

THIAGO CÂNDIDO DA ROCHA

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: TRANSPLANTE MENISCAL

CURITIBA

2011

THIAGO CÂNDIDO DA ROCHA

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: TRANSPLANTE MENISCAL

Monografia apresentada ao curso de
Residência em Ortopedia e
Traumatologia – UFPR – Especialização
em Medicina Esportiva e Artroscopia

Orientador: Prof. Dr. Edmar Stieven
Filho

**CURITIBA
2011**

A minha Irma Thaís, com seus conhecimentos de mestre.
Ao Edmar, pela sua paciência com minha demora em acabar o trabalho.

A Deus.
Aos meu pais.

DEDICO

AGRADECIMENTOS

À equipe do Centro de Traumatologia Esportiva e Artroscopia de Curitiba (Ctea).

Ao Prof.Dr. Edmar Stieven Filho, com o fornecimento do material para concluir esse trabalho e como orientador.

A Dra.Thais Breginski da Rocha, mestre em odontologia, que sempre me ajudou com o trabalho.

RESUMO

O presente estudo objetivou realizar uma revisão de literatura sobre transplante meniscal, para tanto foi necessário descrever as principais estruturas e mecanismos relacionados a articulação do joelho. O menisco tem funções importantes no joelho humano, incluindo a rolagem da carga, absorção de choques, estabilidade e nutrição articular, que são vitais para a integridade da cartilagem articular. O risco de desenvolver artrose depois da meniscectomia total tem sido demonstrado em muitos estudos clínicos. Embora muitas lesões meniscais possam ser reparadas, nem todas são salváveis. Acredita-se que o transplante de meniscos humanos restaure algumas das funções de rolagem de carga do menisco. Contudo, resultados inconsistentes têm sido relatados em estudos experimentais, e os investigadores clínicos discordam sobre o desfecho e as taxas de sucesso. Com base no presente estudo pode-se concluir que o transplante de menisco é uma alternativa de tratamento adequado para pacientes com que têm uma eficiência de menisco do joelho e não mais de grau II ou grau III artrose precoce. Os estudos clínicos de apoio procedimento de eficácia no alívio da dor, inchaço e melhorar os resultados funcionais. Apesar da técnica apresentar dificuldade de realização de um transplante de menisco, prazo estudos intermédios demonstraram a eficácia deste procedimento, com altos níveis de satisfação muito doente desde que o co-morbididades relevantes foram adequadamente tratadas.

Palavras chave: Transplante. Menisco. Joelho. Técnica.

ABSTRACT

The present study it objectified to carry through a literature revision on meniscus transplant, for in such a way it was necessary to describe the main structures and related mechanisms the joint of the knee. The meniscus has important functions in the human knee, including the clod roller of the load, absorption of shocks, stability and nutrition to articulate, that they are vital for the integrity of the cartilage to articulate. The risk to develop artrosys after the total meniscectomia has been demonstrated in many clinical studies. Although many meniscus injuries can be repaired, nor all are saved. One gives credit that the transplant of human meniscus restores some of the functions of load clod roller of the meniscus. However, resulted inconsistent they have been told in experimental studies, and the clinical investigators disagree on the outcome and the taxes with success. On the basis of the present study it can be concluded that the meniscus transplant is an alternative of treatment adjusted for patients with whom they not more than have an efficiency of meniscus of the knee and degree II or precocious degree III artrosys. The clinical studies of support procedure of effectiveness in the relief of pain, swell and to improve the functional results. Although the technique to present difficulty of accomplishment of a meniscus transplant, stated period intermediate studies had demonstrated the effectiveness of this procedure, with high levels of very sick satisfaction since that the excellent co-morbidities adequately had been treated.

Words key: Transplant. Meniscus. Knee. Technique

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Articulação do Joelho, vista lateral e vista posterior.....	12
Figura 2 – Estrutura da cápsula articular.....	17
Figura 3 – Vista lateral do menisco	20
Figura 4 – Articulação do joelho.....	23
Figura 5 –Mecanismo da lesão de ligamento cruzado anterior.....	28
Figura 6- Ruptura parcial e total do ligamento cruzado anterior	29

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	09
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	10
2.1 ANATOMIA DO JOELHO.....	10
2.2 ESTRUTURAS RELACIONADAS À ARTICULAÇÃO DO JOELHO	16
2.2.1 Cápsula Articular.....	16
2.2.2 Ligamentos.....	19
2.2.3 Músculos.....	22
2.2.4 Menisco.....	26
2.3 LESAO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	27
2.4 AVALIAÇÃO CLÍNICA.....	34
2.5 TRANSPLANTE DE MENISCO.....	38
2.5.1 Indicações.....	42
2.5.2 Técnica.....	44
2.5.3 Reabilitação.....	48
2.5.4 Resultados.....	48
3 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

As lesões dos meniscos são muito comum independente do tipo, tempo de duração, tipo de atividade física e idade dos pacientes, estas vêm sendo tratadas ao longo dos anos pela retirada total ou parcial dos meniscos. Neste sentido, a meniscectomia total ou parcial no joelho humano, a médio e longo prazo, apresenta importantes efeitos deletérios sobre a articulação, especialmente no que diz respeito à distribuição de forças na superfície articular.

A meniscectomia parcial apresenta uma menor morbidade que a total por manter, pelo menos em parte, a função original do menisco. Na impossibilidade de reparar o menisco lesado e/ou quando se impõe a necessidade de sua remoção, surgem como opções o transplante de menisco e a utilização de próteses meniscais, ainda em fase de experimentação.

Segundo Sommerlath e Hamberg (1987) afirmam que há 20 anos foi realizado o primeiro transplante de meniscos em humanos, depois desse período estima-se que aproximadamente 4.500 cirurgias já foram relatadas em todo o mundo, mostrando ser um procedimento potencialmente eficaz na prevenção da osteoartrose após meniscectomia.

A técnica do transplante meniscal depende da viabilidade celular é fator de melhor integração, enquanto outros dão preferência ao transplante de uma matriz de colágeno desvitalizada. Diferentes técnicas de preservação e o tempo de armazenamento exercem efeitos diversos sobre a integridade biológica e bioquímica dos tecidos. As técnicas correntes de armazenamento e preservação do menisco são semelhantes à de outros tecidos conectivos e incluem: método à fresco, congelamento à fresco, congelamento à seco (liofilizado) e criopreservação.

Diante do exposto, o presente estudo objetiva realizar uma revisão de literatura, para aprofundar os conhecimentos relacionados ao transplante de menisco, para tanto foi necessário estabelecer relação do transplante meniscal com a anatomia do joelho, estruturas relacionadas a articulação do joelho, ligamento cruzado. Dessa forma, será possível descrever o diagnóstico, indicação, vantagens e complicações do transplante meniscal.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ANATOMIA DO JOELHO

As lesões de joelho são as causas mais freqüentes de incapacidade de pessoas que praticam atividade esportiva. Alguns fatores como a estrutura biomecânica, a idade, nível de atividade e o fenótipo podem ser responsáveis pela predisposição de lesões. O joelho é suscetível às lesões traumáticas por ser muito submetido a esforços, já que se localiza entre um braço de força e um braço de alavanca, a tíbia e o fêmur, além de não ser protegido por tecido adiposo e tecido muscular. Em função desta falta de proteção contribui para a alta incidência de lesões na articulação do joelho (HOPPENFELD, 2001).

Segundo Calaisgermain (1992) o joelho é uma articulação intermediária do membro inferior, instável do ponto de vista ósseo, sendo o sistema ligamentar e muscular os principais estabilizadores. Neste sentido, Ruoti e colaboradores (2000) afirmam que o ligamento cruzado anterior é o ligamento do joelho mais comumente lesado em virtude de ser o estabilizador principal dessa articulação. Além disso, Januário e colaboradores (2003), afirmam que o ligamento cruzado anterior além de promover estabilidade anterior da tíbia em relação ao fêmur tem as funções de mecanismo de trava, controle do estresse em valgo e varo, limita a hiperextensão e guia a flexo-extensão tibiofemoral.

Gould (1993) relata que vários são os mecanismos responsáveis pela lesão no ligamento cruzado anterior, dentre eles incluem a rotação externa, abdução e força anterior aplicada à tíbia; rotação interna do fêmur sobre a tíbia fixa e hiperextensão do joelho. No entanto, as lesões ocorrem mais freqüentemente em situações onde não ocorre contato.

Uma das formas de tratamento em casos de lesão aguda do ligamento cruzado anterior é realizado pela substituição do ligamento por enxerto, onde o terço médio do tendão patelar é a técnica mais usual e com resultados testados há décadas. Embora não haja nenhum protocolo definitivo para a reabilitação de pacientes submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior, a maioria dos autores preconizam os mesmos princípios em relação ao controle de edema,

ganho de força, melhora da amplitude articular, propriocepção, treino do gesto esportivo e treino do condicionamento (HEBERT, 2003).

A articulação do joelho permite mobilidade e estabilidade alongando e encurtando o membro inferior para elevar e abaixar o corpo ou mover o pé no espaço. Atua no suporte de carga quando o indivíduo está em pé juntamente com o quadril e tornozelo (KISNER E COLBY, 1998).

Em decorrência de sua estrutura anatômica, o joelho é uma das articulações mais freqüentemente lesionada, isso ocorre por sua grande exposição a forças externas e pelas demandas funcionais a que está sujeito. Além disso, é considerada uma articulação gínglima, porém é mais complexa porque além dos movimentos de flexão e extensão possui um componente rotacional (CAMPBELL, 1996).

A complexidade desta articulação envolve três ossos, o fêmur, a tíbia e a patela, onde os côndilos femorais se articulam com os da tíbia e a face patelar recebe a patela quando membro está fletido (Fig. 1). O joelho possui um grau de liberdade, a flexão/extensão que aproxima ou afasta o membro de sua raiz, e um grau acessório, apresentando uma rotação sobre o eixo longitudinal da perna, que só ocorre quando a articulação está fletida. Assim, quando o joelho está em extensão máxima possui grande estabilidade, sendo mais vulnerável a fraturas e rupturas ligamentares. Por outro lado, quando se encontra em flexão adquire grande mobilidade, o que é importante na corrida e na orientação do pé em relação às irregularidades do solo. Nesta posição torna-se mais suscetível às lesões ligamentares e meniscais (KAPANDJI, 2000).

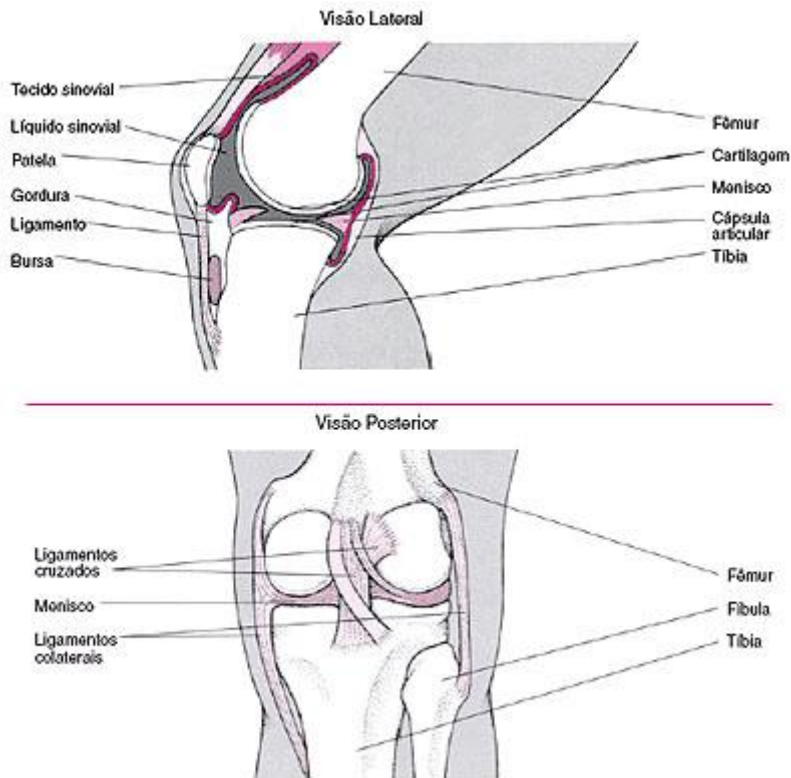


Figura 1- Articulação do Joelho, vista lateral e vista posterior

De acordo com Prentice (2002), o joelho faz parte de uma cadeia cinética que apresenta relação direta com movimentos e forças que ocorrem no pé, tornozelo e perna. Essas forças passam pelo joelho e são transmitidas ao quadril, pelve e coluna. As forças anormais que não podem ser distribuídas são absorvidas pelos tecidos o que faz com que a articulação se torne suscetível às lesões resultantes dessa absorção.

Kapandji (2000) destaca que a amplitude de movimento do joelho tem relação direta com a posição do quadril, na extensão ativa poucas vezes o joelho ultrapassa a posição de 0° , e a eficácia do músculo reto anterior da coxa como extensor do joelho aumenta com a extensão do quadril. Por outro lado, a flexão ativa atinge 140° com o quadril flexionado e apenas 120° com o quadril estendido, devido à diminuição da elasticidade dos isquiotibiais.

De acordo com Palastanga e colaboradores (2000) a articulação do joelho satisfaz os requisitos de uma articulação de sustentação de peso, permitindo livre movimento em apenas um plano, combinado com estabilidade em extensão. Geralmente, estabilidade e mobilidade são funções incompatíveis de uma

articulação, com a maioria das articulações uma se sacrificando em favor da outra. Entretanto, no joelho ambas as funções são executadas pela interação de ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento nas superfícies articulares, no entanto, o grau relativamente pequeno de encaixamento das superfícies articulares que é essencial para grande mobilidade, torna-se propenso a entorses e luxações.

Lippert (2003) afirma que o joelho é a maior articulação do corpo suportada e mantida totalmente por músculos e ligamentos, sem nenhuma estabilidade óssea exposta a esforços e estresses severos, tornando-a, uma das articulações mais frequentemente lesadas do corpo. A superfície distal do fêmur é formada pelos côndilos femorais que tem forma convexa e são achatados anteriormente para aumentar a superfície de contato e a transmissão de peso. A superfície articular do côndilo medial é mais comprida que a lateral, porém, a lateral é mais larga. Além disso, o sulco anterior entre os côndilos tem como função acomodar a patela (CAMPBELL, 1996).

A patela é um osso sesamóide de forma triangular que é submetido a forças de tração enormes, somente dois terços da sua área articulam-se, o restante correspondem a áreas de inserções musculares. Sua superfície articular possui até sete facetas, portanto é multifacetada, devido a sua excursão em vários ângulos em relação ao fêmur, que ocorre mais por arrasto do que por congruência articular (HEBERT, 2003).

Segundo Calais-Germain (1992) a patela é um osso pequeno localizado dentro do tendão do quadríceps, apresentando sua face posterior articulada a tróclea femoral. A patela apresenta duas facetas separadas por uma crista saliente que corresponde as vertentes da tróclea femoral, sendo fixada aos côndilos femorais e tibiais através do retináculo lateral e mediais do tendão do quadríceps, e ligando o quadríceps à tibia através do ligamento patelar localizado em sua porção infra-patelar.

Estudos realizados por Lippert (2003) demonstraram que a patela tem como principais funções: aumentar a vantagem mecânica do músculo quadríceps e proteger a articulação do joelho. O aumento na vantagem mecânica é conseguido aumentando o braço de momento que é a distância perpendicular entre a linha de ação do músculo e o centro da articulação. Assim, a linha de ação

do músculo quadríceps fica mais longe, colocando a patela entre o tendão do músculo quadríceps e o fêmur. Por essa razão, o braço de momento é aumentado, permitindo ao músculo ter maior força angular.

Segundo Gould (1993) descreve que a função normal da patela é deslizar na cavidade troclear ritmicamente, melhorando o sistema de alavanca do músculo quadríceps, contudo, para realizar essa atividade a patela deve resistir ao cisalhamento e forças compressivas localizadas sobre as superfícies articulares. Durante a flexão do joelho, a patela desliza caudalmente ao longo da linha intercondiliar, com a extensão ocorre deslizamento no sentido cranial. A restrição do movimento patelar interfere na amplitude de movimento da articulação. Nos primeiros 20° de flexão de joelho não há contato entre a patela e o fêmur, então o terço distal da patela faz contato entre 20° e 30°. Aos 45° o terço médio da patela contata com o fêmur e em 90° a porção proximal da patela faz contato. Finalmente em flexão completa as facetas irregulares se comunicam (PLACZEK e BOYCE, 2004).

A articulação femoropatelar tem dois mecanismos complexos para aliviar as forças transmitidas através dela. Devido ao aumento da flexão, o braço de alavanca extensor é alongado em virtude de o eixo de rotação da articulação do joelho mover-se posteriormente, na faixa de 30° a 70° de flexão. Dentro desta faixa de 30° a 70°, a patela é isoladamente responsável por transmitir a força do quadríceps ao fêmur (PALASTANGA, *et al.*, 2000).

A estabilidade patelar dinâmica é promovida pela tensão do vasto medial com ênfase localizada sobre as fibras oblíquas desse músculo. Além disso, esse músculo confere um grau de estabilidade estática através de sua inserção e atua com outras estruturas de tecidos moles sobre o lado medial do joelho para auxiliar e fornecer um grau de estabilidade estática. Sendo assim, a função da articulação femoropatelar está ligada ao movimento da articulação tibiofemoral e a função total do joelho inclui relação dinâmica entre todos os componentes funcionais (GOULD, 1993).

Os músculos e as estruturas ligamentares coordenam e direcionam os movimentos complexos da articulação tibiofemoral. A articulação tibiofemoral apresenta-se como uma dobradiça que roda, desliza e rola, ações essas que são necessárias para seu funcionamento normal. Com um movimento espiral a tibia

rotaciona sobre o côndilo medial do fêmur durante a flexão e extensão, onde a tíbia se apresenta como um eixo que permite essa rotação a qual é necessária, pois, permite desgaste normal das superfícies articulares (GOULD, 1993).

Com relação ao côndilos Andrews e colaboradores (2000) descrevem que “Os côndilos são cobertos pela cartilagem hialina que é bastante espessa para resistir às forças extremas localizada sobre as superfícies articulares durante a descarga de peso”. Os côndilos femorais são convexos em sua articulação com a tíbia e possuem um raio decrescente da curvatura de frente para trás, mudança que é responsável pelo desvio do eixo de movimento para flexão e extensão em uma direção posterior e superior durante a flexão, na extensão, o eixo segue o mesmo trajeto, porém no sentido inverso.

A superfície articular do côndilo medial é mais longa que a superfície articular lateral, e a superfície articular tibial medial é maior que a superfície tibial lateral. Essa assimetria entre os compartimentos da articulação tibiofemoral é um fator que atua no mecanismo de trava ou parafuso ou de bloqueio do joelho. Tal mecanismo representa a rotação automática que ocorre no joelho durante os 30° finais de sua extensão. O alinhamento do joelho e a absorção da carga axial são realizados pelo sistema ósseo. O terço distal do fêmur para alinhar a cabeça femoral com o centro da articulação do joelho forma um ângulo em valgo e o terço proximal da tíbia apresenta uma angulação em varo, atuando como barra fixa submetida a uma compressão axial. Além disso, a articulação femoropatelar deve ser paralela ao solo para evitar a acentuação de varo da tíbia ou valgo do fêmur, pode-se ainda dizer, que tanto o fêmur quanto a tíbia, próximo ao joelho apresenta grande massa de osso esponjoso com função de absorção e distribuição de carga (HEBERT, 2003).

Kapandji (2000) relata que a articulação apresenta dois eixos: o primeiro é o eixo fisiológico (anatômico) que apresenta um ângulo obtuso de 170° a 175° em relação ao prolongamento do eixo da perna, e o segundo é o eixo mecânico, que representa uma reta alinhada no centro das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Ambos os eixos se confundem, porém, na coxa o eixo mecânico forma um ângulo de 6° com o eixo do fêmur que apresenta uma angulação de 9° em relação ao eixo horizontal. Os desvios significativos do eixo mecânico podem estar presente nas deformidades de joelho em varo ou valgo.

Neste sentido, Campbell (1996) complementa que a articulação do joelho permite a flexão e extensão no plano sagital com valor normal de 0° a 140° e algum grau de rotação interna e externa quando a articulação está flexionada, não sendo permitida qualquer rotação quando a articulação está em extensão completa. Assim, as estruturas que não permitem essa rotação são a configuração óssea, a tensão dos ligamentos de sustentação e os meniscos. Porém, ao ser iniciada a flexão, a cápsula e os ligamentos colaterais e cruzados ficam menos tensos, permitindo movimentos rotatórios que progredem crescentemente, à medida que a flexão evolui de 0° a 90°. A rotação varia de 5 a 25°, sendo que a rotação interna sempre é maior que a externa.

O movimento complexo de flexo-extensão corresponde a uma combinação de oscilação e deslizamento. O movimento oscilatório ocorre nos primeiros 20° de flexão e após o movimento se torna exclusivamente de deslizamento. O movimento oscilatório nos primeiros 20° atende melhor as exigências de estabilidade do joelho na posição relativamente estendida, enquanto que o movimento de deslizamento, à medida que a articulação “se desdobra”, permite maior movimento para a rotação. Conforme Andrews e colaboradores (2000), durante atividade em cadeia cinética aberta, a tíbia rodará lateralmente sobre o fêmur que se encontra relativamente fixo, e durante atividade em cadeia cinética fechada o fêmur rodará medialmente sobre a tíbia relativamente fixa.

2.2 ESTRUTURAS RELACIONADAS À ARTICULAÇÃO DO JOELHO

2.2.1 Cápsula Articular

A cápsula articular corresponde a uma estrutura fibrosa que contorna a epífise distal do fêmur e a epífise proximal da tíbia mantendo-as em contato e formando as paredes não-ósseas da articulação (Fig. 2). Sua camada mais profunda é recoberta pela membrana sinovial (KAPANDJI, 2000).



Figura 2 – Estrutura da cápsula articular

Os ligamentos juntamente com a cápsula articular unem firmemente os ossos para formar a articulação e servem também para manter os ossos em oposição influenciando o arco de movimentação articular (GOULD, 1993). Segundo Palastanga e colaboradores (2000), não há uma cápsula fibrosa independente contínua unindo a tíbia e o fêmur, há apenas fibras capsulares verdadeiras correndo entre os ossos. A fixação da cápsula no fêmur é deficiente anteriormente, onde ela se funde com os tendões fundidos do quadríceps. Sua fixação à tíbia é mais completa, porém, é deficiente apenas na região da tuberosidade tibial, a qual dá fixação ao ligamento patelar.

Em uma visão posterior, as fibras capsulares originam-se dos côndilos femorais acima das superfícies articulares e da linha intercondiliana e passam verticalmente para baixo a fim de fixar-se no bordo posterior da extremidade superior da tíbia. A cápsula é redundante anterior e posteriormente para permitir a flexão/extensão em virtude de uma disposição em X frouxa das fibras capsulares (colágenas), a cápsula posterior do joelho é frouxa em flexão, mas fica tensa em extensão tornando-se um importante estabilizador da articulação (SAMBROOK, *et al.*, 2003).

Segundo Weinstein e Buckwalter (2000) afirmam que a membrana sinovial é um tecido delgado que junto com a cartilagem hialina envolve toda a cavidade sinovial da articulação. A cartilagem hialina é nutrida pelo líquido sinovial

que tem origem no exsudato de capilares sinoviais e tem como propriedades principais a viscosidade e lubrificação da articulação.

Complementariamente, Gould (1993) descreve que a membrana sinovial participa da articulação em pelo menos três aspectos fisiológicos: provê um revestimento de baixa fricção e produz o ácido hialurônico, que é o componente mucínio do líquido sinovial; transporta nutrientes necessários para o interior do espaço articular removendo as perdas metabólicas através de seu sistema capilar linfático e tem um importante papel na manutenção da estabilidade articular.

O líquido sinovial é um ultrafiltrado do sangue, no qual é adicionado o ácido hialurônico que é secretado pelos sinoviócitos, conferindo viscosidade ao líquido atuando como lubrificante articular. Em condições normais, a quantidade de líquido sinovial é escassa. Contudo, os movimentos de flexão/extensão asseguram a limpeza permanente das superfícies articulares pela sinóvia, o que contribui para a boa nutrição da cartilagem e, principalmente, para a lubrificação das zonas de contato (KAPANDJI, 2000).

O suprimento sanguíneo do joelho se dá por meio de uma anastomose genicular em um plexo acima e abaixo da patela e um plexo profundo sobre a cápsula articular e as superfícies condilíacas adjacentes do fêmur e tíbia. Além disso, a drenagem venosa da articulação do joelho ocorre por veias correspondentes que acompanham as artérias. O sistema linfático do joelho drena a linfa para os linfonodos poplíteos inguinais. A estase venosa é importante fator que contribui nas alterações degenerativas do joelho (PALASTANGA, *et al.*, 2000).

A articulação do joelho além de possuir células nervosas junto aos vasos possui terminações nervosas especializadas no periósteo, osso e tecido fibroso denso. As fibras nervosas no tecido fibroso denso têm a função de percepção da dor, eferência vasomotoras e mecanoreceptora, protegendo a articulação de estiramentos e distorções. Além disso, os mecanorreceptores permitem a percepção da posição articular, tensão muscular e cargas aplicadas em ligamentos, cápsula e tendões. Nos tendões controla a tensão muscular e nos ligamentos e cápsula protege a articulação de possíveis lesões (WEINSTEIN e BUCKWALTER, 2000).

De acordo com Cailliet (2000), o nervo femoral, obturador e o nervo ciático, este com menor contribuição, suprem principalmente a pele, a membrana sinovial, a cápsula, os ligamentos, os músculos e as bolsas. As sensações primárias e de propriocepção e a capacidade de transportar a dor são realizados pelos terminais nervosos somáticos mielinizados e não mielinizados.

O quadríceps, principal músculo extensor do joelho é innervado predominantemente pelo nervo femoral – raízes nervosas de L2, L3, L4, e os isquiotibiais principais extensores são innervados pelo nervo ciático e seus ramos tibial e fibular, no entanto, a cartilagem articular não possui nenhum suprimento nervoso direto (SAMBROOK, *et al.*, 2003).

2.2.2 Meniscos

Conforme Campbell (1996, p.1601), as principais estruturas intra-articulares são os meniscos medial e lateral e os ligamentos cruzado anterior e posterior. Os meniscos são estruturas constituídas por fibras colágenas, o medial em forma de “C” e o lateral em forma de “O”, estão dispostas longitudinalmente na periferia meniscal que se ancora na tibia, e forma radial que partem do rim meniscal se estendendo da zona livre do menisco até sua margem central (HEBERT, 2003, p.1307).

Segundo Placzek e Boyce (2004), os meniscos são compostos de células e matriz extracelular de colágeno, proteoglicanos, glicoproteínas e elastina. O colágeno é em 90% do tipo I com menores quantidades dos tipos II, III, V e VI. No seu terço externo as células são do tipo fibroblástico, no seu terço interno condrocitas e no seu terço médio são fibrocondrocíticas.

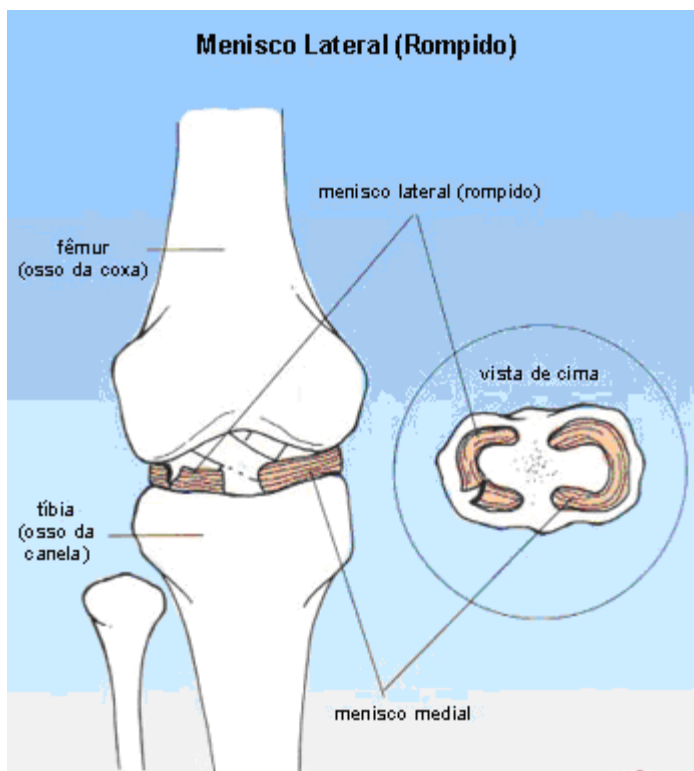


Figura 3 – Vista lateral do menisco

Conforme Gould (1993), os meniscos consistem num tecido fibroso entrelaçado, bastante denso, com uma dispersão de células fibrocíticas maduras. Além disso, apresentam suas fibras colágenas arranjadas circunferencialmente presumidamente para resistir a tensão das cargas de peso. O menisco lateral e medial possuem um corno anterior e um corno posterior, os cornos anteriores são conectados por um ligamento transverso.

A fixação dos meniscos ocorre através de seus cornos que se aderem a tíbia graças a inserções fibrosas, sua periferia se fixa em parte a cápsula. Também se prendem pelas partes meniscopatelares, pelos retináculos do tendão do quadríceps, pelo ligamento colateral tibial do joelho e pelos tendões do músculo poplíteo, para o menisco lateral e pelo tendão do semimembranoso, para o menisco medial (CALAIS-GERMAIS, 1992).

Segundo Behnke (2004), as bordas externas dos meniscos são grossas convexas e estão conectadas a tíbia pelo ligamento coronário, no entanto as bordas internas são como papel fino e permanecem livremente nas faces

condilares da tíbia. As faces superiores nos meniscos são côncavas para acomodarem os côndilos do fêmur.

O suprimento vascular dos meniscos provém da periferia da cápsula articular, presumivelmente recebem sua nutrição a partir do líquido sinovial, mas também por difusão dos plexos vasculares, que estão presentes nos tecidos moles adjacentes nas inserções no osso ou cápsula fibrosa. A vascularização dos meniscos é dividida em três áreas. A área vermelha-vermelha apresenta suprimento sanguíneo na parte capsular e no próprio menisco, a área vermelha-branca possui suprimento periférico e a parte central é avascular e a área branca-branca não apresenta suprimento vascular (SCHWARTSMANN, *et al.*, 2003).

De acordo com Kisner e Colby (1998) o menisco medial é firmemente inserido na cápsula articular, assim como o ligamento colateral medial, ligamento cruzado anterior e o músculo semimembranoso, sendo assim, está sujeito à lesão quando há um golpe lateral ao joelho. Pelo menisco ser de forma mais oval e com uma estreita base de inserção, esta configuração acaba resultando num maior grau de mobilidade para o menisco lateral em relação ao medial na movimentação do joelho. Os meniscos têm como função: aumentar a congruência entre as superfícies articulares do fêmur e da tíbia; participar na sustentação de peso através da articulação; atuar como amortecedor; ajudar na lubrificação e participar no mecanismo de travamento.

Segundo Placzek e Boyce (2004), os meniscos são responsáveis por carregar 50 a 60% da carga compressiva através do joelho. Em 90° de flexão do joelho, a porcentagem de carga que os meniscos agüentam aumenta para 85%. Do mesmo modo os meniscos acompanham o movimento do fêmur em relação à tíbia, eles também sofrem considerável distorção durante seu movimento. Da flexão para a extensão, ambos os meniscos movem-se posteriormente, com o lateral recuando duas vezes mais do que o medial, aproximadamente 12mm e 6 mm, respectivamente. Durante este movimento, o menisco lateral sofre maior deformação do que o medial, principalmente porque os seus cornos anteriores e posteriores estão mais próximos um do outro. Somente um elemento passivo está envolvido no movimento dos meniscos, os côndilos femorais empurram-nos anteriormente durante a extensão. Contudo, ativamente, na extensão do joelho, ambos são puxados para frente pelas fibras meniscopatelares, que são esticadas

puxando o ligamento transverso para a frente. Além disso, durante a flexão, o menisco lateral é tracionado posteriormente pela fixação do poplíteo nele. Posteriormente, o menisco medial recebe uma cobertura do tendão semi membranoso em forma de cápsula. Isso resulta em um deslocamento posterior durante a flexão.

A rotação externa da tíbia é acompanhada pela translação anterior do menisco lateral e pela translação posterior do menisco medial. Os movimentos do joelho podem ocasionar lesões meniscais quando não seguem os deslocamentos dos côndilos sobre as glenóides, sendo surpreendidos em posição anormal e conseqüentemente lesados. Um dos mecanismos de lesão é a extensão brusca do joelho, onde não há tempo para que um dos meniscos se desloque para frente de forma que, quanto mais forte se estenda à articulação mais o menisco ficará preso entre o côndilo e a glenóide. Outro mecanismo de lesão é a distorção do joelho associando movimento de lateralidade externa e rotação externa da articulação, o que faz com que o menisco externo seja deslocado para o centro da articulação. A ruptura do ligamento cruzado anterior possibilita também a lesão meniscal. O côndilo interno não fica forçosamente retido na parte posterior e se desloca “cisalhando” o corno posterior do menisco interno, provocando uma desinercção capsular posterior, ou uma fissura horizontal (KAPADJI, 2000).

Segundo Placzek e Boyce (2004), as rupturas do menisco medial são mais comuns que as do menisco lateral. As rupturas traumáticas dos meniscos são frequentemente associadas com insulto ao joelho e podem ser isoladas ou associadas com lesão ligamentar ou da superfície articular. Esse tipo de ruptura ocorre nos indivíduos mais jovens e ativos. Contudo, as rupturas degenerativas refletem esforço cumulativo e correlacionam-se com a presença de condromalácea associada.

2.2.3 Ligamentos

Os ligamentos cruzados repousam na cavidade intercondilar do fêmur e são revestidas por suas próprias bainhas sinoviais, separando-as da cápsula da

articulação do joelho (Fig. 4). O termo “cruzado” é descritivo, pois os ligamentos formam um padrão entrelaçado quando o joelho se move em seu arco de movimento (GOULD, 1993).

Os ligamentos, assim como os tendões, são compostos quase exclusivamente de colágeno tipo I. Os ligamentos cruzados são compostos principalmente de fibras colágenas, com uma pequena proporção de fibras elásticas (10%), desse modo dando aos ligamentos uma alta resistência à tração. Os ligamentos cruzados possuem um suprimento sanguíneo razoavelmente bom, derivado principalmente da artéria genicular média, com uma pequena contribuição da artéria genicular ífero-lateral. Os vasos sanguíneos formam uma bainha periligamentar em torno dos ligamentos, da qual se originam pequenos vasos penetrantes (PALASTANGA, *et al.*, 2000).

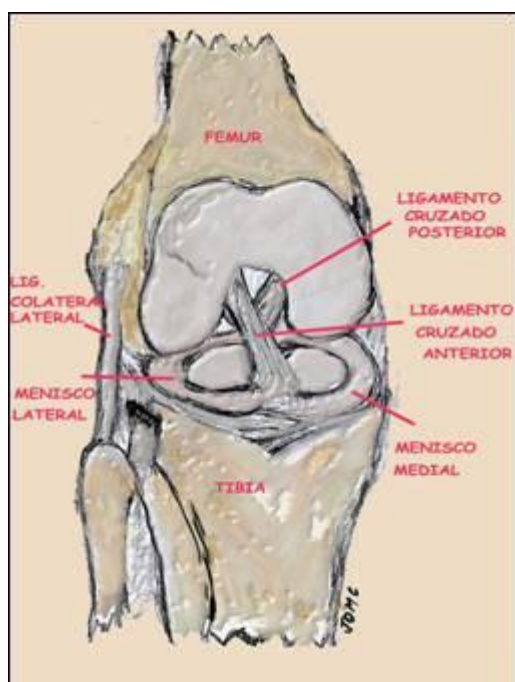


Figura 4 – Articulação do joelho

Segundo Campbell (1996) os mecanorreceptores estão situados próximo às fixações femorais dos ligamentos, localizados em torno da periferia onde ocorre a flexão máxima e seguindo paralelos ao eixo longo do ligamento. Eles transmitem informação a respeito da aceleração angular e podem estar

envolvidos em reflexos para proteger o joelho de lesão potencial. O suprimento nervoso entra e sai através da fixação femoral de cada ligamento. O ligamento cruzado anterior (LCA) é composto por duas partes, uma banda ântero-medial e uma parte póstero-lateral volumosa. Este ligamento se insere no fêmur posteriormente a superfície medial do côndilo lateral, e a sua inserção na tibia ocorrem ântero-lateral a espinha tibial anterior. Contudo, a inserção tibial é mais firme do que a inserção femoral por ocupar uma área mais ampla e deprimida.

Estudos realizados por Gould (1993) demonstraram que o ligamento cruzado anterior repousa mais anteriormente na cavidade intercondilar, originando na depressão anterior à eminência tibial média. Desde essa origem ele se dirige em uma direção superior, oblíqua e posterior para se inserir no côndilo femoral lateral em um padrão semicircular, dando-lhe uma configuração retorcida. Em sua origem tibial, o ligamento apresenta um feixe que se insere no corno anterior do menisco lateral. Ainda, o ligamento cruzado anterior pode ser dividido em duas estruturas funcionais, a banda antero-medial que é descrita como sendo tensa na posição flexionada, e a banda posterior.

O ligamento cruzado posterior (LCP) é composto por duas porções, uma anterolateral mais espessa, tensionada em flexão e, outra póstero-medial, menor e tensionada em extensão. Origina-se na face lateral do côndilo medial e insere-se em uma depressão posterior de superfície articular da tibia. O LCP é mais curto e menos oblíquo no seu trajeto bem como, é duas vezes mais forte em tensão que o LCA. Existe uma diferença de inclinação entre o LCA e o LCP, com o joelho em extensão o LCA é mais vertical enquanto que o LCP é mais posterior. Com o joelho em flexão o LCP é horizontalizado, e durante a extensão se endireita verticalmente, descrevendo um arco de círculo de mais de 60° com relação à tibia, enquanto o LCA se endireita um pouco (KAPADJI, 2000).

Os ligamentos cruzados anterior e posterior têm como função promover a estabilidade ântero-posterior da articulação do joelho. O ligamento cruzado anterior tem 26 comportamento mecânico individualizado, de acordo com estudos já realizados, variações de 35 a 159 Kgf para sua resistência máxima à tração. Além disso, é responsável por 85% da estabilização anterior do joelho (HEBERT, 2003, p. 1322).

O ligamento cruzado posterior tem como função impedir a posteriorização da tíbia em relação ao fêmur e desempenha função importante no mecanismo desacelerador da articulação, sendo essa função sinérgica ao quadríceps que desempenha o mesmo papel. Esse ligamento é responsável por 95% da estabilização posterior do joelho (HEBERT, 2003, p.1323).

De acordo com Palastanga e colaboradores (2000), o LCA fornece 86% de restrição ao desvio anterior, e o LCP, cerca de 94% da restrição ao desvio posterior da tíbia sobre o fêmur. Com isso, a ruptura do LCA resulta em pouco aumento do arrasto anterior (desvio da tíbia para frente em 90° de flexão), enquanto a ruptura do LCP resulta em um arrasto posterior de até 25mm. Além de serem importantes estabilizadores em direção antero-posterior, os ligamentos cruzados também fornecem estabilidade médio-lateral. O LCP fornece 36% da resistência a desvio lateral, e o LCA fornece 30% de resistência a desvio medial.

Segundo experimentos descritos por Campbell (1996), o ligamento cruzado anterior tem resistência aproximada a do ligamento colateral tibial e tem metade da resistência do LCP. A tensão no LCA é menor com o joelho em 40° a 50° de flexão. A 90° de flexão com a tíbia em rotação neutra, o LCA representa aproximadamente 85% de resistência ao teste da gaveta anterior.

Conforme Kapandji (2000) quando a flexão do joelho aumenta até 90° e depois até 120° o LCP se endireita verticalmente e se contrai proporcionalmente mais que o LCA. Em extensão e hiperextensão todas as fibras do LCA estão tensas enquanto só as fibras póstero-superiores do LCP estão tensas. Portanto, o LCA está tenso em extensão e é um dos freios da hiperextensão e o LCP está tenso em flexão. Durante a flexão, o LCA age dirigindo o côndilo para frente. Então, pode-se dizer que o LCA é responsável pelo deslizamento do côndilo para frente. Contudo, durante a extensão, o LCP é responsável pelo deslizamento do côndilo para trás, associado ao seu rolamento para adiante.

Campbell (1996) descreve que as principais estruturas de estabilização estática extra-articulares são os ligamentos colaterais e a cápsula. Sendo assim, complementa Lippert (2003), em ambos os lados do joelho encontra-se os ligamentos colaterais. Fixado ao côndilo medial do fêmur e a tíbia encontra-se o ligamento colateral medial (LCM), que possui fibras fixadas ao menisco medial, contribuindo assim para o cisalhamento do menisco em caso de estresse

excessivo no ligamento colateral medial. Fixados ao côndilo lateral do fêmur e na cabeça da fíbula encontra-se o ligamento colateral lateral (LCL), que protege a articulação de estresse de medial para lateral, e o ligamento colateral medial confere estabilidade exatamente em sentido oposto. Além disso, os ligamentos colaterais encontram-se tencionados na extensão do joelho e relaxados na flexão do joelho.

Os ligamentos colaterais encontram-se relaxados em rotação interna da perna e tensos na posição oposta. As lesões no ligamento colateral medial do joelho ocorrem muito comumente em esportes de contato, em caso de forças laterais no joelho, levando a abertura medial da articulação do joelho e esforço das estruturas mediais. As lesões do ligamento colateral lateral são raras (THOMPSON e FLOYD, 1997).

2.2.4 Músculos

Os músculos são fundamentais para o movimento do joelho, o grupo muscular do quadríceps é o principal extensor do joelho, auxiliado em cadeia cinética fechada pelos isquiotibiais e sóleo. Os isquiotibiais são os flexores primários do joelho, auxiliados pelo músculo gastrocnêmio (KISNER e COLBY, 1998).

Segundo Behnke (2004) os músculos que passam pela articulação do joelho podem ser divididos nos que atravessam a articulação anterior e posteriormente. Os músculos anteriores são: o sartório que atua na flexão de joelho e promove a rotação medial da perna; quadríceps femoral que é composto pelo reto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio, que atuam na extensão do joelho e músculo articular do joelho que tem função de puxar a cápsula durante a movimentação do joelho para evitar seu pinçamento entre os ossos. Os músculos posteriores são: o bíceps femoral que atua na flexão do joelho; semitendíneo, semimembranáceo, grácil e poplíteo que promovem a flexão de joelho e a rotação medial da perna; tensor da fáscia lata que atua na extensão do joelho enquanto o trato se encontrar anterior ao côndilo femoral

lateral (10° a 15° de flexão), após o trato passar para a posição posterior ao côndilo femoral lateral (além de 10° a 15°) torna-se um flexor da articulação do joelho; gastrocnêmio que atua na flexão de joelho e com o pé apoiado atua como extensor do joelho e plantar que auxilia durante a flexão do joelho.

Segundo estudos realizados por Kapandji (2000) verificou que o quadríceps é três vezes mais potente que seu antagonista devido à necessidade da sua intervenção enérgica durante a flexão da perna apoiada ao solo. Além disso, afirma que o vasto medial é mais potente que o lateral para se opor à tendência que a patela tem de luxar-se para fora. E ainda, coloca que o reto anterior da coxa devido ao fato de ser um músculo biarticular tem sua eficácia como extensor do joelho dependente do posicionamento do quadril. Dessa forma, o tensionamento dos isquiotibiais pela flexão de quadril aumenta a sua eficácia como flexor do joelho, e que durante a extensão do quadril os isquiotibiais vão perdendo a sua eficácia, sendo auxiliados pelos músculos monoarticulares do joelho, que conservam a mesma eficácia independentemente da posição do quadril.

2.3 LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA)

Segundo Gabriel (2001) a lesão do ligamento cruzado anterior pode estar associada a lesões dos ligamentos colaterais e dos meniscos, sobretudo nos casos em que produz uma rotação de tronco em relação às extremidades inferiores.

De acordo com Maxey e Magnusson (2003) afirmam que há uma incidência de 1 para 3.000 indivíduos com ruptura do ligamento cruzado anterior e que ocorrem principalmente em indivíduos do sexo masculino, sendo a maioria delas causadas durante as atividades esportivas. O grupo de idade mais comumente associado à ruptura de LCA está entre 15 e 25 anos de idade, porém essa lesão também tem sido vista em indivíduos ativos com até 50 anos. Além disso, os fatores que predispõe o indivíduo à lesão do LCA inclui os seguintes: nó

intercondilar estreito, rotação tibial, hipermobilidade e alinhamento do pé e largura da pelve no atleta do sexo feminino.



Figura 5 – Mecanismo da lesão de ligamento cruzado anterior

A lesão ligamentar do joelho pode ocorrer por mecanismo direto, quando o joelho é atingido por um corpo externo, ou indiretos, quando forças originadas à distância da articulação são a eles transmitidas e dissipadas nos ligamentos. O mecanismo indireto é mais freqüente deles, é o trauma torcional. Nesse caso, o corpo gira para o lado oposto ao pé de apoio, determinando uma rotação externa do membro inferior, acompanhado de discreto valgismo do joelho. Esse mecanismo forçado, sob carga do peso do corpo determina a lesão. A hiperextensão do joelho sem apoio, chamado chute no ar, determina a lesão isolada do LCA, esse é outro mecanismo relativamente freqüente (HEBERT, 2003).

Segundo Browner e colaboradores (2000) o entorse do ligamento cruzado anterior pode ser uma lesão completa ou incompleta, aguda ou crônica e isolada ou associada a lesões de outros ligamentos e à lesão meniscal. Durante o processo em que há uma força de hiperextensão, o primeiro a parar o recurvato é o ligamento cruzado anterior. Assim, quando o joelho é estendido, a área

intercondilar entra em contato com o LCA em sua substância média, rompendo o ligamento isoladamente. O LCA está sujeito a grandes torções rotacionais internas auxiliado pelo terço médio lateral da cápsula no controle da rotação interna e do esforço em varo. Durante a manobra de troca de direção a hiperextensão do joelho potencializa o risco de lesão de LCA.



Figura 6- Ruptura parcial e total do ligamento cruzado anterior

Complementariamente, Placzek e Boyce (2004) acreditam que uma manobra de passada lateral tensiona o lado medial do joelho da perna que é movimentada; na perna de apoio, o joelho é flexionado, o fêmur roda internamente e a tíbia, externamente. O esforço em valgo é aplicado através do lado medial da articulação do joelho. O ligamento colateral medial (LCM) resiste a força em valgo. O terço médio e posterior fornece a primeira resistência contra a rotação. Se a força continuar, o menisco medial pode ser rompido devido à tensão através do ligamento meniscofemoral e do meniscotibial. No lado lateral, o menisco lateral pode ser comprimido e lesionado. O prosseguimento da força lesiona o LCA; se mais força ainda for aplicada, a patela pode luxar, rompendo a rafe do vasto medial oblíquo.

A insuficiência do ligamento cruzado anterior impõe sobrecargas aos meniscos intactos que podem sofrer rupturas, sobrecarregando as contenções secundárias e piorando a incapacidade funcional. Além disso, em casos de lesões meniscais associadas, a reparação do menisco isoladamente, muitas vezes leva ao fracasso, recomendando-se então, que o ligamento cruzado anterior também seja tratado cirurgicamente para a estabilização da articulação. A lesão meniscal é encontrada em 20 a 40% das lesões agudas de LCA e em até 80% dos casos antigos de ruptura (HEBERT, 2003).

Estudo realizado por Gali e colaboradores (2002), durante a reconstrução cirúrgica do LCA foram encontradas lesões do menisco mediais em 28% dos pacientes, do menisco lateral em 34%, e em ambos os meniscos 9% e nos 28% dos pacientes restantes foi encontrada lesão isolado do LCA.

Segundo o Comitê sobre Aspectos Clínicos dos Esportes da American Medical Association de 1968, as entorses dos ligamentos são classificadas em três graus de gravidade:

- Entorse de I grau, definido como a laceração de um número mínimo de fibras do ligamento, associada a um dor localizada, porém sem instabilidade;
- Entorse de grau II é a rotura do menor número de fibras ligamentares com maior perda da função e maior reação articular, com uma instabilidade leve a moderada;
- Entorse de III grau é a rotura completa do ligamento, resultando em considerável instabilidade (CAMPBELL, 1996).

Por outro lado, de acordo com Schwartzmann (2003) relata que Hughston foi o pioneiro na classificação das diferentes formas de lesões com relação à instabilidade do joelho. As instabilidades são divididas em dois grupos, as unidirecionais e as rotacionais, sendo que as rotacionais podem ocorrer de forma isolada ou combinada, o que é mais freqüente. As instabilidades unidirecionais se dividem em quatro tipos:

- Medial: nela estão lesados o ligamento colateral medial do joelho, o ligamento cruzado posterior, podendo haver também lesão do ligamento cruzado anterior;

- Lateral: onde os ligamentos lesados são o colateral lateral do joelho, ligamento cruzado posterior, podendo também ocorrer lesão do ligamento cruzado anterior;
- Posterior: onde ocorre lesão isolada do ligamento cruzado posterior;
- Anterior: apresenta uma lesão simultânea do ligamento cruzado anterior e do ligamento cruzado posterior, que são positivos tanto no teste de gaveta posterior como no teste de gaveta anterior, ocorre anteriorização da tibia em relação ao fêmur sem rotação, devido à ruptura do ligamento cruzado posterior.

As instabilidades rotacionais se dividem em quatro tipos:

- Instabilidade rotacional ântero-medial: momentânea subluxação anterior em rotação externa do hemiplantal tibial medial sobre o fêmur;
- Instabilidade rotacional ântero-lateral: subluxação momentânea anterior em rotação interna do hemiplantal tibial lateral sobre o fêmur, conseqüente de um afrouxamento do compartimento lateral. Foi sugerido que esse tipo de lesão ocorria em estado de insuficiência do LCA e que era comum nos atletas em situação esportiva de mudança brusca de direção;
- Instabilidade rotacional pósterio-lateral: subluxação posterior em rotação externa do hemiplantal tibial lateral sobre o fêmur, conseqüente de uma lesão do compartimento lateral do joelho. O LCA e o LCP estão quase sempre poupados, mas eventualmente podem estar lesados;
- Instabilidade ligamentar rotacional combinada: é a mais comum delas, e o LCP está sempre intacto, o que garante o caráter rotacional.

De acordo com Hebert (2003) destaca que o portador de lesão do LCA relata principalmente, torção do corpo sobre o joelho com o pé apoiado no solo, geralmente associado a estalo que ocorre em 85% dos casos e é sugestivo de lesão. O joelho incha imediatamente ou nas primeiras 24h, traduzindo a hemartrose provocada pela ruptura do ligamento, e a impotência funcional segue o trauma. A literatura traz que o derrame articular imediato representa em 80% dos casos ou mais lesão do LCA, porém é necessário lembrar que 30% das lesões agudas do LCA podem ocorrer sem dor e que 15% dos pacientes continuam jogando.

Neste sentido, Kisner e Colby (1998) afirmam que após o trauma a articulação assume uma posição de mínima sobrecarga, geralmente em torno de 25° de flexão, assim, se fortestado antes do derrame articular o paciente sente dor quando o ligamento é tencionado. Se ocorre ruptura completa a instabilidade é detectada. Uma laceração do LCA pode gerar uma dor que é descrita como “ocorrendo por baixo da patela” ou “dentro do joelho”; quando associado à lesão meniscal o paciente vai referir dor na interlinha articular.

Estudos realizados por Carvalho e colaboradores (2004) destacam que quanto maior o tempo decorrido da lesão do ligamento cruzado anterior até a cirurgia, maior a probabilidade de novos entorses com lesões meniscais, o que influencia negativamente nos resultados pós-cirúrgico.

O joelho com um dilaceramento no ligamento cruzado anterior apresenta uma tensa efusão. O teste de estresse do joelho, com relaxamento muscular adequado revela uma resposta muscular positiva ao teste de Lachman, mas ocasionalmente produz um teste de positividade no teste da gaveta anterior. Quando há a ruptura do ligamento cruzado anterior o grau de movimento anterior da tíbia em relação ao fêmur é maior com relação ao membro contralateral, e a sensação de término do movimento é “suave” ou “esponjosa”, não apresentando a elasticidade firme de um ligamento intacto (GOULD, 1993).

De acordo com Hebert (2003) é frequentemente constatado a diminuição da intensidade dos sinais de frouxidão em pacientes com lesão de LCA, que podem ter o sinal de gaveta anterior negativo, devido à presença do menisco medial, que mesmo lesado vai estar estabilizando a articulação. Sendo assim, as queixas relatadas pelos pacientes com ruptura de LCA são: falseio, incapacidade de correr, driblar e derrame aos esforços.

Segundo Fatarelli e colaboradores (2004) avaliaram dois grupos de indivíduos com lesão de LCA podem ser identificados de acordo com a funcionalidade. O primeiro apresenta sintomas clínicos como edema, dor e falseio durante os movimentos com dificuldades em realizar algumas atividades de vida diária. Para os indivíduos desse grupo freqüentemente é recomendada a reconstrução cirúrgica do LCA. Por outro lado, há o grupo que tem a lesão do LCA, mas não refere sintomas clínicos como edema e dor, estes podem realizar

tarefas motoras envolvendo a articulação sem nenhum déficit funcional aparente, sendo considerados adaptados à lesão.

Tórtola (1997) afirma através de estudos que indivíduos com lesão de LCA e indivíduos com 3 e 5 semanas de pós-operatório de reconstrução caminham com padrão flexor durante a fase de apoio nas articulações do joelho e quadril. Com cinco semanas pós-cirúrgico, foi evidente o retorno as angulações próximas as observadas para o grupo controle. Após 6 meses da cirurgia, essas amplitudes angulares retornaram aos valores observados em indivíduos sem lesão de LCA. No entanto, durante a marcha 75% dos indivíduos com lesão do LCA usa torque interno na articulação do joelho predominantemente em flexão, evitando contrair o quadríceps quando o joelho se encontra próximo a extensão total, durante a fase de apoio, diminuindo, assim, a tração anterior da tibia. Os outros 25% restantes dos indivíduos utilizaram o mesmo padrão de torque identificado nos indivíduos normais.

Segundo Soares e colaboradores (2003) estudaram um grupo de indivíduos com o objetivo de avaliar as características da distribuição de peso entre os membros inferiores em indivíduos com lesão de LCA, foi verificado que pacientes com diferentes tempos de lesão do ligamento apresentam características diferentes na avaliação da distribuição de peso consciente entre os membros inferiores após a cirurgia de reconstrução ligamentar. Isso ocorre devido a ausência de receptores sensoriais na região do LCA que faz com que ocorram vários distúrbios incluindo, além disso, distúrbios posturais.

Outro estudo realizado por Bonfim e Paccola (2000) relatam através de estudos realizados a presença de fibras nervosas penetrando os ligamentos cruzados e receptores tipo Golgi foram identificados nas inserções do LCA. Além disso, esses receptores tipo Golgi acompanhados dos receptores de Ruffini e Paccini, mostraram ocupar 1% do LCA. Assim, os receptores de Ruffini e Golgi respondem mais à tensão e os de Paccini às alterações de pressão.

Segundo Francisco e Garbelotti (2002) descrevem que a perda da propriocepção após a ruptura de LCA não ocorre apenas por perda dos receptores presentes no ligamento, mas também por perda dos receptores musculares devido a atrofia.

2.4 AVALIAÇÃO CLÍNICA

Uma avaliação detalhada da lesão do atleta irá ajudar na determinação da natureza do traumatismo. As características mencionadas como os golpes ao joelho, forças compressivas nas estruturas, forças tenses no lado oposto da articulação e forças rotatórias junto ao joelho devem ser detalhadas na hora da anamnese, visto que, esses são os principais mecanismos de lesão do LCA (STARKEY e RYAN, 2001).

Segundo Gould (1993), o profissional deve investigar, obtendo informações relacionadas de como, quando e onde ocorreu a lesão, qual foi o tratamento inicial, se ocorreu edema de imediato, se houve episódios de falseio e de travamento e se o indivíduo continuou com a atividade desportiva. Além disso, deve-se prestar importante atenção na descrição da dor, sua localização e intensidade. A compreensão dessas questões bem como sua importância tem relação com o tempo decorrido desde que a lesão ocorreu.

Segundo Schwartsmann (2003) o exame físico determina o tipo e a gravidade da lesão, iniciando na inspeção estática, onde se avalia o turgor muscular, aumento do volume do joelho, presença de equimoses, desvios angulares e eventuais cicatrizes operatórias. Na inspeção dinâmica deve-se observar a marcha do paciente, pois em alguns casos o mesmo consegue dar alguns passos, o que permite observar desvios angulares ou rotacionais, sendo que, em outros casos existe incapacidade total. Pela palpação detecta-se pontos dolorosos na periferia ligamentar do joelho, que geralmente correspondem aos locais de lesão e o derrame articular pode não estar presente nas lesões mais graves devido ao extravasamento do líquido articular. A integridade neurovascular deve ser examinada nos grandes traumas de joelho, porque, nesses casos, o comprometimento destas estruturas é muito comum.

Andrews e colaboradores (2000) destacam que em casos em que ocorre derrame articular vai haver aumento da circunferência da articulação devido ao edema. Essa circunferência deve ser mensurada com uma fita métrica corrente em 5, 10 e 15 cm infra-patelar partindo-se do limite inferior da patela e supra-patelar, a fim de

mensurar o nível de edema e a atrofia do quadríceps. Essa medida deve ser sempre comparada com o membro contralateral.

Estudos realizados por Tedeschi (2002) a deficiência na amplitude de movimento da articulação do joelho também é um problema clínico comum em pacientes com lesão de LCA e em pós-operatório de reconstrução ligamentar. O goniômetro é o instrumento mais utilizado para medir os ângulos dos arcos de movimentos humanos, pois apresenta vantagens como: fácil manuseio, facilidade de captação e reposição, possibilitando uma tomada de decisão eficiente.

Andrews e colaboradores (2000) afirmam que o posicionamento do indivíduo para a avaliação da amplitude de movimento (ADM) através do goniômetro deve ser consistente. A posição em decúbito dorsal ou ventral proporciona maior estabilização devido ao próprio peso corporal. Assim, para avaliar a ADM do joelho em flexão, o paciente deve estar em decúbito ventral com o quadril em posição neutra, e, para a avaliação do joelho em extensão o paciente deve estar em decúbito dorsal. A extremidade oposta também deve ser avaliada para determinar a amplitude de movimento normal do indivíduo. Além disso, devem ser avaliadas as amplitudes ativa e passiva de ambas as articulações.

Segundo Shwartzmann (2003) os testes especiais de função ligamentar são utilizados para identificar instabilidade articular. Dessa forma, o Teste de Gaveta Anterior avalia a integridade do ligamento cruzado anterior. É realizado com o quadril flexionado em 45° e o joelho em 90° onde o examinador estabiliza o pé do paciente e posiciona suas mãos em torno da tíbia proximal, realizando um deslocamento anterior da mesma (WEINSTEIN e BUCKWALTER, 2000).

De acordo com Andrews e colaboradores (2000) relatam a importância da elaboração de um protocolo de teste padronizado que irá aprimorar a confiabilidade do teste. Algumas considerações devem ser levadas em conta como, a educação do indivíduo quanto às necessidades específicas do teste, o teste primeiramente do lado não afetado a fim de estabelecer uma linha básica e demonstrar o que será necessário fazer, a realização de aquecimento para cada velocidade, comandos verbais sobre as instruções do teste e estabilização apropriada.

Antes dos testes deve ser realizado pelo indivíduo a ser testado um aquecimento geral (bicicleta, corrida) e alongamento ativo dos músculos a serem avaliados, a fim de preparar o sistema cardiovascular e musculoligamentar. Além disso, contrações máximas e submáximas nas velocidades escolhidas para o teste são necessárias para a familiarização com o sistema isocinético antes de uma medida válida (CHATRENET e KERKOUR, 2002).

Frequentemente a articulação do joelho é avaliada na posição sentada, assumindo movimento femoral mínimo devido à estabilização distal da coxa, com o alinhamento do eixo do dinamômetro estendendo-se através do côndilo femoral lateral. Indicando que o ângulo de reclinção do encosto da cadeira do dinamômetro tem efeito diferencial no momento do quadríceps e isquiotibiais, enquanto o momento do quadríceps não teve diferenças entre as posições sentada e semi-reclinadisquiotibiais tiveram escores mais altos na posição sentada. Por isso, sugere-se a posição sentada em aproximadamente 80°.

A estabilização da posição do indivíduo é realizada com cintas fixas na bacia e tronco e membro contralateral. Os membros superiores podem ser cruzados sobre o peito ou segurar os punhos. A colocação do braço de alavanca com seu bloqueio no empuxo, que se liga sobre o segmento tibial, irá criar um momento resistente do par de forças transmitido pelo músculo motor; quanto maior a distância entre o centro de rotação da articulação e esse bloqueio estiver longe, maior será a força desenvolvida (CHATRENET e KERKOUR, 2002).

Segundo Prentice e Voight (2003) afirmam que quando o joelho passa de fletido para estendido, a gravidade opera sobre esse movimento, ocorrendo o contrário quando o indivíduo começa a flexioná-lo a partir da extensão total. Para eliminar os efeitos da gravidade o membro deve ser pesado e decomposto em fatores para o registro de dados. Dez repetições isocinéticas produzem efeitos ideais de treinamento tanto para o pico de torque, quanto para os parâmetros do teste para a potência média (PRENTICE e VOIGHT, 2003).

Em indivíduos normais a massa muscular aumenta proporcionalmente com o peso do corpo, com isso, sujeitos mais pesados geralmente produzem momentos isocinéticos mais altos. Essa relação, que não é linear, constitui a razão principal para a “normalização” do momento com respeito ao peso do

corpo, usando a unidade Nm/Kgbw (newton-metro por kilograma de peso do corpo) (DVIR, 2002).

Na contração em modo concêntrico a força e tensão muscular desenvolvida são inversamente proporcionais à velocidade de execução do movimento. Com o aumento da velocidade há um declínio linear da força, o indivíduo empurra e puxa ao máximo sobre o bloqueio do braço de alavanca do dinamômetro, e a resistência é auto-adaptada à força desenvolvida (CHATRENET e KERKOUR, 2002).

De acordo com Andrews e colaboradores (2000) afirmam que após períodos de trabalho excêntrico há um aumento na dor muscular após exercício, por isso os testes excêntricos não devem constituir modalidades de escolha durante os estágios inflamatórios iniciais de uma lesão por excesso de uso.

De acordo com Prentice e Voight (2003) as velocidades dos testes isocinéticos vão ser determinadas pela articulação em questão. Em pesquisas realizadas que tratam de ombros e joelhos é considerado que os testes com velocidades mais altas, de 43180° e 300°, acomodam-se às velocidades angulares encontradas na atividade normal dos indivíduos.

Para Prentice e Voight (2003) a amplitude de movimento do joelho no teste deve ser estabelecida para proteger a translação tibial anterior excessiva. Durante a extensão do joelho em cadeia aberta há uma força de cisalhamento anterior entre 38° e 0°, e uma força de cisalhamento posterior entre 40° e 101° de flexão do joelho. Caso a força do enxerto do LCA esteja em questão, a interrupção da extensão abaixo dos 30° de flexão do joelho deve ser definida, e a seguir as velocidades mais elevadas, de 180° e 300°/s devem ser adotadas no início do processo de reabilitação.

De acordo com Chatrenet e Kerkour (2002), a amplitude articular do movimento poderá ser total ou parcial, tanto na avaliação quanto no programa de reabilitação. A limitação da amplitude depende do tipo de lesão e de seu tratamento, no caso da reconstrução do LCA deve-se evitar os últimos 20° ou 30° de extensão, pois podem ser agressivos para o neoligamento, sobretudo com aplicação distal da resistência.

Segundo Andrews (2000) a comparação da extremidade afetada com a não-afetada é a avaliação mais comum. Diferenças bilaterais de 15% a 10% são consideradas assimetrias significativas. A relação antagonista/agonista estuda a razão entre os grupos musculares agonistas e antagonistas testados. Ao nível do joelho, o grupo muscular do quadríceps e isquiotibiais são os mais utilizados, visto que é um elemento importante na retomada ao esporte. Essa relação deve ser comparada com o lado são e, em caso do lado não-dominante, o déficit deve ser inferior a 10% para apresentar um déficit real.

Segundo Prentice e Voight (2003), o pico de torque é o maior valor de torque desenvolvido ao longo da amplitude de movimento. A média do pico de torque ao invés de utilizar apenas uma repetição para medir o pico de torque, se utiliza todas as repetições dos picos para ter uma média calculada.

2.5 TRANSPLANTES DE MENISCO

O tratamento das lesões meniscais tem evoluído nos últimos anos em função da compreensão da biomecânica do menisco, favorecendo a reabilitação do paciente. Dai e colaboradores (1995) descrevem que a compreensão atual da função meniscal e da história natural da joelho levou a um compromisso com a preservação do menisco.

Para um melhor entendimento vale ressaltar que os três ossos se encontram para formar a articulação do joelho: o fêmur, tibia, e patela. A patela se localiza na frente da articulação para proporcionar alguma proteção. As extremidades do seu fêmur e tibia são recobertas por cartilagem articular. Esta substância escorregadia ajuda os ossos do seu joelho deslizar suavemente através de uns aos outros como você dobrar ou endireitar a perna. Duas peças em forma de cunha de cartilagem meniscal agir como amortecedores entre o fêmur e a tibia. Diferente da cartilagem articular, o menisco é resistente e elástico para ajudar a amortecer e estabilizar a articulação. Cada joelho possui dois meniscos, um de cada lado da articulação (MILLER, 2007).

Anatomicamente o menisco é uma almofada em forma de C da cartilagem na articulação do joelho, geralmente esta estrutura pode se romper. Se o menisco é severamente danificado ou tiver sido removido, é provável que a cartilagem articular proteger seu joelho vai começar a usar. Como essa cartilagem se desgasta, torna-se desgastado e áspera. Movendo os ossos ao longo da superfície exposta é doloroso. Esta condição é denominada de osteoartrite.

Para muitos pacientes idosos com esta condição, a substituição da articulação do joelho pode ser a opção indicada. Mas as pessoas jovens e ativas com menos de 55 anos pode ser indicado uma alternativa de tratamento, cirurgia de transplante de menisco (PACKER e RODEO, 2009).

Os mesmos autores destacam ainda que o objetivo da cirurgia de transplante de menisco é substituir a almofada do menisco antes da cartilagem articular se danificar. A cartilagem doador apóia e estabiliza a articulação do joelho. Isso alivia a dor do joelho. A esperança é que o transplante também retarde o desenvolvimento de artrite.

Miller (2007) afirma que o menisco desempenha um papel importante na divisão de carga, absorção de choque, a estabilidade articular, nutrição articular e proteção global da cartilagem articular. Em um esforço para preservar estas propriedades biomecânicas, bem como a função do joelho em geral o transplante de menisco tem sido utilizado em pacientes selecionados.

Segundo Cole e colaboradores (2006) estudos demonstram que um dos benefícios do transplante meniscal esta relacionado a diminuição da dor e a função do joelho melhora após a recuperação e dos cuidados pós-operatórios.

De acordo com Gillquist e Oretorp (1982) as lesões de menisco podem acarretar serias complicações em causar dor, perda da função, e predispõem a degeneração da cartilagem e osteoartrose articular do joelho. O grau de osteoartrite está relacionado com a cronicidade da lesão meniscal, a extensão da perda do menisco, associado a instabilidade do joelho, alinhamento global e, sobretudo, à gravidade da cartilagem articular.

A estrutura dos meniscos é semilunar, em forma de cunha fibrocartilagem estruturas. A medial menisco é semicircular em forma com o corno posterior maior do que o corno anterior. O menisco lateral é em forma circular com o corno anterior anexando anterior à eminência intercondilar e posterior ao ligamento

cruzado anterior (LCA). Em um padrão de marcha normal, o joelho suporta até seis vezes o peso do corpo. A orientação radial e longitudinal as fibras colágenas permitem que o menisco realize a compressão direta das forças em hoop stress e permite, assim, que os meniscos transmitam entre 50% e 90% da carga da articulação, durante a sustentação de peso (ALFRED e Cole, 2005).

Em casos em que ocorre uma insuficiência do LCA a perda de um menisco reforçara a instabilidade devido à perda de sua função de contenção secundária importante. Isso pode levar a alongamento precoce do enxerto, e acelerar a progressão para a osteoartrite (COLE *et al.*, 2006).

Somente alterações artríticas após meniscectomia podem ser avaliados de acordo com critérios radiográficos. Estas chamadas "mudanças de Fairbank" são comuns radiográfica resultados após meniscectomia, que incluem, formação de uma crista sobre o côndilo femoral, achatamento do côndilo femoral e redução conjunta. Estudos realizados por Johnson e colaboradores (1995) com um seguimento médio de 17,5 anos relata que 74% dos noventa e nove joelhos com meniscectomias tiveram pelo menos uma mudança Fairbank em comparação com apenas 6% no joelho contralateral.

O papel dos enxertos meniscal torna-se evidente à luz de estudos que demonstrem poucas alterações arritmicas nas áreas abrangidas pelo enxertos, associados com as reduções em contato com pressões, de áreas que ficam descobertas.

Historicamente os transplantes comuns iniciaram a mais de um século, enquanto que o primeiro foi AMT realizada em 1972 por Zukor e colaboradores (1990) evidenciado por um efeito protetor da AMT que não foi claramente documentada antes de 1997.

Os avanços na preparação do enxerto e enxerto de esterilização, desde então, melhorou viabilidade, bem como revascularização e sobrevida do enxerto. Algumas preocupações permaneceram devido a natureza do transplante de tecido para o transplante meniscal expressar a Classe I e II antígenos de histocompatibilidade e, portanto, são imunogênicas (YODAS *et al.*, 2003). Apesar da possibilidade distinta de uma resposta imune ao tecido, apenas casos isolados de AMT foram identificadas em que uma possível rejeição pode ter

desempenhado um papel. As seqüelas relatadas não são clinicamente significativas (HAMLET, *et al.*, 1997)

Outra importante característica a ser mencionada refere-se a aquisição e preservação do enxerto. A aquisição do enxerto é rigorosa triagem de doadores e seleção. Geralmente os bancos de tecidos definem um protocolo rigoroso para aumentar a probabilidade de obtenção de enxertos livres de doença. Os tecidos são selecionados para bactéria e contaminação viral e mecanicamente limpos. O risco de transmissão da doença com dessas técnicas é baixa (1:1,667,000) e será ainda menor com a introdução de reação em cadeia da polimerase (PCR) para testes de HIV e Hepatite (SIENGEL e ROBERTS, 1993).

O contato inicial com o material possível para o enxerto pode ocorrer tanto dentro de 12 horas de morte ou no prazo de 24 hora da morte, desde que o corpo foi conservado a 4°C. O tecido do enxerto pode ser preservados em uma destas quatro maneiras: a criopreservação, frescos-congelados, frescos ou de liofilização. A liofilização é pouco empregado, uma vez que está envolvido na contração do enxerto, diminuição de células viabilidade, e diminuiu as propriedades biomecânicas (ROCKBORN e GILLQUIST, 1996).

Na criopreservação envolve a utilização de dimetilsulfóxido (DMSO) para preservar a viabilidade das células. O fresco congelado método inclui uma resfriamento rápido a -80 °C, que é prejudicial à viabilidade celular, mas não afeta a propriedades biomecânicas do enxerto. Os enxertos frescos são colhidas dentro de 12 horas após a morte em condições estéreis. No entanto, esses enxertos são logisticamente difícil trabalhar com eles como necessitar de transplante, dentro de alguns dias da contratação. Devido às dificuldades em trabalhar com e liofilizado enxertos frescos, congelados e frescos criopreservados são mais comumente usados. Além disso, não houve demonstrado benefícios para a preservação métodos para além dos frescos e congelados processos e este é o processo mais comumente utilizado para implantes.

2.5.1 Indicações

O paciente ideal para um transplante de menisco é aquele que apresenta dor em um compartimento deficiente menisco (meniscectomia prévia, por exemplo), não é significativamente sobrepeso (IMC inferior a 30), tem o alinhamento normal, tem os ligamentos do joelho estável, tem normal cartilagem do joelho, e é relativamente "jovem", mas esqueleticamente maduros. Apesar de aliviar a dor do paciente é o principal objetivo do transplante de menisco do enxerto, que também tem o potencial de retardar o aparecimento de osteoartrite.

De acordo com Garret (1993) as contra-indicações incluem artrite inflamatória, doença sinovial, a história do joelho infecções, imunodeficiência, obesidade, doenças sistêmicas metabólicas e imaturidade esquelética. As contra-indicações mais comuns incluem artrite avançada (classe III ou IV tardia), achatamento do côndilo femoral, ou marcados formação de osteófitos. Como eles são considerados contra-indicações relativas, co-morbidades, tais como a instabilidade ligamentar, degeneração da cartilagem e deve ser tratada no momento ou antes transplante de menisco.

A avaliação de pacientes pós-meniscotomia que apresentam geralmente com dor nas articulações, com o inchaço, pode ser vinculada a dor do joelho e induzido por mudanças na pressão barométrica do ambiente. Depois de uma detalhado histórico do paciente, o exame físico deve avaliar o estado de estabilidade do ligamento, o alinhamento e a cartilagem articular. Avaliação do local e razão para incisões anteriores é também crítico de muitos desses pacientes foram submetidos a procedimentos cirúrgicos anteriores, incluindo reconstruções ligamentares e meniscais . Estas avaliações são importantes para determinar alterações no plano de tratamento. Geralmente, os pacientes terão sensibilidade na junção da linha em causa, série completa do movimento, mínimas alterações ósseas (palpavelmente ou visível) e, potencialmente, um derrame leve.

A cartilagem articular pode ser avaliada através de ressonância magnética, trifásica técnico cintilografia óssea é raramente indicada quando a fonte dos sintomas é incerta. Se o estado da cartilagem articular e da quantidade de menisco que foi previamente ressecado é claro que é fortemente recomendada

a realização de uma artroscopia diagnóstica para avaliar o joelho de um AMT. Isto é especialmente verdadeiro se o paciente não teve a intervenção cirúrgica por mais de um ano em que a deterioração da cartilagem articular pode ter ocorrido e tratamento adicional pode ser necessária no momento da implantação do menisco. Notavelmente, o transplante meniscal e algumas opções de tratamento da cartilagem articular não estão disponíveis, mas essas informações são necessário antes de programar a data do implante definitivo.

Shaffer e colaboradores (2000) como transplante de menisco são laterais e compartimento específico, usando a contralateral menisco não é um método aceitável para estimar o tamanho do enxerto. O melhor método para estimar o tamanho adequado de um menisco é ausente com radiografias simples.

Enquanto novas informações estão surgindo em apoio à ressonância magnética, tomografia computadorizada e ressonância magnética não são recomendadas anteriormente como tinham sido implicados na menosprezando o tamanho do enxerto.

O cirurgião deve também estar ciente das técnicas de dimensionamento utilizada pelo fornecedor de tecidos para garantir uma corresponder ao tamanho. A técnica descrita por Pollard e colaboradores (1995) é comumente usado o pré-operatório, as medições são feitas posterior e lateral radiografias, com ampliação marcadora colocados sobre a pele ao nível da tíbia proximal. A largura do menisco é calculado com base na largura do compartimento, tal como visto em uma radiografia antero-posterior após correção para ampliação. Comprimento do menisco é baseado em uma radiografia lateral usando o comprimento sagital do planalto tibial após a correção para a aplicação a comprimento é multiplicado por 0,8 para o menisco medial e 0,7 para o menisco lateral. Este técnica tem sido mostrado para conduzir a um jogo de tamanho em pelo menos 95% dos casos, o que é crucial no otimizar a sobrevida do enxerto e de proteção das superfícies articulares.

2.5.2 Técnica

Segundo Cole e Harner (1999) a técnica preferida é a artroscópica quando comparada com uma cirurgia aberta por causa da redução cirúrgica, morbidade e mais precisas técnicas de reparo meniscal. Existem duas técnicas para ancorar um menisco, a primeira é denominada ponte óssea e a segunda velas óssea.

Ambas as técnicas exigem que o menisco deva ser ancorada firmemente ao cornos antero-posterior. Fixação dos tecidos moles, ossos, ao contrário dos tecidos moles por si só, é preferido devido à sua transmissão propriedades de carga superior. A ponte óssea técnica rigidamente fixa a distância entre os cornos anterior e posterior, e pode ser utilizado para medial e lateral transplantes de menisco. A técnica permite a tomada de ossos menores adaptações para corresponder à posição variável do corno anterior (CHEN, 1996).

No entanto, esta técnica só pode ser usada para o menisco medial e lateral não para transplantes de menisco devido à proximidade (cerca de 1 cm) do anterior e posterior cornos na face lateral, que riscos comunicação do túnel e, por conseguinte, compromete a fixação do osso (JHONSON, 1995).

A técnica da ponte em *Slot* é a mais utilizada por ser mais facilmente reprodutível e eficiente, mantém a anatomia natural do menisco, pode ser realizada em pacientes esqueleticamente imaturos, se necessário, e é relativamente invasiva quando a realização de procedimentos concomitantes, tais como a osteotomia ou ACL reconstrução (FARR e MENEGUINI, 2004).

É indicado que o paciente seja colocado sob anestesia geral e profilático intravenoso os antibióticos são administrados. Em seguida, um exame sob anestesia é realizada para confirmar estabilidade ligamentar. O paciente é colocado em posição supina com a perna envolvida colocado em um proximal titular da coxa da perna com um torniquete no, mas não inflados. Inicialmente, a artroscopia diagnóstica é realizada para descartar qualquer condrais lesões significativas no compartimento em causa. O tecido meniscal residual é deslocado para 1-2 milímetros aro periférico para estimular a resposta na interface meniscocapsular (JHONSON, 1995).

O mesmo autor destaca que o preparo do enxerto deve ser realizado, com o enxerto que é enviado a partir do banco de tecidos de menisco em anexo. Se necessário, o enxerto é descongelado em solução salina normal ou solução de Ringer com lactato. A ponte óssea é então cortada para 7-8 mm de largura e 10 mm de altura. A largura da ponte é inferior de 1 mm para facilitar a sua passagem através do *Slot*. A parede posterior da borda da ponte deve ser lavada com o aspecto posterior do tecido mole do corno posterior para permitir assento posterior do enxerto. Um 0-PDS tração sutura colchão é colocado na vertical a junção do posterior e médio-terços do menisco enxerto para facilitar a intra-posicionamento articular. A ponte é então testada, para facilitar a passagem através de calhas calibrado.

Segundo Farr e Meneguini (2004) descrevem a técnica da Ponte em *Slot* como sendo o padrão em artroscopia. Após meniscectomia e meniscal preparação aro, um *slot* é criado diretamente em linha com o cornos anterior e posterior do compartimento em causa. A mini-artrotomia pode ser feita através do tendão patelar ou adjacente à mesma, em conformidade com o anterior e posterior chifres. Eletrocautério é usado para marcar uma linha entre os centros das pegadas chifre. Então, uma rebarba 4 mm é usado para marcar um *slot* de referência superficial ao longo da linha recém-criado. Esta ranhura deve ser cerca de profundidade da broca e deve ser paralela à inclinação sagital da tíbia. Em seguida, um guia de broca é colocado na ranhura e enganchada na tíbia posterior à medir as dimensões da ranhura. Um fio-guia é então perfurado paralelo a inclinação tibial na profundidade adequada. Colocação do fio-guia e posterior fresagem podem ser realizados sob fluoroscopia. O fio-guia é avançado até, mas não completamente, borda posterior do planalto tibial. Um alargador mm cannulated 8 é avançado sobre o fio-guia e o teto do soquete fresada é removido com um rongeur artroscópica. A sua referência sobrejacente slot provisória retangular é transformado em um slot definitivo com um x 10 mm caixa cortador de 8. Finalmente, uma grossa é usada para alisar as bordas do slot e, conseqüentemente, ajudar a evitar o choque da ponte óssea enxertada.

A inserção do enxerto deve ser realizada usando específico de reparação do menisco cânulas-zone, suturas de tração sobre a corrupção são empurrados através da incisão posterior. O enxerto é inserido através da artrotomia e alinhado

com o slot, enquanto o menisco é posicionado puxando as suturas de tração e ciclagem do joelho. Uma vez que a ponte óssea está posicionada corretamente, um guia fio é inserido entre a ponte de osso e mais central (mediana) na parede da ranhura. Em seguida, um torneira é usada sobre o fio-guia para criar um furo piloto para um parafuso de interferência, enquanto o osso ponte é mantida no lugar por um elevador periostal. A x 28 mm ou 8 x 28 mm interferência parafuso é inserido, mantendo um controle apertado sobre a posição da ponte óssea. A artroscopia exame final é realizado para confirmar a colocação correta e tamanho do enxerto. Como alternativa, tudo dentro de dispositivos de reparo meniscal pode ser utilizado para fixar o aspecto mais posterior do menisco para minimizar o risco de lesão neurovascular.

Os procedimentos combinados como co-morbidades, tais como instabilidade ligamentar ou defeitos da cartilagem devem ser abordados simultaneamente ou em procedimentos encenados. Por isso outras técnicas são utilizadas.

O Transplante de menisco corretivo (Osteotomia Allograft) consiste num alinhamento por osteostomia, onde o realinhamento é indicada quando o compartimento receptor está sob mais de compressão fisiológica. Para os casos com deficiência do menisco medial e alinhamento, um transplante de menisco combinado e osteotomia alta da tibia é indicado. Em Nessa situação, o eixo mecânico deve ser corrigido para um pouco além neutro. Para os casos com deficiência menisco laterais e o alinhamento valgo, uma osteotomia distal do fêmur é indicado juntamente com o transplante de menisco. Todas as etapas do transplante de menisco estão concluídas antes de realizar a osteotomia (GARRET, 1993).

O Transplante de menisco associado a reconstrução do ligamento cruzado anterior é realizado em função da instabilidade ligamentar que é uma contra-indicação para transplante de menisco sozinho, é importante para avaliar as propriedades do ligamento. As avaliações incluem um exame físico, história cuidadosa, ressonância magnética e radiografias, e especialmente artrométrica avaliação. Um exame sob anestesia pode ser mais confiável do que quando o paciente está desperto.

De acordo com Papageorgeou e colaboradores (2001) a interdependência entre a biomecânica do menisco e LCA é bem conhecida. O sucesso de uma reconstrução do LCA depende de um menisco medial intactos para minimizar o estresse antero posterior. Uma LCA íntegro protege os meniscos e articular cartilagem. A reconstrução do LCA em simultâneo com menisco transplante tem provado ser benéfico.

Um enxerto de tendão de Aquiles ou enxerto para reconstrução do LCA pode facilitar a corrupção passagem, permitindo um diâmetro da tibia ACL-túnel menores. Com a ponte óssea técnica, o túnel tibial do LCA é perfurado em primeiro lugar. Este túnel é posicionado em direção à compartimento contralateral do transplante de menisco, tanto quanto possível, sem comprometer a posição anatômica. Além disso, um longo túnel é o preferido para criar uma em torno de um orifício tibial intrarticular possível. Em seguida, o túnel femoral do LCA é perfurado na posição tradicional. O slot meniscal é criado ao lado observando que haverá algum confluência da ACL túnel tibial com o terço anterior do menisco slot. Esta inserção parcial do túnel tibial com a ponte óssea menisco não será problemática. A ACL é passado e fixado no fêmur, a porção de tecido mole do enxerto é manualmente deslocadas com uma sonda para limpar a corrupção a partir da entrada do menisco. O menisco é introduzido e redução em seu slot destinatário. O enxerto do LCA é tensionada e a porção tibial é fixo. Por fim, o parafuso de interferência é passado para fixar a ponte óssea e meniscal, o menisco reparados, conforme descrito anteriormente.

Transplante de menisco associado a restauração da cartilagem combina procedimentos de restauração da cartilagem (condrócitos autólogos ou seja, implantação ou transplante de aloenxerto osteocondral) com menisco. O transplante requer um planejamento cuidadoso das etapas cirúrgicas para evitar um procedimento prejudicando o outro. Em geral, prefere-se tratar simultaneamente localizada da cartilagem articular danos com o transplante meniscal.

2.5.3 Reabilitação

O plano de reabilitação pós-operatório não é universal entre os diferentes programas. O autor mais experientes recomendam a amplitude de movimento de 0° a 90° protegida com levantamento de peso com um imobilizador de joelho articulada durante as primeiras quatro semanas. Sustentação de peso em flexão não além de 90°.

No entanto é permitida imediatamente, após este período inicial, do peso-rolamento gama completa de movimento é permitida e atividades como o ciclismo, natação e cadeia cinética fechada exercícios pode começar. Flexão forçada e atividades de giro deve ser evitado. Os pacientes pode voltar as atividades normais cem 4-6 meses. Aos seis a nove meses, os pacientes são encorajados para retornar às atividades completo, desde que a força é de pelo menos 80-85% do normal.

As complicações são raras e geralmente podem levar à remoção do enxerto. As complicações são semelhantes ao do reparo meniscal, incluindo a cicatrização incompleta, persistente sintomas, infecção, artrofibrose e lesão neurovascular.

2.5.4 Resultados

A literatura demonstra que o transplante de menisco geralmente leva a 85% de bons a excelentes resultados. A aparência física da inserção não parece ser claramente correlacionada com o resultado. Milachoski e colaboradores (1989) descobriram que a diminuição da inserção não afetam os resultados. Além disso, Stollsteimer e colaboradores (2000) descreveram alívio significativo da dor em todos os 23 pacientes, apesar da corrupção retração de 37% em média. Degeneração da cartilagem articular está associada a resultados mais pobres. Garrett (1993) relataram que 35 de 43 (81%) pacientes eram assintomáticos no mínimo dois anos, com mais de as falhas que ocorrem no joelho com condromalácia grau IV.

Segundo Shelton e Dukes (1994) encontraram reduções significativas na dor foram relatados por pacientes que tinham menos de grau II artrítico mudanças, enquanto os pacientes com compartimentos degenerativas tinha apenas ligeira melhora dos sintomas. Ausência de fixação do enxerto ósseo também é correlacionada com os resultados mais pobres.

Combinando procedimentos para o tratamento de condições co-mórbidas que seriam contra a AMT foi bem sucedida. Um estudo realizado por Zukor e colaboradores (1990) encontrou que 26 dos 33 (79%) pacientes que tiveram um aloenxerto osteocondral combinado com o menisco transplante foram clinicamente bem sucedido em um ano de acompanhamento.

Cole e colaboradores (2006) relataram que o transplante de menisco, isoladamente ou em combinação com outros reconstrutiva procedimentos para tratar concomitante lesão da cartilagem articular em resultados fiáveis melhorias na dor e função do joelho no mínimo 2 anos de follow-up. Eles têm encontrado que 90% dos pacientes foram classificados como normal ou quase normal usando o International Knee Documentação Comitê pontuação exame do joelho em final de seguimento.

De acordo com Sekiya e colaboradores (2003) relataram que 24 dos 28 (86%) pacientes apresentavam normal ou quase normal IKDC escores subsequentes à reconstrução do LCA e transplante de menisco. Além disso, cerca de 90% dos pacientes tiveram normal ou quase normal, e teve uma média máximo artrômetro KT-a-lado lado diferença de 1,5 mm. Os pacientes com os joelhos tinha realinhado uma taxa de sucesso que foi comparável ao grupo como um todo, com boas a excelentes resultados em 85% e 87%, respectivamente.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base no presente estudo pode-se concluir que o transplante de menisco é uma alternativa de tratamento adequado para pacientes com que têm uma eficiência de menisco do joelho e não mais de grau II ou grau III artrose precoce. Os estudos clínicos de apoio procedimento de eficácia no alívio da dor, inchaço e melhorar os resultados funcionais.

A classificação dos aloenxertos deve ser baseada em critérios rígidos que usam dados da RM, sintomas clínicos e informações a partir da cirurgia de seguimento. O transplante meniscal em pacientes jovens deve ser executado antes que um dano condral significativo ocorra neste compartimento. Os estudos demonstraram uma correlação da taxa de sucesso do aloenxerto com compartimentos sem ou com artrose leve. O alinhamento anormal do membro e a instabilidade ligamentar requerem correções simultâneas ou estadiadas para garantir o transplante meniscal.

A função em longo prazo dos transplantes meniscais permanece questionável. Bons resultados funcionais foram obtidos com o transplante de meniscos nas degenerações compartimentais pós-menissectomia, este tipo de conroteção só poderá ser avaliada após 10 a 20 anos de seguimento. No entanto, os resultados são escassos para pacientes com avançado artrose, que permanece como a principal contra-indicação para a AMT. Apesar da técnica apresentar dificuldade de realização de um transplante de menisco, prazo estudos intermédios demonstraram a eficácia deste procedimento, com altos níveis de satisfação muito doente desde que o co-morbididades relevantes foram adequadamente tratadas.

REFERENCIAS

ALFORD, J. W.; COLE, B. J. Cartilage restoration, part 1: basic science, historical perspective, patient evaluation, and treatment options. **Am J Sports Med.** Fevereiro, 33 (2) :295-306, 2005.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas.** 2º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

BEHNKE, R. **Anatomia do Movimento.** Porto Alegre: Artmed, 2004.

BROWNER. B. **Traumatismos do Sistema Musculoesquelético.** 2o ed. São Paulo: Manole, 2000.

CAILLET, R. **Doenças dos Tecidos Moles.** 3º ed., Porto Alegre: Artes médicas, 2000.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o Movimento.** São Paulo: Revinter, 1990. v.1.

CAMPBELL, W. C. **Cirurgia Ortopédica de Campbell.** 8o ed. Buenos Aires: Panamericana, 1996, v.4.

CARVALHO, L.; PIDNER, H.; SCHÜFFNER, F. **Efeitos da meniscectomia no resultado da reconstrução do ligamento cruzado anterior.** Revista Brasileira de Ortopedia, Joinville, v. 39, n.7, p. 357-363, julho 2004.

CHATRENET, Y.; KERKOUR, K. **Fisioterapia das Lesões Ligamentares do Joelho no Atleta.** São Paulo, 2002.

CHEN, M. I.; BRANCH, T. P.; HUTTON, W. C.. It important to secure the horns during lateral meniscal transplantation? A cadaveric study. **Arthroscopy** . 1996.

COHEM, M.; ABDALLA, J. **Lesões nos Esportes: Diagnóstico, prevenção e tratamento.** Rio de Janeiro: Revinter, 2002.

COLE, B. J.; DENNIS, M. G.; LEE, S.; NHO, S.; KALSI, R.; HAYDEN, J.; ZVERMA, N. N. Prospective evaluation of allograft meniscus transplantation: Minimum 2-year follow-up. **Am J. Sports Med.** 2006.

DAI, L.; ZHANG, W.; ZHOU, Z.; XU, Y. Long-term results after meniscectomy in 60 patients. **Clin Med J.** 1995; 108:591-4.

DVIR, Z. Isocinética: **Avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas.** São Paulo: Manole, 2002.

FARR, J.; MENEGHINI, R. M.; COLE, B. J. Allograft interference screw fixation in meniscus ransplante. **Arthroscopy.** 2004.

FATARELLI, I. F. C.; ALMEIDA, G. L.; NASCIMENTO, B. G. **Lesão e reconstrução de LCA: Uma revisão biomecânica e do controle motor.** Revista Brasileira de Fisioterapia. v. 8, n. 3, p. 197-206, setembro 2004.

FRANCISCO, E.; GARBELOTTI, S. J. **Avaliação experimental subjetiva da propriocepção em indivíduos pós-lesão de ligamento cruzado anterior submetidos ou não a procedimento de reconstrução ligamentar.** Fisioterapia Brasil, Rio de Janeiro, v.3, n. 1, p. 25-29, janeiro-fevereiro 2002.

GABRIEL, M.; PETIT, D.; CARRIL, M. **Fisioterapia em Traumatologia, Ortopedia e Reumatologia.** Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

GARRETT, J. C. O transplante meniscal: revisão de quarenta e três casos, com duas a sete anos de acompanhamento **Sports Med. Arthroscopia Rev.** 1993.

GILLQUIST, J.; ORETORP, N. Arthroscopic partial meniscectomy. **Clin Ortopédica.** 1982.

GOULD, J. A. (Ed.). **Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte.** 2o ed. São Paulo: Manole, 1993.

HAMLET, W.; LIU, S. H.; YANG, R. Destruição de um allograft meniscal criopreservados: caso de rejeição aguda. **Arthroscopia.** 1997.

HEBERT, S.; XAVIER, R. **Ortopedia e Traumatologia: Princípios e prática**. 3^o ed, Porto Alegre: Artemed, 2003.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo: Atheneu, 2001.

JANUÁRIO, M.; BARROS, E. J. **Complicações pós-operatórias da reconstrução do ligamento cruzado anterior**. *Fisioterapia Brasil*, Rio de Janeiro, v.4, n.6, p. 402-408, nov/dez 2003.

JOHNSON, D. L.; SWENSON, T. M.; LIVESAY, G. A. et al. Insertion-site anatomy of the human menisci: gross, arthroscopic, and topographical anatomy as a basis for meniscal transplantation. **Arthroscopy** . 1995;11:386-94.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. 5o ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, v.2.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas**. 3^o ed., São Paulo: Manole, 1998.

LIPPERT, L. **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MAXEY, L.; MAGNUSSON, J. **Reabilitação Pós-cirúrgica para o Paciente Ortopédico**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MILACHOWSKI, K. A.; WEISMEIER, K.; WORTH, C. J. et al. Homologous meniscus transplantation: Experimental and clinical results. **Int Orthop** . 1989;13:1-11.

MILLER, R. H. Lesões do joelho. In: Campbell Ortopedia decisória. 11^a ed. Philadelphia, Pa: Mosby Elsevier, 2007: cap 43.

PACKER, J. D.; RODEO, S. A. Meniscal alotransplante. **Sports Med Clin**. Abril de 2009; 28 (2), 259-283.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e Movimento Humano: estrutura e função**. São Paulo: Manole, 2000.

PAPAGEORGIU, C. D.; GIL, J. E.; KANAMORI, A.; FENWICK, J. A.; WOO, S. L.; FU, F. H. O biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus. **Am J Sports Med** . 2001;29:226-31.

PLACZEC, J. **Segredos em Fisioterapia Ortopédica**. Porto Alegre: Artemed, 2004.

POLLARD, M. E.; KANG, Q.; BERG, E. E. Radiographic sizing for meniscal transplantation. **Arthroscopy**. 1995;11:684-7.

PRENTICE, W.; VOIGHT, M. **Técnicas em Reabilitação Musculoesquelética**. Porto Alegre: Artemed, 2003.

ROCKBORN, P.; GILLQUIST, J. Long-term results after arthroscopic meniscectomy: the role of pre-existing cartilage fibrillation in a 13-year follow-up of 60 patients. **Int J Sports Med**. 1996;17:608-13.

ROHRLE, H., SCHOLTEN, R. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. **J Biomech** . 1984;17(6):409-24.

RUOTI, R.; MORRIS, D.; COLE, A. **Reabilitação Aquática**. São Paulo: Manole, 2000.

SAMBROOK, P.; SCHRIEBER, L.; THOMAS, T.; ELLIS, A. **O Sistema Musculoesquelético: Ciência Básica e Condições Clínicas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

SCHWARTSMANN, C.; LECH, O.; TELOKEN, M. **Fraturas: Princípios e Prática**. Porto Alegre: Artemed, 2003.

SEKIYA, J. K.; GIFFIN, J. R.; IRRGANG, J. J. et al. Clinical outcomes after combined meniscal allograft transplantation and anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**. 2003;31(6):896-906.

SHAFFER, B.; KENNEDY, S.; KLIMKIEWICZ, J. et al. Preoperative sizing of meniscal allografts in meniscus transplantation. **Am J Sports Med** . 2000; 28:524-33.

SHELTON, W .R.; DUKES, A. D. Meniscus replacement with bone anchors: a surgical técnica. **Arthroscopy** 1994;10(3):324-7.

SIEGEL, M. G.; ROBERTS, C. S. Meniscal allografts. **Clin Sports Med.** 1993;12:59.

SOARES, R.; COHEN, M.; ABDALLA, R. **Alterações nos mecanismos compensatórios corporais após reconstrução do ligamento cruzado anterior.** Revista Brasileira de ortopedia, Joinville, v.38, n.5, p. 281-289, maio 2003.

SOMMERLATH, K.; HAMBERG, P. Proceeding of the International Society of the Knee. Healed meniscal tears in unstable knees – A seven-year follow-up. **Am J Sports Med** 15: 404-405, 1987.

STARKEY, C.; RYAN, J. **Avaliação de Lesões Ortopédicas e Esportivas.** São Paulo: Manole, 2001.

STOLLSTEIMER, G.T.; SHELTON, W. R.; DUKES, A.; et al. Meniscal allograft transplantation: a 1- to 5-year follow-up of 22 patients. **Arthroscopy** . 2000;16:343-7.

TEDESCHI, M. **Goniometria: sua prática e controvérsias.** Fisioterapia Brasil, Rio de Janeiro, v. 3, n.1, p.36-41, jan/fev, 2003.

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R.T. **Manual de Cinesiologia Estrutural.** 12º ed., São Paulo: Manole, 1997.

TÓTOLA, C. R. **Adaptações biomecânicas na marcha após reconstrução do ligamento cruzado anterior.** Fisioterapia Brasil, Rio de Janeiro, v. 4, n. 4, p.271-275, julho/agosto, 2003.

WEINSTEIN, S.; BUCKWALTER, J. **Ortopedia de Turek: Princípios e sua Aplicação.** 5o ed. São Paulo: São Paulo, 2000.

YOLDAS, E. A., SEKIYA, J. K.; IRRGANG, J. J. et al. Arthroscopically assisted meniscal allograft transplantation with and without combined anterior cruciate

ligament reconstruction. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 2003;11(3):173-82.

ZUKOR, D .J.; CAMERON, J. C.; BROOKS, P. J. et al. The fate of human meniscal allografts. In: Ewing JW, editor. Articular cartilage and knee joint function: basic science and arthroscopy. **New York: Raven Press**; 1990. p. 147.