entre as duas corticais) (FIG. 3).

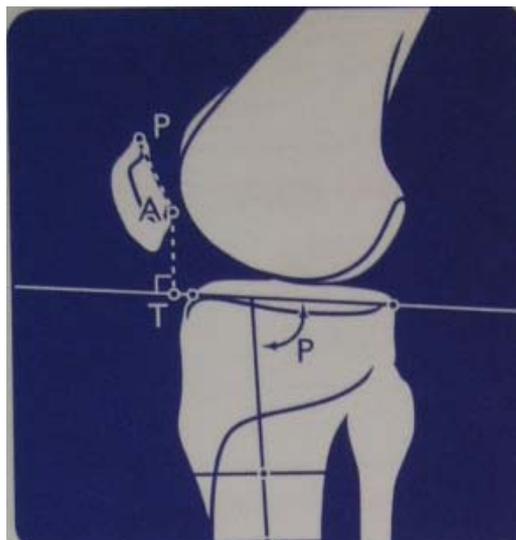


FIGURA 3 – Desenho do joelho mostrando o ângulo que corresponde à inclinação tibial (P) vista na incidência em perfil.

A linha PA corresponde à superfície articular da patela e a linha T é a tangente ao platô tibial.

4.5.2.2 Medidas radiográficas no pós-operatório

A) Inclinação tibial

A inclinação tibial é o ângulo formado entre o eixo tibial anatômico (perfil) e o eixo horizontal do componente tibial (σ) (FIG. 4).

B) Posicionamento do componente femoral na incidência em perfil

O desvio em flexão do componente femoral é o ângulo formado entre o eixo femoral anatômico e uma linha perpendicular que passa pela base do componente femoral em perfil (eixo do componente femoral γ). O desvio é considerado positivo em caso de *flexum* e negativo em caso de *recurvatum* (FIG. 4).

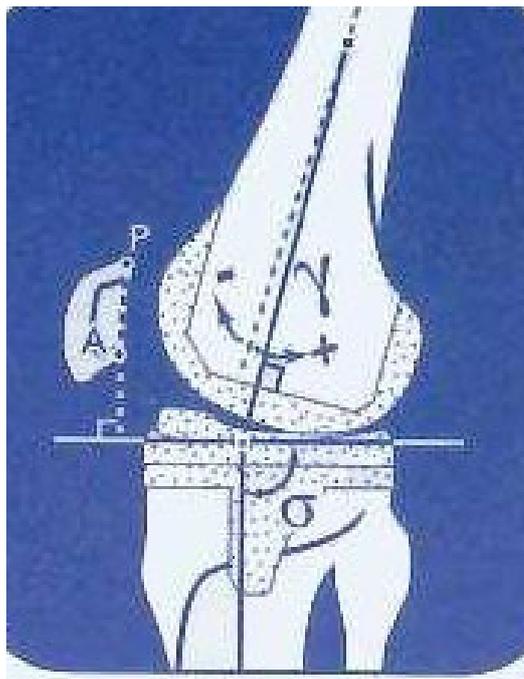


FIGURA 4 - Desenho do desvio femoral (γ) e da inclinação tibial (σ) medidos no pós-operatório na incidência em perfil.

A linha PA corresponde à superfície articular da patela.

C) Posição do componente patelar

Na posição axial a 30° da articulação fêmoro-patelar verificou-se a posição do componente patelar, considerando-se como ideal a posição 3, conforme esquema mostrado na FIG. 5.

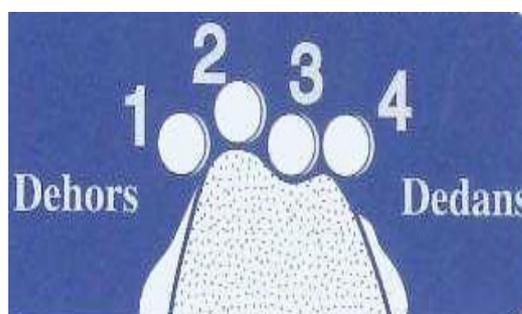


FIGURA 5 - Localização pós-operatória do componente patelar na incidência em axial a 30° do joelho.

1- Luxação externa 2- Subluxação externa 3- Centrado
4- Subluxação interna

4.6 Variáveis estudadas e testes estatísticos

As variáveis estudadas foram os ângulos femorais mecânicos, os ângulos fêmoro-tibiais mecânicos, os ângulos tibiais mecânicos, a inclinação do platô tibial e a inclinação femoral no perfil (flexo do componente femoral). Todas as medidas foram obtidas, conferidas e armazenadas em arquivo para comparação entre os dados pré e pós-operatórios. A posição final do componente patelar é importante para o funcionamento adequado da prótese, mas não possibilitou medidas para efeito de comparação no pré com o pós-operatório, uma vez que não foi utilizado o sistema computadorizado.

Para os cálculos foi empregado o *t-test (Student)*, que é adequado para comparar médias de uma mesma série em dois momentos diferentes, com nível de significância de 95%.

5 RESULTADOS

5.1 Medidas radiológicas no pré-operatório

As médias das medidas radiológicas encontradas no pré-operatório foram: AFTm, 175,45°; AFm, 90,6°; ATm, 87,7°; e inclinação tibial, 6,75° (TAB. 1).

5.2 Medidas radiográficas no pós-operatório

As médias das medidas radiográficas encontradas no pós-operatório foram: AFTm, 179,7°; AFm, 89,1°; ATm, 90,0°; inclinação tibial posterior, 0,3°; inclinação do componente femoral no perfil, 1,3° (TAB. 1).

5.3 Comparações entre as medidas radiográficas do pré-operatório e do pós-operatório

Todas as medidas radiográficas do pré e pós-operatório, assim como a média, variância e desvio-padrão, foram agrupadas para facilitar a comparação entre elas (TAB. 1).

TABELA 1
Resultados radiográficos obtidos no pré e pós-operatórios,
com os valores mínimos, máximos, média, variância e desvio-padrão

		Mínimo	Máximo	Média	Variância	Desvio-padrão
Pré-operatório	AFTm	167	190	175.45	39.63	6.29
	AFm	77	95	90.6	15.09	3.88
	ATm	83	94	87.7	8.01	2.83
	σ	0	24	6.75	32.51	5.7
Pós-operatório	AFTm	175	185	179.7	6.64	2.57
	AFm	85	94	89.1	3.67	1.91
	ATm	87	94	90	2.52	1.59
	σ	-2	3	0.3	1.8	1.34
	γ	-5	4	1.3	4.53	2.13

AFTm: ângulo fêmoro-tibial mecânico; AFm: ângulo femoral mecânico; ATm: ângulo tibial mecânico; σ : inclinação tibial; γ : inclinação do componente femoral no perfil.

A comparação do AFTm mostra que houve maior aproximação do valor considerado ideal (180°) após a artroplastia assistida por computador em relação ao pré-operatório. Observa-se mais concentração de joelhos próxima do centro do gráfico (cerca de 50%) no pós-operatório (GRÁF. 1).

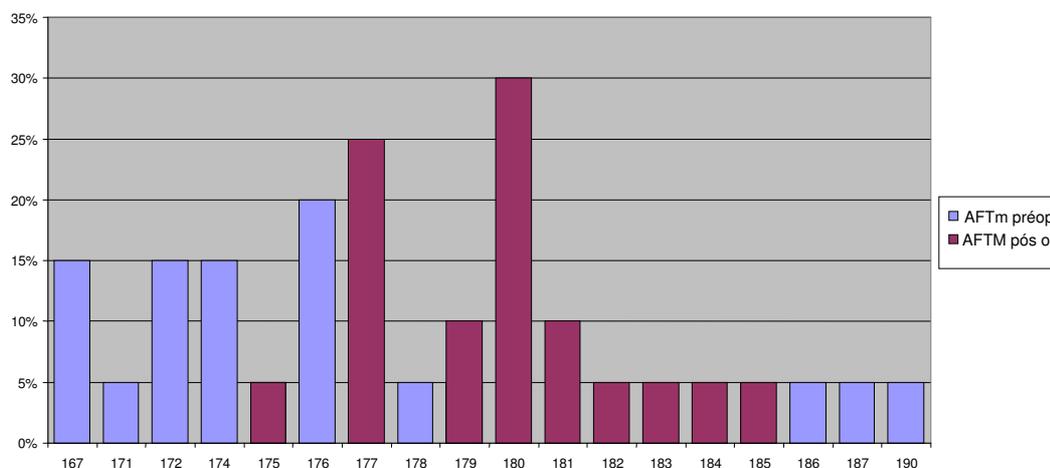


GRÁFICO 1 – Distribuição do AFTm pré e pós-operatório.

Série de 20 navegações (N=20 / 20).

No pós-operatório, houve aproximação dos valores angulares médios das AFTms em relação aos valores de 180° e 90° e a comparação entre os resultados pré e pós-operatórios foi significativa ($p = 0,012$) (GRÁF. 2).

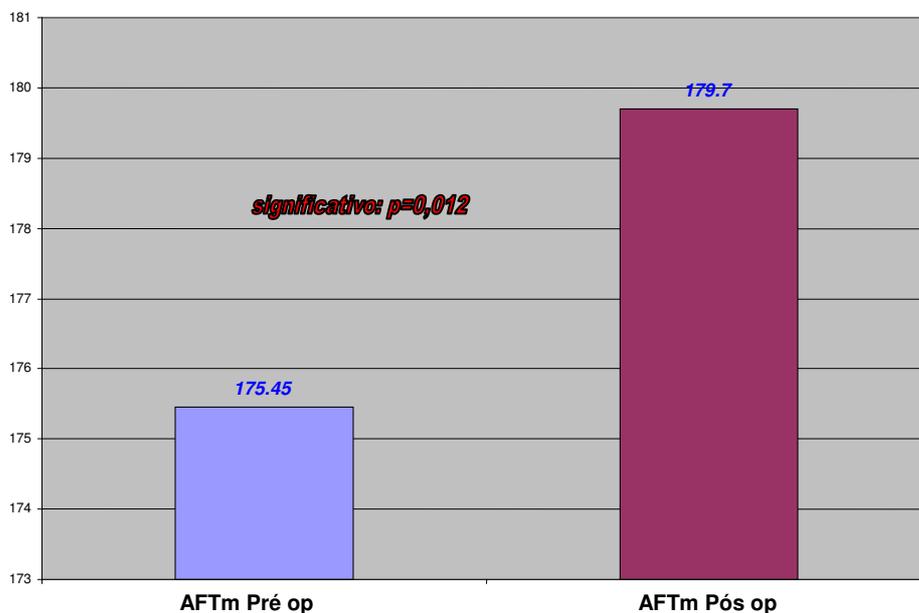


GRÁFICO 2 – Média dos AFTms em graus, pré e pós-operatório.

Os valores das medidas do ângulo AFm (cerca de 90°) no pós-operatório foram mais homogêneos quando comparados com os do pré-operatório. Em um caso, foi necessário manter o alinhamento em valgo residual de 4 graus para obtenção de balanço ligamentar satisfatório ao fim da intervenção (GRÁF. 3).

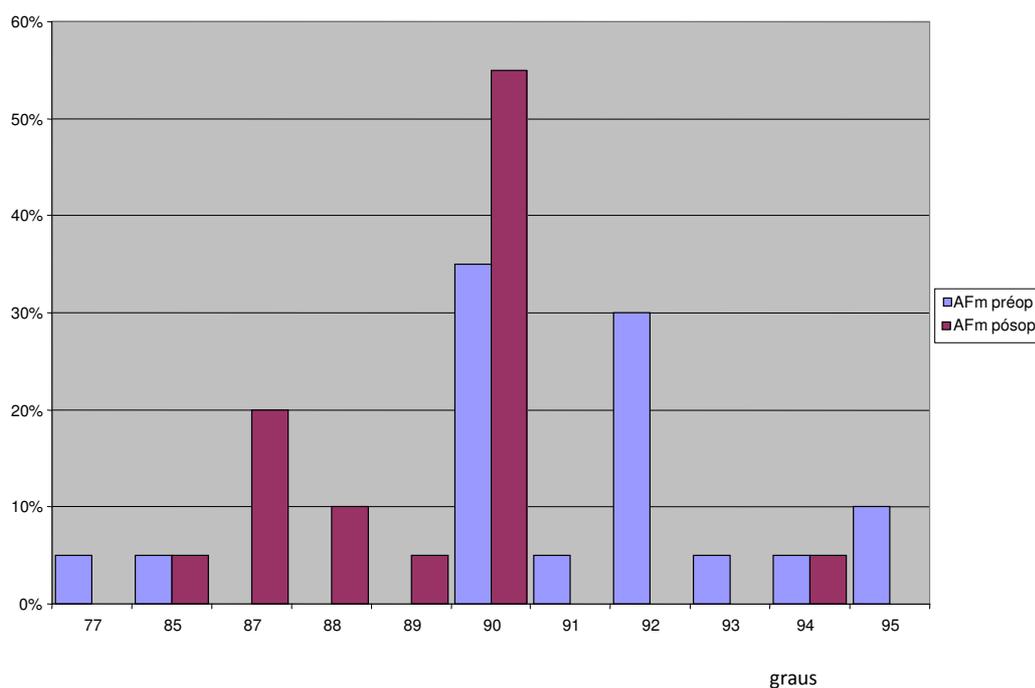


GRÁFICO 3 – Distribuição do AFm em graus pré e pós-operatório.

Série de 20 navegações (N= 20 / 20).

A média do ângulo AFm no pré-operatório foi de 90,6° e no pós-operatório 89,1°, com diferença significativa ($p=0,035$), ou seja, houve relativo distanciamento do valor ideal de 90° após a colocação da prótese (GRÁF. 4).

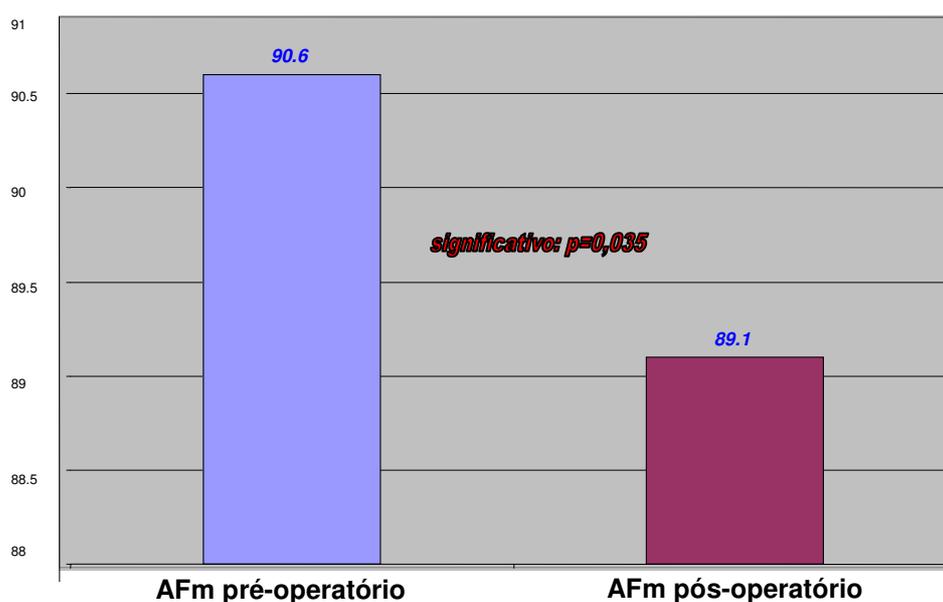


GRÁFICO 4 – Média dos AFms em graus, pré e pós-operatório.

No pós-operatório o valor do ATm foi de 90° em 50% dos casos, enquanto no pré-operatório apenas 20% atingiram esse valor. Além disso, no pós-operatório o valor do ATm foi mais homogêneo do que no pré-operatório (GRÁF. 5).

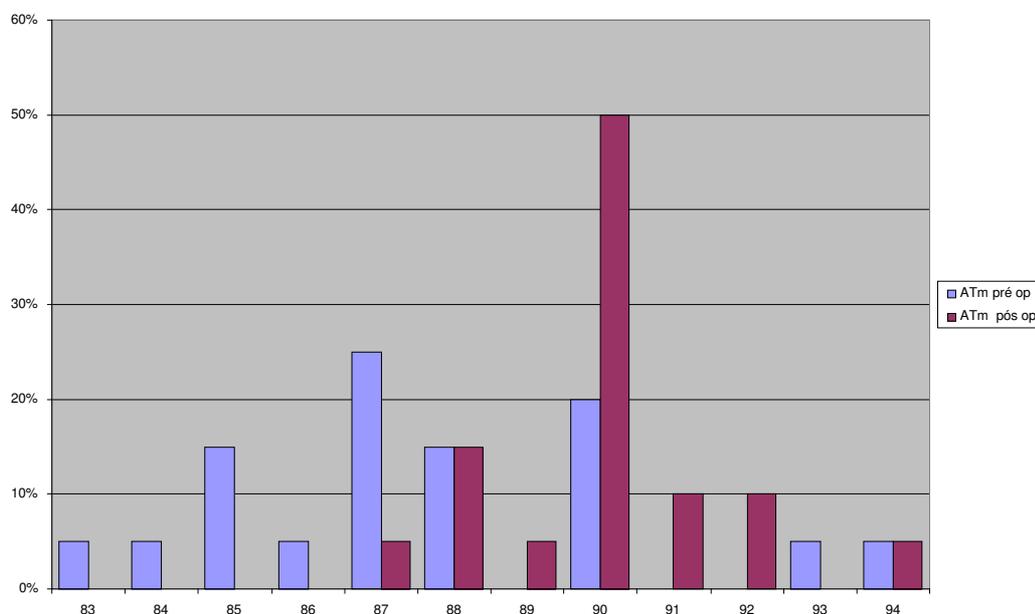


GRÁFICO 5 – Distribuição do ATm em graus pré e pós-operatório.

Série de 20 navegações (N=20 / 20).

A média do ângulo ATm no pré-operatório foi de 87,7° e no pós-operatório 90,0°, com diferença significativa ($p=0,003$), ou seja, houve melhoria significativa e aproximação do valor ideal de 90° após a colocação da prótese (GRÁF. 6).

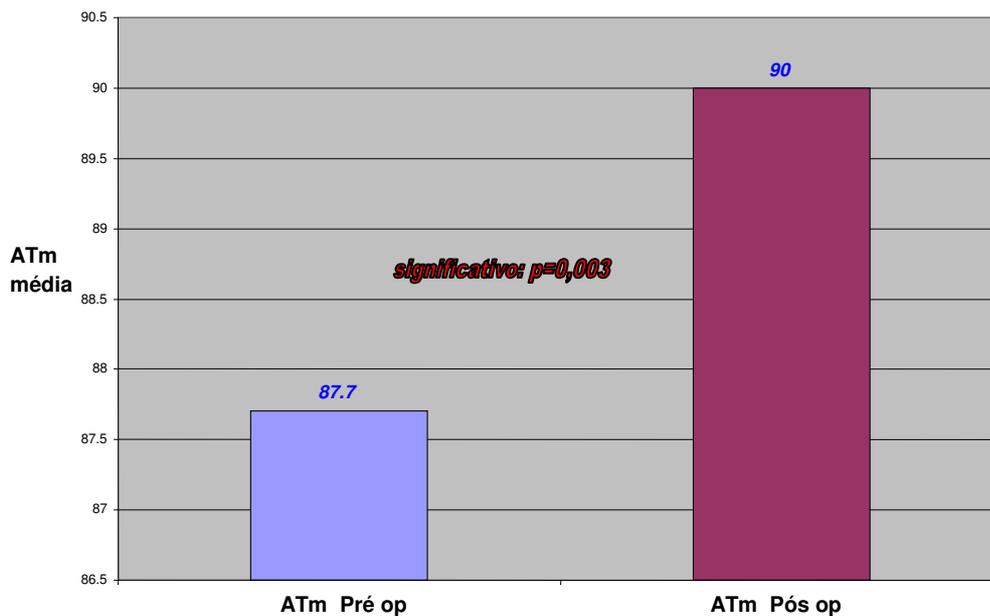


GRÁFICO 6 – Média dos ATms em graus, pré e pós operatório.

Não houve complicações fêmoro-patellares e cutâneas. O tempo médio de torniquete foi de 109,5 minutos (mínimo de 80, máximo de 130). Dois pacientes já tinham sido submetidos à artroscopia do joelho (lesão meniscal) antes da artroplastia. Em um caso, foi necessária a osteotomia da tuberosidade anterior da tíbia para exposição da articulação, o que não interferiu na utilização do sistema de cirurgia assistida por computador e no resultado do procedimento cirúrgico.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo sobre artroplastia total do joelho empregando-se cirurgia assistida por computador apresentou posicionamento adequado dos implantes femoral e tibial, bem como equilíbrio ligamentar no pós-operatório. A precisão do posicionamento dos implantes femoral e tibial encontrada corrobora os dados da literatura especializada, que mostram aproximação dos valores dos ângulos medidos com os tidos como ideais, ou seja, AFTm de 179,7°, AFm de 89,1°, ATm de 90°, inclinação tibial de 0,3° e flexo de 1,3°^{4,7,8,17}. Saragaglia e Sparmann ressaltam a melhoria dos resultados obtidos quando comparados com a técnica convencional^{4,8}.

A avaliação do AFm mostrou que houve afastamento do valor considerado ideal, que é de 90° no pós-operatório, contrariando, assim, o esperado. Esse fato provavelmente ocorreu devido à inclusão de um paciente em que foi necessário manter o alinhamento em valgo residual de 4 graus para obtenção de balanço ligamentar satisfatório no fim da intervenção. Como a casuística é pequena, apenas um caso pode ter influenciado na avaliação estatística^{18,19}.

A ideia de utilizar esse sistema tem como objetivo aumentar a longevidade dos implantes e reduzir o trauma cirúrgico²⁰. O sucesso da prótese total de joelho (PTJ), representado pela longevidade dos seus componentes, depende de alinhamento axial e balanço ligamentar adequados e da equalização dos espaços obtidos em flexão e extensão^{12,21}. Instabilidade e posicionamento inadequado desses componentes são responsáveis pela maioria das reoperações nos primeiros dois anos após a artroplastia^{13,17}. Alguns autores encontraram melhor indicação quando há deformidade óssea à distância da interlinha articular, situação em que a utilização dos guias tradicionais tornar-se-ia inviável, segundo Fehring¹².

O princípio da navegação consiste na obtenção do eixo anatômico do membro, alinhando-se o centro da cabeça femoral, centro do joelho e tornozelo. Para isso, as etapas de reconstrução óssea devem ser realizadas antes dos cortes ósseos. A necessidade de fixação dos captos infravermelhos no fêmur e tíbia, de maneira que não se movam, é uma etapa a mais na cirurgia, o que

aumenta o tempo de torniquete e, conseqüentemente, poderia aumentar a morbidade.

Os resultados encontrados na literatura são ainda controversos, sobretudo quanto à avaliação clínica. Tayot (2004) demonstrou melhora no posicionamento dos implantes na artroplastia total do joelho em 70 pacientes com uso da navegação comparado com outros 70 pacientes submetidos à operação convencional. Os resultados, entretanto, não foram diferentes na avaliação clínica inicial²². Lambilly *et al.* (2004) relataram melhora significativa do posicionamento de 100 próteses colocadas com o auxílio do mesmo sistema de navegação²³. Por outro lado, Jong e Eun (2006) não referiram diferenças significativas entre um grupo de 49 pacientes operados com auxílio do navegador e outro de 53 pacientes operados com a técnica convencional²⁴.

No presente trabalho, avaliou-se a capacidade dessa nova e promissora técnica de melhorar o posicionamento dos implantes na artroplastia total do joelho, comparando os valores angulares obtidos no pré e pós-operatórios dos 20 pacientes operados. Entretanto, para o desenvolvimento da técnica de artroplastia por navegação, com o objetivo de facilitar e aperfeiçoar o procedimento, alguns pontos tornam-se passíveis de discussão, tais como: melhoria no posicionamento dos implantes; melhoria no equilíbrio ligamentar; diminuição dos gestos invasivos; melhoria do controle fêmoro-patelar; simplificação do procedimento e diminuição do tempo cirúrgico. É importante considerar a colocação dos captosres fixos de maneira confiável e que não entrem em conflito com o instrumental cirúrgico e também identificar a posição correta desses captosres a fim de reposicioná-los em caso de mobilização acidental.

O interesse do sistema navegado é evidente, principalmente se há deformidade extra-articular do fêmur ou da tíbia (calo vicioso, deformação constitucional, etc.) que não permitam utilizar de maneira confiável as técnicas clássicas com guias intra ou extramedulares. A realização de cortes ortogonais a 90° (estrito ao fêmur – ângulo AFm), que é desejável, pode ser substituída por cortes não ortogonais. Essa modificação é aplicada quando há persistência de varo femoral protético em joelho varo de origem femoral, para evitar problemas no equilíbrio ligamentar, tal como ocorreu em um dos casos desta pesquisa. Isto se explica pelo fato de que a validação do sistema de navegação se faz, num primeiro tempo, utilizando-se os dados obtidos do sistema tradicional.

Paralelamente, em caso de varo de origem femoral, procura-se confeccionar a cúpula femoral ortogonal (90°) para evitar a frouxidão lateral residual. Observa-se, ainda, que o sistema de navegação permite a introdução das novas noções, tais como a evolução dinâmica dos eixos em função da posição do joelho (medidos durante o curso da flexo-extensão do joelho, ou seja, em movimento) e da posição dos implantes (efeito da rotação femoral sobre a evolução, em flexão, do eixo fêmoro-tibial mecânico).

O sistema empregado, que foi o de obtenção da anatomia óssea do paciente no peroperatório (reconstrução óssea) sem uso de imagens prévias, pareceu viável. Os resultados do estudo mostram o posicionamento adequado dos componentes. O posicionamento no plano sagital do fêmur e da tíbia deve ser avaliado para cada paciente, uma vez que as referências anatômicas que definem os eixos mecânicos da tíbia e do fêmur podem sofrer alterações. Nesses casos, o mais adequado seria posicionar o centro da prótese no centro geométrico do joelho¹².

Vários pontos podem contribuir na melhora do posicionamento dos implantes nesse sistema. A determinação dos pontos condilares posteriores (a palpação torna-se difícil em razão das partes moles posteriores) e os pontos condilares principais poderão ser calculados automaticamente pelo sistema após a palpação global de uma zona. A palpação condileana, no futuro, poderá ser feita após o corte da tíbia. Palpação circunferencial da tíbia deverá aperfeiçoar o posicionamento tibial.

O sistema de navegação permite visualização e quantificação do equilíbrio ligamentar em flexão e extensão de maneira adequada. De acordo com tais sistemas, o controle do equilíbrio ligamentar pode ser conseguido pela medida e pela quantificação do desvio frontal em estresse ou pela medida e quantificação dos espaços também submetidos a uma força em estresse entre os cortes em flexão e cortes em extensão. No sistema utilizado, o equilíbrio ligamentar pode ser melhorado, uma vez que existem diferenças nas medidas dos espaços em extensão (que não têm consequência visível nas radiografias avalizadas). Seria ideal disponibilizar a visão dinâmica do AFTm em função da flexo-extensão e dos restritores em varo e valgo (atualmente limitado em cerca de 20° de flexão). Ideal também seria medir a amplitude de movimento no começo e no fim da intervenção.

O sistema de navegação minimiza os gestos invasivos, uma vez que evita a utilização de guia centro-medulares, que são potencialmente fonte de complicação (embolia gordurosa) e de sangramento importante. No sistema utilizado, o comprimento da cicatriz pode diminuir a partir da redução do instrumental, da fixação percutânea dos captosres fixos, da fixação dos captosres fixos no instrumental e do desenvolvimento de um sistema de navegação sem auxílio de guias intramedulares.

Nenhum sistema atual permite controlar fielmente a colocação do botão patelar de maneira que diminua as complicações fêmoro-patelares pós-operatórias. É necessário desenvolver um sistema capaz de atuar na navegação da patela, levando-se em conta sua altura, centralização do componente patelar, espessura e restabelecimento do braço de alavanca quadriciptal. O corte patelar desafia os sistemas de navegação atuais com a dificuldade particular de colocação de um captor fixo estável.

Todos os sistemas de navegação estão em vias de aperfeiçoamento, mas a maior parte não permite ao cirurgião ganho de tempo em relação à cirurgia convencional²⁵. A simplificação do procedimento poderá contribuir para a diminuição do tempo cirúrgico e, conseqüentemente, para a melhor recuperação do paciente. Atualmente, ainda há dificuldade na conciliação dos interesses do cirurgião, paciente e indústria no desenvolvimento de tais sistemas. No sistema utilizado nesta pesquisa seria viável aperfeiçoar as etapas de palpação, ou seja, usando-se somente as zonas estratégicas.

São vários os sistemas de navegação hoje em desenvolvimento que têm como objetivo a melhoria do posicionamento dos implantes na artroplastia total de joelho. Porém, em todos eles, é o cirurgião quem deve tomar as decisões finais de maneira a alcançar os resultados planejados no início da cirurgia, que poderá variar conforme o paciente (correção total ou não do eixo mecânico, deixar a articulação mais ou menos tensa, etc.). É imprescindível que o cirurgião conheça todas as etapas do procedimento, a anatomia e cinemática do joelho²⁶.

O real valor da cirurgia assistida por computador deve ser avaliado por meio de novos estudos prospectivos e randomizados, comparando-se esse procedimento com o convencional. Resta, ainda, o problema do custo financeiro desse sistema, que ainda é alto para os padrões da maioria dos hospitais e dos cirurgiões de joelho que atuam no Brasil. Para que haja diminuição dos custos

dos aparelhos empregados nessa nova técnica, serão necessários esforços das empresas e cirurgiões interessados no seu aperfeiçoamento. Vislumbra-se, assim, a perspectiva de economia para o setor público e privado, considerando-se, sobretudo, a diminuição no número de complicações, reoperações e, de maneira mais relevante, os benefícios para os pacientes. Serão necessários, também, novos estudos para avaliar a viabilidade financeira dessa nova tecnologia na artroplastia total de joelho.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados desta pesquisa, pode-se afirmar que o sistema assistido por computador mostrou-se confiável para o posicionamento adequado dos implantes na artroplastia total do joelho nos pacientes operados.

REFERÊNCIAS

1. Aglietti P, Buzzi R. Posterior stabilized total condylar knee replacement: three to eight years follow-up of 85 knees. *J Bone Joint Surg Br* 1988; 70-B: 211-6.
2. Hansen AD, Rand JA. Evaluation and treatment of infection at the site of a total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80-A: 910-22.
3. Taylor RH, Lavalée S, Burdea GC, Mösgues R. Computer-integrated surgery. Technology and clinical applications. *Clin Orthop* 1998; 354:5-7.
4. Saragaglia D, Picard F, Chaussard C, Montbarbon E, Leitner F, Cinquin P. Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study. *Rev Chir Orthop* 2001; 87:18-28.
5. Townley CD. The anatomic total knee: instrumentation and alignment technique. *The knee: papers of the first scientific meeting of the knee society.* Baltimore, University Press. USA. 1985; 39-54.
6. Nodé-Langlois L. Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire. Thèse présentée pour obtenir le grade de docteur de L'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. Paris ; 2003.
7. Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case controlled study in comparison with classical instrumentation. *Rev Chir Orthop* 2001; 87:645-52.
8. Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Banzer D, Zink A. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Br* 2003; 85-B: 830-5.
9. Stindel E, Briard JL, Dubrana F, Merloz P, Plaweski S, Lefreuve C. Le "bone morphing" dans la PTG: une reconstruction 3D précise sans imagerie pré-opératoire. *Surgetica 2002. Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur: outils et applications.* Sauramps Médical. Paris, 2002; 24-28.
10. Tayot O, Ait Si Selmi T, Neyret Ph. Results at 11.5 years of 376 posterior stabilized HLS 1 total knee replacements. Survivorship analysis and risk factors for failure. *The Knee* 2001; (8):195-205.
11. Dejour H. Classification des arthroses fémoro-tibiales. Conséquences sur les indications thérapeutiques. 8^e Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou. Lyon, 1995; 366-75.
12. Fhering T, Mason JB, Moskal J, Pollock D, Mann J, Williams V. When computed-assisted knee replacement is the best alternative. *Clin Orthop* 2006; 452: 132-136.

13. Delp SL, Stulberg SD, Davies B, Picard F, Leitner F. Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop* 1998; 354:49-56.
14. Stindel E, Gil D, Briard JL, Merloz P, Dubrana F, Lefevre C. Evaluation de la précision et de la reproductibilité de l'algorithme « surgetic » de détection du centre hanche. *Surgetica* 2002. Gestes médico chirurgicaux assisté par ordinateur : outil et applications. Sauramps Médical. 2002 ; 48-52.
15. Scott WN. *Insall e Scott Surgery of the Knee*. 4th edition, 2006; 1456.
16. Dorr L D, Boiardo R A. Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1986 Apr; 205: 05-11.
17. Nizard RS, Groupe Guépar. Système de chirurgie assistée par ordinateur pour prothèse totale du genou. Justification théorique. État actuel. Cahier d'Enseignement de la So.F.C.O.T. Elsevier, 2002; 175-88.
18. Selmi T A, Zanone X, Neyret P. Prothèse du genou sur cal vicieux. In *Chirurgie Prothétique du genou*. Sauramps Médical. 1999 ; 221-39.
19. Badet R, Selmi T A, Neyret P. Prothèse Totale du genou après osteotomie tibiale de valgisation. In *Chirurgie Prothétique du genou*. Sauramps Médical. 1999 ; 241-57.
20. Hasegawa M, Yoshida K, Wakabayashi H, Sudo A. Minimally invasive total knee arthroplasty: comparison of jig-based technique versus computer navigation for clinical and alignment outcome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010; sep 1.
21. Biasca N, Wirth S, Bungartz M. Mechanical accuracy of navigated minimally invasive total knee arthroplasty (MIS TKA). *Knee*. 2009 Jan;16(1):22-9.
22. Tayot O, Boufarah C, Chavane H, Béjui-Huges J. Comparaison d'une série de 70 PTG naviguées avec une série de 70 PTG implantées avec un ancillaire classique. 79e Réunion Annuelle de La SO.F.C.O.T. Paris, 2004.
23. Lambilly C, Courjaud X, Merlaud L. Apport de la chirurgie assistée par ordinateur dans le positionnement de 100 prothèses totales de genou à plateforme rotatoire. 79e Réunion Annuelle de La SO.F.C.O.T. Paris, 2004.
24. Jong K S, Eun K S. Navigation-assisted less invasive total knee arthroplasty compared with conventional total knee arthroplasty: a randomized prospective trial. *J Arthroplasty*. 2006; 21: 777-82.
25. Smith BR, Deakin AH, Baines J, Picard F. Computer navigated total knee arthroplasty: the learning curve. *Comput Aided Surg*. 2010;15(1-3):40-8.
26. Picard F. Le geste médico-chirurgical assisté par ordinateur - GMCAO. Symposium Ceraver USA. 2003; 197-8.

APÊNDICE E ANEXO

APÊNDICE A - Agrupamento dos pacientes incluídos no trabalho

QUADRO 1

Relação dos pacientes operados, identificados pela inicial do nome, sexo (gênero), idade à época da operação, data da operação e diagnóstico

Paciente	sexo	Idade (op)	data (op)	Diagnóstico
1- G.M.	F	65a 8m	07/02/02	AFTI
2- P.C.	F	54a 2m	30/05/02	AFTI
3- H.G.	M	67a	06/04/02	AFTI
4- R.R.	F	75a 1m	06/11/02	AFTI
5- B.M.T.	F	68a 8m	15/10/02	AFTI
6- Gu.M.	F	73a 4m	09/05/02	AFTI / OTV
7- D.J.	M	78a 11m	17/10/02	AFTI
8- O.S.J.	M	66a 9m	29/01/04	AFTE
9- F.S.	F	81a 8m	20/06/02	AFTI
10- C.P.	F	76a 11m	21/06/02	AFTI
11- Ca.P.	F	77a 8m	09/12/02	AFTI
12- B.M.	M	74a	26/09/02	OCI
13- C.V.	F	72a 9m	23/01/03	OCI
14- L.Y.	F	64a 2m	27/03/03	AFTE
15- A.F.	M	71a 10m	13/02/03	AFTI
16- P.P.	F	76a 10m	22/05/03	AFTI
17- V.D.	F	72a	02/06/04	AFTI
18- D.M.	F	77a 10m	20/11/03	AFTI
19- O.B.	M	68a 8m	12/11/03	AFTI
20- M.M.	F	70a 4m	20/01/04	AFTI

AFTI: artrose fêmoro-tibial interna; AFTE: artrose fêmoro-tibial externa.
OTV: osteotomia tibial de valgização; OCI: osteonecrose do côndilo femoral interno.

O QUADRO 2 abaixo apresenta informações dos pacientes colhidas no pré e pós operatório

QUADRO 2

Dados radiográficos pré e pós-operatórios do pacientes operados

Paciente	Joelho	Pré - Operatório					Pós - Operatório					
		AFTM	AFM	ATM	Inclin. tib.	Patela	AFTM	AFM	ATM	Inclin. tib.	Fem.	Patela
1- G.M.	D	174°	92°	88°	4°	3	177°	90°	87°	0°	0°	3
2- P.C.	D	176°	95°	83°	10°	2	185°	89°	92°	-2°	0°	3
3- H.G.	D	176°	90°	85°	10°	3	181°	90°	91°	0°	4°	3
4- R.R.	D	174°	90°	87°	6°	3	177°	87°	90°	0°	4°	3
5- B.M.T.	D	176°	90°	85°	8°	3	177°	87°	90°	0°	4°	3
6- Gu.M.	G	187°	90°	94°	0°	3	180°	90°	90°	0°	0°	3
7- D.J.	D	176°	94°	87°	10°	3	184°	94°	90°	0°	2°	3
8- O.S.J.	G	186°	92°	93°	0°	3	177°	90°	94°	0°	0°	3
9- F.S.	G	178°	92°	87°	2°	3	180°	90°	90°	1°	0°	3
10- C.P.	D	171°	77°	90°	6°	2	183°	85°	88°	0°	0°	3
11- Ca.P.	D	167°	90°	84°	24°	3	179°	87°	88°	0°	-5°	3
12- B.M.	D	175°	92°	90°	6°	3	181°	90°	90°	3°	2°	3
13- C.V.	G	179°	90°	90°	0°	3	179°	90°	90°	0°	3°	3
14- L.Y.	D	190°	95°	87°	7°	3	180°	90°	90°	0°	2°	3
15- A.F.	G	172°	93°	85°	2°	3	180°	90°	90°	-1°	2°	3
16- P.P.	D	174°	92°	86°	12°	3	175°	88°	88°	-2°	3°	3
17- V.D.	D	172°	91°	87°	2°	3	180°	88°	92°	0°	0°	3
18- D.M.	D	167°	85°	90°	12°	3	180°	87°	89°	3°	0°	3
19- O.B.	D	167°	92°	88°	4°	3	177°	90°	91°	0°	2°	3
20- M.M.	D	172°	90°	88°	10°	3	182°	90°	90°	3°	3°	3

A técnica operatória

A prótese HLS *Evolution Rotatoire*® (Tornier; Grenoble-França) foi utilizada em todos os casos (FIG. 6). Quatro pacientes já tinham sido submetidos à artroplastia total do joelho do lado contralateral pela técnica convencional.



FIGURA 6 - Fotografia da prótese HLS *Evolution Rotatoire*® (Tornier/Grenoble – França).

O sistema baseia-se na aquisição peroperatória de dados cinemáticos articulares (quadril) e de dados anatômicos (joelho e tornozelo), ou seja, não há necessidade de exames de imagem pré-operatórios.

Com a finalidade de controlar instantaneamente os parâmetros dos cortes ósseos, os guias de corte são munidos de marcadores. No caso de falha do sistema de navegação, é possível passar para a técnica convencional, com uso de guias intra e extramedulares.

Nesta série, o sistema de navegação foi calibrado com os guias intra e extramedulares convencionais de um instrumental clássico, o que permite verificar a precisão do sistema navegado em comparação com o sistema clássico, o qual já é bem conhecido, tendo em vista seus limites e confiabilidade.

A) Instrumental mecânico de marcação

É derivado do instrumental clássico da prótese HLS *Evolution Rotatoire* (Tornier/Grenoble – França).

- Guia marcador de corte com pastilhas reflexivas infravermelhas.

- Palpador marcador com pastilhas reflexivas infravermelhas.
- Marcadores femorais e tibiais com pastilhas reflexivas infravermelhas. Com geometrias diferentes, eles permitem ao cirurgião e ao localizador diferenciá-los.



FIGURA 7 - Palpador marcador e marcador tibial sendo calibrados após fixação no paciente.

B) A estação de navegação

Permite, a partir de uma câmara infravermelha, identificar espacialmente e em tempo real os marcadores. Ela comporta um *personal computer* (PC), um localizador infravermelho e um pedal de duplo comando. As etapas do protocolo cirúrgico são definidas em programa de computador. O cirurgião controla o computador com esse pedal.



FIGURA 8 - Fotografia da estação de navegação.

C) Desenvolvimento das etapas cirúrgicas

Após a artrotomia, o procedimento começa pela fixação dos captadores femorais e tibiais, os quais devem ser posicionados a 7,5 cm acima e abaixo da interlinha articular.

D) Obtenção de pontos fundamentais

No sistema utilizado, o eixo mecânico do membro inferior é definido por três pontos: o centro cinemático da cabeça femoral, o centro anatômico do joelho e o centro anatômico do tornozelo. Esses três pontos estão alinhados quando o membro está em extensão.

E) Obtenção do centro cinemático do quadril

É dado pelo movimento de circundação do quadril com a bacia estabilizada. São utilizados 100 pontos registrados pelo computador. A posição do centro do quadril obtida pelo método cinemático é confiável²¹.



FIGURA 9 - Fotografia feita no peroperatório mostrando a obtenção do centro cinemático do quadril durante a movimentação circular com a bacia estabilizada.

À esquerda, a tela do computador identifica espacialmente a circundução.

F) Obtenção do centro do joelho

Nesse sistema, trata-se de um centro anatômico. Uma vez que a prótese esteja fixada (perna em extensão a 0°), o ângulo entre o eixo mecânico femoral e o eixo mecânico tibial deve ser próximo de 180° no plano frontal. O centro do joelho deve corresponder ao centro anatômico da prótese.



FIGURA 10 - Fotografia do peroperatório mostrando a obtenção do centro do joelho no lado direito e no computador à esquerda.

G) Obtenção do centro do tornozelo

A localização do centro do tornozelo efetua-se pela palpação e enumerização de dois pontos maleolares, um medial e outro lateral. A precisão desse sistema já foi demonstrada²².



FIGURA 11 – Fotografia do computador ilustrando a obtenção do centro do tornozelo, sendo o maléolo lateral à esquerda e o medial à direita.

H) Palpação e numerização das superfícies femoral e tibial

Após a preparação do fêmur e da tíbia (ressecção de osteófitos, etc.), o cirurgião utiliza o palpador calibrado (com marcadores) para numerizar a superfície óssea.

O fêmur é dividido em quatro sub-regiões:

- A cortical anterior (fornece o diâmetro e posicionamento anteroposterior da prótese).
- Ponto condiliano distal do lado mais preservado (referência zero do corte femoral distal).
- Pontos condilíneos posteromedial e posterolateral (nível zero de corte do côndilo posterior em flexão e nível zero de rotação axial).

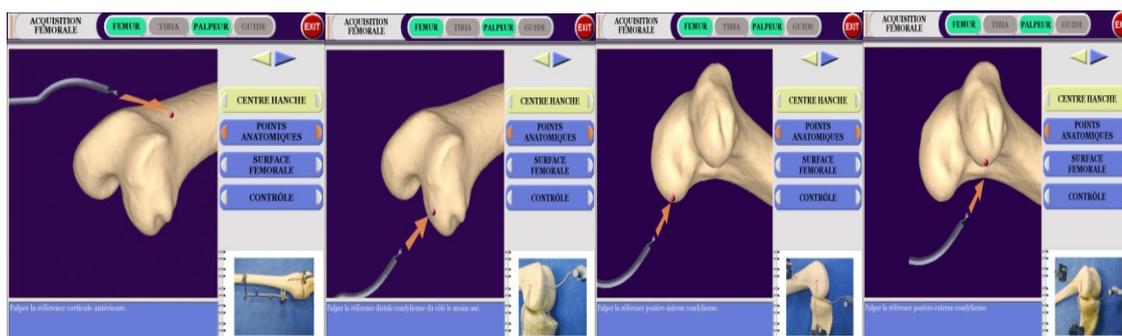


FIGURA 12 – Fotografia do computador mostrando a palpação dos pontos importantes do fêmur.

Da esquerda para a direita: cortical anterior, ponto condileano distal, ponto condileano posteromedial e ponto condileano posterolateral.

As quatro etapas da palpação da superfície femoral permitem a reconstrução gráfica da epífise femoral do paciente por meio de pontos anatômicos palpados, que são fundidos a um modelo ósseo existente no computador (*bone morphing* femoral).

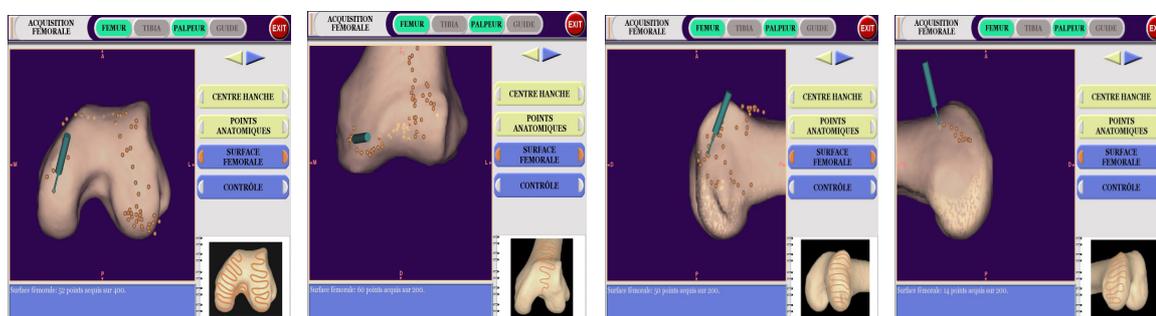


FIGURA 13 – Fotografia do computador mostrando a palpação da superfície óssea femoral para a reconstrução óssea femoral do paciente (*bone morphing*).

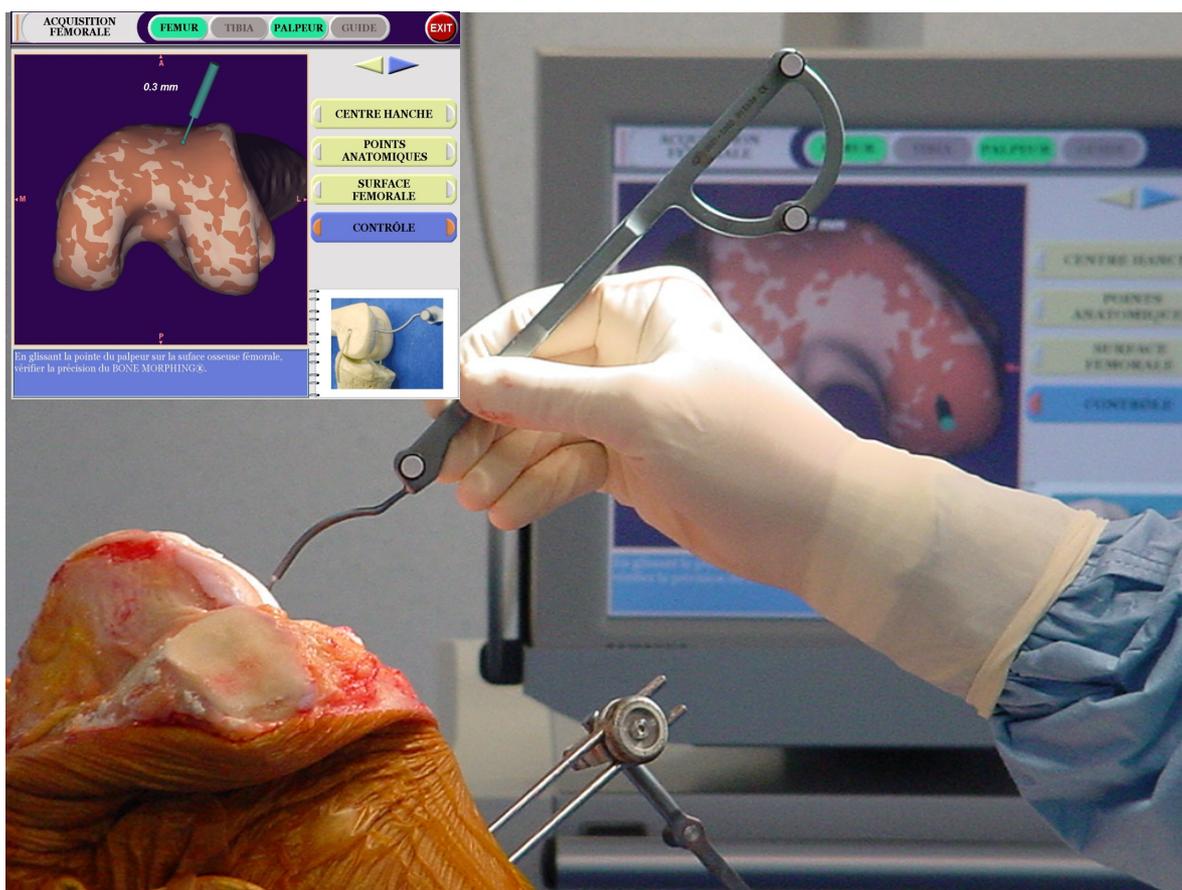


FIGURA 14 - Fotografia do peroperatório mostrando a palpação do fêmur para obtenção da superfície óssea do paciente (*bone morphing*).

No canto superior à esquerda, detalhe da tela do computador mostrando ao cirurgião, em tempo real, a região palpada.

A tíbia: é dividida em duas sub-regiões:

- Os platôs proximais, medial e lateral de um lado e a superfície anterior de outro (o ponto representado pela superfície íntegra constitui a referência zero do nível do corte tibial).
- O eixo anteroposterior do platô constitui o nível zero da rotação axial da base tibial (em relação à tuberosidade tibial anterior – TTA).

As três etapas da palpação permitem, pelo mesmo princípio da reconstrução óssea femoral, obter uma representação da epífise tibial.

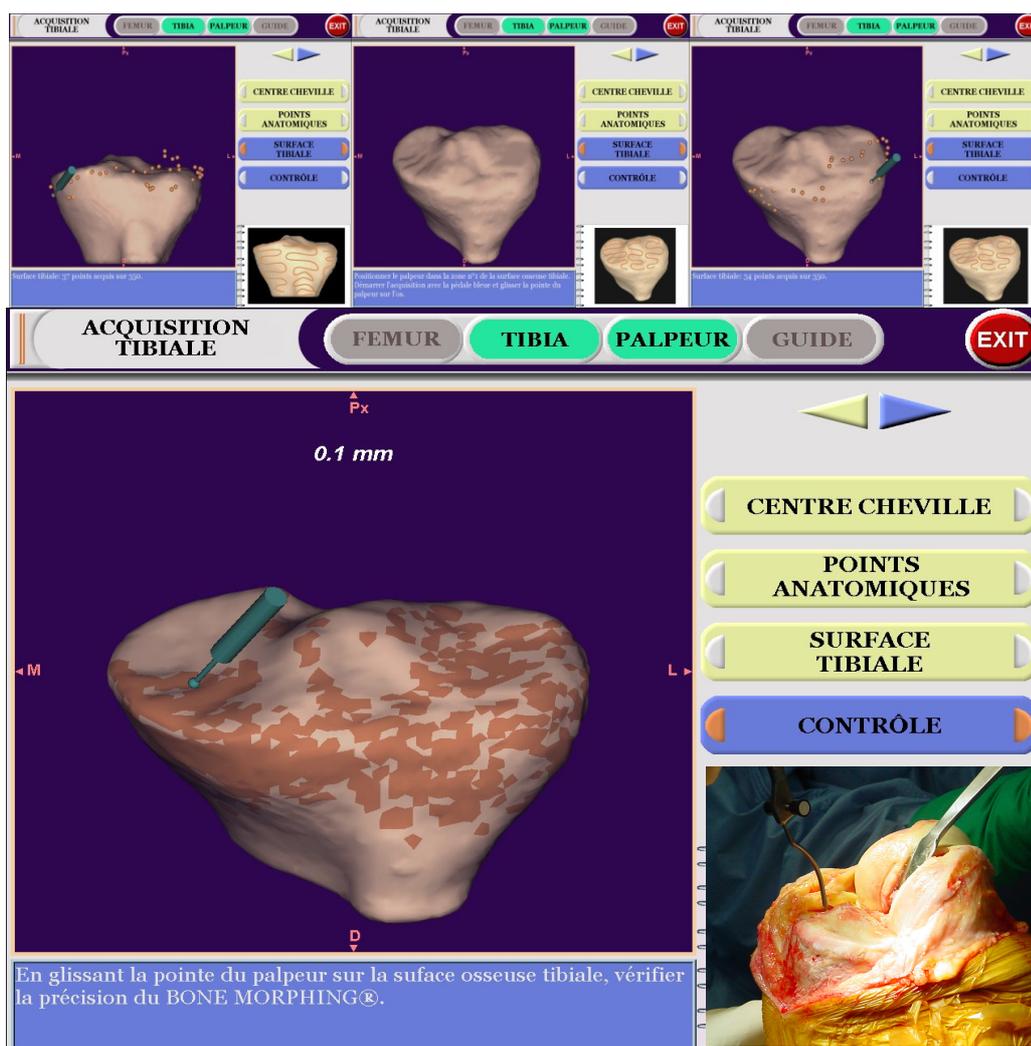


FIGURA 15 – Fotografia do computador mostrando a palpação da superfície tibial para a obtenção da reconstrução óssea (*bone morphing*) tibial.

Abaixo e à direita, fotografia do peroperatório dessa palpação.

I) Planejamento

Após as etapas de palpação e de reconstrução, a máquina propõe ao cirurgião uma ideia do posicionamento da prótese adaptada à morfologia óssea do paciente. Esse sistema interativo permite ao cirurgião modificar e otimizar virtualmente a posição dos implantes.

J) Controle do implante femoral

- Rotação axial \Rightarrow em relação ao corte condileano posterior em flexão

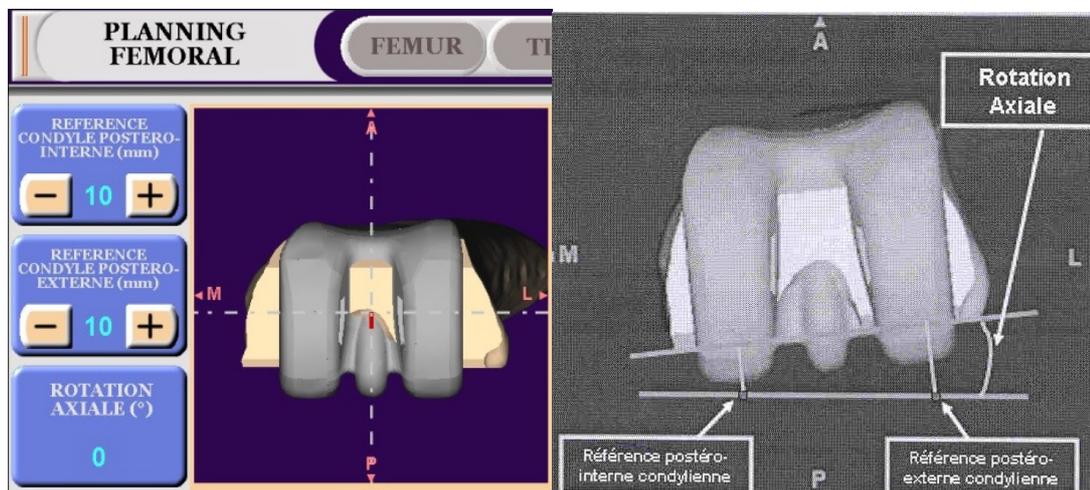


FIGURA 16 – Fotografia do computador mostrando: o controle da rotação axial do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática desse controle (à direita).

- Ângulo femoral mecânico (AFM) da prótese \Rightarrow em relação à AFM da prótese

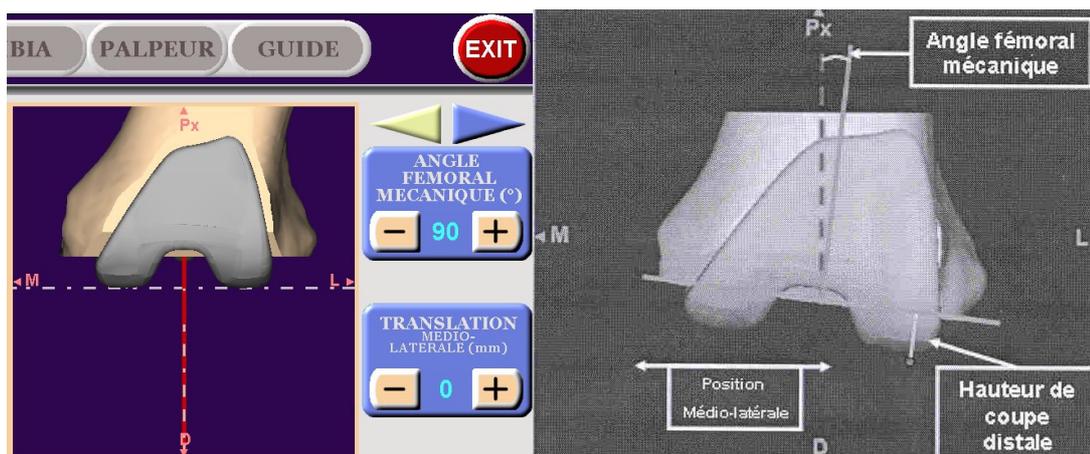


FIGURA 17 – Fotografia do computador mostrando o controle do ângulo femoral mecânico (AFM) da prótese, no peroperatório (à esquerda) e figura esquemática do controle do AFM da prótese (à direita).

- Flexo \Rightarrow em relação ao eixo entre o centro do quadril e o centro da prótese no perfil.

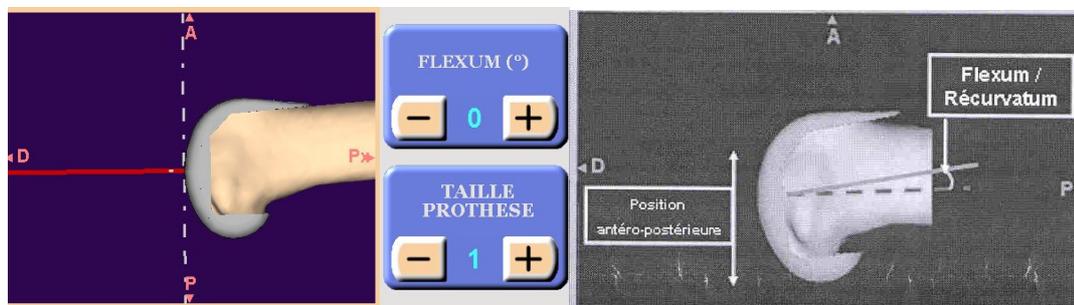


FIGURA 18 – Fotografia do computador mostrando o controle, no peroperatório, do flexo do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática desse controle (à direita).

- Tamanho \Rightarrow determinado em relação à distância da cortical anterior e o ponto posterior do côndilo não comprometido no perfil.

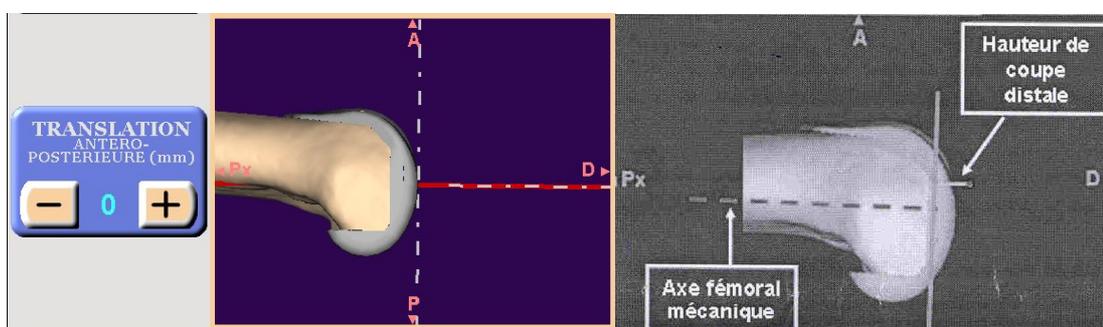


FIGURA 19 – Fotografia do computador mostrando a determinação do tamanho do componente femoral (à esquerda) e figura esquemática mostrando a referência do tamanho do componente e a altura do corte distal femoral (à direita).

K) Controle do implante tibial

- Rotação axial \Rightarrow em relação ao ângulo formado entre os eixos transversais do platô tibial e TTA.
- Tamanho \Rightarrow em relação à forma médio-lateral do platô tibial.

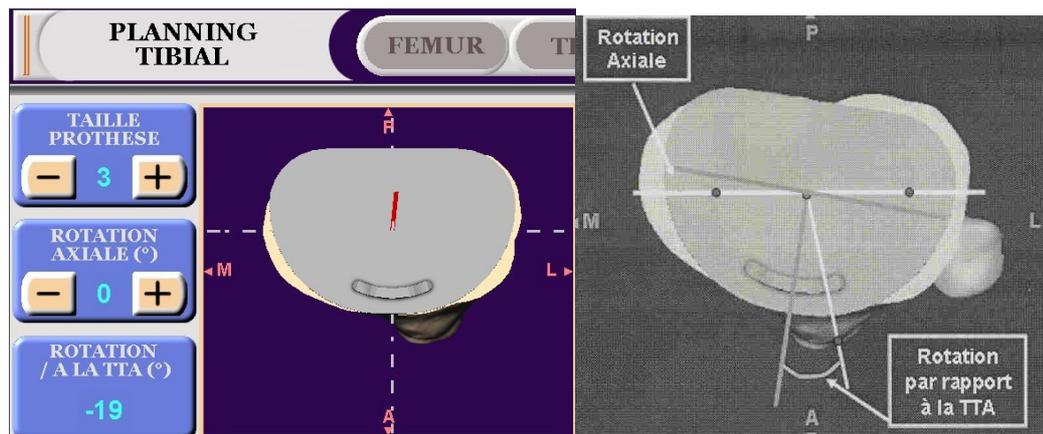


FIGURA 20 – Fotografia do computador mostrando o controle da rotação axial do componente tibial (à esquerda) e figura esquemática desse controle, tendo como referência a tuberosidade anterior da tíbia (TTA) (à direita).

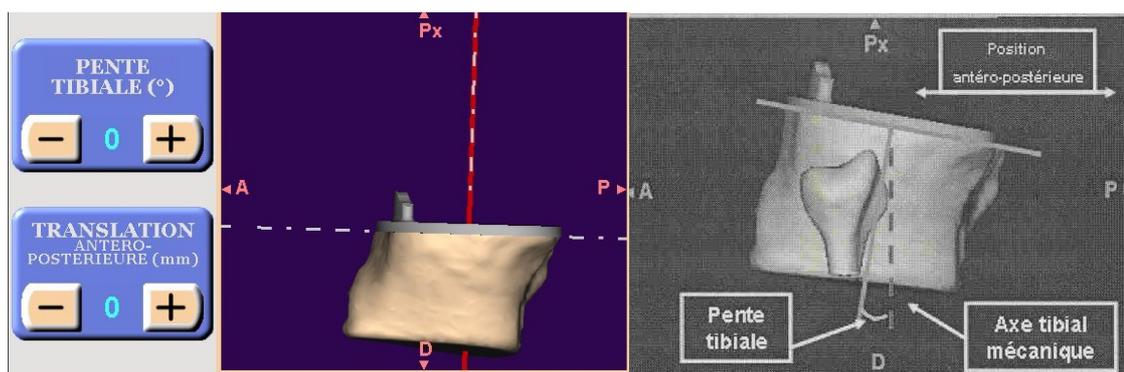


FIGURA 21 – Fotografia do computador mostrando o controle da inclinação do platô tibial (à esquerda) e figura esquemática deste controle dando a referência do eixo tibial mecânico (à direita).

- Posicionamento anteroposterior em relação ao ponto da cortical anterior da tíbia.
- Inclinação tibial em relação ao eixo tibial anatômico e o eixo horizontal do componente tibial.

- Altura do corte tibial \Rightarrow o corte é baseado pelo ponto médio do platô do lado menos usado.

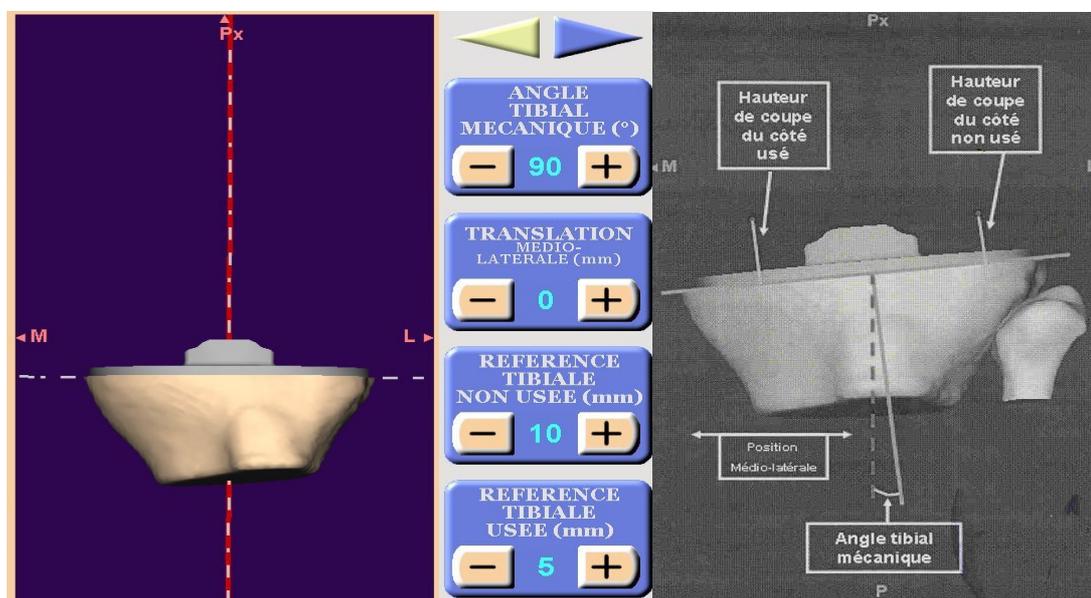


FIGURA 22 – Fotografia do computador mostrando o controle da altura do corte tibial (à esquerda) e figura esquemática desse controle e suas referências (à direita).

L) Os cortes ósseos e o equilíbrio ligamentar no sistema utilizado

Os cortes ósseos

O cirurgião calcula os cortes de maneira habitual. Ele calcula, em seguida, na interface gráfica, a posição e a orientação mais adequadas dos implantes, que podem ser modificadas com a visualização em tempo real na tela do computador. A diferença entre o valor planejado e o visualizado é armazenada no sistema. Essa diferença registrada é levada em conta em todas as etapas de corte tibial e femoral. A patela é cortada de maneira tradicional, sem auxílio do computador.

Utiliza-se a seguinte ordem: corte tibial; corte femoral anterior e, finalmente, o corte patelar.

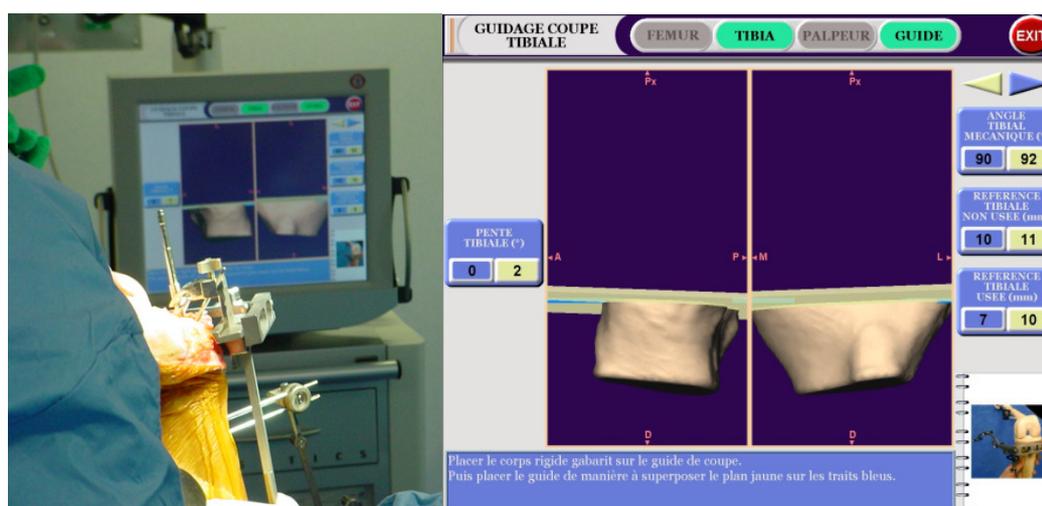


FIGURA 23 – Fotografia do peroperatório (à esquerda) e fotografia do computador mostrando o planejamento do corte tibial (à direita).

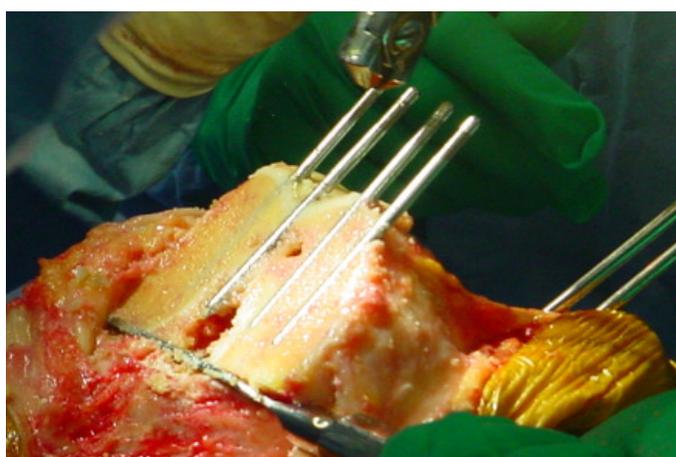


FIGURA 24 – Fotografia do corte femoral distal feito no peroperatório.

O equilíbrio ligamentar

É realizado após o término dos cortes tibial e femoral posterior. Graças ao localizador tridimensional, é possível equilibrar o espaço em flexão, formado entre o corte tibial e o corte condileano posterior (equilíbrio em flexão).

A relação geométrica utilizada baseia-se no cálculo da distância de um ponto ao plano. A distância é medida entre o fundo da cúpula tibial projetada no plano de corte realizado e o plano de corte femoral posterior. Essa medida é

calculada em tempo real. O balanço ligamentar é realizado em flexão de 90° e extensão de 0°. Seu cálculo é resultado da relação entre dois vetores representados pelo eixo mecânico femoral e tibial. O ângulo obtido é interpretado no plano anatômico sagital.

Uma vez que a prótese teste é colocada no local, pode-se ver o eixo do membro inferior oferecido na tela e verificar, em tempo real, se há adequação das medidas planejadas e a posição final dos implantes.

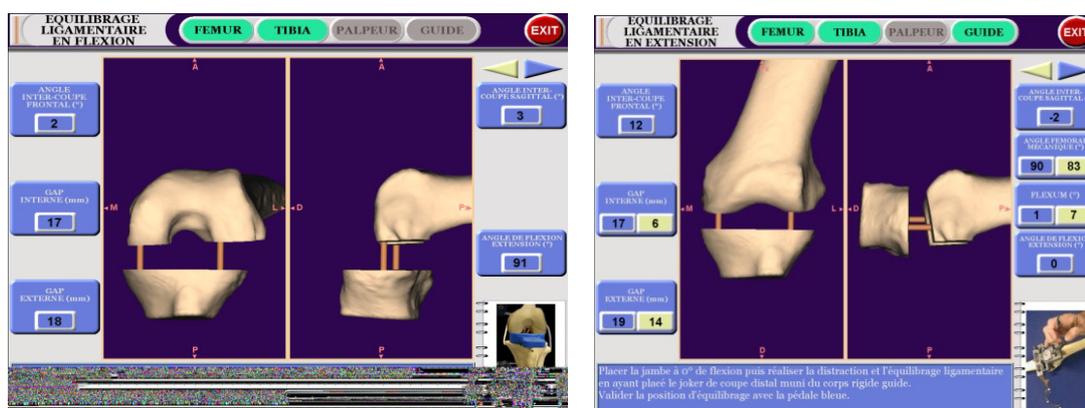


FIGURA 25 - Fotografias do computador mostrando, no peroperatório, o controle do equilíbrio ligamentar em flexão (à esquerda) e em extensão (à direita).

Anexo A - Projeto Diretrizes da Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina (2000)

I - Grandes ensaios clínicos aleatorizados e metanálises.

II - Estudos clínicos e observacionais bem desenhados.

III - Relatos e séries de casos.

IV - Publicações baseadas em consensos e opiniões de especialistas.

Anexo B - Certificado do Comitê de Ética

**Groupement Hospitalier Nord
Centre Albert Trillat Pavillon R
103 grande rue de la Croix Rousse
69317 Lyon Cedex 04**

*Clinique Chirurgicale Orthopédique
et Traumatologique*

Chef de service
Professeur Ph. NEYRET Tél: 04.72.07.19.88

Professeur E. SERVIEN 04.26.10.92.51

Praticien Hospitalo-Universitaire
Docteur S. LUSTIG 04.26.10.92.47

Assistants Chefs de Clinique
Docteur G. DEMEY 04.26.10.92.48
Docteur F. TROUILLET 04.26.10.92.48

Consultation rhumatologie 04.26.10.90.43
médecins du sport 04.26.10.90.43

SPORT et ARTHROSE

Lyon, le 13 Septembre 2010

CERTIFICAT POUR SERVIR ET VALOIR CE QUE DE DROIT

Je soussigné, Professeur Philippe Neyret, certifie que nous avons conduit au sein du Centre Livet - Centre A. Trillat des interventions de prothèse totale du genou avec navigation chirurgicale (assistée par ordinateur) en parfait accord avec les lois éthiques actuellement en vigueur en France, dans le cadre de notre mission hospitalo-universitaire.

Pr Philippe Neyret

Hospices Civils de Lyon



FACULDADE DE MEDICINA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Av. Prof. Alfredo Balena 190 / sala 533
Belo Horizonte – MG - CEP 30.130-100
Fone: (031) 3409.9641 FAX: (31) 3409.9640



ATA DA DUOCENTÉSIMA SEPTUAGÉSIMA NONA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE Mestrado de **LUIZ FERNANDO MACHADO SOARES**, nº de registro 2009655979.

Às quatorze horas do dia onze de novembro de dois mil e dez, reuniu-se na Faculdade de Medicina da UFMG, a Comissão Examinadora de dissertação indicada pelo Colegiado do Programa, para julgar, em exame final, o trabalho intitulado: **“ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO ASSISTIDA POR COMPUTADOR”**, requisito final para a obtenção do grau de Mestre em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e a Oftalmologia. Abrindo a sessão, o Presidente da Comissão, Prof. Tarcizo Afonso Nunes, após dar a conhecer aos presentes o teor das normas regulamentares do trabalho final passou a palavra ao candidato para apresentação de seu trabalho. Seguiu-se a arguição pelos examinadores, com a respectiva defesa do candidato. Logo após, a Comissão se reuniu sem a presença do candidato e do público para julgamento e expedição do resultado final. Foram atribuídas as seguintes indicações:

Prof. Tarcizo Afonso Nunes /Orientador	Instit: UFMG	Indicação: <u>APROVADO</u>
Prof. Marco Antônio P. de Andrade/Coordenador	Instit: UFMG	Indicação: <u>APROVADO</u>
Prof. Philippe Neyret	Instit: Univ. Lyon	Indicação: <u>APROVADO</u>
Prof. Ubiratan Brum de Castro	Instit: UFMG	Indicação: <u>APROVADO</u>
Dr. Glaydson Gomes Godinho	Instit: Hosp. Ortopédico	Indicação: <u>APROVADO</u>

Pelas indicações, o candidato foi considerado APROVADO.

O resultado final foi comunicado publicamente ao candidato pelo Presidente da Comissão. Nada mais havendo a tratar o Presidente encerrou a sessão e lavrou a presente ATA, que será assinada por todos os membros participantes da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 11 de novembro de 2010.

Prof. Tarcizo Afonso Nunes/Orientador PT

Prof. Marco Antônio Percope de Andrade/Coordenador Marco Antônio P. de Andrade

Prof. Philippe Neyret Philippe Neyret

Prof. Ubiratan Brum de Castro Ubiratan Brum de Castro

Dr. Glaydson Gomes Godinho Glaydson G. Godinho

Prof. Marcelo Dias Sanches/Coordenador Marcelo Dias Sanches

Obs.: Este documento não terá validade sem a assinatura e carimbo do Coordenador.

CONFERE COM O ORIGINAL
Centro de Pós-Graduação

Prof. Marcelo Dias Sanches
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em
Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia



FACULDADE DE MEDICINA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Av. Prof. Alfredo Balena 190 / sala 533
Belo Horizonte - MG - CEP 30.130-100
Fone: (031) 3409.9641 FAX: (31) 3409.9640



DECLARAÇÃO

A Comissão Examinadora abaixo assinada, composta pelos Professores Doutores: Tarcizo Afonso Nunes, Marco Antônio Percopo de Andrade, Philippe Neyret, Ubiratan Brum de Castro e Glaydson Gomes Godinho, aprovou a defesa da dissertação intitulada: **“ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO ASSISTIDA POR COMPUTADOR”**, apresentada pelo mestrando **LUIZ FERNANDO MACHADO SOARES**, para obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, realizada em 11 de novembro de 2010.

PN
Prof. Tarcizo Afonso Nunes
Orientador

Marco Antonio Percopo de Andrade
Prof. Marco Antônio Percopo de Andrade
Coorientador

Prof. Philippe Neyret

Ubiratan Brum de Castro
Prof. Ubiratan Brum de Castro

Glaydson Gomes Godinho
Dr. Glaydson Gomes Godinho