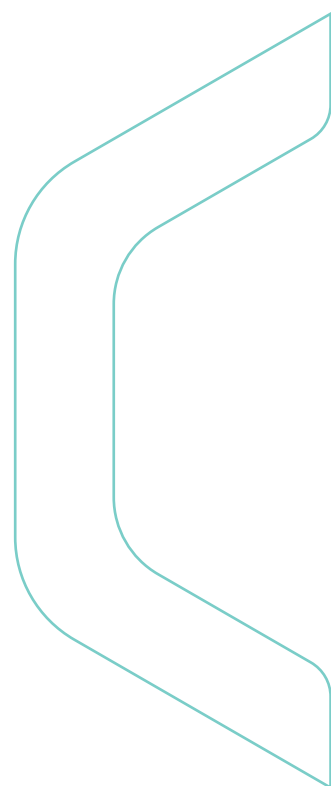


Rotaflex[®]

Prótese Total de Joelho com Base Rotatória





Índice

- 02 História da Artroplastia de Joelho
- 04 A Evolução em Linha do Tempo
- 07 Visão e conceito do Projeto
- 12 Ciência do Movimento
- 14 Qualidade Superior
- 16 Técnica Cirúrgica
- 25 Implantes
- 27 Instrumentais
- 32 Referências Bibliográficas



História da Artroplastia de Joelho

As reconstruções das articulações do joelho evoluíram, e a cada etapa significantes melhorias foram idealizadas no campo da biomecânica, abordagem cirúrgica, técnicas de fixação e projetos dos implantes.¹

As primeiras tentativas de reconstruir uma articulação danificada ou degenerada foram relatadas no final do século XIX e início do século XX.^{1,2} As próteses dessa primeira geração eram altamente restritas, permitindo apenas a flexão e extensão. Além disso, as articulações de metal-metal, com eficiência limitada aos resultados de fadiga, índices de fratura, e às vezes, osteólise, que de modo geral, geravam taxas de insucesso e complicações inaceitáveis.³ Somente durante as décadas de 1950 e 1960, as artroplastias de joelho (ATJ) estiveram focadas no design de próteses articuladas, constrictas, e articulações condilares.²

As inovações deram início em 1969, com a utilização de cimento ósseo na fixação do material e a introdução do polietileno como uma superfície articular.¹

Frank Gunston na década de 1970, desenvolveu o componente articular em polietileno, por meio de análise dos pontos anatômicos e da cinemática do joelho, determinando as principais características do implante.⁴

A introdução da prótese Total Condilar em 1973-1974, foi o marco para o desenvolvimento moderno da ATJ. Os princípios mais importantes foram preservados, mas desenvolvimentos inovadores foram adicionados aos implantes. A complementação com o componente tibial em polietileno recobrimo a superfície tibial, conseguiu estabelecer a completa fixação e indução das forças e torques, tornando a ATJ um dos procedimentos cirúrgicos mais bem-sucedidos na ciência ortopédica.^{1,5}

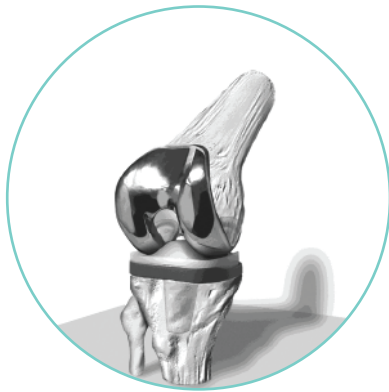
Durante o período de 1975 à 1980, o conceito de artroplastia de joelho com plataformas móveis foi introduzido. Os movimentos rotatórios com baixa restrição, forças e afrouxamento mínimo, constituíam-se nas principais vantagens apresentadas por estas próteses.



O engenheiro Doug Noiles, foi o primeiro nos Estados Unidos a reconhecer que uma prótese biarticulada de plataforma rotatória iria resolver o conflito entre uma articulação cinemática de baixa tensão, em conformidade com níveis elevados de mobilidade, dentro do limite dos componentes femoral e tibial.

Posteriormente, vários aprimoramentos foram realizados nos raios das superfícies condilares para otimizar as características de restrição e para minimizar o estresse de contato de superfície e sub-superfície.⁶

Em 1978 a prótese Insall-Burstein foi projetada para substituir o ligamento cruzado posterior com um fechamento mecânico, a fim de reduzir a tração posterior do componente femoral, usando o mecanismo com um poste sobre o componente tibial. Consolidando-se na ocasião como um dos desenhos mais bem-sucedidos de prótese total condilar.²



Prótese Insall-Burstein - 1978

Durante as décadas de 1980 e 1990 apenas pequenos ajustes foram realizados nos novos modelos de próteses. Os principais motivos destas alterações estavam relacionados aos esclarecimentos e investigações sobre as técnicas cirúrgicas, instrumentação, fixação dos componentes com ou sem cimento, desgaste do polietileno, utilização de plataformas fixas ou móveis, precisão de alinhamento e substituição da patela.^{1,2}

O uso de próteses com base rotatória em ATJ após quase três décadas de sua introdução, as características de design do suporte móvel continua pertinente. Os conceitos abordados pelos projetos de próteses móveis demonstraram na prática clínica, que se bem executados, promovem segurança e benefícios substanciais aos pacientes.⁷ O principal propósito destas próteses é o de resgate da cinemática do joelho natural, restabelecendo na medida do possível a funcionalidade.⁶

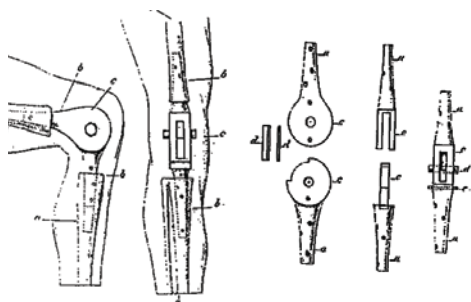




A Evolução em Linha do Tempo

Através da incrível evolução das próteses é possível verificar os aperfeiçoamentos dos materiais e design dos produtos.

1891



Gluck propôs a ressecção completa das superfícies articulares e ligamentos cruzados, usando uma prótese articulada feita de marfim para recriar a articulação.¹

1950

Borge Walldius desenvolveu uma prótese articulada (Walldius Knee) que substituiu as faces articulares do fêmur e tíbia.⁸

1970



Iniciou a ATJ com as próteses Freeman-Swanson e ICLH.

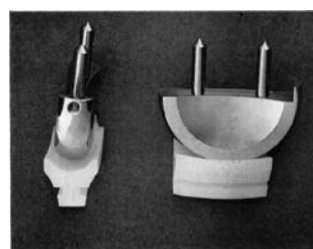
1953

Shiers, a primeira prótese de joelho articulada implantada, foi produzida a partir de molibdênio e aço inoxidável.³

1970

Kodama e Yamamoto introduziram a primeira prótese Total Condilar Anatômica do joelho.¹

1971



Gunston desenvolveu a artroplastia de joelho policêntrica.^{1,8}

1976



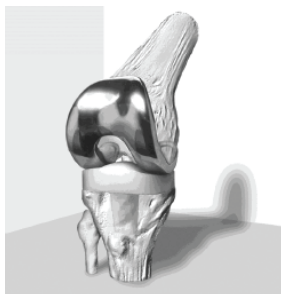
O'Connor and Goodfellow apresentaram a Oxford Meniscal Knee arthroplasty;¹ Descreveram pela primeira vez o princípio da criação de contato congruente na interface femorotibial. Essa prótese é comercializada até os dias atuais.

1974



Total Condylar knee foi o projeto mais relevante que influenciou todos os implantes modernos. Este joelho combina as vantagens da anatomia bicondilar em conformidade com o design côncavo da superfície, fornecendo melhor estabilidade.¹

1974



Duopatella knee é a evolução do componente Duocondylar Knee com melhorias no componente da flange anterior femoral e com disponibilidade de uma única inserção para o componente tibial com preservação do Ligamento Cruzado Posterior.¹

1971



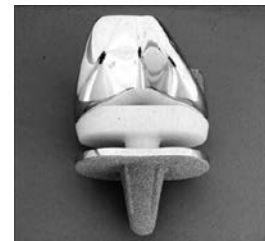
Ranawat implantou o primeiro joelho Duocondylar com formato simétrico, anatômico e cimentado;¹

1976



Noiles obteve uma patente da prótese Noiles PS Rotating Platform Knee e Revision System, sistema com hastes metafisárias na tíbia e no fêmur. Este sistema eventualmente evoluiu para a prótese P.F.C. Sigma rotating-platform (DePuy Orthopaedics).⁷

1977



Buechel e Pappas desenvolveram um sistema total de joelho com plataforma móvel, New Jersey Integrated Knee system, mais tarde chamado a prótese de joelho LCS (Low Contact Stress) em Newark, New Jersey, EUA.^{1,8}

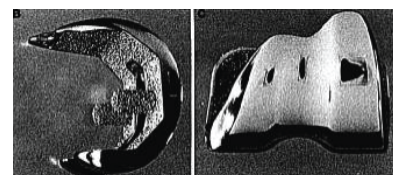
1978



O primeiro joelho IBPS foi implantado em 1978 por Insall no HSS.²

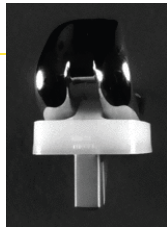
1980

DePuy lançou o LCS mobile bearing knee



Howmedica lançou a prótese Porous Coated Anatomic (PCA) total knee system

1989



A prótese Insall-Burstein II posterior foi introduzida no mercado

1990



Howmedica lançou a prótese Kinemax knee

1987



Natural knee foi fabricada e introduzida no mercado por Intermedics

1991

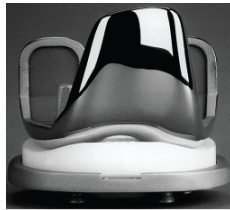


Howmedica company apresentou o implante Duracon

1984



Johnson & Johnson lançou a PFC Sigma knee



Zimmer introduziu a Miller-Galante knee

1992



Howmedica introduziu a prótese Interax total knee system

1983



Biomet apresentou a prótese AGC knee

1993



Smith & Nephew fabricou a prótese Profix knee

1986



Polyzoides e Tsakonas projetaram a prótese Rotaglide (Corin Medical) com uma plataforma móvel de polietileno, que desliza e gira sobre a superfície da base tíbia. Esta prótese minimiza o stress ântero-posterior e rotacional sem requer o ligamento cruzado anterior.¹

1996



Zimmer introduziu o NexGen



Osteonics promoveu a prótese Scorpio knee

1987



Wright Medical apresentou Pivot knee.

Visão e Conceito do Projeto

Com o intuito de oferecer para o mercado nacional uma prótese com base rotatória de qualidade, compatível com os implantes importados, a Víncula se empenhou em desenvolver o conceito da prótese Rotaflex®.



A ideia de desenvolver uma prótese com plataforma móvel foi uma alternativa eficaz, que visou reduzir as tensões superficiais do polietileno.

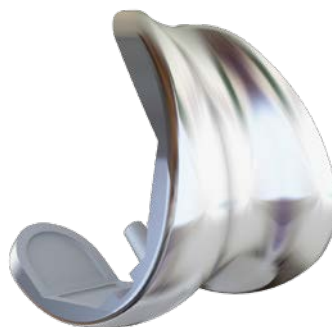
A importância desse projeto é proporcionar ao cirurgião flexibilidade de escolha, para melhor adequação do implante à anatomia do paciente, bem como promover a maior preservação óssea. Neste sentido, a prótese de joelho Rotaflex possui diferenciais significativos em termos de opções de tamanhos, combinações e instrumentais.

O sistema Rotaflex foi desenvolvido para atender os seguintes objetivos:

- Mesmo desenho protético para preservação ou sacrifício do ligamento cruzado posterior;
- Estabilização por congruência e com melhor distribuição da tensão sobre o polietileno;
- Maior braço de alavanca no aparelho extensor;
- Flexão do joelho maior que 90 graus;
- Maior preservação do estoque ósseo;
- Técnica cirúrgica com menos passos diminuindo o tempo cirúrgico;

Componente Femoral

Componente femoral anatômico, fabricado a partir de liga de cromo cobalto (CrCoMo), disponível em 14 tamanhos, incluindo as versões PLUS.



TAMANHO	M/L	A/P
0	54	50,5
1	58	53
2	62	57
2 PLUS	64	59
3	66	60
3 PLUS	68	62
4	70	64
4 PLUS	72	65,5
5	74	66
5 PLUS	76	68
6	78	69
6 PLUS	80	70,5
7	83	74
8	88	79

TAMANHO DO COMPONENTE

Os 14 tamanhos dos componentes femorais (9 tamanhos padrão e 5 tamanhos PLUS) atende aos tamanhos de fêmur para os gêneros feminino e masculino, conforme medidos no estudo por Yoshioka et al.⁹

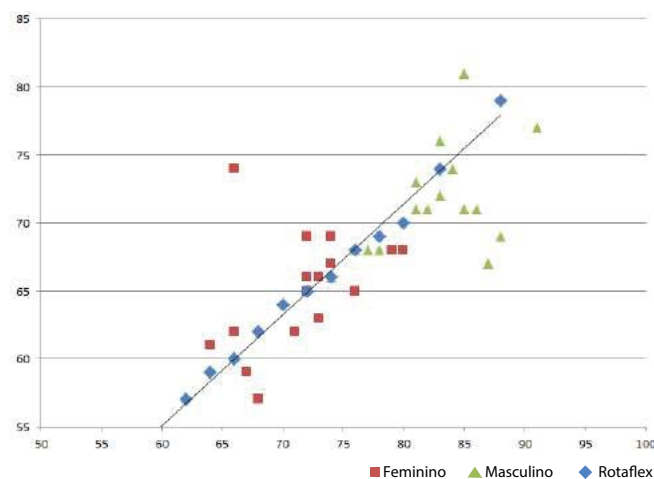
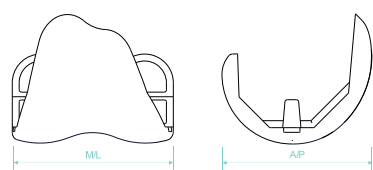
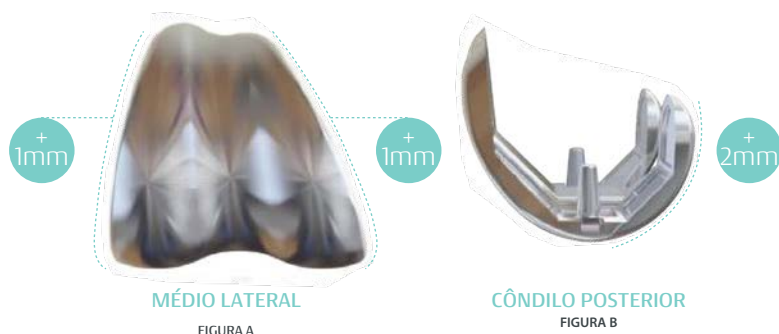


Gráfico modificado para inclusão dos tamanhos dos componentes femorais do sistema Rotaflex.

TAMANHO PLUS

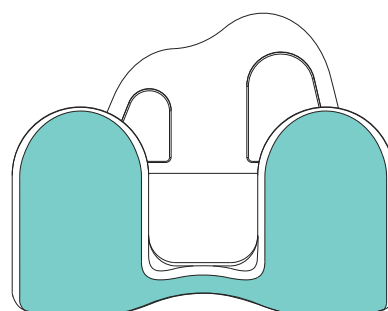
O acréscimo de 2 mm para o componente femoral tamanho PLUS na região condilar posterior, como pode ser visto na figura B; permite uma compensação das tensões ligamentares em flexão e extensão.

Indicado para as situações em que o balanço ligamentar está adequado em extensão total, mas nota-se instabilidade em flexão. Dispensa assim, a necessidade de aumento do tamanho do componente femoral.



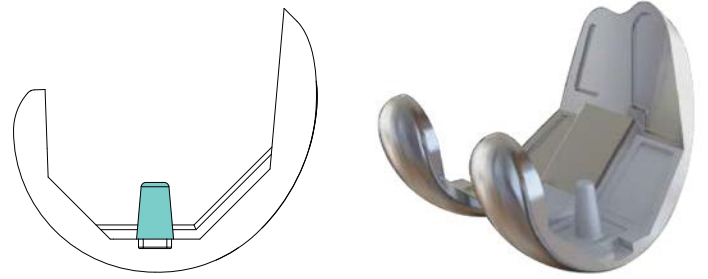
SIMETRIA DOS CÔNDILOS

Os côndilos são simétricos nas zonas distal e posterior e garantem uma congruência total frontal e sagital.



PINOS DE ESTABILIZAÇÃO CONDILAR

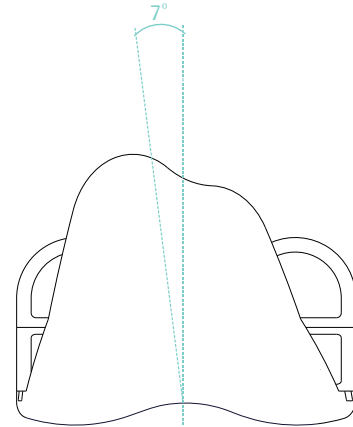
Segurança de fixação e estabilização do componente femoral ao osso.



SULCO TROCLEAR

As características do sulco troclear, como um alargamento lateral anatômico é proposital para otimizar o alinhamento da patela. O design femoral anterolateral elevado ajuda a evitar subluxação da patela, incluindo na fase inicial de flexão.¹⁰

O sulco troclear com um valgo anatômico de 7° permite uma liberdade para o movimento patelar e distribui carga ideal para os extensores do joelho.

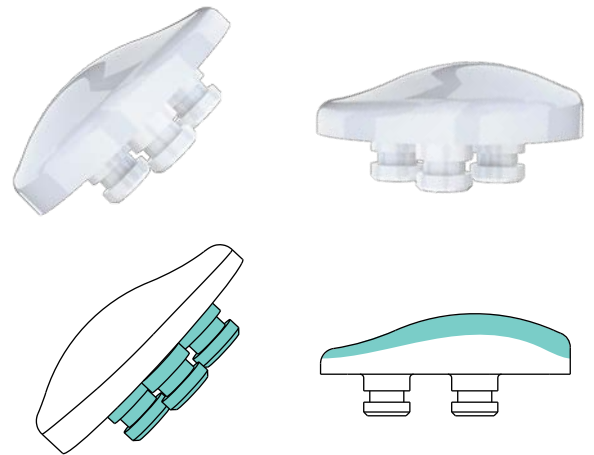


Componente Patelar

Patela Tripeg em Formato Anatômico que promove completa adaptação aos componentes femorais

O componente patelar em formato anatômico em polietileno cross-linked foi desenvolvido para melhor adaptação na articulação patelo-femoral, prevenindo a subluxação da patela.¹¹

- Disponível em 4 tamanhos, podem ser combinados com qualquer tamanho do fêmur.
- Apresenta 3 pinos cônicos para melhor fixação rotacional e 8mm de espessura.

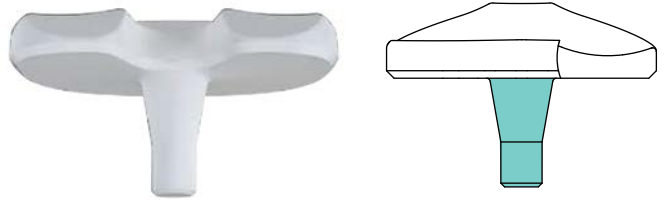


Possui um formato correspondente ao raio da tróclea, resultando em uma ótima superfície de contato para todos os tamanhos.



Platô Tibial

- Platô com elevação anterior e slope de 3°, proporciona ultra congruência e estabilização anterior que dispensa o corte da caixa femoral, proporcionando maior preservação óssea.
- Ampla gama de tamanhos (9 opções), com espessuras variando de 9mm a 21mm.
- Formato cônico/cilíndrico do poste inferior minimiza a possibilidade de desacoplamento dos componentes.

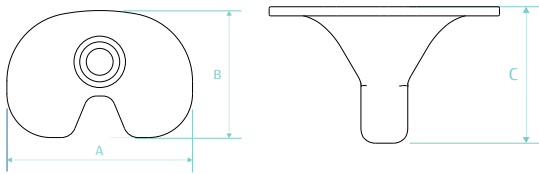


Fabricado em polietileno cross-linked (X-UHMWPE), com baixos níveis de desgaste comprovados.

Base Tibial

Fabricada com liga de cromo cobalto, possui superfície superior altamente polida que contribui para os baixos níveis de rugosidade, quando em contato com o platô em polietileno cross-linked, contribui com menores índices de desgaste.

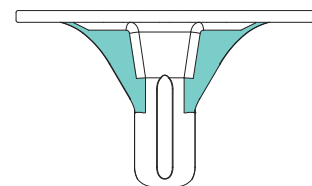
DISPONÍVEL EM 9 TAMANHOS



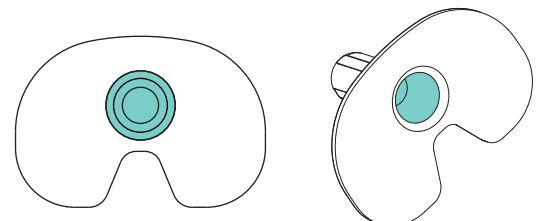
TAMANHO	A	B	C
0	58	43	45
1	64	43	45
2	64	46	45
3	70	48	45
4	76	52	45
5	78	53	45
6	82	56	45
7	88	56	53
8	92	60	53



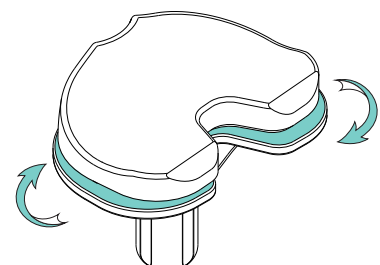
As aletas laterais na região inferior da base tibial têm como objetivo assegurar melhor acoplamento entre o componente e o osso, garantindo a estabilização anti-rotacional, quando aplicadas cargas durante o movimento.



Apresenta um orifício de 30 mm de profundidade que vem ao encontro do eixo descendente da superfície articular, com o objetivo de assegurar uma resistência mecânica entre a base tibial e platô durante o movimento, dificultando o desacoplamento ou "spin out".



Os componentes do sistema Rotaflex permitem um movimento rotacional fisiológico com uma amplitude de aproximadamente 10°, que ocorre na superfície inferior da articulação do polietileno com a base tibial.¹⁰



INTERCAMBIABILIDADE

O sistema Rotaflex® é intercabiável no acoplamento platô tibial/base tibial, ou seja, possibilita o uso de componentes de números diferentes em até 1 tamanho maior e 1 menor.

Na interface platô tibial /fêmur, são necessários tamanhos iguais de componentes, para que não se perca a ultra congruência da articulação. A única variação aceitável é o uso da versão PLUS do tamanho escolhido.



COMPONENTE FEMORAL

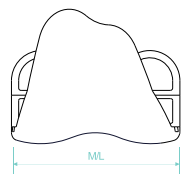
TAMANHOS	T0	T1	T2/T2P	T3/T3P	T4/T4P	T5/T5P	T6/T6P	T7	T8
----------	----	----	--------	--------	--------	--------	--------	----	----

PLATÔ TIBIAL

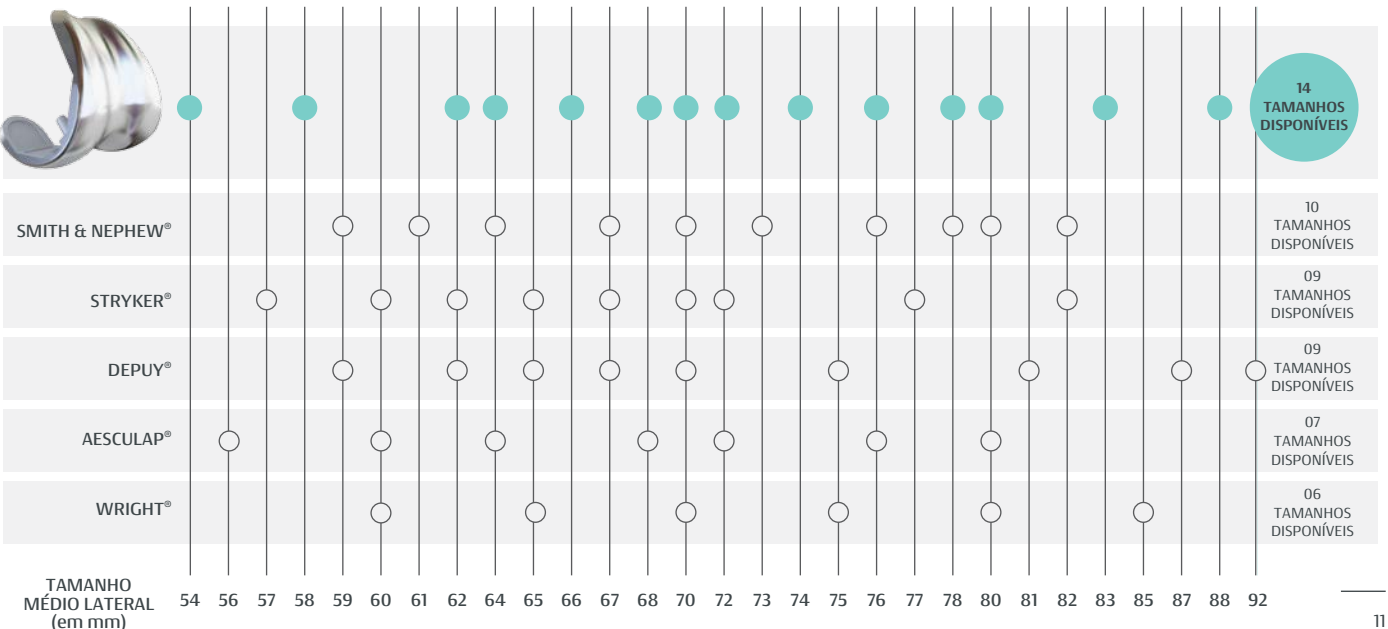
TAMANHOS	T0	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8
T0	●	●							
T1	●	●	●						
T2		●	●	●					
T3			●	●	●				
T4				●	●	●			
T5					●	●	●		
T6						●	●	●	
T7							●	●	●
T8								●	●

AMPLA GAMA DE TAMANHOS

Comparativo dos componentes femorais com base nos tamanhos médio laterais das principais marcas, evidenciando maiores possibilidades de adaptação a anatomia do paciente.



Rotaflex®





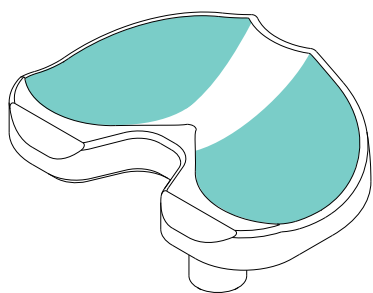
Ciência do Movimento

O Sistema Rotaflex® foi desenvolvido com o propósito de reproduzir os movimentos da articulação do joelho.

A interação complexa entre o design do implante e as estruturas dos tecidos moles da articulação gera a estabilidade, amplitude de movimento e as tensões de interface. A adequada rotação e a translação anteroposterior, sob a superfície do platô tibial, também contribuem para a conformidade do movimento, semelhantes aos do joelho fisiológico.¹¹

FULL CONTACT

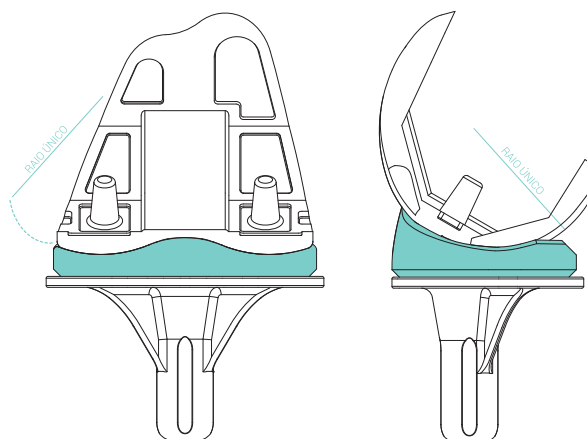
A articulação de apoio associada à congruência da prótese no plano sagital, contribui para aumentar significativamente a superfície de contato. Assim, obtém-se uma melhor distribuição das tensões e a supressão dos picos de carga transmitidos ao polietileno.



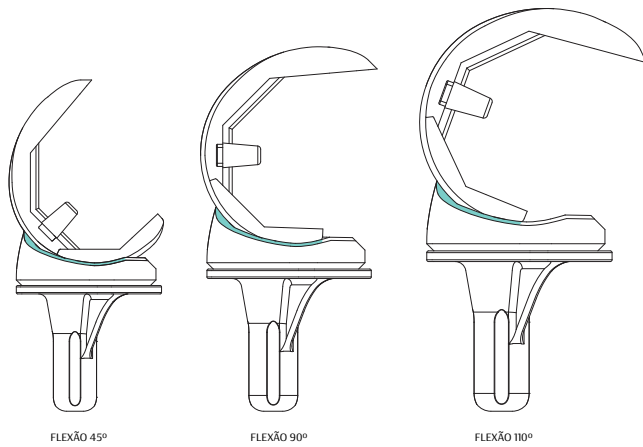
A execução do movimento de flexão com o componente protético é reproduzida sobre a proeminência dos côndilos, em contato com a superfície de polietileno cross-linked, otimizando toda a amplitude de movimento (ADM) durante a rotação.

ESTABILIZAÇÃO

O platô tibial do projeto Rotaflex® é caracterizado por uma profunda concavidade no plano sagital, permitindo um elevado nível de congruência entre os componentes. A superfície de deslizamento, com maior estabilidade na direção anteroposterior, garante maior capacidade de flexão.



O raio de curvatura constante no plano sagital é repetido no plano frontal, sob a forma de uma superfície de apoio côncava entre os côndilos posteriores.



A estabilização do sistema Rotaflex no movimento de rotação médio-lateral é limitada pelos ligamentos colaterais, que devem apresentar uma boa qualidade estrutural, para garantir total conformidade dos movimentos.

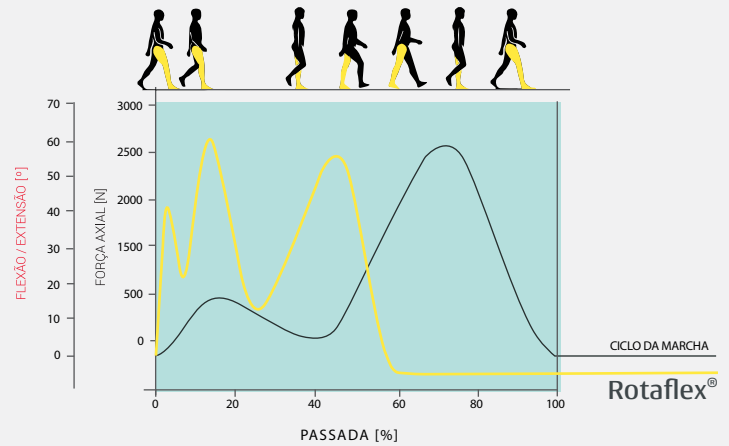
Uma vantagem importante da articulação protética de uma plataforma móvel é conseguir o alinhamento durante o movimento, mesmo que exista alguma descompensação entre o fêmur e a tíbia, que possa ter ocorrido durante o processo cirúrgico ou durante atividades funcionais no pós-operatório.¹³

ENSAIOS BIOMECÂNICOS

As cargas do corpo humano impostas ao joelho durante a marcha geram os movimentos de rotação e rolamento, além de sofrer movimentos de compressão.

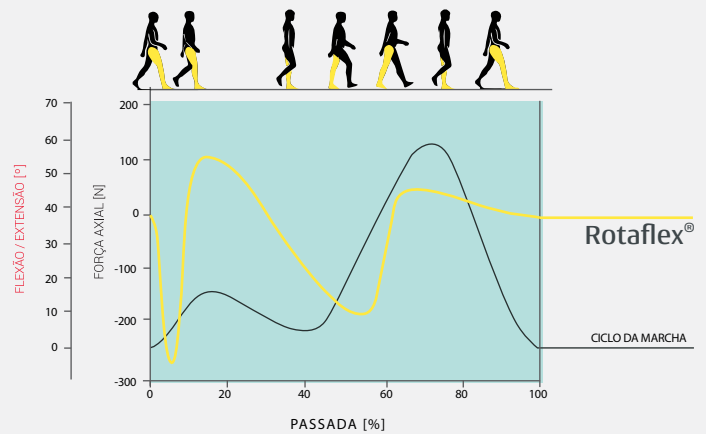
As demandas mecânicas do Sistema de Joelho Rotaflex foram analisadas na Alemanha pelo laboratório Endolab, de acordo com a norma ISO 14243-1.¹² A análise teve como objetivo avaliar o comportamento da prótese durante o ciclo da marcha. Os resultados demonstraram que o Sistema Rotaflex apresenta um desempenho semelhante à cinemática natural da articulação, em todas as fases da marcha.

VARIAÇÃO DA FORÇA AXIAL COM O CICLO DA MARCHA



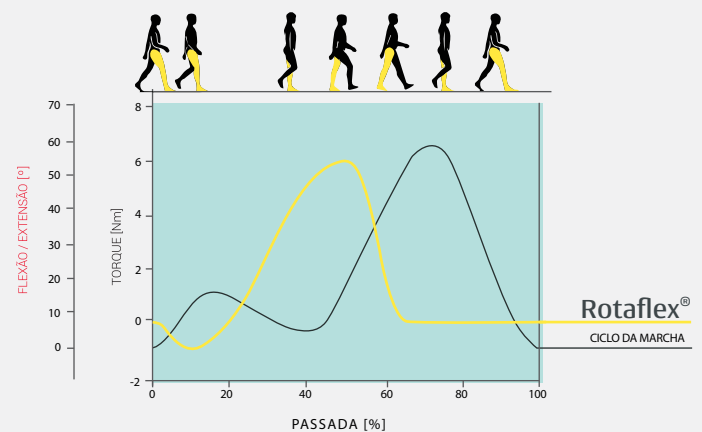
As cargas de forças axiais aplicadas na articulação tribológica são equivalentes às forças de contato previstas na articulação fisiológica.

VARIAÇÃO DA FORÇA ANTEROPOSTERIOR COM O CICLO DA MARCHA



A força anteroposterior e do torque interno/externo representa o efeito de força natural durante um ciclo da marcha em um joelho saudável.

VARIAÇÃO DO TORQUE TIBIAL COM O CICLO DA MARCHA



A carga de torque gerada dentro da articulação protética devido à rotação do componente é pertinente à cinemática da marcha.



Qualidade Superior

Busca por Melhor Matéria Prima e Desenho

Os materiais utilizados na fabricação da prótese de joelho Rotaflex exibem um conjunto de propriedades das quais podem ser destacadas a biocompatibilidade, a resistência mecânica, a resistência à fadiga, a resistência à corrosão e ao desgaste.

CROMO-COBALTO

As ligas de cromo-cobalto são amplamente utilizadas em implantes de joelho, por apresentarem propriedades mecânicas superiores, boa resistência à corrosão e biocompatibilidade. A presença de cromo gera resistência à fadiga e corrosão, por promover uma camada protetora de óxido sobre a superfície. Resultam em baixas taxas de reações alérgicas e níveis de detritos, diminuindo os riscos de afrouxamento ou falha do implante.^{14, 15}

O tratamento superficial dos componentes pode aumentar a resistência à corrosão através de processos de polimento e acabamento das superfícies.



A SOLUÇÃO DO POLIETILENO

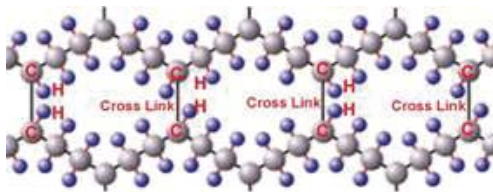
Os platôs tibiais e patelas são fabricados com polietileno cross-linked de alta qualidade, com excelentes propriedades físicas e mecânicas, com notável lubrificidade, resistência ao impacto e à abrasão.¹⁶

Os processos de fabricação com doses de irradiação, processamento e esterilização, afetam diretamente as características dos materiais.¹⁷

O Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular possui alta resistência ao desgaste e oxidação, resultado da exposição às radiações ionizantes, que permitem formar ligações cruzadas, através das reações de recombinação dos radicais livres, aumentando a massa molecular, agindo sobre as propriedades mecânicas, restringindo a deformação do polímero sem comprometer sua resistência.

Além disso, o tratamento térmico com radiação gama é proposto para obter melhora considerável na resistência à oxidação e processo de envelhecimento do polietileno, otimizando as propriedades tribológicas do material.^{18;}

19;20;21;22;23;24



TAXA DE DESGASTE

As principais causas de fracasso de implantes de joelho são decorrentes do afrouxamento asséptico, mal posicionamento, instabilidade, infecção e complicações referentes ao desgaste do polietileno.^{25,26} Em geral, o desgaste pode ser caracterizado como a perda do material em forma de partículas ou deformação em consequência do contato entre duas superfícies em movimento.²⁷

As próteses de joelho com plataforma móvel foram desenvolvidas com o intuito de aumentar a área de contato tíbio-femoral e, conseqüentemente, diminuir tensões de contato. Esta diminuição da tensão de contato, por fim reduz os níveis de desgaste da superfície do polietileno cross-linked.

Para constatar a redução desses desgastes dos testes foram realizados com o sistema Rotaflex na Alemanha pelo laboratório Endolab, e posteriormente comparados com dados publicados na literatura referentes aos sistemas: LCS® (DePuy), PFC® Sigma™ (Depuy), NexGen® CR (Zimmer), Natural Knee II (Zimmer)^{28;29;30;31;32} evidenciando resultados inferiores para o sistema Rotaflex®.

Demonstra-se desta forma que o design deste projeto e a qualidade da matéria prima empregada, contribuem para o bom desempenho e segurança deste sistema.

LONGEVIDADE DO IMPLANTE

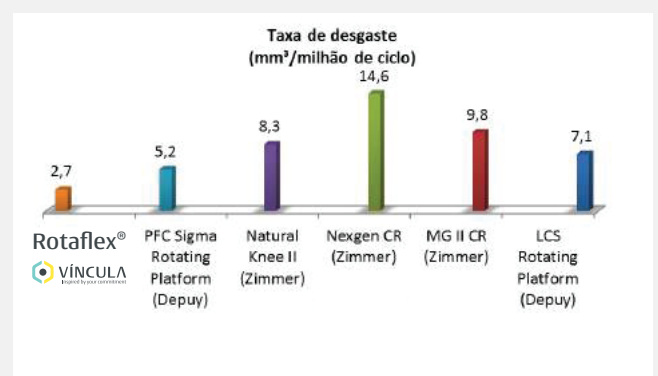
A qualidade do polietileno e o acabamento dos componentes metálicos contribuem para a longevidade do implante, de modo que a reprodução do movimento e deslocamento é realizada com mínimo de atrito, reduzindo a produção de micro fragmentos. Assim o movimento de rotação, na principal articulação, se faz na superfície inferior do platô tibial, isso faz com que as forças de cisalhamento na face superior do inserto fiquem reduzidas.³³

A longevidade de uma prótese de joelho é dependente de vários fatores, como a condição física do paciente, o nível de atividade realizada, o peso e a exatidão do posicionamento da prótese durante a cirurgia.³⁴

Muitos pacientes relatam alívio e melhora na função, quando comparado com seu quadro antes da cirurgia. Mas alguns deles apresentam uma expectativa irreal acerca das limitações de atividades que a prótese pode tolerar. E, no caso de pacientes mais obesos e mais ativos, pode-se reduzir a durabilidade do implante.

Entretanto, há registros de vida útil entre 15 e 20 anos que comprovam as relevantes melhoras nas condições de durabilidade e funcionalidade das próteses.^{35 36}

Nos registros de artroplastia de joelho dinamarquês de 2013 o relato da taxa de sobrevida é de 95% em 10 anos.³⁷ A expectativa de sobrevida do sistema de artroplastia de joelho com plataforma rotatória é de 15 anos (96,4%).³⁸ Essas estimativas de melhores sobrevidas são reflexos de melhor técnica operatória ou melhores projetos de implante.³⁹

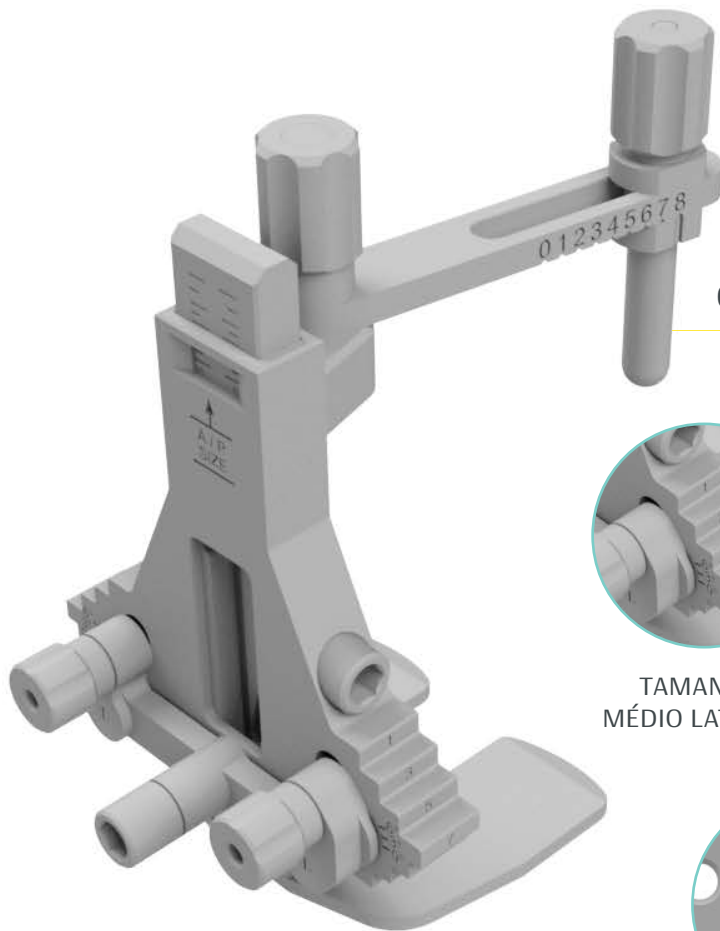


Os testes encontrados na literatura foram realizados em instituições distintas e nem todos os testes e variáveis puderam ser contabilizadas, diferenças decorrentes do uso de diferentes máquinas, lubrificantes, sistemas de medição e condições de laboratório não podem ser avaliadas.

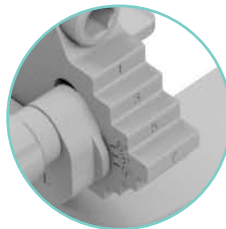


Técnica Cirúrgica

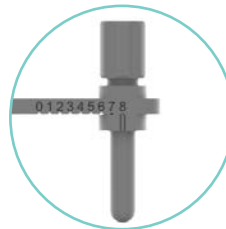
Guia único de corte. Simplifica passos, promove redução do tempo cirúrgico e possibilita maior preservação do estoque ósseo



GUIA INICIAL QUE PERMITE VERIFICAR:



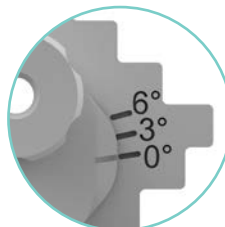
TAMANHO MÉDIO LATERAL



REFERÊNCIA ANTERIOR



TAMANHO DO COMPONENTE



ROTAÇÃO EXTERNA



CORREÇÃO DE VALGO

Passo 01 - Tíbia

Inicie com a introdução da broca para patela realizando a abertura do canal medular e introduza a Fresa Intramedular Ø8mm pelo planalto tibial até a diáfise.

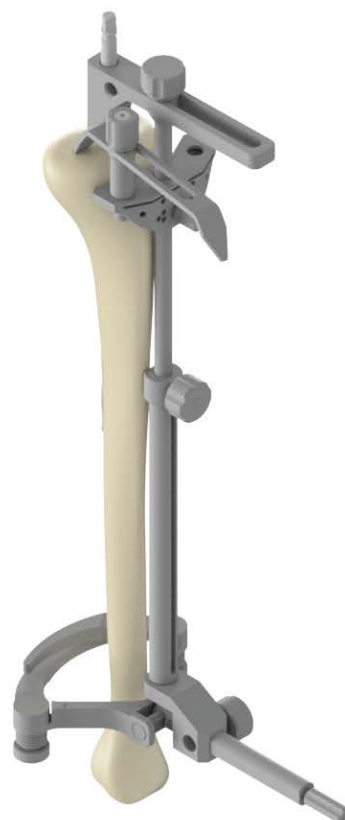


Passo 02 - Tíbia

Com a fresa inserida, posicione o Suporte Extramedular e Intramedular para Guia de Corte Tibial já adaptado ao Guia de Corte Tibial

Passo 03 - Tíbia

A altura do corte da tíbia proximal é determinada pelo Posicionador para Corte Tibial que se acopla no Guia de Corte Tibial. O cirurgião pode optar por 9mm apoiando o Posicionador na porção íntegra do planalto tibial ou 0mm apoiando no defeito ósseo da tíbia proximal.

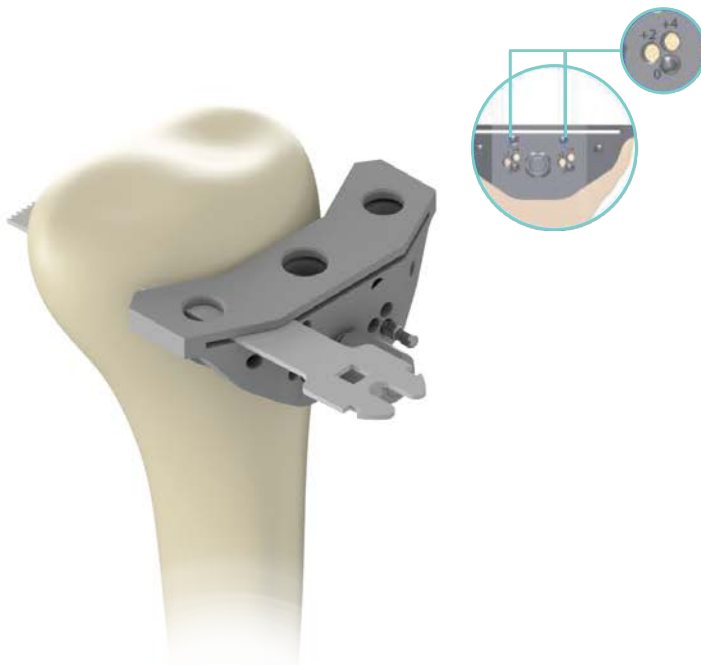


Passo 04 - Tíbia

Fixe o Guia de Corte Tibial com pinos de fixação sem cabeça na marcação "0" do guia e realize o corte tibial proximal.

Caso a altura do corte não seja suficiente, pode ser adicionado em 2mm ou 4mm, reposicionando o Guia de Corte Tibial nas marcações "+2mm" ou "+4mm" respectivamente.

Se preciso, utilize mais 2 pinos de fixação longo para melhor fixação do guia de corte.



Passo 05 - Tíbia

Para definir o tamanho da base tibial utilize as Bandejas de Prova adaptadas ao Cabo para Bandeja Tibial.

Feita a escolha do tamanho da Bandeja Tibial, ajuste na posição que preencha adequadamente a tíbia proximal e fixe a com pinos de fixação curto

Passo 06 - Tíbia

Prepare a cavidade medular tibial para inserção do implante. Posicione a Bucha para Modelador do Canal Tibial de tamanho referente ao da bandeja escolhida e perfure o canal tibial com a Broca Tibial de diâmetro compatível ao da bucha até alcançar o "stop".



Passo 07 - Tíbia

Para modelar o canal medular no perfil do implante introduza o Modelador de Canal Tibial ainda com a bucha posicionada sobre a bandeja de prova. Insira o modelador até o "Stop".



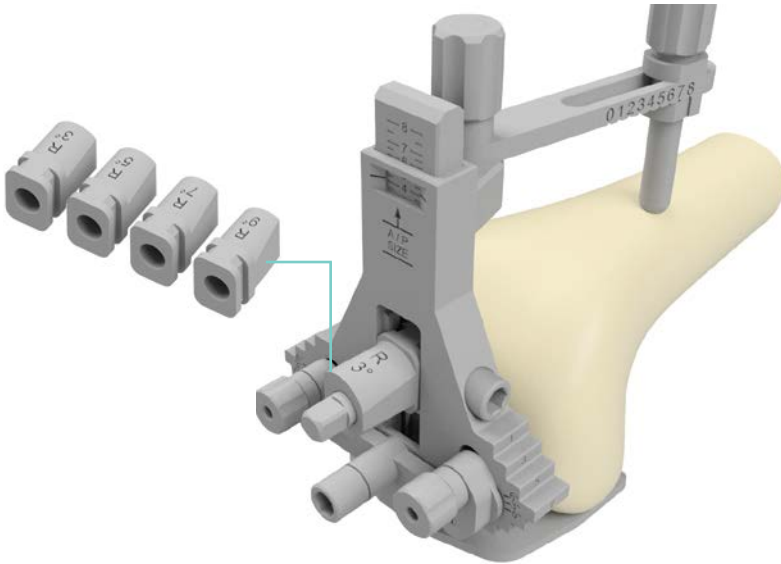
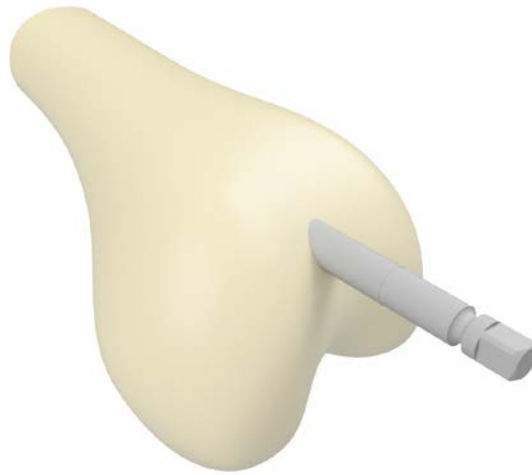
Passo 08 - Tíbia

Para checar o alinhamento do corte com a diáfise tibial encaixe a Barra de Alinhamento Tibial no cabo da Bandeja Tibial.

Passo 01 - Fêmur

Inicie com a introdução da broca para patela para realizar a abertura do canal medular.

Introduza a fresa medular no canal medular pela tróclea até a diáfise femoral. O ponto para introdução da fresa localiza-se aproximadamente 1cm anterior à origem do ligamento cruzado anterior.

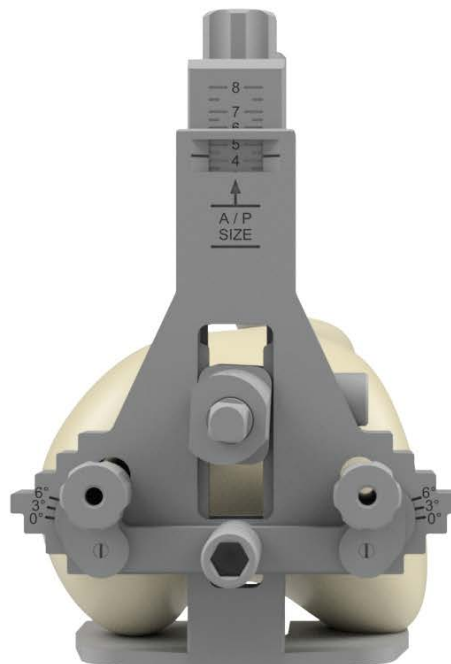


Passo 02 - Fêmur

Com a fresa inserida no canal medular acople o Guia Inicial já com a bucha de angulação selecionada (0°,3°,6°,9°) para correção do eixo mecânico determinada nas radiografias pré-operatórias.

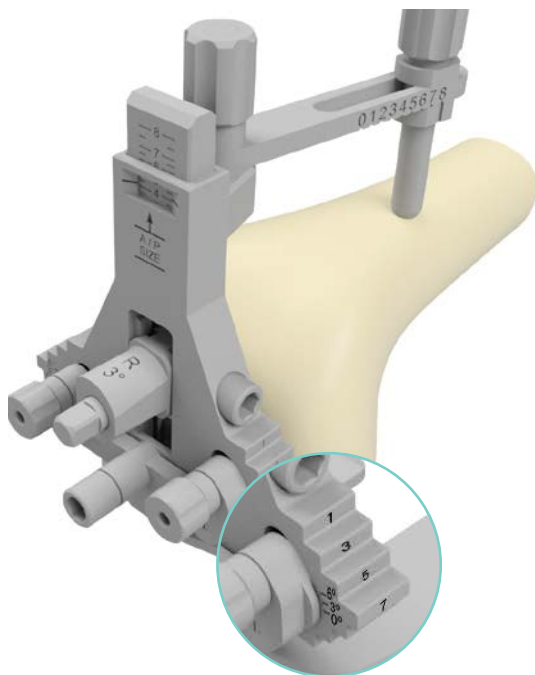
Passo 03 - Fêmur

O tamanho do componente femoral (Tam. 0 - 8) é definido pelo apalpador posterior com o auxílio do apalpador da cortical anterior.



Passo 04 - Fêmur

Note que o apalpador anterior também é calibrado e indica o local em que termina o corte femoral anterior.



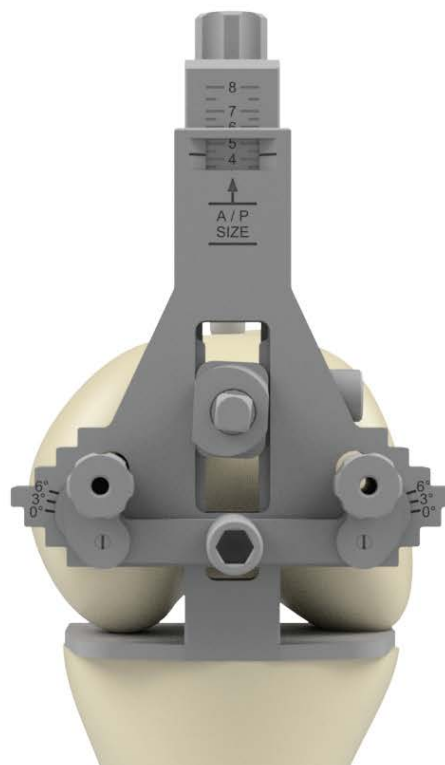
Passo 05 - Fêmur

Para auxiliar no dimensionamento ideal do implante também é possível verificar o tamanho médio lateral utilizando as marcações do guia inicial

Passo 06 - Fêmur

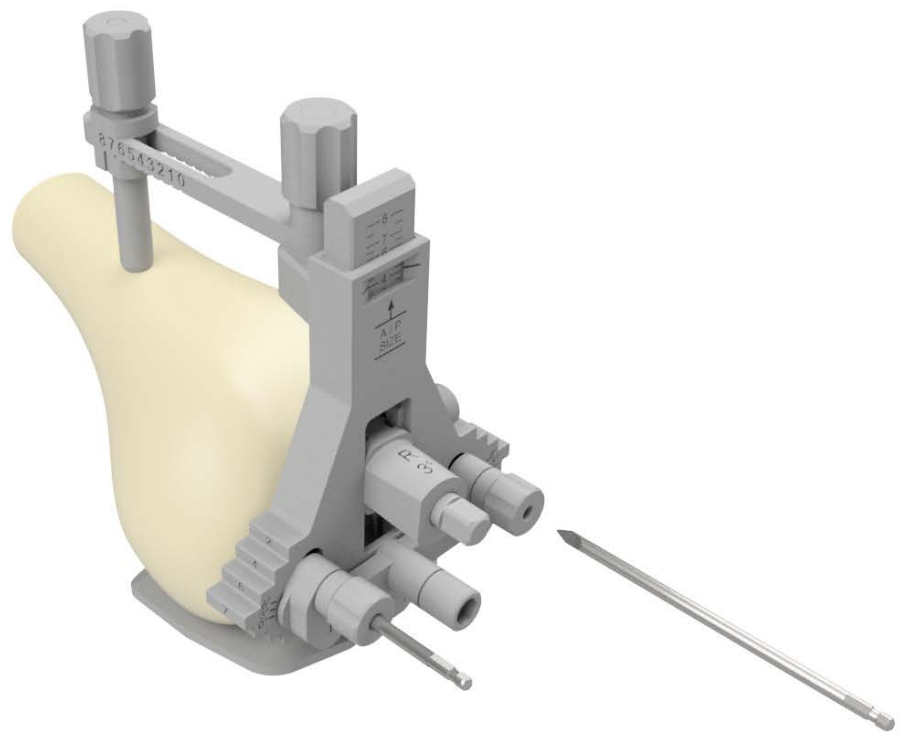
O guia inicial permite avaliar a rotação do componente femoral. É importante ressaltar que o guia possui inscrições “direita” e “esquerda” que devem ser sempre observadas.

Com o guia inserido selecione a rotação lateral desejada utilizando como referência a linha intercondílica, os côndilos posteriores do fêmur e a linha de corte tibial.



Passo 07 - Fêmur

Após verificado o tamanho do componente femoral e a sua rotação trave o guia inicial com os parafusos já dispostos na parte frontal e lateral do guia, utilizando a chave hexagonal. Após o travamento introduzida os Pinos de fixação na parte distal do guia.



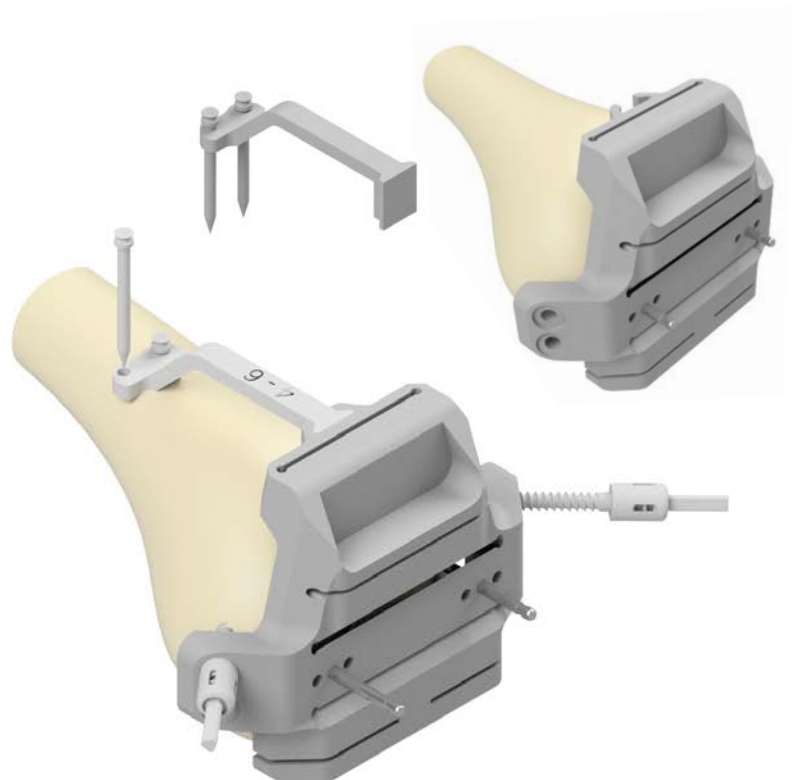
Passo 08 - Fêmur

Remova a haste intramedular e o guia inicial, deixando apenas os Pinos inseridos no fêmur distal.

Passo 09 - Fêmur

Acople o Guia de Corte Múltiplo do tamanho determinado pelo Guia Inicial e fixe ao osso com parafusos de fixação laterais adicionais.

Para maior estabilização do guia de corte múltiplo pode ser utilizado o Suporte para Travar o Guia de Corte Múltiplo na cortical anterior com pinos curtos.



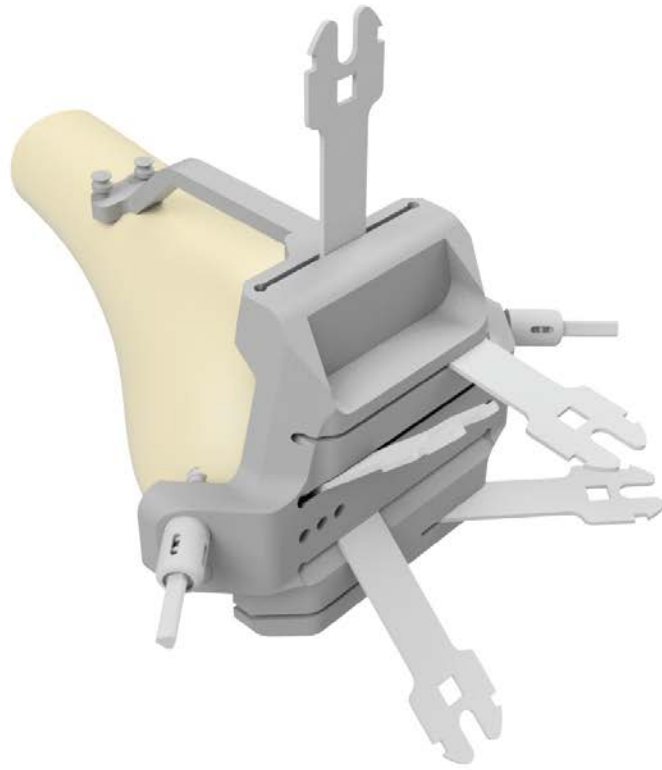
Passo 10 - Fêmur

Realize os cortes ósseos com a serra oscilatória.

Note que para o corte distal do fêmur e dos chanfros anterior e posterior é necessária a remoção dos pinos de fixação centrais.

Observação:

Na realização do corte anterior, se atente ao Suporte Anterior do Fêmur para que a serra não atinja os pinos de fixação.



Passo 11 - Fêmur

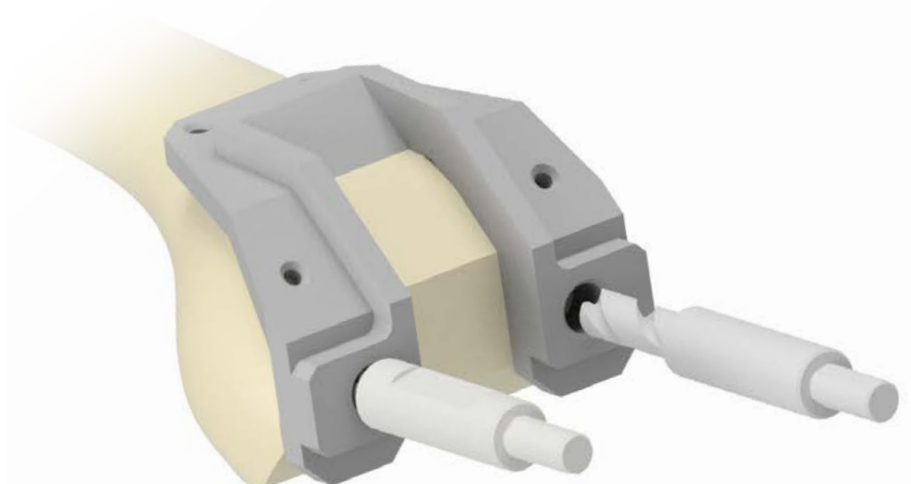
Após a realização de todos os cortes, remova o Guia de Corte Múltiplo.

Passo 12 - Fêmur

Fixe o Guia de Corte Intercondíleo com os pinos de Fixação Curto e perfure os côndilos femorais utilizando a Broca com "Stop" para Fêmur de medida referente ao implante previamente selecionado.

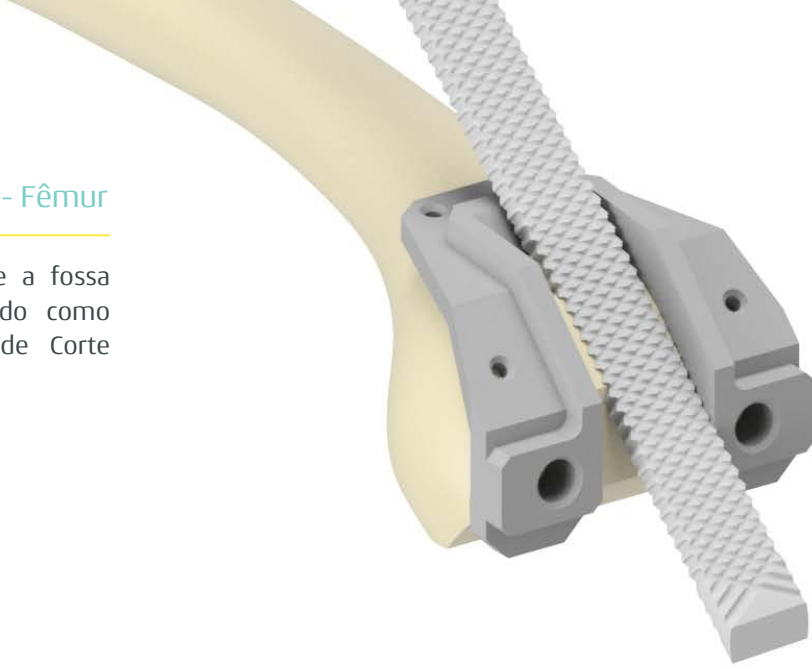
Observação:

Note que o Guia de Recorte intercondíleo tem a mesma dimensão mediolateral do componente femoral.



Passo 13 - Fêmur

Com auxílio da grossa, modele a fossa intercondílea (tróclea) utilizando como referência e limite o Guia de Corte Intercondíleo.

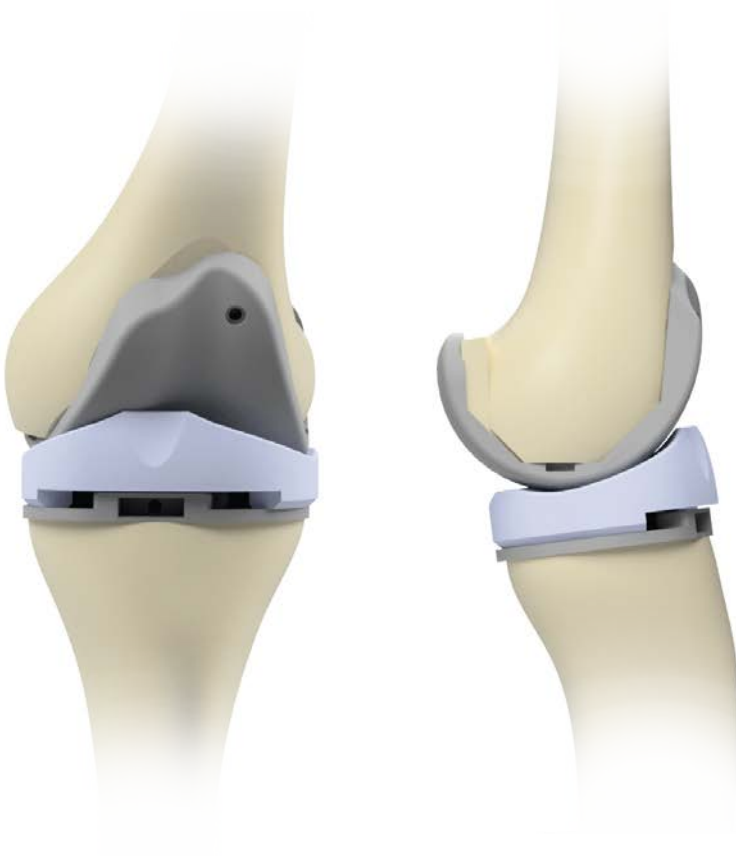


Passo 14 - Fêmur

Coloque os componentes de prova tibial e femoral conforme os tamanhos definidos. Selecione o calço de prova com a espessura adequada para o melhor posicionamento dos ligamentos colaterais.

Observação:

Para testar a flexo-extensão do joelho pode ser fixado de forma adicional um pino curto na cortical anterior .

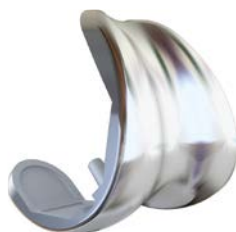


Implantes



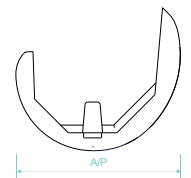
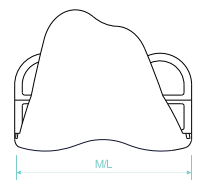
Componente Femoral Rotaflex®

ANVISA 10417940093



CoCrMo

Direito Ref. Nº	Esquerdo Ref. Nº	Tam.	M/L	A/P
04.15.10.00000	04.15.11.00000	00	54mm	50mm
04.15.10.00001	04.15.11.00001	01	58mm	53mm
04.15.10.00002	04.15.11.00002	02	62mm	57mm
04.15.10.10002	04.15.11.10002	02 PLUS	64mm	59mm
04.15.10.00003	04.15.11.00003	03	66mm	60mm
04.15.10.10003	04.15.11.10003	03 PLUS	68mm	62mm
04.15.10.00004	04.15.11.00004	04	70mm	64mm
04.15.10.10004	04.15.11.10004	04 PLUS	72mm	65mm
04.15.10.00005	04.15.11.00005	05	74mm	66mm
04.15.10.10005	04.15.11.10005	05 PLUS	76mm	68mm
04.15.10.00006	04.15.11.00006	06	78mm	69mm
04.15.10.10006	04.15.11.10006	06 PLUS	80mm	70mm
04.15.10.00007	04.15.11.00007	07	83mm	74mm
04.15.10.00008	04.15.11.00008	08	88mm	79mm



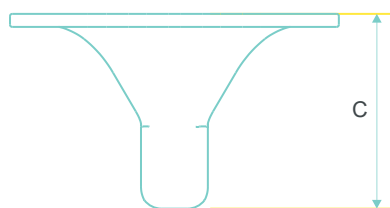
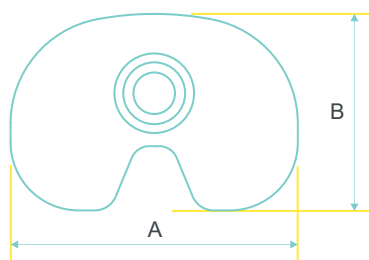
Base Tibial Rotaflex®

ANVISA 10417940093



CoCrMo

Ref. Nº	Tam.	A	B	C
04.14.08.00000	00	58mm	43mm	45mm
04.14.08.00001	01	64mm	43mm	45mm
04.14.08.00002	02	64mm	46mm	45mm
04.14.08.00003	03	70mm	48mm	45mm
04.14.08.00004	04	76mm	52mm	45mm
04.14.08.00005	05	78mm	53mm	45mm
04.14.08.00006	06	82mm	56mm	45mm
04.14.08.00007	07	88mm	56mm	53mm
04.14.08.00008	08	92mm	60mm	53mm



Platô Tibial Rotaflex®

ANVISA 10417940093



X-UHMWPE

Nº00 Ref. Nº	Nº01 Ref. Nº	Nº02 Ref. Nº	Nº03 Ref. Nº	Nº04 Ref. Nº	Nº05 Ref. Nº	Espessura
04.17.08.00009	04.17.08.01009	04.17.08.02009	04.17.08.03009	04.17.08.04009	04.17.08.05009	09mm
04.17.08.00011	04.17.08.01011	04.17.08.02011	04.17.08.03011	04.17.08.04011	04.17.08.05011	11mm
04.17.08.00013	04.17.08.01013	04.17.08.02013	04.17.08.03013	04.17.08.04013	04.17.08.05013	13mm
04.17.08.00015	04.17.08.01015	04.17.08.02015	04.17.08.03015	04.17.08.04015	04.17.08.05015	15mm
04.17.08.00017	04.17.08.01017	04.17.08.02017	04.17.08.03017	04.17.08.04017	04.17.08.05017	17mm
04.17.08.00019	04.17.08.01019	04.17.08.02019	04.17.08.03019	04.17.08.04019	04.17.08.05019	19mm
04.17.08.00021	04.17.08.01021	04.17.08.02021	04.17.08.03021	04.17.08.04021	04.17.08.05021	21mm

Nº06 Ref. Nº	Nº07 Ref. Nº	Nº08 Ref. Nº	Espessura
04.17.08.06009	04.17.08.07009	04.17.08.08009	09mm
04.17.08.06011	04.17.08.07011	04.17.08.08011	11mm
04.17.08.06013	04.17.08.07013	04.17.08.08013	13mm
04.17.08.06015	04.17.08.07015	04.17.08.08015	15mm
04.17.08.06017	04.17.08.07017	04.17.08.08017	17mm
04.17.08.06019	04.17.08.07019	04.17.08.08019	19mm
04.17.08.06021	04.17.08.07021	04.17.08.08021	21mm

Patela Anatômica Rotaflex®

ANVISA 10417940093



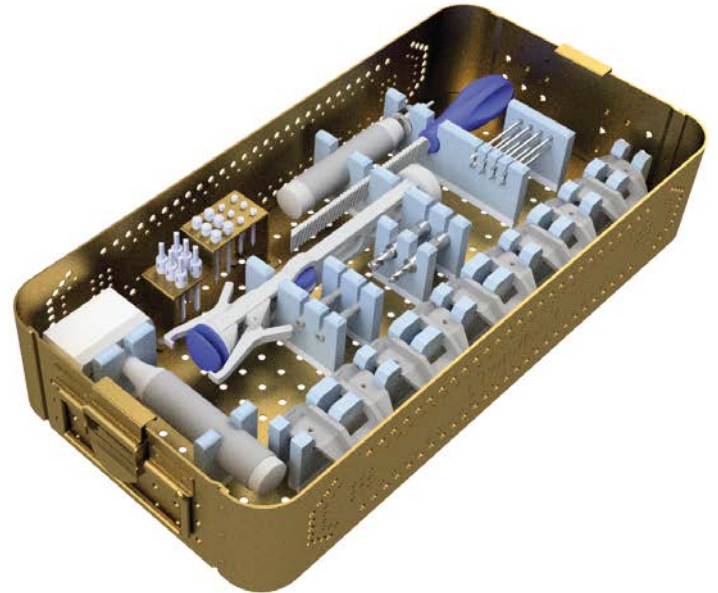
X-UHMWPE

Ref. Nº	Ø
04.16.04.00027	27mm
04.16.04.00030	30mm
04.16.04.00033	33mm
04.16.04.00036	36mm

Instrumentais



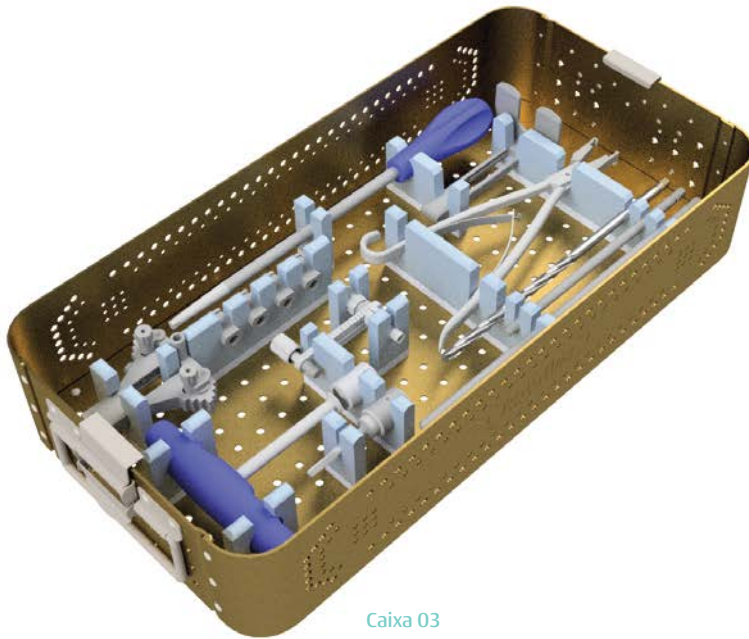
Caixa 01



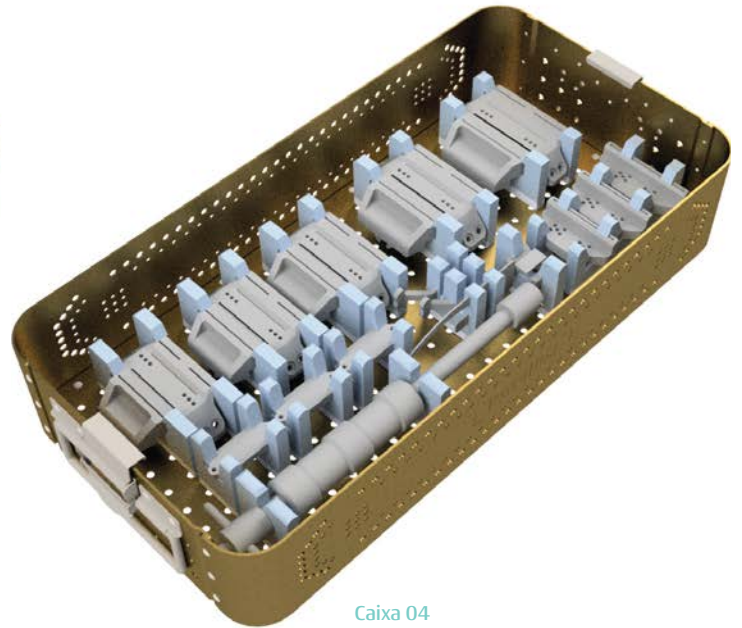
Caixa 02

Ref. Nº	Descrição
02.18.63.00002	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 2 CoCr
02.18.63.00003	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 3 CoCr
02.18.63.00004	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 4 CoCr
02.18.63.00005	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 5 CoCr
02.18.63.00006	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 6 CoCr
02.18.65.00002	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 2 CoCr
02.18.65.00003	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 3 CoCr
02.18.65.00004	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 4 CoCr
02.18.65.00005	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 5 CoCr
02.18.65.00006	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 6 CoCr
02.18.64.00002	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 2 Plus CoCr
02.18.64.00003	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 3 Plus CoCr
02.18.64.00004	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 4 Plus CoCr
02.18.64.00005	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 5 Plus CoCr
02.18.66.00002	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 2 Plus CoCr
02.18.66.00003	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 3 Plus CoCr

Ref. Nº	Descrição
02.18.66.00004	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 4 Plus CoCr
02.18.66.00005	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 5 Plus CoCr
02.02.22.10002	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 2
02.02.22.10003	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 3
02.02.22.10004	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 4
02.02.22.10005	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 5
02.02.22.10006	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 6
02.10.03.06023	Broca com Stop para Fêmur Ø6 x 23 mm
02.10.03.08027	Broca com Stop para Fêmur Ø8 x 27 mm
02.11.03.28179	Cabo Universal
02.13.01.03080	Pino de Fixação Ø3 x 80 mm
02.13.01.31038	Pino de Fixação Curto
02.13.01.31055	Pino de Fixação Longo
02.14.07.00001	Impactor Femoral
02.16.10.00007	Extrator / Impactor Femoral
02.45.01.00001	Grosa com ponta cortante



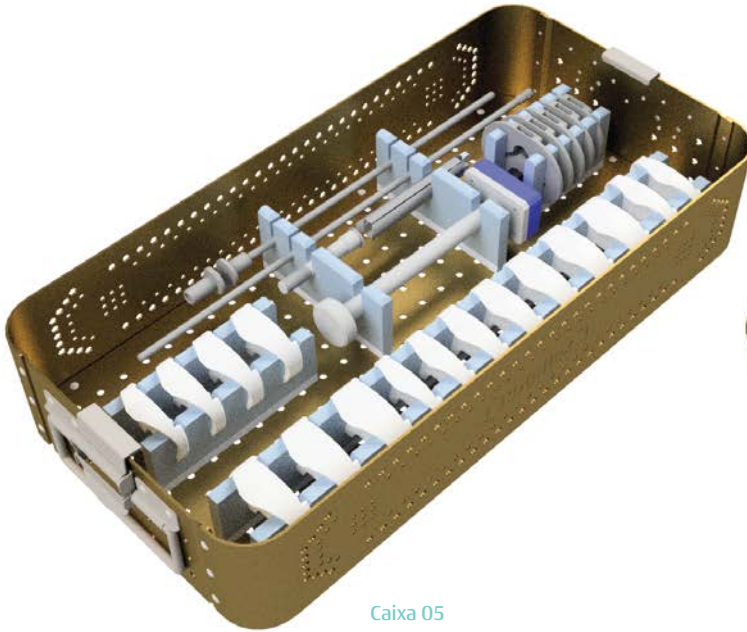
Caixa 03



Caixa 04

Ref. Nº	Descrição
02.75.11.00000	Adaptador para Pino sem Cabeça
02.75.13.00000	Adaptador para Parafuso de Fixação
02.01.01.00008	Chave Hexagonal 06 mm
02.02.59.00000	Guia Inicial
02.02.60.08200	Haste Guia Intramedular Ø8 x 200 mm
02.02.60.08300	Haste Guia Intramedular Ø8 x 300 mm
02.11.14.00002	Cabo em "T" com Adaptador 1/4" Square Drive
02.15.14.00008	Fresa Intramedular Ø8mm
02.28.03.00000	Alicate Extrator de Pino
02.49.03.00004	Apalpador Anterior
02.49.08.00000	Apalpador Posterior
02.75.01.00004	Adaptador para Perfurador 1/4" Square Drive
02.02.09.00000	Guia do Nível de Ressecção Tibial
02.02.11.10002	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 2
02.02.11.10003	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 3
02.02.11.10004	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 4

Ref. Nº	Descrição
02.02.11.10005	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 5
02.02.11.10006	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 6
02.02.61.60000	Guia de Corte Posterior Opcional 6 mm
02.02.61.70000	Guia de Corte Posterior Opcional 7 mm
02.02.61.80000	Guia de Corte Posterior Opcional 8 mm
02.16.02.00002	Extrator de Pino com Cabeça
02.27.13.00001	Posicionador para Guia de Corte Anterior
02.39.01.00009	Suporte para Travar Guia de Corte Múltiplo 0-3
02.39.01.00010	Suporte para Travar Guia de Corte Múltiplo 4-6
02.40.10.00006	Calço para Recorte Femoral 6,0mm
02.40.10.00007	Calço para Recorte Femoral 7,0mm
02.40.10.00008	Calço para Recorte Femoral 8,0mm
02.11.10.00003	Cabo para Bandeja de Prova Tibial
02.14.06.00002	Impactor para Base Tibial
02.18.12.10002	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 2
02.18.12.10003	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 3



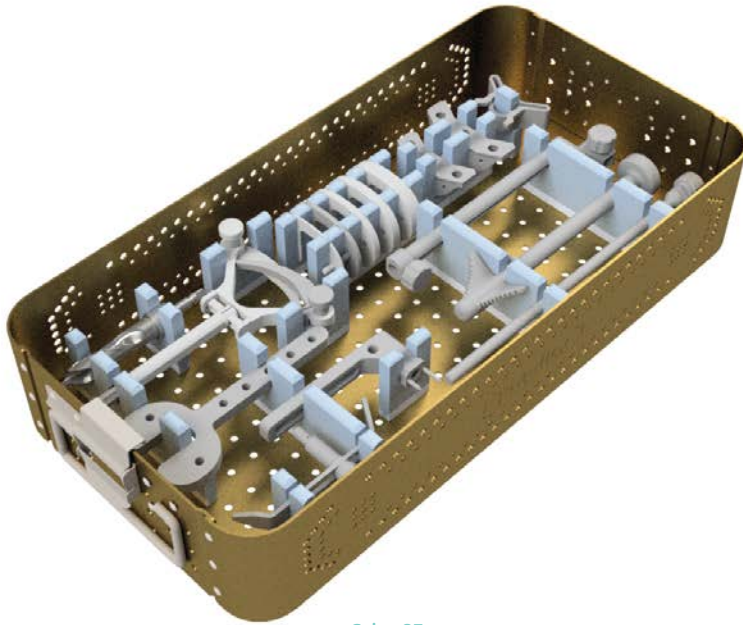
Caixa 05



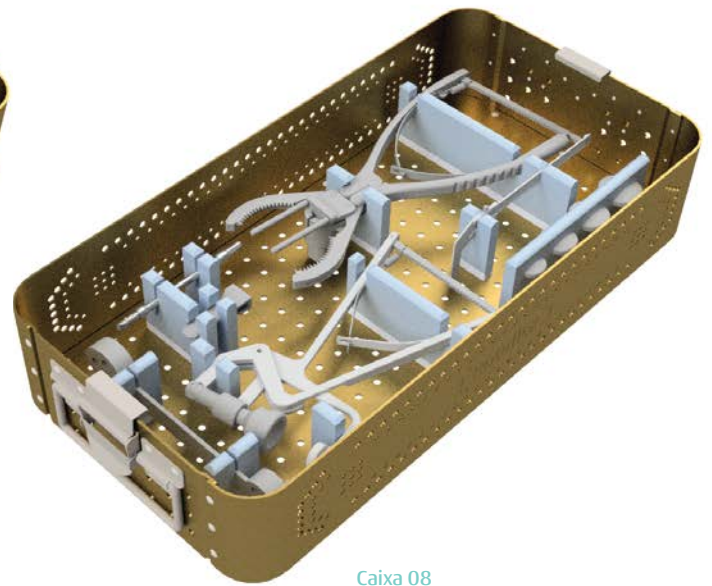
Caixa 06

Ref.Nº	Descrição
02.18.12.10004	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 4
02.18.12.10005	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 5
02.18.12.10006	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 6
02.18.17.10002	Platô de Prova Tamanho 02
02.18.17.10003	Platô de Prova Tamanho 03
02.18.17.10004	Platô de Prova Tamanho 04
02.18.17.10005	Platô de Prova Tamanho 05
02.18.17.10006	Platô de Prova Tamanho 06
02.18.55.01202	Calço para Prova de Platô Tamanho 0-1-2 2 mm
02.18.55.01204	Calço para Prova de Platô Tamanho 0-1-2 4 mm
02.18.55.01206	Calço para Prova de Platô Tamanho 0-1-2 6 mm
02.18.55.01208	Calço para Prova de Platô Tamanho 0-1-2 8 mm
02.18.55.01212	Calço para Prova de Platô Tamanho 0-1-2 12 mm
02.18.55.03402	Calço para Prova de Platô Tamanho 3-4 2 mm
02.18.55.03404	Calço para Prova de Platô Tamanho 3-4 4 mm
02.18.55.03406	Calço para Prova de Platô Tamanho 3-4 6 mm

Ref.Nº	Descrição
02.18.55.03408	Calço para Prova de Platô Tamanho 3-4 8 mm
02.18.55.03412	Calço para Prova de Platô Tamanho 3-4 12 mm
02.18.55.05602	Calço para Prova de Platô Tamanho 5-6 2 mm
02.18.55.05604	Calço para Prova de Platô Tamanho 5-6 4 mm
02.18.55.05606	Calço para Prova de Platô Tamanho 5-6 6 mm
02.18.55.05608	Calço para Prova de Platô Tamanho 5-6 8 mm
02.18.55.05612	Calço para Prova de Platô Tamanho 5-6 12 mm
02.35.02.00001	Barra de Alinhamento Femoral
02.35.02.00002	Barra de Alinhamento Tibial
02.02.63.00001	Guia de Corte Tibial
02.02.63.00002	Guia de Corte Tibial Grande
02.07.07.00002	Modelador do Canal Tibial 0-6
02.10.22.00016	Broca Tibial Ø16mm
02.27.13.00000	Posicionador para Corte Tibial
02.39.01.00005	Suporte Extramedular para Guia de Corte Tibial
02.39.01.00006	Suporte Intramedular para Guia de Corte



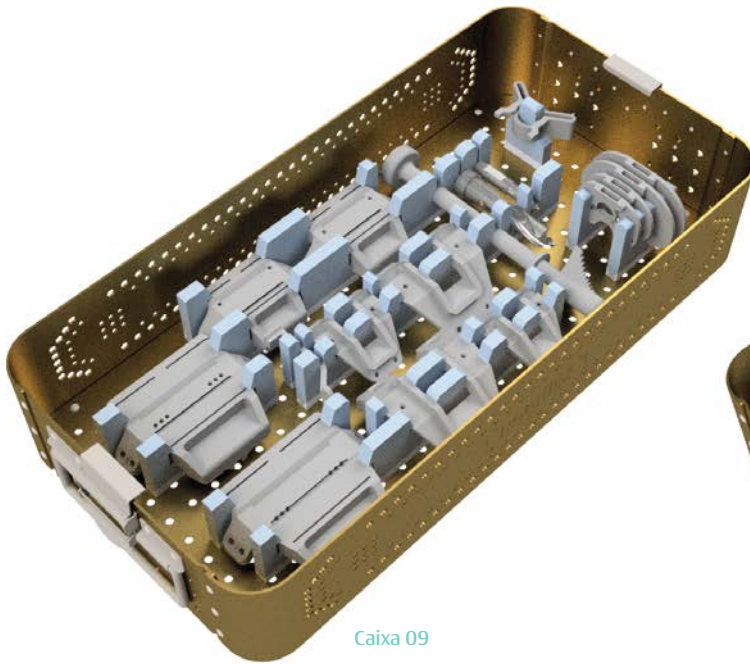
Caixa 07



Caixa 08

Ref.Nº	Descrição
02.39.01.00008	Suporte Regulável para Guia de Corte Tibial
02.40.07.00002	Calço para Espaçador 2 mm
02.40.07.00004	Calço para Espaçador 4 mm
02.40.07.00006	Calço para Espaçador 6 mm
02.40.07.00008	Calço para Espaçador 8 mm
02.40.07.00012	Calço para Espaçador 12 mm
02.40.08.00009	Espaçador 9 mm
02.54.07.00001	Bucha para Modelador do Canal Tibial 0-6
02.02.13.00001	Guia de Broca Patelar

Ref.Nº	Descrição
02.08.04.00001	Pinça para Patela
02.44.08.00000	Dimensionador para Patela
02.08.08.00006	Pinça de Compressão para Patela
02.10.03.00004	Broca com Stop para Patela
02.18.23.00027	Prova de Patela Ø27 mm
02.18.23.00030	Prova de Patela Ø30 mm
02.18.23.00033	Prova de Patela Ø33 mm
02.18.23.00036	Prova de Patela Ø36 mm
02.05.15.00008	Medidor de Altura 8 mm



Caixa 09



Caixa 10

ITENS OPCIONAIS - PODEM SER ADQUIRIDOS SEPARADAMENTE

Ref.Nº

Descrição

02.02.11.10000	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 0
02.02.11.10001	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 1
02.02.11.10007	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 7
02.02.11.10008	Guia de Corte Múltiplo Tamanho 8
02.02.22.10000	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 0
02.02.22.10001	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 1
02.02.22.10007	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 7
02.02.22.10008	Guia de Recorte Femoral Intercondileo Tamanho 8
02.07.07.00003	Modelador do canal tibial 7-8
02.08.26.00000	Pinça Tensionadora Ligamentar Spreader
02.10.03.10030	Broca com Stop para Fêmur Ø10 x 30 mm
02.10.22.00018	Broca Tibial Ø18mm
02.18.12.10000	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 0
02.18.12.10001	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 1
02.18.12.10007	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 7
02.18.12.10008	Bandeja de Prova Tibial Tamanho 8
02.18.17.10000	Platô de Prova Tamanho 00
02.18.17.10001	Platô de Prova Tamanho 01
02.18.17.10007	Platô de Prova Tamanho 07

Ref.Nº

Descrição

02.18.17.10008	Platô de Prova Tamanho 08
02.18.55.07802	Calço para Prova de Platô Tamanho 7-8 2 mm
02.18.55.07804	Calço para Prova de Platô Tamanho 7-8 4 mm
02.18.55.07806	Calço para Prova de Platô Tamanho 7-8 6 mm
02.18.55.07808	Calço para Prova de Platô Tamanho 7-8 8 mm
02.18.55.07812	Calço para Prova de Platô Tamanho 7-8 12 mm
02.18.63.00000	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 0 CoCr
02.18.63.00001	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 1 CoCr
02.18.63.00007	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 7 CoCr
02.18.63.00008	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 8 CoCr
02.18.64.00006	Prova de Componente Femoral Direito Tamanho 6 Plus CoCr
02.18.65.00000	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 0 CoCr
02.18.65.00001	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 1 CoCr
02.18.65.00007	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 7 CoCr
02.18.65.00008	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 8 CoCr
02.18.66.00006	Prova de Componente Femoral Esquerdo Tamanho 6 Plus CoCr
02.39.01.00011	Suporte para Travar Guia de Corte Múltiplo 7-8
02.54.07.00002	Bucha para Modelador do Canal Tibial 7-8



Referências Bibliográficas

1. Makridis Konstantinos; Karachalios Theofilos. A Brief History of Total Knee Arthroplasty. In: Theofilos Karachalios. Total Knee Arthroplasty: Long Term Outcomes. Ed. Springer, 2015, Cap. 1, p. 1-7.
2. Amendola Luca; Tigani Domenico; Fosco Matteo; Dallari Dante. History of Condylar Total Knee Arthroplasty. In: Samo K. Fokter. Recent Advances in Hip and Knee Arthroplasty. Ed. InTech, 2012. Cap. 14, p. 203 – 223.
3. Manning David W; Chiang Peter P; Freiberg Andrew A. Hinge Implants. In: James V. Bono; Richard D. Scott. Revision Total Knee Arthroplasty. Ed. Springer, 2005, Cap. 20, p. 219 – 236.
4. Kurtz Steven M. The Origins and Adaptations of UHMWPE for Knee Replacements. In: Kurtz Steven M. UHMWPE Biomaterials Handbook, 2nd Edition Academic Press, 2009. Cap. 7, p. 81 – 95.
5. Walker Peter S. The Total-Condylar Knee and Its Evolution. In: Ranawat Chitranjan S. Total-Condylar Knee Arthroplasty. Ed. Springer New York, 1985. Cap. 3, p. 7-16.
6. Walker Peter S. Bearing Surfaces for Motion Control in Total Knee Arthroplasty. In: Johan Bellemans; Michael D. Ries; Jan M.K. Victor. Total Knee Arthroplasty: A Guide to Get Better Performance. Ed. Springer Berlin Heidelberg, 2005. Cap. 47, p. 295 – 302.
7. Hamelynck KJ. The history of mobile-bearing total knee replacement systems. Orthopedics. V. 29, Suppl 9, p. 7-12.
8. Song Eun-Kyoo; Seon Jong-Keun; Moon Jae-Young; Ji-Hyoum Yim. The Evolution of Modern Total Knee Prostheses. In: Plamen Kinov. Arthroplasty – Update. Ed. InTech, 2013. Cap. 9, p. 183 – 196.
9. Yoshioka Yuki, Cooke T. Derek V. The Anatomy and Functional Axes of the Femur. The Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 69-a, n. 6, July 1987.
10. Eckhoff Donald G., Montgomery William K., Stamm Elizabeth R., Kilcoyne Ray F. Location of the Femoral Sulcus in the Osteoarthritic Knee. The Journal of Arthroplasty, v. 11, n. 2, 1996.
11. Callaghan John J., Insall John N., Greenwald A. Seth, Dennis Douglas A., et al. Mobile-Bearing Knee Replacement: concepts and results. The Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 82-A, n. 7, July 2000.
12. Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBR ISO 14243-1: Implantes para cirurgia – Desgaste de próteses totais de articulação de joelho - Parte 1: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste com controle de carga e correspondentes condições de meio para ensaio. Rio de Janeiro, 2012.
13. Huddleston James I., Scott Richard D., Wimberley David W. Determination of Neutral Tibial Rotational Alignment in Rotating Platform TKA. Clinical Orthopaedics and Related Research, n. 440, p. 101-6, November 2005.
14. Mirghany, M., Jin Z. M. Prediction of scratch resistance of cobalt chromium alloy bearing surface, articulating against ultra-high molecular weight polyethylene, due to third-body wear particles. Proc. Instn Mech. Engrs, vol. 218 Part H: J. Engineering in Medicine, 2004.
15. Patel Bhairav, et al. A novel route for processing cobalt–chromium–molybdenum orthopaedic alloys. J. R. Soc. Interface, vol. 7, n. 52, p. 1641-5, 2010.
16. Kurtz Steven M. A Primer on UHMWPE. In: Kurtz Steven M. UHMWPE Biomaterials Handbook, 2nd Edition Academic Press, 2009. Cap. 1, p. 1 – 6.
17. Chakrabarty Gautam, Vashishtha Mayank, Leeder Daniel. Polyethylene in knee arthroplasty: A review. Journal Clinical Orthopaedics and Trauma, v. 6, p. 108-112, 2015.
18. Muratoglu, Orhun K. Highly Crosslinked and Melted UHMWPE. In: UHMWPE Biomaterials Handbook, 2ªEd. Academic Press, 2009. P. 197 – 204, cap. 13.
19. Muratoglu, O. K., et al. Aggressive Wear Testing of a Cross-Linked Polyethylene in Total Knee Arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research. nº 404, November, 2002.
20. Costa Luigi, Bracco Pierangiola. Mechanisms of Crosslinking, Oxidative Degradation and Stabilization of UHMWPE. In: UHMWPE Biomaterials Handbook, 2ªEd. Academic Press, 2009. P. 309 – 323, cap. 21.
21. Lewis Gladius. Properties of crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene. Biomaterials, n. 22, p. 371-401, 2001.
22. Jacofsky David J. Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Knee Arthroplasty: In the Affirmative. The Journal of Arthroplasty. vol. 23, nº 7, Suppl. 1, 2008.
23. Grobbelaar C. J., Plessis T. A. Du, Marais F. The radiation improvement of polyethylene prostheses: A preliminary study. The Journal of Bone and Joint Surgery. vol. 60-B, nº 3, p. 370 – 4, August 1978.
24. Parks, Lexis A. Radiation Crosslinking of Polymers. February 2, 2010. Disponível em: www.sterigenics.com/crosslinking/crosslinking.htm. Acesso em: 22/09/2015.

- 25.**Fehring TK. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001; 392:315-8.
- 26.**Firestone TP. Surgical management of symptomatic instability following failed primary total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88-A(4):80-4.
- 27.**Collier John P, et al. Impact of Gamma Sterilization on Clinical Performance of Polyethylene in the Knee. *The Journal of Arthroplasty,*
- 28.** McEwen, H.M.J., et al. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *Journal of Biomechanics,* v. 38, p. 357-365, 2005.
- 29.** Schwenke, T., Orozco,D., Schneider, E., Wimmer, M.A. Differences in wear between load and displacement control tested total knee replacements. *Wear,* v. 267, p. 757-762, 2009.
- 30.** Haider, H., et al. Comparison between force-controlled and displacement-controlled in-vitro wear testing on a widely used TKR implant. 48th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Poster nº 1007, 2002.
- 31.** Muratoglu, O.K., et al. Metrology to Quantify Wear and Creep of Polyethylene Tibial Knee Inserts. *Clinical Orthopaedics and Related Research,* n. 410, p. 155-164, 2003.
- 32.** Fisher, J., et al. Wear, Debris, and Biologic Activity of Cross-linked Polyethylene in the Knee: Benefits and Potential Concerns. *Clinical Orthopaedics and Related Research,* n. 428, p. 114-119, 2004.
- 33.**Dennis, D. A.; Komistek, R. D. Kinematics of mobile bearing total knee arthroplasty. In: *Total Knee Arthroplasty: A Guide to Get Better Performance.* Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 126-140, cap. 20.
- 34.**Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO 21534 - Implantes para cirurgia não ativos - Implantes para substituição de articulações - Requisitos particulares. Rio de Janeiro, 2007-2008.
- 35.**Spencer Simon J, Baird Karene, Young David, Tait Gavin R. The Rotaglide mobile bearing knee arthroplasty: A 10- to 13-year review from an independent centre. *The Knee,* v. 19, p. 20-23, 2012.
- 36.**Bercovy Michel, Langlois Jean, Beldame Julien, Lefebvre Benjamin. Functional Results of the ROCC® Mobile Bearing Knee. 602 Cases at Midterm Follow-Up (5 to 14 Years). *The Journal of Arthroplasty.* v. 30, p. 973-979, 2015.
- 37.**Tjørnild Michael, et al. Mobile- vs. fixed-bearing total knee replacement: A randomized radiostereometric and bone mineral density study. *Acta Orthopaedica,* v. 86, n. 2, p. 208-214, 2015.
- 38.**Carothers Joshua T, Kim Raymond H, Dennis Douglas A, Southworth Carleton. Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty: A Meta-Analysis. *The Journal of Arthroplasty.* vol. 26, n. 4, p. 537- 542, 2011.
- 39.**Rand James A., Trousdale Robert T., Ilstrup Duane M., Harmsen W. Scott. Factors Affecting the Durability of Primary Total Knee Prostheses. *The Journal of Bone & Joint Surgery,* v. 85-a, n. 2, february 2003.

CoCrMo Liga de Cobalto-Cromo-Molibdênio

X-UHMWPE Polietileno Cross-Linked

Ref. Nº: Código do produto
Compr.: Comprimento
Ø: Diâmetro
Tam.: Tamanho
mm: Milímetros
°: Graus
": Polegadas
P: Pequeno
M: Médio
G: Grande
EG: Extra Grande
M/L: Médio Lateral
A/P: Ântero-posterior



Unidade Fabril
Av. Brasil, 2983 - Dt. Industrial
13505-600, Rio Claro SP, Brasil
Tel +55 19 2111 6500
vincula.com.br

Escritório São Paulo
Av. Engenheiro Luís Carlos Berrini, 105
Ed. Thera Office - 9º Andar
04571-000, São Paulo SP, Brasil
Tel +55 11 5103 5480

Escritório Porto Alegre
Av. Osvaldo Aranha, 1022
Salas 1115 - 1118
90035-191, Porto Alegre RS, Brasil,
Tel +55 51 3014 2357 / 3014 2358

Escritório Colombia
Centro Empresarial Arrecife - Calle 26
No.69 D 91 Torre Dorado, ofc. 302
Bogotá, Colombia
Tel +57 (1) 4672373 / (1) 4059604