

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO**

**ESTUDO DO MOVIMENTO E CARGA NA ARTICULAÇÃO
FEMOPATELAR COM AVALIAÇÃO EM R.M. E ASPECTOS
PRÁTICOS**

**ANOZÔR LIMA GRATIVAL
GUSTAVO BERMUDES PALAURO**

**VITÓRIA – ES
AGOSTO/2005**

**ANOZÔR LIMA GRATIVAL
GUSTAVO BERMUDES PALAURO**

**ESTUDO DO MOVIMENTO E CARGA NA ARTICULAÇÃO
FEMOPATELAR COM AVALIAÇÃO EM R.M. E ASPECTOS
PRÁTICOS**

Projeto de Graduação dos alunos Anozôr Lima Gratival e Gustavo Bermudes Palauro, elaborado sob orientação do professor orientador Vladimir I. Dynnikov, apresentado ao Departamento de Engenharia Mecânica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo para obtenção do grau de Engenheiro Mecânico.

**VITÓRIA – ES
AGOSTO/2005**

**ANOZÔR LIMA GRATIVAL
GUSTAVO BERMUDES PALAURO**

**ESTUDO DO MOVIMENTO E CARGA NA ARTICULAÇÃO
FEMOPATELAR COM AVALIAÇÃO EM R.M. E ASPECTOS
PRÁTICOS**

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Vladimir I. Dinnikov Orientador

**Médico Dr. Libório Mule Junior
Co-orientador**

**Prof. Dr. Cherlio Scandian
Examinador**

**Prof. Osvaldo Paiva de A. Filho
Examinador**

Vitória - ES, 11, agosto, 2005

DEDICATÓRIA

Aos alunos e professores do Curso de Engenharia Mecânica da UFES.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a todos aqueles que colaboraram direta ou indiretamente para que viéssemos a concluir o curso de Engenharia Mecânica: a Deus, aos pais, amigos e aos que amamos, aos professores da UFES, ao médico Liborio Mule Júnior, a equipe do CDI e ao nosso professor orientador.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Primeiro sistema de aquisição de imagens desenvolvido no IFSC.	15
Figura 2- Sistema de RM de 2,0 Tesla.	16
Figura 3- Magneto com capacidade para objetos de até 15 cm de diâmetro.	17
Figura 4- Sistema de 0,05 Tesla instalado nos laboratórios do IFSC-USP.	18
Figura 5- Console de operação do TORM 005.	19
Figura 6- Sistema de 0,5 Tesla instalado na Santa Casa de São Carlos.	20
Figura 7 – Chapas de raio x [9].	30
Figura 8– Exame de R.M.	31
Figura 9 - Ocorrência de lesões e quais estruturas são mais lesadas.	32
Figura 10 - Esportes de contato, que mais geram lesões nos ligamentos.	32
Figura 11 - Neste gráfico veremos os mecanismos causadores de lesões.	32
Figura 12 - Procedimentos que foram utilizados para definição do grau da lesão. .	33
Figura 13– Ângulo de posição do joelho durante o exame.	36
Figura 14– Variação das forças com o ângulo de flexão.	37
Figura 15 - Relação força-comprimento. A - Ativação máxima; B - Ativação parcial (Zajac, 1989).	40
Figura 16 - Relação força-velocidade para ativações máxima e parcial. No eixo x está representada a velocidade de encurtamento, a velocidade do músculo com sinal oposto (Zajac, 1989).	41
Figura 17 - Estrutura funcional do modelo de Hill mostrando o elemento contrátil (CE), o elemento elástico em paralelo (PE) e o elemento elástico em série (SEE) (Zajac, 1989)	42
Figura 18 - Hipérbole de Hill. Os dados experimentais de contrações isotônicas do músculo <i>sartorius</i> de rã foram ajustados com a equação empírica $(V/V_m + 0,25) (F/F_m + 0,25) = 0,3123$; neste teste, $V_m = 5,2$ cm/s e $F_m = 65$ gf (Talbot e Gessner, 1973)	43
Figura 19 - Relação força-comprimento-velocidade para músculo interno reto de rato (Zierler, 1978).	45
Figura 20 - Demonstrativa dos músculos, ligamentos e suas disposições.	47
Figura 21 – Localização dos principais músculos relacionados ao joelho [10]	49
Figura 22– Ligamentos da articulação do joelho	51

Figura 23 - Próteses de um Eixo	53
Figura 24 - Próteses de 4 eixos	53
Figura 25 - Equipamento utilizado na ressonância magnética.	55
Figura 26 - Descrição da cinta e figura ilustrativa	56
Figura 27 – Paciente utilizando a cinta ao dar entrada na sala de exame.....	57
Figura 28 – Montagem do conjunto de cintas.....	58
Figura 29 – Palmilhas para medição da pressão.....	74
Figura 30 – Resultado de uma análise de pressão.	74

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	4
AGRADECIMENTOS	5
LISTA DE FIGURAS	6
SUMÁRIO.....	8
VOCABULÁRIO	11
1 INTRODUÇÃO	13
2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	15
2.1 Histórico da ressonância magnética no Brasil	15
2.2 Importância da Ressonância Magnética	20
3 PATOLOGIAS DO JOELHO	23
3.1 Tipos de Patologia	23
3.1.1 Lesão do Ligamento Cruzado Anterior	24
3.1.2 Lesão do Ligamento Cruzado Posterior	24
3.1.3 Lesão do Ligamento Colateral Medial	24
3.1.4 Lesão do Ligamento Colateral Lateral	24
3.1.5 Artrite	25
3.1.6 Osteoartrite	25
3.1.7 Artrite Reumatóide.....	25
3.1.8 Gota.....	26
3.1.9 Artrite Gotosa Aguda	26
3.1.10 Cisto de Baker	26
3.1.11 Bursite	27
3.1.12 Doença de Still de Adultos.....	27
3.1.13 Condromalácia Patelar	27
3.1.14 Doença de Osgood-Schlatter.....	27
3.1.15 Pseudogota.....	28
3.1.16 Artrite psoriática.....	28
3.1.17 Síndrome de Reiter.....	28
3.1.18 Esclerodermia.....	28
3.2 Tipos de Deformidades	29
3.2.1 Deformidade em Varo.....	29
3.2.2 Deformidade em Valgo	29

4	O PORQUÊ DO USO DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	30
4.1	Pesquisa de Custo e de Exame Utilizado	30
4.2	Conclusão do Capítulo	33
5	DEFEITOS DA RM	34
5.1	Abordagem da Variação da Pressão na Superfície de Apoio	34
5.2	A Impossibilidade de Variação do Ângulo	36
5.3	Contração Isométrica e Isotônica	38
5.3.1	Relação Comprimento - Força Muscular	38
5.3.2	Relação Velocidade - Força Muscular	40
5.4	O Modelo de Hill	41
5.5	Estrutura Muscular na Articulação	47
5.5.1	Os Músculos da Articulação	47
5.5.1.1	Jarrete	47
5.5.1.2	O Quadríceps da Coxa	48
5.5.1.3	O Grupo de Músculos não Classificados	48
5.5.2	Ligamentos	49
5.5.2.1	Ligamento Patelar	50
5.5.2.2	Ligamento Colateral Fibular (Lateral) e Ligamento Colateral Tibial (Medial)	50
5.5.2.3	Ligamento Poplíteo Oblíquo e Ligamento Poplíteo Arqueado	51
5.5.2.4	Ligamentos Cruzados	52
5.6	Movimentos de Rotação e Translação	53
5.7	Conclusão do Capítulo	54
6	PROPOSTA PARA A SOLUÇÃO MECÂNICA	55
6.1	O Equipamento de Carga	57
6.2	Modificações Realizadas	58
7	O QUE SIGNIFICA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	59
7.1	Preparação para o exame	59
7.2	Segurança durante o exame	60
7.3	O que acontece durante o exame	60
8	PARÂMETROS QUE AFETAM O ASPECTO DAS IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	62

8.1 Parâmetros que Afetam o Aspecto das Imagens Obtidas Através de Ressonância Magnética.....	62
8.1.1 Parâmetros Intrínsecos.....	62
8.1.1.1 Tempos de Relaxamento	63
8.1.1.2 Tempos de Relaxamento T2 e T2*	63
8.1.1.3 Tempo de Relaxamento T1.....	64
8.1.2 Parâmetros Extrínsecos	64
8.1.2.1 TR e TE.....	64
8.1.3 Manipulação dos Parâmetros Extrínsecos para Variar o Contraste da Imagem.....	65
8.1.3.1 Imagem de Ressonância Magnética Ponderada em TI e TR..	65
8.1.3.2 Ponderação em densidade Protônica	65
8.1.3.3 Ponderação em T2 e TE	65
8.2 Planos de Imagem	68
8.2.1 Posicionamento do Paciente	68
8.3 Abordagem Quanto aos Tipos de Planos Utilizados na RM	69
8.3.1 Imagens Axiais	69
8.3.2 Imagens Sagitais	69
8.3.3 Imagens Coronais.....	70
9 COMPARATIVO DO SISTEMA MECÂNICO COM O JOELHO	71
9.1 Resultados dos testes.....	72
9.1.1 O Primeiro Teste.....	72
9.1.2 O Segundo Teste.....	72
10 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E MELHORIAS	73
10.1 Comentário dos Resultados.....	73
10.2 Proposta de Melhoria	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75

VOCABULÁRIO

CDI – Clínica de diagnóstico por imagem;
Femopatelar – Região anterior da articulação do joelho;
USP – Universidade de São Paulo;
RM – Ressonância magnética;
Tesla – Unidade de medida para campo magnético;
EMBRAPA – Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária;
CNPq – Conselho Nacional de desenvolvimento Científico e Tecnológico;
EMBRAER – Empresa Brasileira de Aeronáutica;
INCOR – Instituto do Coração;
UNESP – Universidade Estadual de São Paulo;
IFSC – Instituto de Física de São Carlos;
TORM – Projeto de desenvolvimento e pesquisa sobre a RM;
Imagenologia – Estudo através das imagens;
Artroscopia – Técnica que permite corrigir lesões através de pequena inserção em pequenos orifícios na pele;
LCA – Ligamento cruzado anterior;
LCP – Ligamento cruzado posterior;
LCM – Ligamento colateral medial;
LCL – Ligamento colateral lateral;
Varo – Tipo de deformidade no joelho;
Valgo – Tipo de deformidade no joelho;
Raio-X – Método de diagnóstico por imagem;
Isométrico – Que apresenta a mesma medida;
Isotônico – Que apresenta a mesma força;
Cabeças Miosínicas – Filamentos que formam o tecido muscular;
Actina – Filamento que, junto com as cabeças miosínicas formam o tecido muscular;
Sarcômero – Unidade contrátil do músculo formada pela actina e miosina;
Sartórius – Músculo da perna;
Estrutura z – Estrutura formada pelas metades de dois sarcômeros adjacentes;
V – Velocidade muscular;
V_m – Velocidade muscular máxima;

F – Força muscular;

F_m – Força muscular máxima;

Q_{it} – Calor dissipado pelo movimento isotônico;

Q_e – Calor dissipado pelo encurtamento do músculo;

Q_{im} – Calor dissipado pelo movimento isométrico;

\dot{Q}_e - Fluxo de calor de encurtamento;

\dot{Q}_{im} - Fluxo de calor através do movimento isométrico;

\dot{Q}_{it} - Fluxo de calor devido ao movimento isotônico;

\dot{W} - Potência muscular

RCM – Razão contraste-ruído;

Voxels – Sinais emitidos durante exposição;

TE – Tempo de exposição;

TR – Tempo de repetição;

T1 – Tempo de equilíbrio dos momentos magnéticos;

T2 – Tempo de perda na coerência do sinal emitido;

RF – Radio frequência;

B_0 – Momento magnético;

Spin-Spin – Tipo de sinal emitido;

Spin-Eco – Tipo de sinal emitido.

1 INTRODUÇÃO

Com o passar dos tempos, o conhecimento e a tecnologia têm-se desenvolvido de tal maneira, que novas soluções para doenças e patologias tem se tornado uma necessidade para uma melhor qualidade da vida humana.

Por isso, profissionais da área de biomédicas vêm se empenhando em desenvolver métodos para avaliação do corpo humano de um modo geral, para vivermos mais e melhor. Mas estes profissionais possuem limitações para desenvolvimento de tecnologias, para que os diagnósticos sejam realizados de maneira mais precisa.

Para que isso aconteça, surge a necessidade do envolvimento da engenharia para realização de diagnósticos com tal precisão.

Em caso especial de tratamento patologias e ou doenças em joelhos, em que uma pessoa se submeta a uma avaliação por ressonância magnética, um dos meios mais utilizados para visualização sem necessidade de cirurgias para o diagnóstico.

Médicos têm percebido que os laudos não condizem com o real esforço sofrido nos joelhos de seus pacientes, tendo em vista que o trabalho de ressonância é realizado sem uma condição real de esforço (paciente deitado).

Com a colaboração de uma clínica de diagnóstico por imagem (CDI), foi desenvolvido um simulador de carga para esforço no joelho. Através deste, foi possível observar alterações na região femopatelar, em especial a condição de estado da gordura de Hoffa, ou tecido infrapatelar, contida entre o fêmur e a Patela.

Para isso, foi realizada pesquisa bibliográfica para um melhor conhecimento sobre o mecanismo do joelho, bem como o equipamento de ressonância e seu correto funcionamento. No que diz respeito à parte mecânica foi realizado um levantamento sobre as condições a que são submetidos os joelhos, sendo, a carga em suas

articulações, as principais lesões, os músculos e a variação de esforço com o movimento.

2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

2.1 Histórico da ressonância magnética no Brasil

A seguir, estaremos apresentando um breve histórico acerca da ressonância magnética no Brasil tendo a USP (Universidade de São Paulo) como principal articuladora do desenvolvimento da ressonância magnética no país, além de outros centros.

A proposta de usar a ressonância magnética de prótons para obter imagens começou a mostrar seu imenso potencial para o diagnóstico médico no início dos anos de 1980, quando os principais laboratórios nas universidades do primeiro mundo começaram a desenvolver instrumentos e métodos para aquela finalidade. Naquela mesma época, a grande familiaridade com o fenômeno da ressonância magnética e a instrumentação associada, resultado de uma longa experiência de pesquisa na área, garantia uma qualificação para empreender um desenvolvimento semelhante no Brasil. Decidiu-se, então, pesquisar os métodos para a produção de imagem por ressonância magnética [1].



Figura 1- Primeiro sistema de aquisição de imagens desenvolvido no IFSC.

Usando a infra-estrutura obtida e construída pelo grupo, então, num primeiro protótipo do sistema, foram obtidas imagens de pequenos objetos, já em março de 1983, estas seriam as primeiras obtidas no hemisfério sul.



Figura 2- Sistema de RM de 2,0 Tesla.

Em 1985, foi construído o sistema de RM de 2,0 Tesla, capaz de examinar objetos de até 15 cm de diâmetro figura 3. Neste aparelho, já em 1987, foram obtidas imagens em vivo de extremidades humanas. Teses e dissertações foram realizadas ligadas ao desenvolvimento de hardware e software, assim como métodos de obtenção de imagens. Dai surgiu, a primeira aplicação prática, quando foi demonstrado para a EMBRAPA o uso do RM para exame não destrutivo de diversos frutos. Esses resultados, que se tornaram bem conhecidos, dentro e fora do Brasil, fizeram com que em 1988 fosse doado, pela Universidade da Califórnia em San Francisco, um magneto resistivo de grande porte com campo de apenas 0,05 Tesla, capaz de acomodar completamente uma pessoa no seu interior. Pouco tempo depois, em fins de 1988, era possível obter imagens tomográficas de cabeça com voluntários. Decidiu-se, então, desenvolver um sistema realmente capaz de ser

usado clinicamente para diagnóstico. Isto significava um sistema com um mínimo de atributos, a saber:

- Qualidade de imagem;
- Confiabilidade;
- Facilidade de operação;
- Rapidez na realização dos exames;
- Capacidade de examinar diversas anatomias;
- Sensibilidade para detectar patologias.

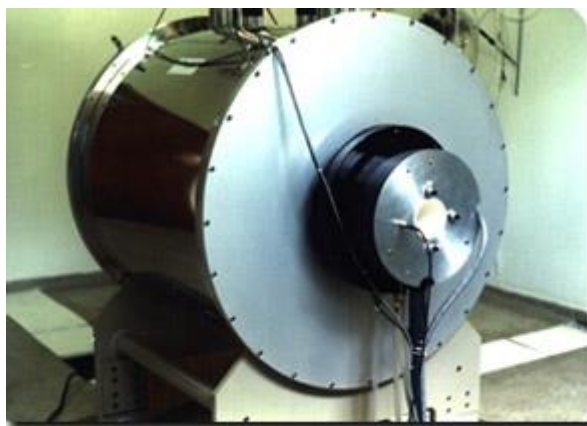


Figura 3- Magneto com capacidade para objetos de até 15 cm de diâmetro.

Embora, dispondo de um campo magnético extremamente baixo (0,05 Tesla), comparado com os usados na maioria dos sistemas comerciais da época (0,5 a 1,5 Tesla), conseguiu-se alcançar o objetivo proposto e, já em meados de 1992, o sistema era utilizado para o diagnóstico de pacientes da região. Isto constituiu um marco importante no desenvolvimento da pesquisa aplicada à medicina no país, como foi claramente apontado na ocasião, pelo então ministro da Saúde, Prof. Adib Jatene, em visita ao laboratório da USP acompanhado do então presidente do CNPq.



Figura 4- Sistema de 0,05 Tesla instalado nos laboratórios do IFSC-USP.

O sistema, ainda que instalado num ambiente não apropriado, foi continuamente solicitado para efetuar exames em pacientes da região, tendo, seu uso, sido decisivo em numerosos casos, nos quais a tomografia tradicional de raios-X não seria adequada, particularmente, lesões cerebrais, problemas de coluna e articulações. A revista *Ciência Hoje* publicou parte destes resultados no seu suplemento de tecnologia.

Nessa altura, algumas empresas, notoriamente a EMBRAER, procuraram o centro de pesquisa para analisar o projeto com vista à eventual industrialização. O estudo feito pela EMBRAER mostrou a viabilidade técnico-econômica do projeto, embora a situação da empresa, na época, em vista da futura privatização, impediu-a de assumi-lo.

Como o resultado do envolvimento, quase no início das pesquisas nesta área, no mundo todo, o grupo detinha um conhecimento, ao mesmo tempo profundo e abrangente, que iria cobrir desde os fundamentos científicos até os detalhes da instrumentação, hardware e software do RM. A equipe, consolidada, refletia a interdisciplinaridade no assunto e contava com físicos, além de engenheiros, profissionais de computação e medicina.



Figura 5- Console de operação do TORM 005.

Praticamente, todo profissional envolvido com RM no Brasil conhecia o trabalho desenvolvido pelo centro de pesquisa em RM da USP, e o grupo era tido como referência na área. Hospitais de São Paulo como o Hospital das Clínicas, Hospital Universitário da USP, e o INCOR contavam com a colaboração do grupo. De outro lado, empresas multinacionais, como a General Electric, enviavam seus clientes (Beneficência Portuguesa, Hospital Sara Kubitchek) para suporte técnico e científico nas aplicações mais sofisticadas.

Esta situação fez com que o grupo recebesse uma importante doação, feita pela Faculdade de Medicina da UNESP em Botucatu, de um magneto supercondutor de 0,5 Tesla. Este novo magneto abriu a possibilidade de construir um novo sistema capaz de igualar-se em qualidade de imagem e velocidade, aos mais modernos em uso hospitalar. Tratava-se de uma oportunidade excepcional que não pôde ser desperdiçada, em razão das várias conseqüências e resultados que poderia gerar.

Foi feito um convênio entre a USP e a Santa Casa de São Carlos para a criação do Centro de Desenvolvimento de Ressonância Magnética do IFSC-USP. A Santa Casa foi responsável pela construção do prédio e a USP desenvolveu e instalou todos os equipamentos necessários para o seu funcionamento. Neste Centro, está em operação clínica hoje o TORM 05 (sistema de 0,5 Tesla) figura 6 atendendo à população de São Carlos e região.



Figura 6- Sistema de 0,5 Tesla instalado na Santa Casa de São Carlos.

2.2 Importância da Ressonância Magnética

A ressonância magnética tornou-se o método de imagem de escolha para o estudo das articulações devido a sua grande diferenciação tecidual, resolução de estruturas, imagens em múltiplos planos e estudos de imagens em movimento. A articulação do joelho é um dos exames de ressonância magnética mais solicitado na área osteoarticular. O conhecimento detalhado da anatomia, fisiologia e aspecto de imagenologia da região permite uma interpretação adequada dos exames.

Ao contrário do que muitos imaginam, as lesões de joelho são bastante comuns e não são provocadas apenas por traumas, podem ser, também, congênitas. Além disso, não são apenas os atletas profissionais ou amadores que correm o risco de adquirir uma lesão no joelho, os não-atletas, também, desenvolvem problemas variados na articulação. “Por exemplo, cerca de 30% das crianças com idade a partir de três anos apresentam alguma deformidade de joelho, cuja principal causa é a genética. Ou seja, são hereditários”, explica o ortopedista esportivo e cirurgião de joelho do Hospital São Luiz, Joaquim Grava [2].

No entanto, segundo ele, a boa notícia é que com o advento da ressonância magnética para o diagnóstico preciso da gravidade da lesão e dos procedimentos e equipamentos cirúrgicos, como a artroscopia (procedimento minimamente invasivo, uma espécie de vídeo cirurgia que permite visualizar precisamente as lesões nos

tendões e articulações, além de tratá-las e prevenir a evolução das mesmas), os índices de cura têm elevado significativamente, girando em torno de 90% dos casos.

O joelho é uma articulação complexa (tipo dobradiça) composta por ligamentos cruzados, colaterais, meniscos, tendões e músculos. Suas funções de movimento (extensão, rotação e impulsão) são muito importantes tanto em atletas, quanto em não atletas. “São muito comuns às lesões no joelho, a maior parte delas originária de traumas por esforço, diretos e indiretos e podem ser isoladas ou combinadas”, diz o especialista.

“No entanto, o tratamento das lesões no joelho varia de acordo com a gravidade das mesmas e pode envolver desde antiinflamatórios, fisioterapia executada em clínicas especializadas e até, em alguns casos, procedimentos cirúrgicos”, relata Grava. “Daí a importância de se realizar o diagnóstico preciso do tipo de lesão e, posteriormente, à aplicação de tratamento adequado”, reforça o especialista.

Os atletas estão mais sujeitos a lesões, dependendo da modalidade esportiva. Os surfistas, por exemplo, sofrem mais com meniscos e ligamentos rompidos devido à força aplicada em uma manobra, quando o joelho é forçado a um movimento brusco de rotação. No voleibol, os saltos constantes e a impulsão vertical provocam lesões na articulação do joelho. Os ciclistas, com frequência de dor nas articulações inferiores estimuladas, geralmente, por lesões provocadas pela inadequação das dimensões da bicicleta ao corpo do atleta. Além destas peculiaridades, contam, também, as variações anatômicas de quem pedala, a intensidade, a forma de treinamento e a duração dos treinos, também, são responsáveis pelo problema.

O aumento da incidência de lesões no joelho tem sido constatado em adolescentes, jovens, homens acima de 45 anos e mulheres, estas últimas porque estão praticando cada vez mais esporte.

A dor no joelho é uma queixa um tanto comum, a maioria delas se originando de trauma por esforço; são dores pouco agudas e que se resolvem sem tratamento, ou

apenas com analgésicos leves. Traumas graves com ligamentos lesionados ou rompidos resultam em dor e instabilidade da articulação do joelho.

Exercícios físicos moderados (como caminhadas) não causam problemas no joelho. Se o joelho não estiver lesado, o exercício normalmente é benéfico. Esforços laterais são os que causam a maioria das lesões no joelho, já que este não foi projetado para suportar esses esforços.

O desgaste irregular da cartilagem pode fazer com que a perna se dobre para dentro ou para fora. Estar acima do peso, também, pode contribuir para os problemas no joelho.

3 PATOLOGIAS DO JOELHO

Neste capítulo, descreve-se as principais patologias e deformidades que ocorrem no joelho.

3.1 Tipos de Patologia

- Danos ao ligamento ou cartilagem devidos aos traumas ou lesões:
 - lesão de LCA, Ligamento Cruzado Anterior;
 - lesão de LCP, Ligamento Cruzado Posterior;
 - lesão de LCM, Ligamento Colateral Medial;
 - lesão de LCL, Ligamento Colateral Lateral.
- Artrite
- Osteoartrite
- Artrite reumatóide
- Artrite gotosa aguda
- Cisto de Baker
- Bursite
- Doença de Still de adultos
- Condromalácia patelar
- Artrite gotosa crônica
- Doença de Osgood-Schlatter
- Pseudogota
- Gota
- Artrite psoriática
- Síndrome de Reiter
- Esclerodermia

3.1.1 Lesão do Ligamento Cruzado Anterior

As lesões do ligamento cruzado anterior são mais comuns em esportes em que o pé está fixo ao solo e a perna é rodada com o corpo, como no futebol, basquetebol, esqui. Com a rotação no joelho, o paciente pode ouvir um “pop” quando a lesão ocorrer e não consegue prosseguir a atividade. A incidência desta lesão é maior durante a terceira década de vida.

Os jogadores de basquete e futebol que desaceleram subitamente para mudar de direção, também, podem produzir uma lesão do LCA.

3.1.2 Lesão do Ligamento Cruzado Posterior

O ligamento cruzado posterior é o restritor primário da translação posterior da tíbia sobre o fêmur. A sua lesão é muito menos comum que a do cruzado anterior.

O LCP é duas vezes mais forte que o LCA, com maior área de corte transversal e força tênsil, estas características são responsáveis por menor incidência de ruptura no LCP. As lesões no LCP representam apenas 5% das lesões dos ligamentos do joelho.

3.1.3 Lesão do Ligamento Colateral Medial

O ligamento colateral medial tem uma porção superficial e outra profunda (capsular). A porção superficial provê a principal resistência ao estresse em valgo. A porção profunda esta fixada ao menisco medial e fornece adicional estabilidade ao estresse em valgo. A lesão do colateral medial é a lesão ligamentar mais comum do joelho.

3.1.4 Lesão do Ligamento Colateral Lateral

Lesões deste ligamento são menos comuns que o medial e, geralmente, são mais graves e raramente são lesões isoladas, pois os ligamentos cruzados e o complexo posterolateral são freqüentemente lesionados. O tratamento destas lesões é difícil.

3.1.5 Artrite

O termo artrite se refere à inflamação nas articulações ou juntas do corpo humano. As juntas são superfícies onde há o contato entre dois ou mais ossos, possibilitando assim a mobilidade do esqueleto humano. São estruturas muito complexas devido aos seus diversos componentes e sua interação entre os mesmos. Existem vários tipos de artrites que são causadas por diversos fatores e doenças. Costuma-se diferenciar, a princípio, as artrites relacionadas com sintomas sistêmicos (como febre, sinais inflamatórios, anemia, etc.) daquelas cujas manifestações se restringem às articulações envolvidas.

3.1.6 Osteoartrite

A osteoartrite é o tipo de artrite que mais afeta a população mundial levando à diminuição da qualidade de vida de milhões de pessoas em todo o mundo. Afeta principalmente os joelhos, quadris e mãos, regiões muito importantes para a independência física do ser humano. É uma causa muito importante de afastamento do trabalho e de aposentadoria precoce. Além disso, é responsável por inúmeras cirurgias numa população cujo risco cirúrgico é muito elevado, os idosos. Durante muito tempo, pouco se sabia sobre como ocorriam as alterações articulares que levam à debilidade física. Hoje, sabe-se de vários fatores de risco para o desenvolvimento do quadro, cujo conhecimento tem facilitado uma melhor abordagem terapêutica e uma melhor prevenção da doença.

3.1.7 Artrite Reumatóide

A artrite reumatóide é uma doença auto-imune em que se inflamam simetricamente as articulações, incluindo habitualmente as das mãos e pés, originando inchaço, dor e muitas vezes levando à destruição definitiva do interior da articulação.

A artrite reumatóide, também, pode desencadear uma variedade de sintomas em todo o corpo. Desconhece-se a sua causa exata, embora sejam muitos os vários fatores (inclusive a predisposição genética) que podem influir na reação auto-imune.

Cerca de 1 % da população sofre desta doença, que afeta as mulheres duas ou três vezes mais freqüentemente que os homens. A artrite reumatóide apresenta-se em primeiro lugar em indivíduos entre os 25 e os 50 anos de idade, mas pode fazê-lo em qualquer idade. Em alguns casos, a doença resolve-se de forma espontânea e o tratamento alivia sintomas em três de cada quatro pessoas. Contudo, pelo menos 1 em cada 10 pessoas fica incapacitada.

Nesta doença, o sistema imunitário ataca o próprio tecido que reveste e protege as articulações. Finalmente, a cartilagem, o osso e os ligamentos da articulação deterioram-se, provocando a formação de cicatrizes dentro da articulação, que se deteriora a um ritmo muito variável.

3.1.8 Gota

É a presença de depósitos de cristais de ácido úrico no espaço da articulação, que causam uma intensa reação inflamatória e dor. Na maioria das vezes a gota é uma forma de artrite com episódios recorrentes. O perfil mais comumente associado à gota é de um homem com excesso de peso e com o pé inflamado.

3.1.9 Artrite Gotosa Aguda

A artrite gotosa aguda é o segundo estágio da gota. É a artrite dolorosa que ataca, principalmente, os membros inferiores, quase sempre atingindo uma única articulação. A articulação mais acometida é a metatarso-falangiana do primeiro dedo (do dedão do pé), chamada podagra (podos = pé). Nesta fase os fluidos do corpo, saturados pelo ácido úrico, formam cristais que ocasionam inflamação.

3.1.10 Cisto de Baker

O cisto de Baker é um saco com líquido, localizado na borda medial da fossa poplíteia do joelho. Esse saco cístico pode comunicar-se com a cavidade do joelho, estando associado com a degeneração do corno posterior do menisco medial, com

ou sem laceração do menisco. Com maior frequência, o cisto origina-se dos tendões mediais dos músculos ísquios - tibiais.

3.1.11 Bursite

Bursite é a inflamação da bursa, pequena bolsa contendo líquido que envolve as articulações e funciona como amortecedor entre ossos, tendões e tecidos musculares. A bursite ocorre principalmente nos ombros, cotovelos e joelhos.

3.1.12 Doença de Still de Adultos

Uma das formas clínicas da doença reumatóide juvenil, pode acometer adultos, com febre geralmente alta e intermitente como manifestação clínica inicial da doença. Deformidades articulares raramente ocorrem e os testes laboratoriais e anticorpos antinucleares são negativos.

3.1.13 Condromalácia Patelar

Termo utilizado para indicar uma condição dolorosa, devido à anormalidade cartilaginosa na face posterior da patela, pela fricção repetida desta região sobre a face articular do fêmur. Esta condição pode levar a uma degeneração gradual e progressiva. A cartilagem apresenta-se rugosa e estriada.

3.1.14 Doença de Osgood-Schlatter

A doença de Osgood-Schlatter é uma inflamação do osso e da cartilagem na parte superior da tíbia. A doença de Osgood-Schlatter ocorre entre os 10 e 15 anos, mais frequentemente em meninos. Supõe-se que a sua causa seja uma lesão que ocorre quando o tendão patelar traciona excessivamente sobre o seu ponto de inserção na parte superior da tíbia. Geralmente, a doença afeta somente a tíbia.

3.1.15 Pseudogota

A pseudogota (doença da deposição de pirofosfato de cálcio dihidratado) é um distúrbio caracterizado por crises intermitentes de artrite dolorosa causada por depósitos de cristais de pirofosfato de cálcio. O distúrbio, geralmente, ocorre em indivíduos idosos e afeta igualmente os homens e as mulheres. Em última instância, a pseudogota provoca degeneração das articulações afetadas.

3.1.16 Artrite psoriática

A psoríase (uma doença da pele que causa surto de erupções cutâneas avermelhadas e escamosas, espessamento das unhas e ponteado ungular) pode preceder ou seguir-se à inflamação articular. A artrite afeta habitualmente as articulações dos dedos da mão e do pé, embora, também, possa afetar outras articulações, inclusive as ancas e a coluna vertebral. As articulações podem inchar e deformar-se quando a inflamação é crônica. Os sintomas articulares e cutâneos podem aparecer e desaparecer conjuntamente.

3.1.17 Síndrome de Reiter

A síndrome de Reiter é uma inflamação das articulações e das inserções tendinosas nas articulações, freqüentemente acompanhada de inflamação da conjuntiva e das membranas mucosas, como a da boca, do trato urinário, da vagina e do pênis e, também, de uma erupção cutânea característica. A síndrome de Reiter é denominada de artrite reativa porque a inflamação articular parece ser uma reação a uma infecção originada em outra área do corpo que não as articulações. Essa síndrome é mais comum em homens com 20 a 40 anos de idade.

3.1.18 Esclerodermia

A esclerodermia (esclerose sistêmica) é uma doença crônica caracterizada por alterações degenerativas e endurecimento dos tecidos da pele, articulações e

órgãos internos, e pela dureza e espessamento anormais das paredes dos vasos sanguíneos.

Desconhece-se a sua causa. A perturbação é quatro vezes mais freqüente em mulheres que em homens e nas crianças é pouco comum. A esclerodermia pode apresentar-se como parte de uma doença mista do tecido conjuntivo.

Muitas vezes, escuta-se um som áspero quando os tecidos inflamados entram em contato, particularmente nos joelhos e por baixo destes. Os dedos, os pulsos e os cotovelos podem sofrer um processo de flexão progressiva (contratura) devido ao espessamento da pele. Também, podem ocorrer feridas nas pontas dos dedos e nos nós dos dedos.

3.2 Tipos de Deformidades

Os tipos de deformidades relacionadas ao joelho são as deformidades em varo e em valgo. São os problemas mais comuns congênitos e que se manifestam por volta dos três ou quatro anos de idade.

3.2.1 Deformidade em Varo

A deformidade do joelho em varo é joelho para fora e perna para dentro, típico de cavaleiros. O joelho varo pode ser causado também pelo raquitismo e deficiência de vitamina D.

3.2.2 Deformidade em Valgo

A deformidade do joelho em valgo é o joelho para dentro e perna para fora, joelho em "X".

4 O PORQUÊ DO USO DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Estabelecendo uma comparação entre os métodos de diagnóstico por imagem utilizados no joelho, encontramos os raios-X e a ressonância magnética como sendo os métodos mais utilizados atualmente. Neste capítulo, faremos uma breve avaliação de custo benefício entre estes dois métodos.

4.1 Pesquisa de Custo e de Exame Utilizado

Na utilização do método de diagnóstico por raios-X, obtém-se ótimos resultados na avaliação de fraturas ósseas, presença de objetos estranhos e próteses, como observamos na figura 7. Mas este resultado não se apresenta da mesma maneira para músculos e outros elementos que possam ser analisados na articulação, tornando-se, então, um método ineficaz para aplicações que estão ligadas a patologias.



Figura 7 – Chapas de raio x [9].

O método de utilização que preenche esta lacuna são as ressonâncias magnéticas, que revelam as patologias referentes aos músculos, cartilagens, tendões,

ligamentos, vasos, etc. Como mostrado na figura 8, podemos observar os detalhes da articulação.

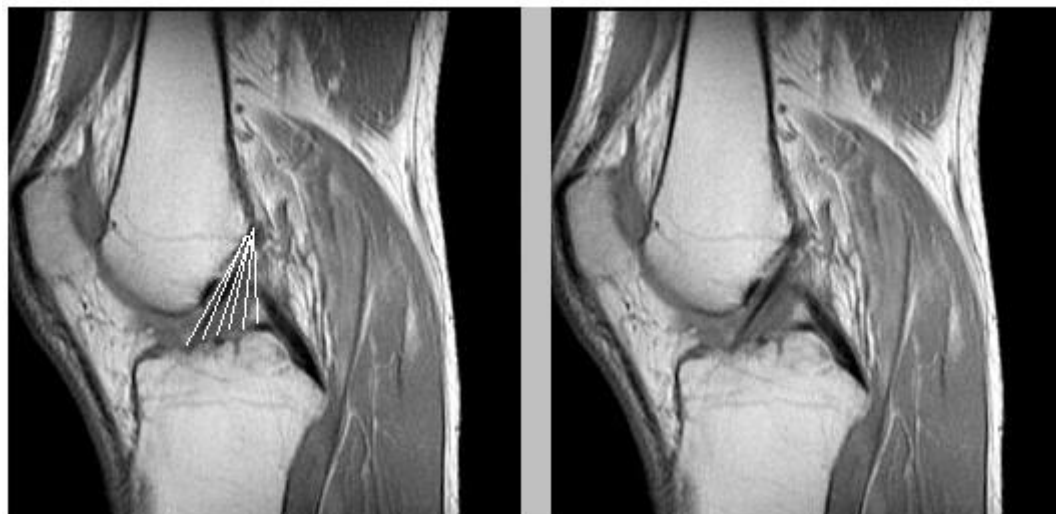


Figura 8– Exame de R.M.

Para uma comparação acerca do método de captação de imagem mais adequado a ser utilizado, realizamos uma pesquisa no Hospital Praia da Costa, localizado no município de Vila Velha - ES, com o ortopedista Henrique Moraes, formado em medicina pela Faculdade de Medicina de Petrópolis. A resposta veio a confirmar o relatado acima, os raios-X são muito mais utilizados que a ressonância magnética, devido a simplicidade e ao baixo custo do exame.

Para obtermos dados referentes a custos, foi realizada uma pesquisa no Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI), localizado na Praia do Canto, Vitória - ES, onde foram obtidos os seguintes resultados:

O valor de um exame de ressonância magnética, incluindo laudo e filme, foi de R\$ 730,00 (setecentos e trinta reais), para o raios-X, o custo teria uma média de R\$ 15,00 (quinze reais), por exame.

Uma outra pesquisa foi realizada por Nabarrete, em 1999, que tinha como objetivo colher informações referentes aos diversos aspectos relacionados às lesões, quais os tipos mais freqüentes e seus mecanismos mais comuns, bem como as

características dos indivíduos, que em sua maioria foram do sexo masculino. Os resultados serão apresentados nas figuras 9, 10, 11 e 12:

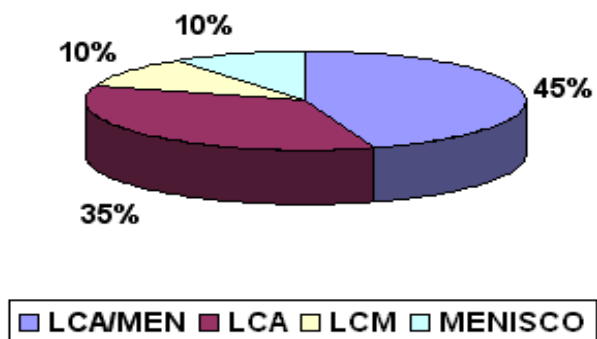


Figura 9 - Ocorrência de lesões e quais estruturas são mais lesadas.

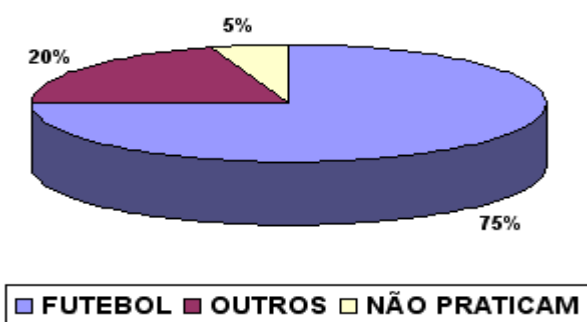


Figura 10 - Esportes de contato, que mais geram lesões nos ligamentos.

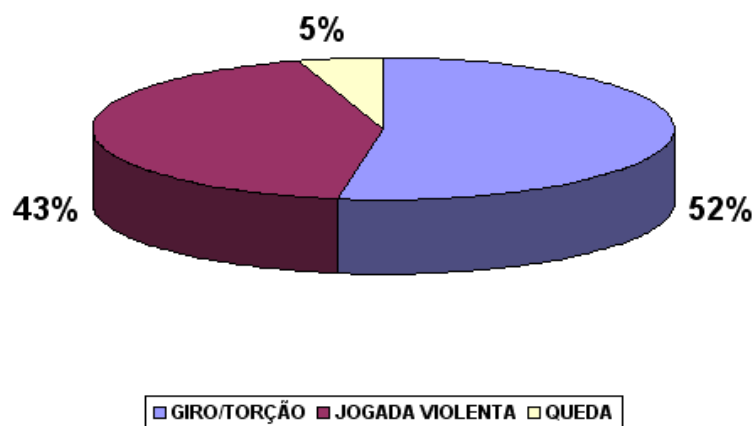


Figura 11 - Neste gráfico veremos os mecanismos causadores de lesões.

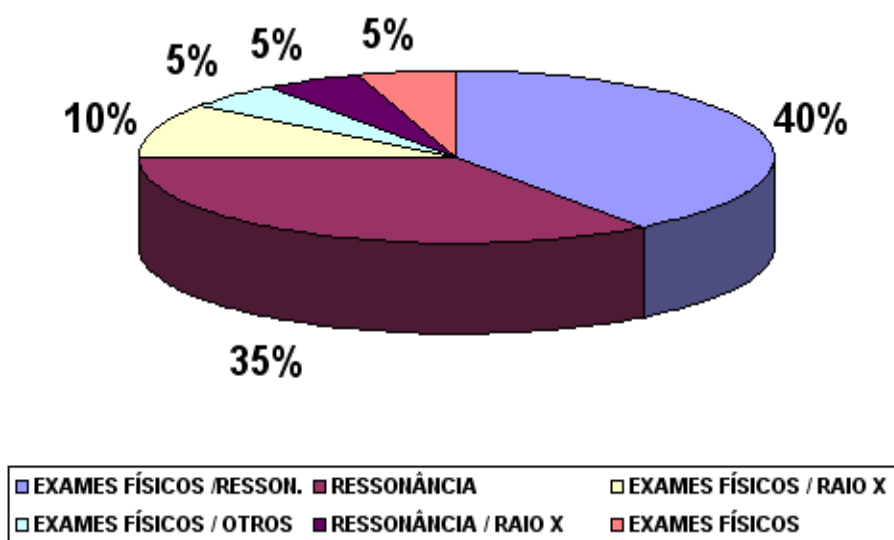


Figura 12 - Procedimentos que foram utilizados para definição do grau da lesão.

4.2 Conclusão do Capítulo

Apesar da técnica dos raios-X ser o exame mais utilizado, o de menor custo, o mais simples e mais rápido será utilizado, neste estudo, a ressonância magnética, pois neste caso a preocupação é mostrar o comportamento da estrutura do joelho com e sem a aplicação de carga, e tal avaliação só será possível pelo o exame de RM, pois mostrará os diferentes tipos de tecidos do joelho e suas variações.

5 DEFEITOS DA RM

O paciente, em questão, ao dar entrada na sala de ressonância não poderá portar nenhum tipo de material magnético ou qualquer instrumento que venha gerar artefatos no resultado do exame. Os artefatos são gerados através de interferência com o campo magnético. Assim, portadores de próteses, marcapasso ou quaisquer materiais elétricos não podem utilizar o método de diagnóstico por ressonância.

O objetivo deste capítulo é identificar os problemas relacionados à mecânica no que diz respeito ao modo como é realizado o exame. Será mostrado, agora, um dos problemas encontrados durante a realização do exame com o paciente em repouso, estando ele com um carregamento nulo ou próximo disto na região femopatelar.

5.1 Abordagem da Variação da Pressão na Superfície de Apoio

Para esta demonstração, a variação da pressão sofrida nos pés para situações reais e, também, para a situação da ressonância, onde o paciente encontra-se deitado. Será feito, ainda, uma avaliação das forças sobre os músculos no joelho em duas posições e para ângulos diferentes.

Em um primeiro estudo, será considerado uma pessoa deitada, em repouso e com sua distribuição de massa homogênea e constante ao longo de todo corpo, sendo esta a situação em que o paciente encontra-se no momento da ressonância magnética, temos:

Massa = constante;

A área de contato com a superfície:

Área (estimada) = 2400 cm²

Considerando a massa do indivíduo como 80 kg, estimamos então a pressão exercida pela superfície do corpo em contato com a maca da ressonância:

$$\text{Pressão} = F / A$$

Sendo assim, foi encontrada uma pressão de 0,033 kgf / cm² para uma pessoa deitada na maca da RM.

Ilustrando a situação de uma pessoa de pé, onde os pés estão totalmente apoiados no solo, em repouso com a massa distribuída de maneira uniforme em toda a superfície de contato.

$$\text{Área (estimada)} = 132 \text{ cm}^2$$

Considerando o mesmo indivíduo da situação anterior, teremos uma pressão de 0,606 kgf / cm².

A última situação terá o mesmo indivíduo com suas pernas flexionadas e com uma área de apoio reduzida, esta é uma situação crítica para o joelho devido ao aumento das tensões nos músculos e tendões, esta situação será abordada mais adiante.

$$\text{Área (estimada)} = 80 \text{ cm}^2$$

Sendo assim, a pressão correspondente a esta situação será de 1 kgf / cm².

Observando os resultados das situações anteriores, é fácil de verificar a ocorrência de uma grande variação da pressão. Comparando os resultados das situações onde o indivíduo está de pé, com toda a superfície do pé apoiada, com o resultado do indivíduo na maca, verifica-se que a pressão é, aproximadamente, vinte vezes maior e, a situação onde o indivíduo encontra-se com a superfície do pé parcialmente apoiada, a diferença aumenta em mais de 30 vezes em relação à posição de exame.

5.2 A Impossibilidade de Variação do Ângulo

Durante o exame de ressonância magnética, o ângulo do joelho na posição é travado entre 10 e 15°, como mostrado na figura 13.

Durante um agachamento, às forças compressivas chegam próximas a 8.000 Kgf com cargas elevadas (250 a 382,50 kg), sendo praticamente a mesma nos ângulos entre 60° a 130° de flexão de joelhos (NISSEL & EKHOLM, 1986), porém ainda não foi estudado um valor limite para as estruturas resistirem a forças compressivas. Deve-se lembrar, no entanto, que da mesma forma que a compressão excessiva pode ser lesiva para meniscos e cartilagens, elas tem um papel importante na estabilidade dos joelhos (NISSEL & ELKHOLM, 1986; MARKOLF et al, 1981; SHOEMAKER & MARKOLF, 1985; YACK et al, 1994) [12].



Figura 13– Ângulo de posição do joelho durante o exame.

Logo, concluí-se que em ângulos menores que 60°, os esforços na região femopatelar são pequenos e há pouco desgaste da articulação, para ângulos entre 60 e 130°, há grande esforço e desgaste, porém, em ambos os casos todos os

esforços contribuem para a estabilidade do joelho. A figura 14 ilustra, claramente, que com a alteração do ângulo do joelho, as forças existentes aumentam consideravelmente.

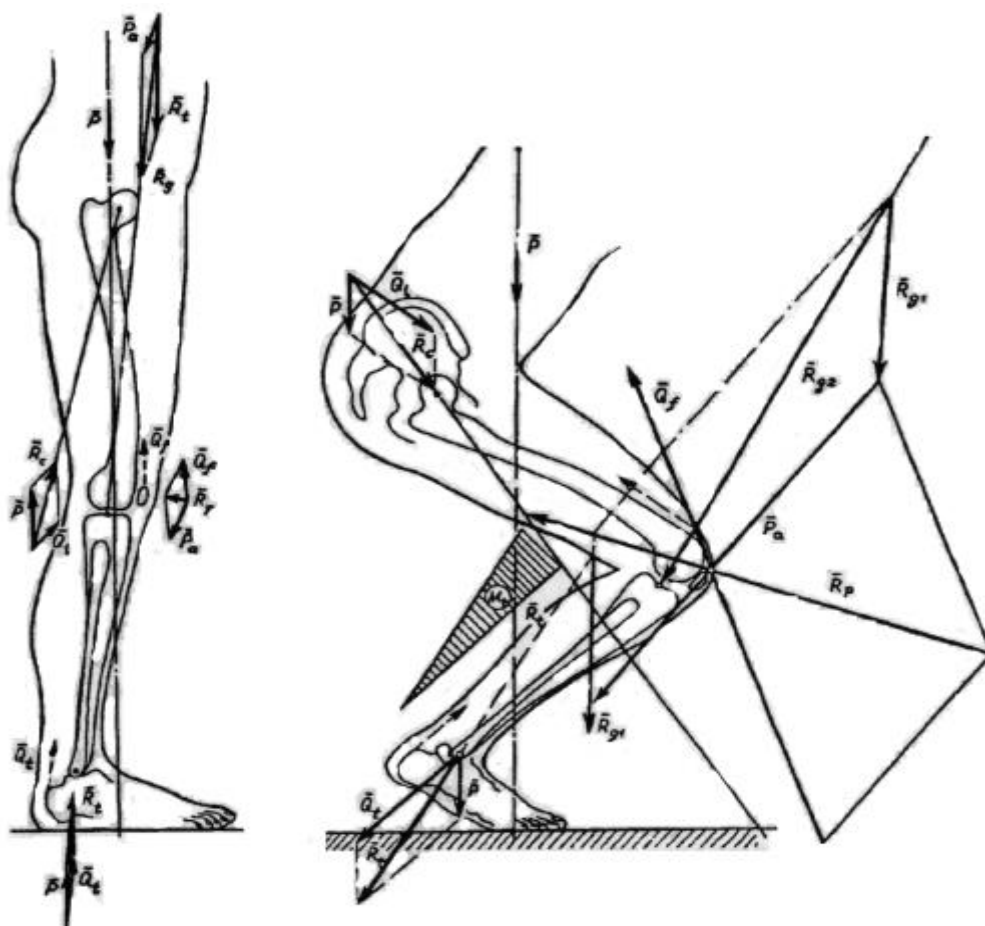


Figura 14– Na figura 14, pode-se observar que Q_p , R_i (resultante) e P_a , são vetores força que atuam diretamente sobre a patela, ao flexionar o joelho, como já foi abordado anteriormente, as forças apresentam grandes aumentos. O grupo de forças representados pelos vetores Q_t , R_c (resultante), e P (força peso), atuam na articulação do tornozelo e aumentam com a flexão do joelho, bem como o aumento da força normal(força de contato do chão com a ponta dos pés), que provoca um maior momento na articulação. O conjunto de vetores representados por R_c (resultante), Q_t e P , são vetores que atuam na articulação da anca do fêmur e a bacia, neste caso temos um pequeno aumento destes com o aumento do ângulo. Por fim, temos o conjunto de vetores representados por P_a , R_t e R_g (resultante), que atuam na articulação entre o fêmur e a tíbia.

5.3 Contração Isométrica e Isotônica

A relação entre a força muscular e seu comprimento durante uma contração determina o tipo de contração muscular. É chamada contração isométrica aquela em que o efeito da formação das pontes cruzadas implica no aumento da rigidez do músculo, atingindo um estado de equilíbrio estático; neste caso, o músculo não altera seu comprimento, ainda que as pontes cruzadas estejam ativas para suportar a carga aplicada. Modificações na carga levam ao aumento ou a diminuição da rigidez do músculo e a manutenção do comprimento. O outro tipo de contração, chamada isotônica, ocorre quando o músculo se encurta, ainda que sob a ação de uma carga. Tomando-se, como exemplo, a elevação de um peso, numa contração isométrica, este estaria sendo sustentado estaticamente, enquanto uma contração isotônica seria capaz de levantá-lo [6].

5.3.1 Relação Comprimento - Força Muscular

Quando o comprimento de um músculo se encontra próximo ao seu valor de repouso, também chamado comprimento ótimo, a maior quantidade possível de cabeças miosínicas pode formar pontes cruzadas com as moléculas de actina; esta situação corresponde ao maior grau de superposição entre os filamentos grosso e fino. Gordon et alli. (1966) mediu a faixa de comprimento onde a máxima tensão ocorria numa fibra isolada do músculo sartorius da rã: de 94% a 106% do comprimento ótimo (Figura 15 A).

Diminuindo gradativamente o comprimento do músculo para até um limite de 60 % do comprimento ótimo, a força caía a aproximadamente 80 % da força máxima - evento relacionado, provavelmente, ao encontro de filamentos finos opostos.

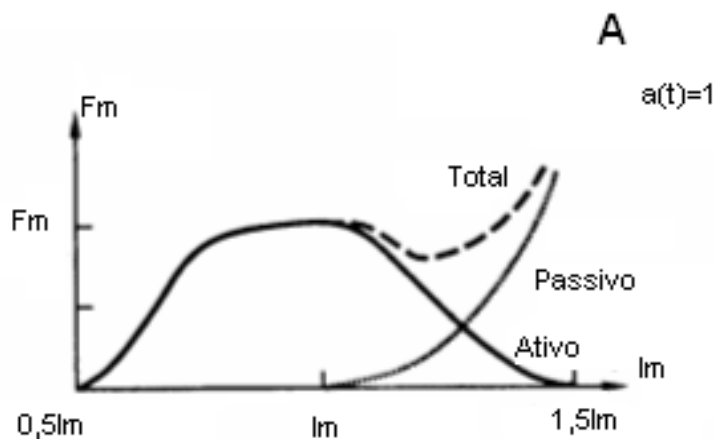
Encurtamentos mais pronunciados levavam à cessação da força muscular, com o provável choque dos filamentos grossos com as estruturas Z. Por outro lado, se o músculo era estirado acima do comprimento ótimo, a força muscular caía gradativamente até cerca de 130 % deste comprimento. Nesta condição, o sarcômero distendido diminui o número de pontes cruzadas ativas, até o limite ao

redor de 170 % do comprimento ótimo, onde a superposição entre filamentos grossos e finos já não ocorre.

Em músculos inteiros, e não apenas numa fibra isolada, alongamentos a partir do comprimento ótimo trazem consigo o aparecimento de uma força elástica passiva, exercida pelos elementos elásticos não contráteis do músculo: perimísio, endomísio, sarcolema, assim como por elementos da própria fibra muscular (Zajac, 1989).

Dependendo ainda da ativação, a força muscular fica reduzida a uma fração da força máxima, situação em que nem todas as fibras são recrutadas, ou a somação temporal não chegou ao máximo (Figura 15 B).

Em músculos do aparelho locomotor, a modulação da força é feita predominantemente pelo recrutamento até cerca de 70 % (50 % a 85 %, dependendo do músculo) da força máxima, valor a partir do qual as unidades motoras passam a disparar com maior frequência (Enoka, 1993) [6].



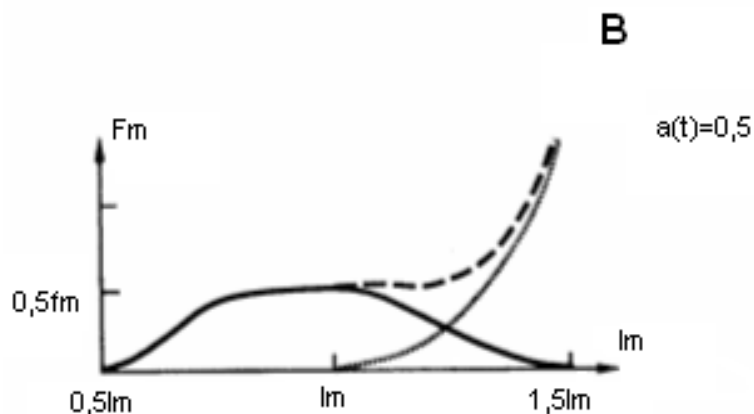


Figura 15 - Relação força-comprimento. A - Ativação máxima; B - Ativação parcial (Zajac, 1989).

5.3.2 Relação Velocidade - Força Muscular

Um músculo isolado sujeito a uma carga constante, por exemplo, suportando um peso, se for estimulado, inicialmente se encurtará, parando em seguida. Variando-se a carga, é possível relacioná-la com a velocidade de encurtamento, sendo obtida a curva velocidade - força muscular. Quando a velocidade de encurtamento é máxima, o músculo não está sujeito a nenhuma carga, isto é, a força muscular é nula. Se por outro lado o músculo não consegue se encurtar, ainda que seu comprimento seja ótimo, senão apenas suportar a carga, a velocidade é nula e a força assume o valor máximo (Figura 16). Forças maiores do que a máxima aplicadas ao músculo levam seu alongamento até um limite de aproximadamente 180 % da força máxima: aumentos subseqüentes de força levariam a alongamentos drásticos no músculo.

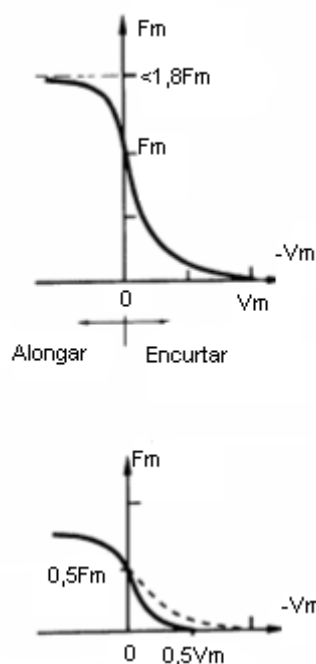


Figura 16 - Relação força-velocidade para ativações máxima e parcial. No eixo x está representada a velocidade de encurtamento, a velocidade do músculo com sinal oposto (Zajac, 1989).

5.4 O Modelo de Hill

Os modelos derivados da proposta inicialmente apresentada por A. V. Hill, em 1938, possuem características suficientemente simples e de fácil compreensão, e são capazes de modelar, satisfatoriamente, os principais fenômenos macroscópicos observados na contração muscular e que os tornaram os mais utilizados, até então, em estudos de dinâmica e controle de movimento. Na Figura 17, podem ser observados os componentes básicos deste modelo: um elemento contrátil (CE), no qual a força muscular é gerada a partir da energia química disponível; um elemento elástico em série (SEE), responsável pela resposta mecânica do músculo às alterações de comprimento rápidas. Se um músculo está sendo submetido a alongamentos não-desprezíveis, é comum a inclusão de um elemento elástico em paralelo (PE), atuando como uma mola passiva [6].

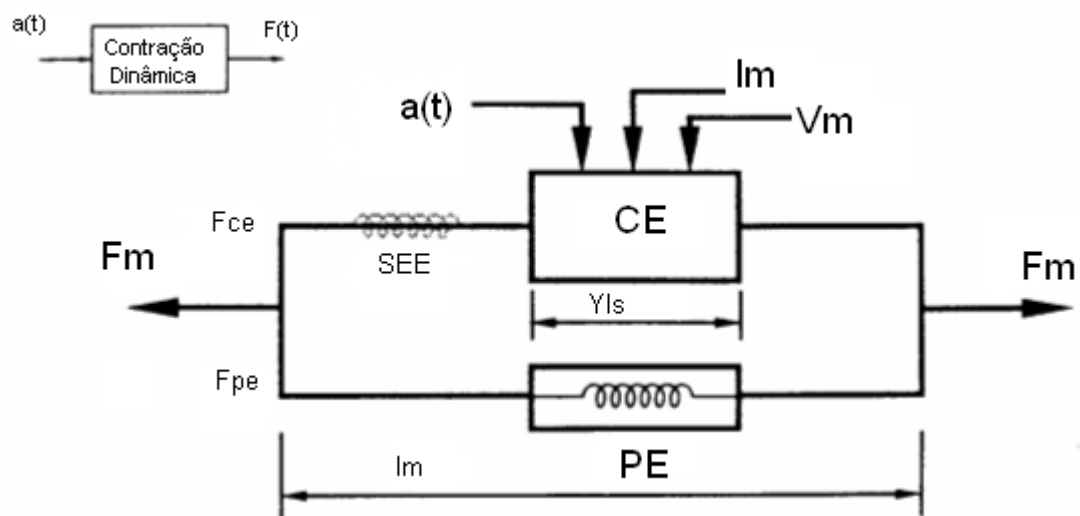


Figura 17 - Estrutura funcional do modelo de Hill mostrando o elemento contrátil (CE), o elemento elástico em paralelo (PE) e o elemento elástico em série (SEE) (Zajac, 1989)

A partir de medidas de força isotônica em músculos tetanizados, sabe-se que quando esta aumenta os músculos se contraem mais lentamente. Foi proposta, então, por Hill uma relação empírica hiperbólica que ajustava a dependência da velocidade máxima de contração (V) com a força muscular (F) (Figura 18)

$$(F+a)+(V+b)=\text{const.} \quad (4.1)$$

Tal que:

V é a velocidade inicial (máxima) de encurtamento;

F é a força muscular;

a e b são as constantes, sendo $b = a (V_m/F_m)$.

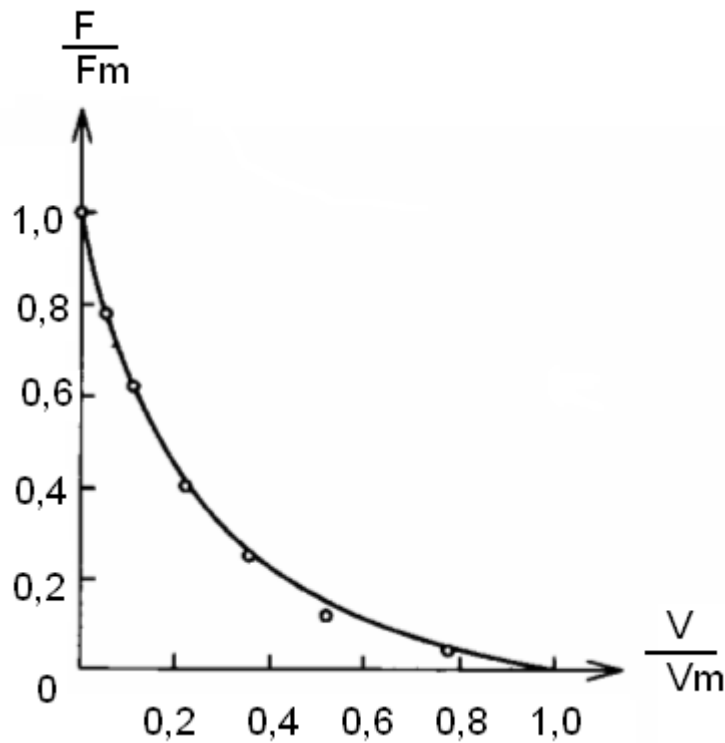


Figura 18 - Hipérbole de Hill. Os dados experimentais de contrações isotônicas do músculo *sartorius* de rã foram ajustados com a equação empírica $(V/V_m+0,25) (F/F_m+0,25) = 0,3123$; neste teste, $V_m=5,2$ cm/s e $F_m=65$ gf (Talbot e Gessner, 1973)

Hill obteve a relação, acima, através de medidas da potência muscular, que é a soma das energias mecânica e térmica durante a contração isotônica. Inicialmente, o calor liberado na contração isotônica (Q_{it}) foi considerado como a soma do calor liberado durante a contração isométrica (Q_{im}) e do calor liberado devido ao encurtamento (Q_e):

$$Q_{it} = Q_e + Q_{im} \quad (4.2)$$

Hill constatou que Q_e era proporcional apenas à distância encurtada, ou que sua variação temporal era proporcional a V . No entanto, Q_{it} , o calor total, diminuía com o aumento da força. A potência total no músculo, soma da potência mecânica (fv) e do calor extra dissipado por ação da viscosidade no encurtamento (Q_e), pode ser expressa como:

$$\dot{W} = fv + \dot{Q}_e = fv + av = b(f_m - f) \quad (4.3)$$

Tal que f_m é a força muscular máxima (ou seja, para $v = 0$). Somando $ab + bf$ nos dois lados da equação acima:

$$(f + a)(v + b) = b(a + f_m) \quad (4.4)$$

Mas Hill percebeu, posteriormente que “a” dependia de f (Hill, 1964).

$$a(f) = 0.16f_m + 0.18f \quad (4.5)$$

Apesar das equações 4.4 e 4.5 descreverem com maior precisão a relação força-velocidade, a equação original de Hill 4.1 continua sendo empregada com suficiente credibilidade para muitos músculos. Wilkie (1950) notou que hipérboles geometricamente semelhantes eram obtidas para vários músculos, mostrando que a variação da velocidade com a força ocorria de maneira até certo ponto invariante. Normalizando a eq. 4.1 pela força máxima (f_m) e pela velocidade máxima de contração sem carga (v_m), vem:

$$\left(\frac{f}{f_m} + \frac{1}{4}\right)\left(\frac{v}{v_m} + \frac{1}{4}\right) = \frac{5}{16} \quad (4.6)$$

Uma vez que para muitos músculos vale a relação:

$$\frac{a}{f_m} = \frac{b}{v_m} \cong \frac{1}{4} \quad (4.7)$$

Abott e Wilkie (1953) mostraram que a equação de Hill normalizada, eq. 4.7 se aplica para músculos que se encontram em diversos estados de alongamento ou contração, e não apenas no comprimento ótimo. Assim, a força do elemento contrátil é completamente definida, para uma estimulação tetânica, se a curva força-comprimento é levada em conta, além da curva força-velocidade. A força muscular é, então, uma função de duas variáveis, uma relação força-comprimento-velocidade (figura 19).

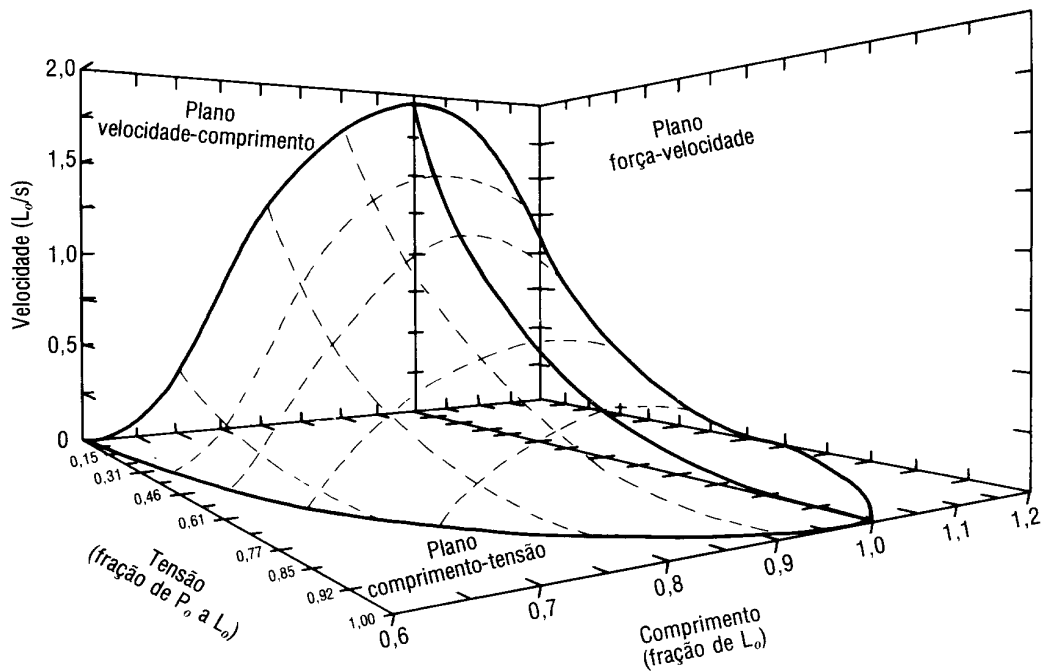


Figura 19 - Relação força-comprimento-velocidade para músculo interno reto de rato (Zierler, 1978).

Este modelo básico possui alguns pequenos desvios, dependendo das condições específicas de operação. Músculos que se contraem a partir de um comprimento inicial elevado encurtam-se mais lentamente do que aqueles que estavam inicialmente menos estendidos. A duração da estimulação, se longa, diminui a velocidade de contração, processo ligado, provavelmente, ao metabolismo energético (Zierler, 1978).

A partir das relações expostas acima, já é possível calcular a potência muscular. Sendo a taxa de calor gerado no encurtamento (\dot{Q}_e) proporcional à velocidade de encurtamento:

$$\dot{Q}_{it} = \dot{Q}_{im} + (0.16f_m + 0.18f)v \quad (4.8)$$

Incluindo o termo fv da potência mecânica e considerando $a = 0,25$, a potência muscular total, entendida como a soma da taxa de produção de calor e da potência mecânica durante a contração isotônica, fica:

$$\dot{W} = \dot{Q}_{im} + 0.25f_m v + fv \quad (4.9)$$

E utilizando a relação determinada por Hill para o calor isométrico,

$$\dot{Q}_{im} \approx \frac{f_m v_m}{16} \quad (4.10)$$

Tem-se que uma expressão para a potência muscular seria:

$$\dot{W} = \frac{f_m v_m}{16} \left[1 + 4 \frac{v}{v_m} + 16 \frac{f}{f_m} \frac{v}{v_m} \right] \quad (4.11)$$

Que, a partir da equação 4.6 da hipérbole normalizada de Hill (Talbot e Gessner, 1973), pode ser expressa em função apenas da velocidade de encurtamento ou da força muscular:

$$\dot{W} = \frac{f_m v_m}{16} \left[\frac{1 + 24 \frac{v}{v_m}}{1 + 4 \frac{v}{v_m}} \right] \quad (4.12)$$

$$\dot{W} = \frac{f_m v_m}{16} \left[1 + \left(1 + \frac{4f}{f_m} \right) \left(\frac{75f_m - 20f}{16f_m + 64f} \right) \right] \quad (4.13)$$

A equação de Hill normalizada (4.6) é a base para a determinação da curva velocidade-força muscular. As equações 4.11 e 4.12, por sua vez, podem fornecer importantes dados sobre consumo de energia muscular e o comportamento das forças para um estudo mais específico. Em sistemas de estimulação elétrica neuro-muscular, poderão ser úteis no estabelecimento de estratégias de controle.

5.5 Estrutura Muscular na Articulação

A seguir, serão apresentados os músculos e ligamentos no movimento do joelho. De acordo com o mostrado na Figura 20, podemos observar a quantidade de músculos diretamente ligados ao joelho, bem como os ligamentos que são responsáveis por manter a integridade da articulação.

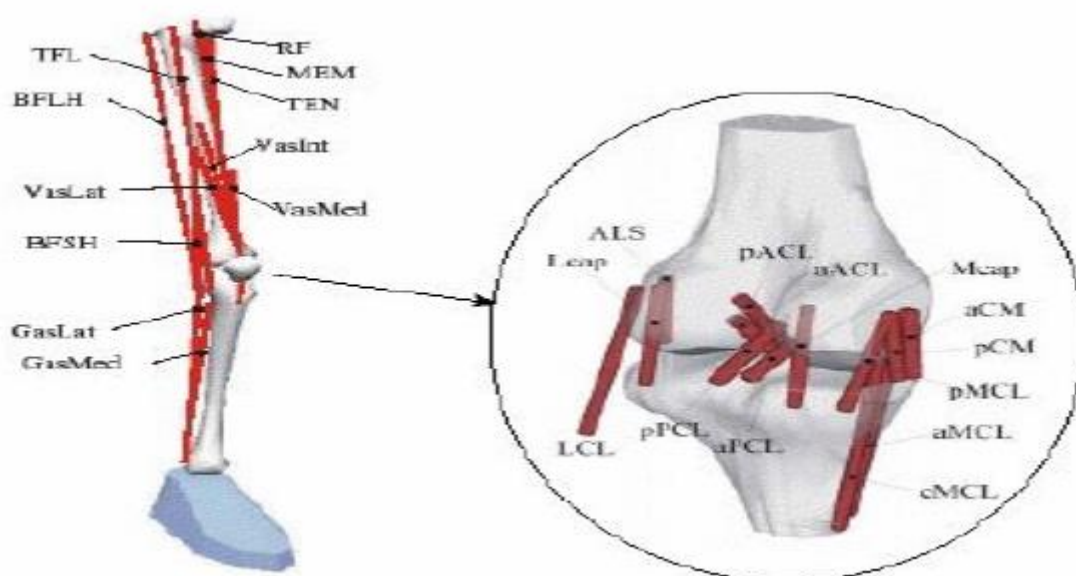


Figura 20 - Demonstrativa dos músculos, ligamentos e suas disposições.

5.5.1 Os Músculos da Articulação

Doze músculos atuam na articulação do joelho e são classificados em três grupos:

- Jarrete;
- Quadríceps da coxa e;
- Músculos não-classificados.

5.5.1.1 Jarrete

O grupo do jarrete inclui os músculos semitendíneo, semimembranáceo e bíceps da coxa (cabeça longa e curta). Todos, exceto a cabeça curta do bíceps, atuam como

extensores do quadril. Como os músculos do jarrete demonstram uma linha de tração posterior ao eixo de rotação do joelho, eles servem como flexores do joelho.

Além de fletir o joelho, os músculos semimembráceo e semitendíneo giram medialmente a tibia quando o joelho está parcialmente fletido. Na condição de sustentação de peso, esses músculos tendem a girar lateralmente o fêmur sobre a tibia. Esses movimentos são relativamente equivalentes.

5.5.1.2 O Quadríceps da Coxa

O quadríceps da coxa é constituído pelos músculos reto da coxa e três vastos (vasto lateral, medial e intermédio). Apenas o reto da coxa atua em mais de uma articulação. Contudo, todos os membros causam, inequivocadamente, uma extensão potente do joelho e, também, devido a sua inserção medial, tendem a causar rotação medial da tibia.

O comportamento elétrico do vasto medial está relacionado à diminuição da magnitude do braço de momento do quadríceps para a extensão do joelho durante os 15º finais de movimento. Os aumentos na atividade do vasto medial, no final da extensão do joelho, foram relacionados ao seu papel como estabilizador da patela contra uma luxação lateral. Em geral, ainda é relativamente seguro afirmar que todos os músculos do quadríceps são mais ou menos simultaneamente ativos durante a extensão do joelho e, proporcionalmente, ativos durante elevações e reduções na tensão da extensão.

5.5.1.3 O Grupo de Músculos não Classificados

O grupo de músculos não-classificados da articulação do joelho inclui o sartório, o grácil, o poplíteo, o gastrocnêmico e o plantar. Os dois últimos atuam, predominantemente, na articulação do tornozelo, embora passem atrás da articulação do joelho e possuam alguma capacidade de flexão.

O músculo grácil, considerado parte da massa muscular referida como adutores do quadril, no entanto, ao atravessar a articulação do joelho, ele tende a causar um torque associado à rotação medial da tíbia, bem como a flexão do joelho.

O sartório, que é o músculo mais longo do corpo, também se associa à rotação medial da tíbia e atua no quadril como flexor.

O poplíteo é um músculo profundo e pequeno situado atrás da articulação do joelho. A orientação de suas fibras o torna um rotador medial da tíbia. Geralmente, se observa atividade do músculo no início da flexão do joelho, além de ajudar a estabilizar o membro inferior sustentador do peso quando está numa posição com o joelho fletido, auxiliando o ligamento cruzado posterior a restringir esse movimento indesejável.



Figura 21 – Localização dos principais músculos relacionados ao joelho [10]

5.5.2 Ligamentos

Ligamento Cruzado Anterior responsável pela estabilidade do joelho, não permitindo o movimento para frente.

Ligamento Cruzado Posterior responsável pela estabilidade do joelho, não permitindo o movimento para trás, mais ligamentos colaterais, localizados nas laterais do joelho, responsáveis pela estabilidade lateral e medial da articulação.

Os ligamentos têm como principal função limitar os movimentos das articulações em direções indesejáveis, a fim de que não ocorram lesões (danificações nas mesmas). A cápsula fibrosa do joelho é suplementada e reforçada por cinco ligamentos intrínsecos:

- Ligamento Patelar
- Ligamento Colateral Fibular
- Ligamento Colateral Tibial
- Ligamento Poplíteo Oblíquo
- Ligamento Poplíteo Arqueado

Estes são, freqüentemente, denominados ligamentos externos, para diferenciá-los dos ligamentos internos e ligamentos cruzados, que se encontram dentro da cápsula fibrosa.

5.5.2.1 Ligamento Patelar

É a continuação do tendão do músculo quadríceps da coxa distal à patela. É extremamente forte e contínuo com a cápsula fibrosa da articulação do joelho e é palpado com maior facilidade quando a perna esta estendida. Resiste à tendência da face tibial superior de deslocar-se para frente com referência ao fêmur durante alguns tipos de movimento.

5.5.2.2 Ligamento Colateral Fibular (Lateral) e Ligamento Colateral Tibial (Medial)

Esse ligamento tem mais importância que o ligamento colateral fibular (lateral) no que diz respeito à estabilidade do joelho.

O ligamento colateral medial é composto de uma parte superficial; o ligamento colateral tibial, e uma parte profunda, “o ligamento capsular medial”. Estas estruturas são importantes no controle da angulação vara (voltado medialmente) e valga (voltada lateralmente), rotação tibial e deslocamento tibial antero-posterior. Esses

ligamentos são firmemente fixados ao menisco medial e a cápsula fibrosa da articulação do joelho.

Os ligamentos colaterais tibial e fibular normalmente impedem a ruptura das faces laterais da articulação. São firmemente estirados quando a perna é estendida impedindo a rotação da tíbia lateralmente ou do fêmur medialmente. Durante a flexão da perna, eles se aproximam, permitindo alguma rotação da tíbia sobre o fêmur.

Ligamento colateral medial possui duas porções: superficial e profunda. Estabiliza a joelho nos estresses em valgo.

Ligamento colateral lateral ou fibular colateral. É o principal estabilizador ao estresse em varo. Faz parte do complexo ou canto posterolateral e resiste à rotação externa.

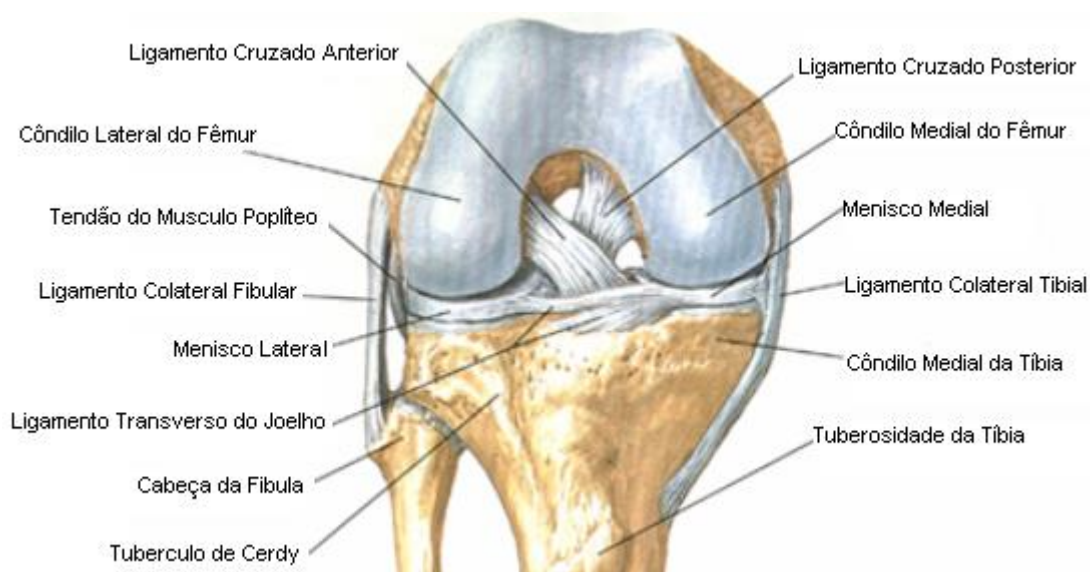


Figura 22– Ligamentos da articulação do joelho

5.5.2.3 Ligamento Poplíteo Oblíquo e Ligamento Poplíteo Arqueado

Eles reforçam a parte de traz do joelho. Ajudam a resistir qualquer tendência para a articulação se mover além de seu limite de extensão (hiperextensão). Além

disso, a direção de suas fibras sugere que eles limitem o movimento rotatório.

5.5.2.4 Ligamentos Cruzados

O mais fraco ligamento é o cruzado anterior, que impede o deslocamento posterior do fêmur sobre a tíbia e a hiperextensão da articulação, além de conter a tíbia que é tracionada à frente, quando a articulação é fletida em ângulo reto.

O ligamento cruzado posterior, que é estirado durante a flexão da articulação do joelho, impede a luxação anterior do fêmur sobre a tíbia ou a luxação posterior da tíbia. Também, ajuda a evitar a hiperflexão da articulação do joelho.

Estes ligamentos, muito fortes, situam-se no interior da cápsula articular, unindo o fêmur e a tíbia. Localizam-se entre os côndilos medial e lateral, separados da cavidade articular pela membrana sinovial.

São faixas arredondadas que se cruzam obliquamente como um X, e se denominam anterior e posterior de acordo com seu local de fixação na tíbia. Estes ligamentos são essenciais para a estabilidade ântero-posterior da articulação do joelho, principalmente quando é fletido.

Ligamento cruzado anterior. É responsável pela limitação da translação anterior e rotação da tíbia em relação ao fêmur.

Ligamento cruzado posterior. Evita a subluxação posterior da tíbia em relação ao fêmur.

5.6 Movimentos de Rotação e Translação

No joelho existem movimentos de escorregamento do fêmur sobre os meniscos, tornando o movimento ainda mais complexo. Nas figuras 23 e 24 estão identificadas as próteses de 1 e 4 eixos, que nos dão uma boa visualização dos movimentos relativos entre as superfícies de um joelho.



Figura 23 - Próteses de um Eixo



Figura 24 - Próteses de 4 eixos

Podemos observar a diferença dos movimentos proporcionados por prótese, e concluímos que o movimento da prótese de 4 eixos é o que mais se aproxima do movimento real no joelho, já que proporciona o deslizamento entre as superfícies, enquanto na prótese de 1 eixo, ocorre apenas o movimento de rotação em torno do eixo.

5.7 Conclusão do Capítulo

O método atual de exame do joelho a ressonância magnética não está adequado com a pesquisa biomecânica, pois como pode ser observado neste capítulo, a pressão no joelho em movimento é, no mínimo, 30 vezes superior comparada àquela na maca de ressonância, assim como os ângulos são os mais variados possíveis proporcionando variação cíclica, com baixas ou altas taxas de variação das forças.

Com relação ao método de Hill, pode-se ter uma noção dos gastos de energia envolvidos na geração dos movimentos, e como varia a força com a velocidade muscular.

Pode-se verificar, também, a complexidade do joelho quando foram citados e mostrado a quantidade de músculos, ligamentos e outras estruturas que o compõe e a sua complexibilidade, bem como o movimento existente.

6 PROPOSTA PARA A SOLUÇÃO MECÂNICA

Propõe-se, então, um sistema que simule a compressão exercida sobre o joelho com um carregamento estático com valor equivalente ao peso do paciente. Isto seria possível ao variar o carregamento e o ângulo da articulação, que seria o ideal para simular as atividades cotidianas como: subir uma escada, pular, correr, um agachamento, e outras situações onde o joelho é severamente solicitado.

Situações como correr e pular necessitariam de um equipamento com software que captassem imagens dinâmicas; para esta situação, a escolha seria por um simulador de carga com características elásticas, desta forma, com o movimento, haveria acréscimo ou decréscimo dos esforços no joelho do paciente de acordo com a variação do comprimento da cinta elástica. A impossibilidade de realização de um exame deste tipo é devido ao fato de não haver um equipamento de RM que capta imagens dinâmicas aqui no estado do Espírito Santo →→Figura 25, o que nos levou a pensar em outra solução para o caso.



Figura 25 - Equipamento utilizado na ressonância magnética.

Como a única possibilidade é de simular um carregamento com um ângulo entre 10° e 15° (ângulo da bobina de captação de imagem) na articulação femopatelar, e a impossibilidade descrita no parágrafo anterior, pensamos então em um equipamento que atendesse a esta situação.

Na Figura 26, observamos a força F , em direção perpendicular ao solo, simulando a força peso, desta maneira, procuramos desenvolver um aparato que nos permitisse simular a mesma direção. A solução foi um conjunto de cintas com baixa elasticidade e boa resistência mecânica à tração, com dispositivo de travas. O equipamento não possui componentes ferromagnéticos e medidores de força eletroeletrônicos.

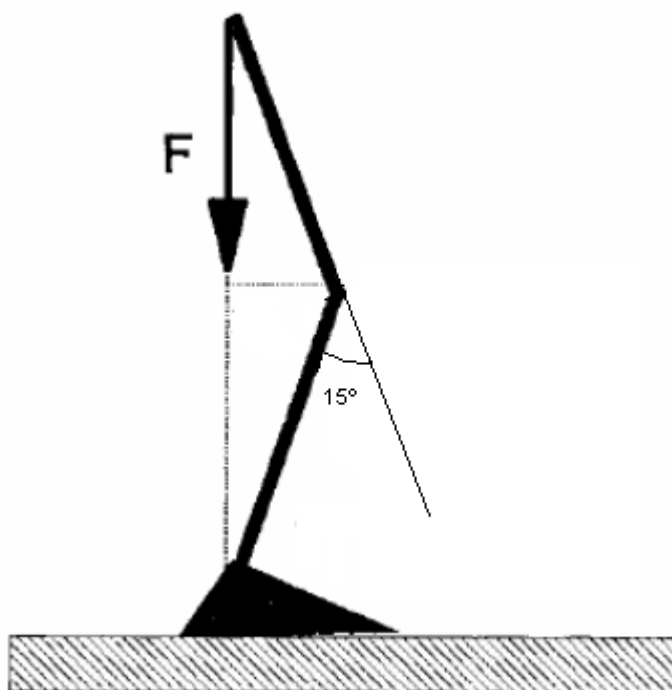


Figura 26 - Descrição da cinta e figura ilustrativa

A seguir, podemos observar a figura 27 com o voluntário utilizando o equipamento no momento anterior à ressonância.



Figura 27 – Paciente utilizando a cinta ao dar entrada na sala de exame.

6.1 O Equipamento de Carga

O equipamento é composto por três cintas dispostas do seguinte modo: a primeira cinta é responsável pelo carregamento do joelho, tencionando o sistema; a segunda é responsável pela ligação da cinta inferior, a primeira, com a superior, a terceira; e a terceira cinta será responsável por limitar o movimento, que será ajustada conforme o tamanho do paciente.



Figura 28 – Montagem do conjunto de cintas.

6.2 Modificações Realizadas

Foram necessárias algumas adaptações para que as cintas pudessem ser utilizadas no equipamento de ressonância magnética, pois havia alguns componentes ferromagnéticos, tais como mola e eixo. Estes foram confeccionados em bronze, e as molas foram retiradas, de maneira que não alterasse a funcionalidade do equipamento.

7 O QUE SIGNIFICA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Ressonância Magnética (RM) é uma ferramenta médica moderna e precisa disponível aos médicos para a imagem seccional do interior do corpo. Esta "visão magnética" fornece aos médicos uma quantidade de informações detalhadas sobre a localização, tamanho e composição do tecido corporal a ser examinado. Este conhecimento pode ser decisivo no estabelecimento de um diagnóstico rápido e preciso.

A RM é um método de investigar o corpo tão complicado quanto parece. A RM não usa raios-X. De fato, como o nome indica, o procedimento é baseado nas propriedades magnéticas dos átomos que constituem todas as substâncias incluindo o corpo humano. Em um campo magnético forte, como o produzido pelo scanner da RM, sinais elétricos são emitidos pelo núcleo atômico do tecido corporal. Esses sinais são interceptados por uma antena circular ao redor do paciente. A intensidade do sinal varia de acordo com o tipo de tecido. Um computador designa os sinais aos pontos correspondentes das áreas corporais em exame e transforma-as em imagem na tela.

7.1 Preparação para o exame

Não é necessário remover as roupas, como é o caso em muitos exames de raio-X, porém, os pacientes são solicitados a retirar todos os objetos que possam interferir no processo de imagem, principalmente aqueles contendo metal. Isto inclui não somente brincos, broches, colares, relógios de pulso, mas também canetas esferográficas e chaves. Os pacientes devem também retirar placas dentárias removíveis e informar o médico se houver qualquer implante metálico ou objeto estranho, incluindo:

- Marca-passo,
- Válvula cardíaca artificial,
- Prótese vascular ,

- Membro artificial,
- Unha ou placa metálica,
- Estilhaço ou tala de metal,
- Dispositivo intra-uterino (para contracepção),
- O médico deve ser informado se você está grávida.

Para o exame, os pacientes são conduzidos a um recosto almofadado no centro do scanner da RM. É importante que o paciente sinta-se confortável para o início e permaneça calmo e quieto o quanto possível durante o exame, já que qualquer movimento físico pode interferir com a precisão das medidas ou alterar os resultados dos testes.

7.2 Segurança durante o exame

Uma vez que a ressonância magnética não envolve o uso de raios-X, não é necessário tomar as mesmas medidas de precaução para exames de raios-X. Pelo conhecimento científico atual, a força do campo magnético necessária para obter resultados precisos (até 2 Tesla = 20.000 vezes o campo magnético da Terra), não possui efeito prejudicial.

Nos últimos anos, milhões de exames foram realizados sem quaisquer efeitos colaterais conhecidos - durante ou após o exame. Os exames de RM geralmente não podem ser realizados em pacientes com marca-passo cardíaco.

7.3 O que acontece durante o exame

Durante o exame o paciente deita-se no centro de uma abertura tipo túnel do scanner da RM, o que não é perigoso nem doloroso. Porém, se o paciente não gosta da sensação de se sentir preso ou sofre de claustrofobia, tomar um sedativo leve, com consulta do médico, pode ajudar.

Cada imagem da RM leva de 5 a 15 minutos para ser obtida. Durante o exame, o paciente ouvirá um som de batida leve. Não há com que se preocupar. Esse é o funcionamento normal do scanner da RM.

Quando é necessário obter várias imagens, o recosto irá mover-se automaticamente à posição apropriada. O paciente deve continuar o mais tranqüilo possível.

Dependendo do tipo do exame, o tempo total do procedimento pode ser de até 60 minutos.

8 PARÂMETROS QUE AFETAM O ASPECTO DAS IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A seguir será abordado os parâmetros envolvidos para a obtenção das imagens, dos diferentes planos em que são mostradas as imagens e, por fim, os resultados obtidos nos experimentos com e sem o equipamento de carga.

8.1 Parâmetros que Afetam o Aspecto das Imagens Obtidas Através de Ressonância Magnética

O aspecto de uma imagem produzida através de RM é determinado através de muitos parâmetros. Em geral, estes parâmetros podem ser divididos em: (1) aqueles que possuem um valor fixo determinado pela física da RM, e (2) aqueles que podem ser modificados pelo usuário para alterar o aspecto da imagem.

O objetivo de qualquer estudo de RM é gerar imagens da anatomia tecidual nas quais a razão contraste-ruído (RCR) é suficiente para permitir identificação do processo patológico. Isto é realizado variando-se os parâmetros definidos pelo usuário para enfatizar diferenças nos valores de parâmetros intrínsecos e para enfatizar diferenças na intensidade do sinal entre voxels contendo tecidos normais e patológicos.

8.1.1 Parâmetros Intrínsecos

Os parâmetros intrínsecos são tecidos-dependentes e não estão sob controle do operador. Como exemplos de parâmetros intrínsecos estão a densidade da água e a gordura no tecido, fluxo sanguíneo e as velocidades de relaxamento dos momentos magnéticos de volta ao equilíbrio após perturbação. Alguns parâmetros intrínsecos são invariáveis entre todos os tecidos (por exemplo, a intensidade do campo magnético).

O acúmulo de líquido de edema em torno de um tumor é uma patologia comum. O edema tem maior proporção de água que o tecido normal circundante e, portanto, maior densidade de prótons por unidade de volume. Este aumento da densidade de prótons por unidade de volume pode ser observado utilizando-se métodos de estudo por RM. Tipicamente, imagens por RM ponderadas em densidade protônica são obtidas utilizando-se os menores TE e tempo de repetição (TR) possíveis que permitem relaxamento T1 completo de todos os momentos magnéticos de volta ao equilíbrio.

8.1.1.1 Tempos de Relaxamento

Após ser excitado, o sinal de RM não pode ser detectado para sempre. Sofre decaimento em virtude de dois tipos diferentes de processos de relaxamento: (1) o retorno do momento magnético de volume ao equilíbrio térmico, e (2) a perda de coerência da fase na magnetização final em virtude de interações com outros momentos magnéticos no tecido.

A velocidade com que estes processos retornam à magnetização final ao equilíbrio é fundamental, porque a experiência com RM deve ser repetida para cada etapa de codificação de fase, e o grau de magnetização disponível para o estudo depende da forma como muitos dos momentos magnéticos são realinhados com o campo magnético principal.

8.1.1.2 Tempos de Relaxamento T2 e T2*

Após excitação, o sinal de RM presente no plano X,Y decai exponencialmente, até zero, com o tempo. O tempo necessário para o desaparecimento irreversível de 63% do sinal é denominado tempo de relaxamento T2 ou tempo de relaxamento spin-spin ou transversal. Este decaimento é causado pelos muitos processos que produzem uma perda de coerência da fase no sinal de RM. Após o pulso de RF, todos os momentos magnéticos inicialmente processam com fases idênticas (a precessão é o alinhamento dos momentos magnéticos em torno do campo principal). Entretanto,

variações na intensidade efetiva do campo magnético fazem com que os momentos magnéticos processem em diferentes frequências por curtos períodos de tempo.

8.1.1.3 Tempo de Relaxamento T1

O tempo de relaxamento T1 (isto é, spin-lattice ou tempo de relaxamento longitudinal) é o tempo necessário para restabelecer 63% da população de equilíbrio de momentos magnéticos B_0 após o pulso de excitação. O relaxamento T1 é um processo exponencial.

O tempo de relaxamento T1, para qualquer material, varia em função da intensidade do campo magnético, pois ocorrem mais variações na intensidade do campo magnético efetivo local em menores frequências. O tempo de relaxamento T1 é sempre maior ou igual ao tempo de relaxamento T2.

8.1.2 Parâmetros Extrínsecos

Muitos tipos de parâmetros controlados pelo operador podem alterar o aspecto da imagem. Estes incluem eventos de determinação do tempo, como TR, TE e, em estudos de inversão-recuperação, o tempo de inversão do spin. Outros parâmetros que afetam o aspecto da imagem são espessura do corte, resolução digital e CDV. O aspecto da imagem, também, pode ser modificado aplicando-se mais de um pulso de RF antes da coleta de dados.

8.1.2.1 TR e TE

Tipicamente, são necessárias 128 ou 256 etapas de codificação em uma aquisição de RM. O TR é o tempo entre etapas consecutivas de codificação de fase, e o TE é o tempo entre o pulso de RF perturbador inicial e o centro do período de aquisição. O TR geralmente é maior que o TE, exceto para algumas seqüências rápidas como aquisição rápida estágio estacionário após contraste e imagem rápida com precessão estágio estacionário.

8.1.3 Manipulação dos Parâmetros Extrínsecos para Variar o Contraste da Imagem

8.1.3.1 Imagem de Ressonância Magnética Ponderada em T1 e TR

Todas as imagens geradas por RM são ponderadas em T1 em algum grau, os tempos de relaxamento T1 para água e gordura no corpo variam de 100 a 2.000 ms. A fonte primária de atenuação do sinal em uma imagem spin-eco é a saturação progressiva do momento magnético pelos pulsos de seleção do corte repetitivos. O sinal da gordura é brilhante, enquanto as intensidades de sinal do músculo e líquido em um cisto do menisco são menores.

8.1.3.2 Ponderação em densidade Protônica

As imagens onde o contraste é governado pela concentração relativa de água no tecido podem ser geradas utilizando-se TR's longos ($TR > 20$ ms). Estas imagens são denominadas imagens ponderadas em densidade protônicas. As imagens ponderadas em densidade protônica fornecem mais detalhes anatômicos, porque são usadas para visualizar estruturas finas. Estas são obtidas e são úteis para interpretação de áreas de sinal de intensidade elevada observada na imagem ponderada em T2 na qual os detalhes anatômicos estão encobertos.

8.1.3.3 Ponderação em T2 e TE

O líquido e o edema podem ser enfatizados em imagens produzidas por RM utilizando-se longos tempos de TE, porque possuem maiores tempos de relaxamento T2 que os tecidos normais. Com TEs longos, o decaimento do sinal exponencial devido ao relaxamento T2 atenua o sinal de líquido e edema mais lentamente que o sinal da gordura, músculo ou tecidos conjuntivos normais. Portanto, o líquido e o edema apresentam-se brilhantes em imagens por RM ponderadas em T2 obtidas utilizando-se longos tempos TE e longos tempos TR. A seguir, será exposto um quadro com um breve resumo da interpretação de RM.

Resumo da interpretação de IRM.

Definições	
Tempos de relaxamento	Comportamento característico da magnetização tecidual (propriedades dos tecidos)
T1	Tempo característico necessário para que os prótons se tornem inicialmente alinhados com o campo magnético estático (ou se realinhem após excitações repetidas)
T2	Tempo característico necessário para que os prótons saiam de fase uns em relação aos outros após excitação por radiofrequência (RF)
TR	O tempo entre as excitações sucessivas de RF no tecido (um TR curto seleciona prótons com T1 curto)
TE	Seqüência em spin-eco; tempo no qual o sinal de RF tecidual (spin-eco) é recebido (um TE longo seleciona prótons com T2 longo)
TI	Seqüência de inversão-recuperação; o tempo consumido até que a magnetização do tecido em recuperação seja defletido para recepção (tecido cuja magnetização passa pelo zero no tempo TI produz intensidade zero)
Efeitos sobre a Imagem	
T1	Um T1 curto possibilita uma remagnetização rápida, de modo que a intensidade do sinal é grande (a gordura tem T1 muito curto) e o tecido aparece brilhante; o tecido com T1 longo (como o líquido) não se magnetiza plenamente entre as excitações e apresenta um aspecto escuro na imagem; a inversão-recuperação com TI semelhante ao T1 de um tecido resulta em sinal nulo para este tecido (a gordura pode ser zerada pelo emprego de um TI curto)

T2	Um T2 curto faz com que os prótons em precessão saiam rapidamente de fase levando à perda do sinal; tecidos com T2 curto (como o músculo) têm aspecto escuro nas imagens obtidas em TE longo; tecidos com T2 longo (como líquido ou tumor) mantêm sua coerência de fase por mais tempo do que outros tecidos e apresentam um aspecto brilhante nas imagens obtidas com um TE longo; uma técnica ponderada em T2 utiliza um TR e um TE longos.
----	---

Aspecto do tecido em seqüência de IRM

Tecido	Tempo de relaxamento	Spin-eco	
		Ponderação T1 TE e TR curtos	Ponderação T2
Tumor / líquido	T1 e T2 longos	Escuro	Claro
Músculo	T1 longo e T2 curto	Escuro	Escuro
Gordura	T1 curto e T2 longo	Claro	Menos claro

Para finalizar nossa análise acerca dos parâmetros, podemos dizer que em uma seqüência DP, teremos valores curtos para TR e também para TE, ou seja, teremos T1 longo e T2 curto, assim, não teremos seqüência ponderada em T1, como também não teremos ponderada em T2, esta seqüência nos dará cor escura para líquidos e gorduras, então poderemos diferenciar os músculos que terão cor brilhante, podendo então diagnosticar problemas musculares.

Para valores curtos de TR e TE, teremos seqüência ponderada em T1, desta forma as gorduras aparecerão com cor brilhante e os músculos e líquidos aparecerão em cor escura, sendo uma ótima maneira de analisar o quão intacta se encontra o tecido infrapatelar ou gordura de Hoffa encontrada na região femopatelar.

Para valores longos de TR e TE, teremos uma seqüência ponderada em T2, desta forma as gorduras e músculos se encontrarão em cor escura, mas os líquidos estarão em cor brilhante; assim, poderemos diagnosticar a presença de água e edemas na região patelofemoral. Lembrando ainda que a gordura neste caso tem a função de lubrificantes para as superfícies das cartilagens dos ossos, a presença de água ou edemas prejudicam a lubrificação na região, fazendo com que as cartilagens venham a deteriorar-se.

8.2 Planos de Imagem

Uma aquisição axial através da articulação patelofemoral é usada como o localizador inicial para imagens subseqüentes nos planos sagital e coronal. A patologia do menisco é avaliada basicamente em imagens do plano sagital. Entretanto, a morfologia e a intensidade de sinal das cartilagens do menisco devem ser avaliadas secundariamente em imagens no plano coronal. Os ligamentos cruzados são mais bem observados em imagens no plano sagital, com o coronal e o axial para visualização secundária e confirmação da patologia. Os ligamentos colateral medial e lateral (LCM E LCL) são claramente exibidos em imagens coronais e axiais e também podem ser identificados rotineiramente em imagens sagitais. As superfícies da cartilagem articular dos compartimentos medial e lateral são avaliadas nos planos coronal e sagital. A articulação patelofemoral, incluindo a faceta patelar e a cartilagem articular do sulco troclear, é mais bem observada em imagens axiais e sagitais.

8.2.1 Posicionamento do Paciente

Embora os estudos por imagem sejam realizados rotineiramente com o joelho colocado em 10° a 15° de rotação externa (para realinhar o ligamento cruzado anterior [LCA] paralelo ao plano de imagem sagital), esta rotação externa torna-se menos importante quando são usados cortes mais finos (< 3 mm). A rotação externa excessiva do joelho resulta em alongamento das dimensões ântero-posteriores do côndilo femoral (principalmente o côndilo femoral lateral) e pode diminuir a visualização precisa da anatomia do menisco. Uma alternativa é usar imagens

sagittais em plano oblíquo paralelo à orientação do LCA avaliada em um localizador axial.

8.3 Abordagem Quanto aos Tipos de Planos Utilizados na RM

8.3.1 Imagens Axiais

As imagens no plano axial têm importante papel na avaliação de rotina do joelho. As facetas patelares e a cartilagem articular, devido à sua orientação oblíqua, são demonstradas com maior precisão em imagens axiais através da articulação patelofemoral. A doença patelofemoral (isto é, condromalácia) pode ser super, ou subestimada quando usadas apenas imagens sagittais. Imagens axiais com TF 3D submilimétrica são usadas para definir padrões de lesão circunferencial do menisco e criar imagens compostas 3D utilizando-se uma estação de trabalho. As imagens no plano axial também são usadas como localizador para determinar os planos sagital e coronal. Embora imagens axiais de rotina em 4 ou 5 mm não são sensíveis à patologia do menisco porque os cortes são muito espessos. Imagens sagittais, que seccionam o menisco perpendicular à sua superfície, proporcionam a melhor demonstração da anatomia e patologia interna do menisco.

8.3.2 Imagens Sagittais

A dissecação no plano sagital exhibe os componentes dos ligamentos colaterais medial e cápsula adjacente. O compartimento patelofemoral, o quadríceps e o tendão patelar são demonstrados em dissecações médio-sagittais.

O LCA e o LCP são mais bem exibidos em imagens sagittais. O LCL, ou ligamento colateral fibular, e o tendão do músculo bíceps femoral também podem ser observados em cortes sagittais periféricos.

Em cortes médio-sagittais, os tendões quadríceps e patelar, que demonstram sinal de baixa intensidade, são observados em suas fixações anteriores aos pólos patelares superior e inferior, respectivamente. O coxim adiposo infrapatelar de Hoffa

está situado diretamente posterior ao tendão patelar e demonstra sinal de intensidade brilhante (dependendo dos parâmetros escolhidos). A cartilagem articular patelar posterior exibe arco uniforme ou convexo em cortes através das facetas patelares medial e lateral. Na ausência de líquido articular, a bursa patelar colapsada não é observada proximal ao pólo superior da patela.

8.3.3 Imagens Coronais

A dissecação anatômica coronal póstero-anterior demonstra a cápsula posterior, o tendão poplíteo, os ligamentos cruzados e menisco, os ligamentos colaterais e, e o mecanismo extensor.

Cortes médio-coronais exibem a espinha tibial anterior, enquanto as imagens anteriores são caracterizadas pelo sinal de alta intensidade do coxim adiposo infrapatelar de Hoffa anterior ao compartimento lateral do joelho.

9 COMPARATIVO DO SISTEMA MECÂNICO COM O JOELHO

Ao iniciar nossa discussão, faremos uma comparação entre a junta do joelho e um par de buchas mecânicas; a cartilagem presente em torno dos côndilos, será comparada a uma bucha de desgaste, o osso será considerado como a peça importante que não poderá ser substituída, e a gordura de Hoffa (tecido adiposo infrapatelar) será considerada como um lubrificante de elevada viscosidade.

No sistema mecânico quando há uma contaminação no lubrificante tem-se o aumento do atrito, e em consequência o desgaste prematuro do conjunto. A presença de água, por exemplo, causa uma alteração da viscosidade do lubrificante, essa alteração não permite a formação de cunha na região de contato entre as superfícies, assim, no caso de elementos mecânicos, poderemos ter: microsoldas, ruídos, vibração, aquecimento, e outros.

Em semelhança com este modelo, faremos um comparativo em relação ao joelho, que apresenta componentes com funções muito próximas de um par de buchas mecânicas. Com o passar do tempo, as constantes situações que envolvem o joelho no dia a dia, sejam elas, os esforços em um jogo de futebol, ou em um simples agachamento, vão levar este conjunto a pressões elevadas, e ainda, a infiltrações de água por diversos motivos, pancadas, torções, etc. Neste caso, a presença da água, assim como no sistema mecânico, irá causar desgaste das cartilagens, ocorrendo o contato entre os côndilos, o que futuramente poderá provocar, por exemplo, uma artrite.

No caso de um desgaste mecânico, resolve-se o problema trocando o elemento de desgaste, e solucionando o problema de lubrificação. O que não pode ser realizado com tanta simplicidade no caso do joelho, que requer um tratamento ou até uma intervenção cirúrgica.

9.1 Resultados dos testes

Foram realizados dois testes, com e sem carga, para que pudéssemos avaliar a mudança nos resultados da RM.

9.1.1 O Primeiro Teste

O primeiro teste foi realizado no dia 25 de junho de 2005 no CDI (centro de diagnóstico por imagem), localizado em Santa Lúcia – Vitória. O teste foi realizado em uma pessoa de aparência saudável, sem histórico de problemas no joelho e sem ocorrência de dor, com idade de 28 anos.

Os resultados obtidos não apresentaram alteração significativa das fissuras.

9.1.2 O Segundo Teste

O segundo teste foi realizado no dia 18 julho de 2005 no mesmo local do teste anterior. O teste foi realizado com uma pessoa saudável, com histórico de problemas no joelho, e sem dores nos dias anteriores ao teste, bem como nos dias posteriores, com idade de 54 anos.

O resultado obtido com carga apresentou uma pequena variação da fissura na gordura de Hoffa.

10 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E MELHORIAS

Neste capítulo faremos uma abordagem sobre os resultados, e uma proposta de melhoria para o equipamento.

10.1 Comentário dos Resultados

Nos resultados obtidos, foram verificadas alterações na região femopatelar quando se aplica uma carga, o que não poderia ser obtido em um exame convencional de ressonância magnética.

No primeiro teste, pode ser observada uma pequena diferença, devido à aproximação dos côndilos. Considerando ser o indivíduo uma pessoa saudável e sem dores era de se esperar que o resultado não apresentasse alguma anomalia.

No segundo teste, observou-se abertura de uma pequena fissura na gordura de Hoffa, o que também se esperava, pois a pessoa apresentava um histórico de problemas no joelho, apesar de que ele não apresentava sintomas de qualquer anomalia no momento do teste.

Visto que os testes não puderam ser realizados com pessoas que tinham um histórico e uma situação que caracterizasse um problema no joelho, o que foi determinante para os resultados, e devido a impossibilidade de realizar testes nas condições ideais, descritas no quarto capítulo, bem como aos custos altíssimos que envolvem os exames, que foram realizados juntamente com os exames dos clientes da clínica, sendo assim era de se esperar que os resultados não causassem diferença de grande expressão.

10.2 Proposta de Melhoria

Visto que os resultados foram considerados satisfatórios, apesar das condições adversas, propomos possíveis melhorias no que diz respeito à avaliação da pressão exercida no joelho.

Sugerimos, então, a utilização de palmilhas, figuras 29 e 30, para avaliar a pressão equivalente exercida no joelho, e o uso de um software, por exemplo, o Ansys (elementos finitos), para criar uma nova imagem corrigida. Isso seria viável e interessante, porém exigiria mais aprofundamento e muito mais tempo, o que poderá ser realizado em futuros trabalhos.

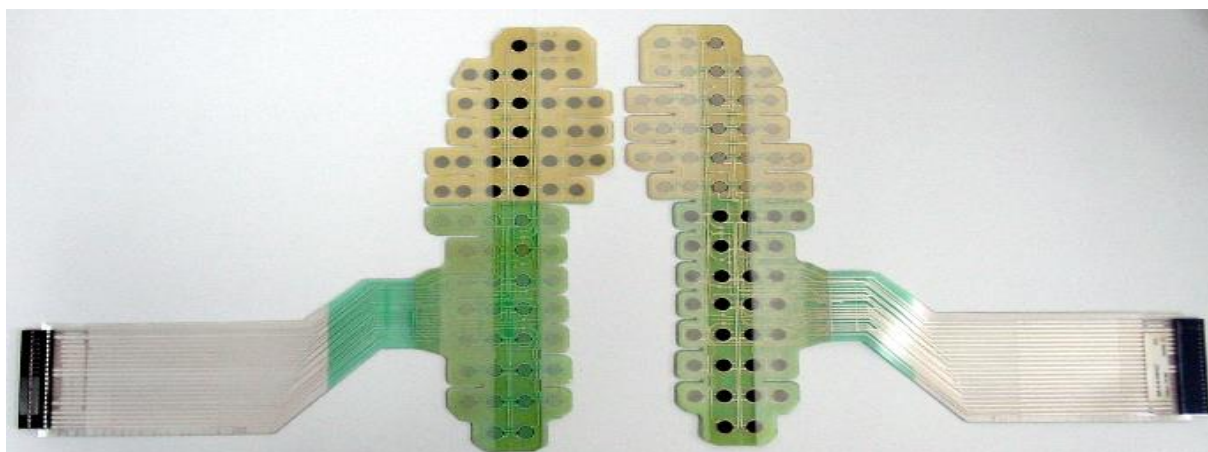


Figura 29 – Palmilhas para medição da pressão.

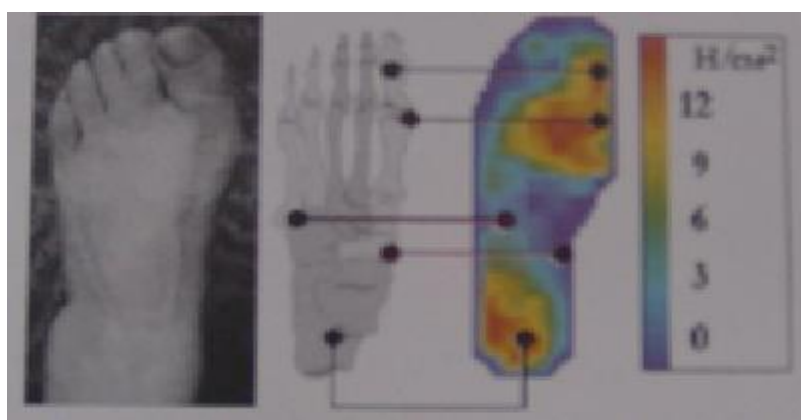


Figura 30 – Resultado de uma análise de pressão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] <http://mri.if.sc.usp.br/paginas/port/torm/projeto/historico.html>, acessado em 11 de junho de 2005.
- [2] <http://www.eagora.com.br/ler.php?idnew=13596>, acessado em 15 de junho de 2005.
- [3] Rasch, Philip j., *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*, Editora Guanabara Koogan, 1991.
- [4] Kendall, Henry Otis; Kendall Florence Peterson; Wadsworth, Gladys Elizabeth, *Músculos Provas e Funções*. Editora Manole Ltda, 1980.
- [5] Haaga, Hohn R., Lanzieri, Charles F., *Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do Corpo Humano*, Vol. 2, Editora Guanabara Koogan, 1996.
- [6] Antonio Raimundo dos Santos, *Metodologia Científica a construção do Conhecimento*, 6ªed. Editora DP&A 2004.
- [7] Tese de Mestrado do aluno, *Luciano Luporini Menegaldo*, Campinas, 1997 S.P. – Brasil.
- [8] http://www.grupodojoelho.com.br/artigos/anat_biom.htm, acessado em 16 de junho de 2005.
- [9] <http://www.grupodojoelho.com.br/lca.htm>, acessado em 16 de junho de 2005.
- [10] http://www.corpohumano.hpg.ig.com.br/sist_muscular/sist_muscular.html acessado em 20 de junho de 2005.
- [11] http://www.msd-brazil.com/msd43/m_manual/mm_sec5_47.htm, acessado em 24 de junho de 2005.
- [12] http://geocities.yahoo.com.br/corpoemov/view_musculacao_24.htm, acessado em 25 de junho de 2005.
- [13] http://www.tudosobredor.com.br/paciente_template.php3?pagina=joelho, acessado em 06 de julho de 2005.
- [14] Stimac, Gary k., *Introdução ao diagnóstico por imagens*. Editora Guanabara Koogan, 1994.