

**Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

Max Parreiras

**Análise da Eficácia do Laser de Baixa Potência (780nm) em Derrames
Intra-Articulares do Joelho no Pós-operatório de Reconstrução do
Ligamento Cruzado Anterior**

São José dos Campos, SP

2006

Max Parreiras

**Análise da Eficácia do Laser de Baixa Potência (780nm) em Derrames
Intra-Articulares do Joelho no Pos-Operatório de Reconstrução do
Ligamento Cruzado Anterior**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Bioengenharia, como complementação dos créditos necessários para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Egberto Munin

São José dos Campos, SP

2006

P273a

Parreiras, Max

Análise da Eficácia do Laser de Baixa Potência (780nm) em Derrames Intra-Articulares do Joelho no Pós-Operatório de Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior / Max Parreiras. São José dos Campos: UniVap, 2006.

f.: il.; 31cm.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba.2006

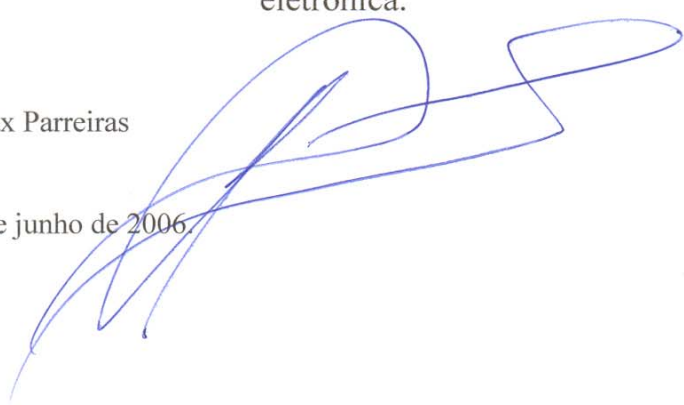
1.Artroscopia 2. Laser de baixa Intensidade 3.Joelhos 4. Inflamação 5. Fisioterapia I. Munin, Egberto, Orient. II. Título

CDU: 616.72

Autorizo , exclusivamente para fins acadêmicos e científicos a reprodução parcial ou total desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Aluno: Max Parreiras

Data: 21 de junho de 2006.



**“ANÁLISE DA EFICÁCIA DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA (780nm) EM DERRAMES
INTRA-ARTICULARES DO JOELHO NO PÓS-OPERATÓRIO DE RECONSTRUÇÃO DO
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR”**

Max Parreiras

Banca Examinadora:

Profª Dra **VIVIANE PILLA** (UNIVAP)

Viviane Pilla

Prof. Dr.. **EGBERTO MUNIN** (UNIVAP)

Egberto Munin

Prof. Dr. **JOSÉ BENEDICTO DE MELLO** (UNITAU)

José Benedicto de Mello

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco
Diretor do IP&D - UniVap

Dedicatória

À Lucy Borges de Almeida, minha companheira, pelos vários períodos privados de nosso convívio familiar e social e pelo apoio e incentivo dado em todo o decorrer deste curso, para que eu pudesse alcançar meus objetivos.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Egberto Munin, meu orientador, pela colaboração na execução deste trabalho e pelas horas dedicadas à sua conclusão.

Ao Dr. Marcus Vinicius V. Teixeira, cirurgião ortopédico, por encaminhar seus pacientes operados de reconstrução ligamentar.

Ao Dr. Renato do Amaral Mello Nogueira e em especial à Dr^a Michelaine de Freitas Vasconcelos Gomes Nogueira pela orientação e execução dos exames ultrassonográficos no Hospital de Clínicas Samuel Libânio.

À Sr^a Donizete D. C. Ribeiro, diretora administrativa do Hospital de Clínicas Samuel Libânio por ceder o equipamento do referido Hospital para a realização dos exames ultrassonográficos.

À Luisa P. Parreiras, acadêmica de fisioterapia, um agradecimento especial, pela colaboração no manuseio do equipamento laser, inclusive nos fins de semanas.

À Maria Auxiliadora Santos Faria, pela colaboração nos curativos dos pacientes, após a realização das avaliações.

Às recepcionistas do Hospital pela dedicação nos encaminhamentos dos pacientes operados, aos exames e aos curativos.

À Roseli Miranda pela importante ajuda no início do projeto de pesquisa desenvolvido.

À Valéria Couto C. Silva, companheira de mestrado, pela idéias e apoio no período em que estivemos estudando juntos.

À Nanci Rocha F. Pereira, minha professora de inglês que muito me ajudou nos ensinamentos do idioma e nas traduções efetuadas durante o curso.

Ao Peter Paiva pela colaboração e orientação na formatação deste trabalho.

Às minhas secretárias Rita de Cássia e Luana pela atenção dada aos pacientes, na minha clínica, durante as sessões de terapia laser.

Análise da Eficácia do Laser de Baixa Potência (780nm) em Derrames

Intra-Articulares do Joelho no Pós-Operatório de Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior

Resumo

Uma das mais solicitadas articulações do corpo humano é o joelho, pois além de suportar todo o peso do corpo, serve de apoio para mudanças de direção na atividade esportiva. Entre as lesões do joelho, a ligamentar é a mais freqüente e incapacitante às atividades esportivas, causando edema, dor articular e limitação das atividades rotineiras do indivíduo. Na maioria das lesões da articulação do joelho, ocorre um desequilíbrio entre a produção e a reabsorção do líquido sinovial intra-articular. O líquido sinovial, que pode ser seroso, sanguinolento ou serosanguinolento, irá causar um derrame intra-articular com o aumento das bolsas que contêm este líquido. Este aumento pode surgir de uma agressão inflamatória, traumática ou cirúrgica. A proposta deste estudo foi analisar a eficácia da terapia com Laser de Baixa Potência (LBP) em derrames intra-articulares do joelho no pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA). 12 pacientes submetidos à artroscopia para a reconstrução do ligamento cruzado anterior com o tendão patelar foram divididos em dois grupos, um tratado com laser e outro mantido como controle. Foi usado um aparelho Laser com emissão na porção do infravermelho próximo do espectro eletromagnético, com comprimento de onda de 780 nm. A potência do laser foi de 70 mW aplicado, diariamente, em quatro pontos selecionados do joelho, com uma deposição de 8,4 J por ponto. Os resultados foram obtidos através de duas técnicas: a) perimetria do joelho nos níveis do Polo Inferior da Patela, na Margem Superior da Patela e acima 2 cm da Margem Superior da Patela; b) ultra-sonografia da Bolsa Supra Patelar, da Bolsa da Região Medial e da bolsa da Região Lateral do joelho. Os pacientes tratados com laser apresentaram uma redução do perímetro do joelho, estatisticamente significativa, quando comparado com o grupo controle. Nossos resultados demonstraram que a terapia laser é eficaz no processo de reabsorção do derrame intra-articular, no pós operatório de reconstrução do LCA.

Palavras chaves: Artroscopia, Líquido sinovial, LCA, LBP

Analysis of the Efficacy of the Low Power Laser Therapy (780nm) in Intra-articular Effusion of the Knee in the Post-operative of the Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament

Abstract

One of the most solicited articulations of the human body is the one of the knee, as it supports the weight of the whole body and serves as support for directional changes in sports activities. Among the knee lesions, that of the ligament is the most frequent and disabling to sports activities, causing edema, articular pain and limitations of routine activities. In the most of knee joint lesions, occur an imbalance among the production and reabsorption of the intra-articular sinovial fluid. This fluid which can be serous, bloody or serosanguinolent, will be cause an intra-articular effusion with the increase of the bag volume that to contains this fluid. Such situation may arise form an inflammatory, traumatic or surgical injury. The proposal of the present study was to analyze the efficacy of the low power laser therapy (LPLT) in intra-articular effusion of the knees in the post-operative of the reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL). 12 pacients submitted to arthroscopy for the anterior cruciate ligament reconstruction with the patellar tendon was divided into two groups, one treated with laser and another maintained as control. It was used a laser equipment with emission on near infrared portion of eletromagnetic spectrum, with 780 nm wavelength. The laser power was 70 mW, applied daily to four selected points of the knee, with a deposition of 8,4 J per point. The results were obtained through two techniques: a) knee perimeter on level of the patella inferior pole, on the patella superior edge and above 2 cm of the patella superior edge; b) ultrasound scanning of the supra-patellar bag, of the lateral region bag and the medial region bag of the knee. The laser treated patients presented a statistically significant reduction of the knee perimeter, as compared to the control group. Our results demonstrate that the laser therapy is an efficient adjuvant in the resorption process of intra-articular effusions, in the post operative of the reconstruction of ACL.

Key works: Arthroscopy, Sinovial fluid, ACL, LPLT.

Tabelas

Tabela 1 – Perimetria no polo inferior da patela do grupo controle -----	24
Tabela 2 – Perimetria no polo inferior da patela do grupo laser -----	25
Tabela 3 – Perimetria na margem superior da patela do grupo controle -----	26
Tabela 4 – Perimetria na margem superior da patela do grupo laser -----	26
Tabela 5 – Perimetria a 2 cm acima da margem superior da patela do gr. controle ---	27
Tabela 6 – Perimetria a 2 cm acima da margem superior da patela do gr. laser -----	28
Tabela 7 – Ultrassonografia da bolsa supra patelar do joelho do grupo controle -----	29
Tabela 8 – Ultrassonografia da bolsa supra patelar do joelho do grupo laser -----	29
Tabela 9 – Ultrassonografia da região medial do joelho do grupo controle -----	31
Tabela 10 – Ultrassonografia da região medial do joelho do grupo laser -----	31
Tabela 11 – Ultrassonografia da região lateral do joelho do grupo controle -----	33
Tabela 12 – Ultrassonografia da região lateral do joelho do grupo laser -----	33

Lista de Figuras

Figura 1 – Articulação do joelho, vista anterior -----	4
Figura 2 – Capacidade do joelho em semi-flexão -----	6
Figura 3 – Capacidade do joelho em extensão -----	6
Figura 4 – Capacidade do joelho em flexão -----	6
Figura 5 – Ligamentos cruzados anterior e posterior -----	9
Figura 6 – Incisão do tendão patelar -----	12
Figura 7 – Retirada do enxerto do tendão patelar -----	12
Figura 8 – Introdução do enxerto patelar -----	12
Figura 9 – Portais convencionais na artroscopia do joelho -----	23
Figura 10 – Gráfico das medidas obtidas no polo inferior da patela -----	25
Figura 11 – Gráfico das medidas obtidas na margem superior da patela -----	27
Figura 12 – Gráfico das medidas obtidas a 2 cm da margem superior da patela -----	28
Figura 13 – Gráfico dos valores obtidos pela ultrassonografia na bolsa supra-patelar do Joelho -----	30
Figura 14 – Gráfico dos valores obtidos pela ultrassonografia na região medial do joelho -----	32
Figura 15 – Gráfico dos valores obtidos pela ultrassonografia na região lateral do joelho -----	34

Lista de Abreviaturas

\cong	- Aproximado
λ	- Comprimento de Onda
%	- Porcentagem
μm	- Micrômetro
A	- Área
ADM	- Amplitude de Movimento Articular
AlGaAs	- Arseneto de Gálio Alumínio
BSP	- Bolsa Supra Patelar do Joelho
cm	- Centímetro
CO ₂	- Dióxido de Carbono
Cont	- Controle
CW	- Contínuos Wave – Emissão Contínua
DE	- Densidade de Energia
DP	- Densidade de Potência
E	- Energia
Er:YAG	- Cristal de Y ₃ Al ₅ O ₁₂ dopado com erbio
Frc	- Fundos de Sacos Retrocondileanos
Fsq	- Fundo de Saco Subquadricipital
g/l	- Gramas por Litro
He-Ne	- Hélio Neônio
Hz	- Hertz
IgM	- Imunoglobulina
IV	- Infravermelho
IVP	- Infravermelho Próximo
J	- Joule
J/cm ²	- Joule por Centímetro Quadrado
LASER	- Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LBP	- Laser de Baixa Potência
LCA	- Ligamento Cruzado Anterior do Joelho
LCA	- Ligamento Cruzado Anterior do Joelho
LCL	- Ligamento Colateral Lateral do Joelho
LCM	- Ligamento Colateral Medial do Joelho
LCP	- Ligamento Cruzado Posterior do Joelho
LILT	- Low Intensity Laser Therapy – Terapia com Laser de Baixa Intensidade
liq	- Líquido
MHz	- Mega Hertz
mm ²	- Milímetro Quadrado
mm ³	- Milímetro Cubico
MS	- Margem Superior da Patela
mW	- Miliwatt
mW/cm ²	- Miliwatt por Centímetro Quadrado
Nd:YAG	- Cristal de Y ₃ Al ₅ O ₁₂ dopado com neodímio
nm	- Nanômetro
°C	- Graus Centígrados

P	- Potência
pH	- Potencial Hidrogeniônico
PI	- Polo Inferior da Patela
RL	- Região Lateral do Joelho
RM	- Região Medial do Joelho
s	- Segundo
TFD	- Terapia Foto Dinâmica
W	- Watt

Sumário

1 – INTRODUÇÃO	1
2 – ARTICULAÇÃO DO JOELHO	4
2.1 – Meios de União	5
2.1.1 – Capsula Articular	6
2.1.2 – Ligamentos	8
2.2 – Lesão Ligamento Cruzado Anterior	10
2.3 – Tratamento Ortopédico	11
2.3.1 – A Técnica Cirúrgica	11
3 – LASER	13
3.1 – Princípios Fundamentais da Luz Laser	13
3.2 – Características da Luz Laser	13
3.3 – Princípios Físicos da Luz Laser	14
3.4 – Componentes de um Aparelho Laser	15
3.5 – Interação Laser Tecido	15
3.6 – Efeitos Biológicos da Luz Laser	16
3.7 – Dosagem	17
4 – OBJETIVO	19
5 – MATERIAL E MÉTODOS	20
5.1 – Critérios para Seleção dos Pacientes	20
5.1.1 – Critérios de Inclusão	20
5.1.2 – Critérios de Exclusão	20
5.2 – Protocolo de Avaliação	20
5.2.1 – Avaliação Perimétrica	21

5.2.2 – Avaliação Ultrassonográfica -----	21
5.3 – Materiais Usados -----	21
5.4 – Procedimentos Realizados -----	22
5.4.1 – Procedimento Convencional -----	22
5.4.2 – Grupo Laser -----	22
5.4.3 – Grupo Controle -----	23
6 – RESULTADOS -----	24
6.1 – Perimetria do Polo Inferior da Patela -----	24
6.2 – Perimetria da Margem Superior da Patela -----	26
6.3 – Perimetria a 2 cm Acima da Margem Superior da Patela -----	27
6.4 – Exame Ultrassonográfico da Bolsa Supra-Patelar -----	29
6.5 – Exame Ultrassonográfico da Região Medial -----	31
6.6 – Exame Ultrassonográfico da Região Lateral -----	33
7 – DISCUSSÃO -----	35
8 – CONCLUSÃO -----	37
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS-----	38
ANEXO A . Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	43
ANEXO B -Comitê de Ética e Pesquisa da UniVAP.....	45
ANEXO C - FICHA – PROTOCOLO.....	46
ANEXO D - Ultrassonografia comparativa de um joelho antes e após as sessões de terapia laser:.....	47

1 - INTRODUÇÃO

No Brasil, a introdução da tecnologia do *laser* foi bastante tardia comparativamente aos países Europeus e Estados Unidos. Os trabalhos pioneiros nesta área remontam à segunda metade da década de 80. Posteriormente, trabalhos na área foram publicados por Silveira *et al.* (1993) em Belo Horizonte, pelo Professor Walter João Genovese em São Paulo e pelo Prof. Antônio Barbosa Pinheiro e cols., inicialmente na Inglaterra e depois em Recife (BRUGNERA; PINHEIRO, 1998).

O termo *laser* é um acrônimo de “*Light Amplification By Stimulated Emission of Radiation*” (amplificação da luz pela emissão estimulada da radiação) (HARRIS; PICK, 1995; LOW; REED, 2001). Embora Albert Einstein originalmente tenha delineado os princípios subjacentes à geração deste tipo de luz no início deste século, foi somente em 1960 que Maiman (MAIMAN, 1960) produziu o primeiro feixe *laser* e, baseado neste protótipo, surgiram outros aparelhos, como os lasers de Rubí e de Hélio-Neônio. Surgiram então inúmeras variedades de lasers e, conseqüentemente, realizadas inúmeras aplicações na indústria, ciência e medicina.

Os efeitos biológicos da radiação coerente têm interessado à comunidade científica desde o desenvolvimento do laser em 1960, sendo hoje amplamente empregados nas ciências da vida. O uso do laser em biologia, medicina e odontologia baseia-se em vários fenômenos associados à interação da luz coerente com células e tecidos biológicos. A radiação *laser* pode ser refletida, transmitida, absorvida e espalhada por um sistema biológico, sendo que cada um destes processos irá depender das micro e macroestruturas do meio que está sendo investigado (RIBEIRO; ZEZELL, 2004).

As aplicações do laser mais estudadas nas ciências da saúde são as determinadas pelos efeitos térmicos, devido à possibilidade de emissão de altas potências para coagular, vaporizar ou ablacionar tecidos biológicos. Em cirurgia, a radiação laser aplicada com uma potência de algumas dezenas de watts equivale a um bisturi de luz, permitindo operações seguras, com menor risco de sangramento e boas condições de esterilização.

Hoje é sabido que a exposição de um corpo ou tecido à radiação *laser* em baixa intensidade, com densidade de potência de alguns mW/cm^2 , exclui a possibilidade da manifestação de efeitos térmicos. Este tratamento com laser de baixa intensidade é responsável pelos efeitos não-térmicos (fotofísicos, fotoquímicos e fotobiológicos), constituindo-se num tratamento a *laser* no qual a intensidade utilizada é baixa o bastante para que a temperatura do tecido tratado não chegue a ultrapassar $37,5^\circ\text{C}$ (RIBEIRO; ZECELL, 2004) A conversão da energia absorvida por fotoaceitadores endógenos predomina em baixas intensidades. Também se pode usar a absorção da luz em baixa intensidade por moléculas fotoaceitadoras não-especializadas, ou seja, moléculas que podem absorver luz em certos comprimentos de onda, mas não são incorporadas em órgãos especializados na recepção da luz (RIBEIRO; ZECELL, 2004)

O Professor Endre Mester foi um dos pioneiros na pesquisa da aplicação do LILT (*Low Intensity Laser Therapy* – Tratamento com laser em baixa intensidade). Em Budapeste, Hungria, em 1966, seu grupo do Hospital Semmelweis publicou o primeiro trabalho científico referente aos efeitos não térmicos da luz *laser* sobre a pele de ratos. Posteriormente foram publicados artigos sobre o efeito do *laser* em feridas e leucócitos em cultura (RIBEIRO; ZECELL, 2004). Mester demonstrou que uma certa dose de luz laser pode estimular células em cultura e em tecido. Com baixas doses, o efeito é insuficiente ou não há efeito terapêutico, enquanto que com uma dose muito alta pode haver inibição dos efeitos (MESTER *et al.* 1971). Também publicou trabalhos em vários campos da medicina, tais como o efeito deste tratamento no crescimento de cabelos, na fagocitose de bactérias, na efetividade intestinal, na formação de vasos, na geração de fibras musculares, dentre outros. Foi sucedido nestas pesquisas por seus filhos, Adam e Andrew Mester. De acordo com Andrew Mester, a radiação eletromagnética não-ionizante pode interagir com o corpo em diferentes níveis: molecular, celular, tecidual e orgânico. Enfatizou ainda que os efeitos deste tipo de *laser* podem ser sinérgicos, como nas respostas imunes; efeitos de estimulação ou inibição, dependendo da dose utilizada. Atualmente, existem vários estudos científicos encontrados na literatura onde são demonstrados os efeitos do *laser* de baixa intensidade. Mas, para que todos os mecanismos envolvidos no processo sejam totalmente elucidados, ainda há um longo caminho a percorrer.

O Laser de Baixa Potência (LBP) é considerado uma alternativa segura e sem efeitos colaterais, quando usado nas doses apropriadas, podendo ser empregado como modulador de processos biológicos (MORRONE *et al.*, 1998), estímulos neurais

(BYRNES *et al.*, 2002) e efeitos antiflogísticos (HONMURA *et al.*, 1992; CAMPANA; MOYA, 1999).

Dentro da gama de aplicações de lasers de baixa potência, este trabalho contribui com a análise da eficácia do LBP em derrames intra-articulares do joelho no pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior.

Este estudo foi realizado através das medidas perimétricas comparativas entre o joelho edemaciado e a redução destas medidas após dez dias da avaliação inicial. Foram escolhidos três níveis para esta análise: polo inferior da patela, margem superior da patela e 2 cm acima da margem superior da patela. Foram feitas também avaliações ultrassonográficas em três bolsas sinoviais do joelho: bolsa supra patelar, bolsa da região medial e bolsa da região lateral do joelho.

Este estudo é motivado pelo fato do joelho ser uma articulação condilar aberta e, devido à sua função, está constantemente suscetível a lesões traumáticas. O entorse de joelho é uma das lesões mais frequentes nos praticantes de esportes, pois além de suportar todo peso do corpo, o joelho tem a função de apoio para mudanças de direção na atividade esportiva

Quando ocorre uma rotação externa rápida do joelho com o pé fixo ao chão, pode haver a lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA), necessitando o devido tratamento ortopédico. Um dos tratamentos possíveis é a reconstrução cirúrgica, via artroscopia, deste ligamento.

A artroscopia é uma técnica que possibilita a observação do interior de uma articulação, especialmente a do joelho por sua grandeza e morfologia, com finalidade diagnóstica ou terapêutica.

2 – ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O joelho é a articulação intermediária do membro inferior e inclui a extremidade distal do fêmur, a extremidade proximal da tíbia e a patela (Figura 1). É uma articulação sinovial. Do ponto de vista mecânico é um gínglimo, composto por duas articulações: fêmuro-tibial (bi-condilar) e fêmuro-patelar (sinovial plana) (LATARGET; LIARD, 1993).

A extremidade distal do fêmur é composta por dois côndilos, separados pelo sulco intercondilar, cada um possuindo uma superfície articular curva em forma de espiral cujo raio decresce da frente para traz. É revestida continuamente por uma cartilagem hialina, mais desenvolvida na parte mediana dos côndilos, do que em suas margens.

A patela apresenta duas facetas articulares separadas por uma saliência mediana, com um revestimento cartilaginoso de considerável espessura, articulando com as faces articulares anteriores dos côndilos femorais.

A extremidade proximal da tíbia opõe-se aos côndilos do fêmur. Possui duas superfícies pouco escavadas (faces articulares superiores), sustentadas pelos côndilos medial e lateral da tíbia, conjunto este denominado “platô tibial”. As margens mediais destas faces articulares levantam-se para formar as eminências intercondilares onde irão se originar os ligamentos internos do joelho (LATARJET; LIARD, 1993).

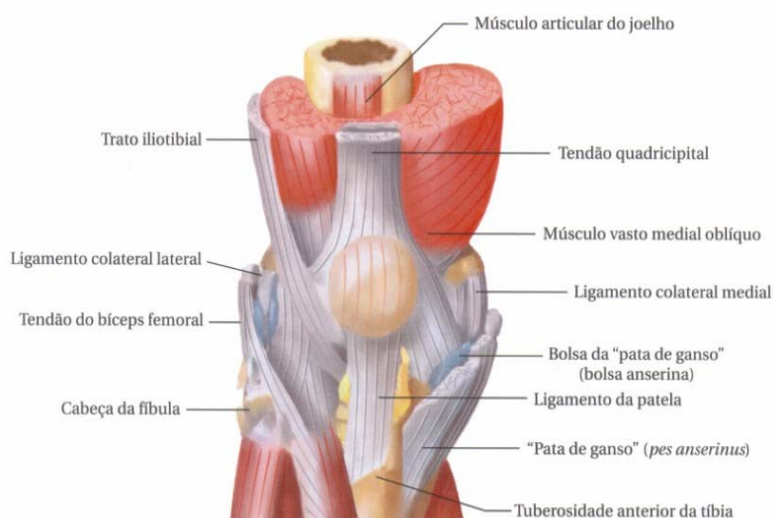


Figura 1: Articulação do joelho, vista anterior
(AMATUZZI; PACHECO, 2004)

Os meniscos são duas fibrocartilagens constituídas por uma armação fibrosa revestidas de cartilagem em suas duas faces. Inserem-se na tíbia e na cápsula articular, em forma de meia lua, sendo o lateral mais fechado e o medial mais aberto. São fixos anteriormente pelo ligamento transversal do joelho, seus cornos anteriores inserem-se na área intercondilar anterior, suas faces laterais na cápsula articular e os cornos posteriores na área intercondilar posterior da tíbia. Os cornos dos meniscos, por serem ligados a área intercondilar do platô tibial, são bem vascularizados. São inervados e têm uma variedade de receptores sensoriais que, acredita-se, modulam parte do reflexo-regulador da contração muscular (propriocepção) (OLIVI, *et al.*, 2004). A zona interna do menisco é avascular e, como cartilagem hialina articular, obtém sua nutrição diretamente do líquido sinovial, basicamente por difusão. Em corte, são triangulares servindo para aumentar a profundidade das faces articulares entre o fêmur e a tíbia devido à falta de concordância entre os côndilos do fêmur e as faces articulares da tíbia.

A capacidade articular, tanto normal quanto patológica, apresenta importantes variações. Um derrame patológico (hidrartrose ou hemartrose) pode aumentá-la consideravelmente (fig. 2), sempre que o derrame seja progressivo; o líquido se acumula nos fundos de saco sub-quadricipital (Fsq) (Bolsa Supra Patelar - BSP) e látero-patelares (Região Lateral - RL e Região Medial - RM), assim como atrás e abaixo das calotas condilanas, nos fundos de sacos retrocondilanos (Frc). A distribuição do líquido no joelho varia de acordo com sua posição:

- Na extensão (fig. 3), os fundos de sacos retrocondilanos estão comprimidos pelos músculos gêmeos em tensão e o líquido se desloca para a frente acumulando-se nos fundos de sacos subquadricipital e látero-patelares;

- Na flexão (fig. 4), são os fundos de sacos anteriores os que estão comprimidos pelo quadríceps em tensão e o líquido se desloca para trás.

Existe ainda uma posição denominada “capacidade máxima” (fig. 2), na qual a pressão do líquido intra-articular é menor: é a posição de semiflexão que adotam os pacientes com derrame articular, por ser menos dolorosa.

2.1 Meios de União

O contato entre as peças ósseas é mantido pela cápsula articular, fibrosa, e pelos ligamentos que a reforçam.

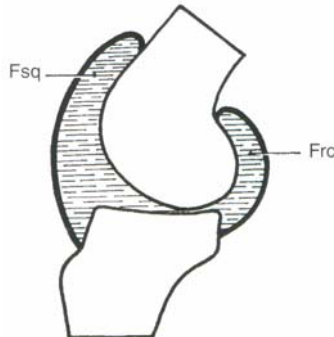


Fig. 2: Aumento do líquido Sinovial (KAPANDJI, 2000)

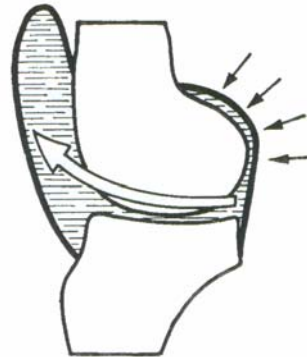


Fig. 3: Joelho em extensão (KAPANDJI, 2000)

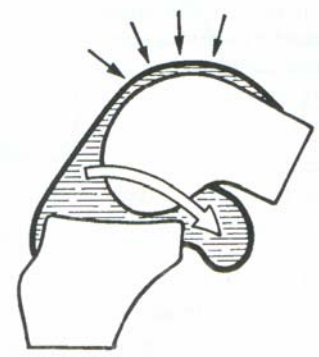


Fig. 4: Joelho em flexão (KAPANDJI, 2000)

2.1.1 Cápsula articular

É uma bainha fibrosa que contorna a extremidade inferior do fêmur e a extremidade superior da tíbia, mantendo-as em contato entre si e formando as paredes não ósseas da cavidade articular. A inserção sobre o platô tibial passa para adiante e para os lados externo e interno das superfícies articulares deixando extra-cápsula boa parte da região intercondileana onde estão os ligamentos cruzados anterior e posterior, que são revestidos por ela e, por isto, podem ser considerados como espessamento da cápsula articular. A inserção femoral acompanha toda a superfície articular; na frente pouco acima da faceta troclear para formar um profundo fundo de saco, o fundo de saco subquadriceptal (bolsa supra patelar). Pelos lados, segue ao longo das faces articulares da tróclea, onde formam os fundos de saco látero-patelares (bolsa lateral e medial); posteriormente, segue margeando as superfícies articulares dos côndilos, deixando extra cápsula a região intercondileana com os ligamentos cruzados anterior e posterior. Desta forma, a cartilagem hialina, presente nas epífises ósseas, está completamente envolta pela cápsula articular (KAPANDJI, 2000).

Membrana sinovial: A cavidade da articulação do joelho é a maior do corpo, sendo revestida pela cápsula articular (GARDNER, 1971). A cápsula articular é uma estrutura fibrosa que contém internamente uma membrana secretante, chamada

membrana sinovial. Esta membrana secreta para a cavidade articular o líquido sinovial e é responsável por manter estáveis suas características físico-químicas.

Quanto às características histológicas, a membrana sinovial é um mesotélio, ou seja, uma estrutura vilosa. O vilo é uma estrutura digitiforme, que possui na sua porção central uma camada de tecido conectivo. A superfície dos vilos é composta por epitélio pavimentoso secretante.

A membrana sinovial consiste em uma ou duas camadas deste mesotélio. A camada interna é fina e composta de células aderidas frouxamente. A camada externa é de tecido fibroso e adiposo, com vasta trama vascular e linfática. As células da camada interna (sinoviócitos) são de dois tipos: A e B.

O sinoviócito tipo A é uma célula fagocítica. Assemelha-se aos macrófagos e tem função de defesa e limpeza articular. O sinoviócito tipo B, que é uma célula que se assemelha ao fibroblasto, tem função de sintetizar e secretar hialuronidato. A sinóvia é disposta em grande número de vilos de maneira que sua superfície funcional em um joelho é bastante extensa. A sinóvia funciona como uma membrana semipermeável com trocas rápidas de partículas menores, entre o líquido sinovial e os capilares. Partículas grandes, como proteínas, chegam e saem por via linfática e são também absorvidas pelos sinoviócitos tipo A.

A cavidade articular do joelho, assim como em outras articulações, varia em volume e em pressão hidrostática de acordo com a posição em que se encontra. O joelho humano adulto apresenta, em situações normais um volume de líquido em torno de 2,5 ml, com pressão intra-articular de 8 a 12 cm de H₂O negativos. A posição de 25 a 60° de flexão é a de menor pressão e maior complacência (LATARJET; LIARD, 1993).

Líquido Sinovial: O líquido sinovial é viscoso, amarelo-claro, translúcido, inodoro e não coagula. Quando há trauma interno agudo, o sangue se apresenta homogeneamente distribuído no líquido sinovial. É produzido pela diálise do plasma através da membrana sinovial, acrescido da secreção do complexo proteína-hialuronato.

Funções:

- nutrição da cartilagem articular, uma vez que esta é desprovida de suprimento sanguíneo;
- estabilizar o turgor e as propriedades viscoelásticas nas superfícies articulares;
- manter as propriedades mecânicas da cartilagem articular;

- reduzir o coeficiente de atrito entre as superfícies de deslizamento articular, pois recobre a superfície com uma tênue camada de mucina (hialuronidato).

Proteínas: A concentração normal de proteínas no líquido sinovial é de 1,8 a 2 g/l e é composta de albumina (70%) e globulinas plasmáticas na razão de 20:1 (albumina/globulinas) e são aproximadamente um terço ou metade das respectivas concentrações no plasma. Nas inflamações, a permeabilidade da membrana deixa de ser seletiva igualando-se às concentrações do plasma e alterando a proporção de 20:1. Alfa-2-macro globulinas, IgM e fibrinogênio estão ausentes ou em pequenas quantidades no líquido normal. Pela ausência de fibrinogênio, o líquido sinovial não coagula. Os coágulos eventualmente formados com a queda do PH são de mucina.

Mucina: A mucina é formada pelo ácido hialurônico, N-acetil-glicosaminas e ácido glicurônico. Sua quantidade é variável, estando normal nas artrites traumáticas e diminuída nas inflamações e nas alterações degenerativas da articulação (diminuindo as propriedades reológicas da articulação).

Enzimas O líquido sinovial contém amilase, proteases e lipases. A fosfatase alcalina tem concentração extremamente baixa (PRADA 2004).

2.1.2 Ligamentos

São elos de ligação entre as peças ósseas e se constituem nos moduladores e limitadores passivos dos movimentos. Consideraremos como periféricos e centrais.

Ligamentos periféricos do joelho são todos aqueles que, inseridos no fêmur, tibia ou fibula, circundam o joelho:

- **Ligamentos anteriores:** Dos ligamentos anteriores, o principal é o ligamento patelar que é um verdadeiro tendão que une a extremidade distal da patela à tuberosidade da tibia. É uma estrutura robusta, achatada que deriva principalmente das fibras centrais do músculo reto da coxa, oferecendo estabilidade dinâmica ao joelho. As demais estruturas são os retináculos medial e lateral da patela e as lâminas capsulares justapostas patelares (fascículo transversal).

- **Ligamentos posteriores:** Os ligamentos posteriores fornecem estabilidade articular posterior, situam-se entre os côndilos, em ambos os lados e são formados por fibras verticais; as mediais vão diretamente do fêmur à tibia; as laterais inserem na tibia e fibula e, na parte média, um conjunto de fascículos com várias orientações preenche este espaço. Distinguimos: ligamento poplíteo oblíquo e o ligamento poplíteo arqueado.

- **Ligamentos colaterais:** Os ligamentos colaterais reforçam a cápsula articular e asseguram a estabilidade lateral do joelho em extensão. O Ligamento Colateral Medial (LCM), ou tibial, se estende desde o epicôndilo medial do fêmur, ao côndilo medial da tíbia, com ligeira obliquidade antero-inferior. É restritor primário para as forças em valgo aplicadas ao joelho. O Ligamento Colateral Lateral (LCL), ou fibular, é um cordão estreito, fibroso e resistente que se insere bem atrás, no epicôndilo lateral do fêmur, com direção infero-posterior indo se inserir na parte antero-lateral da cabeça da fíbula, na frente de seu ápice. É restritor das forças em varo aplicadas ao joelho e, com o LCM, restringem a hiperextensão do joelho (LATARJET; LIARD, 1993).

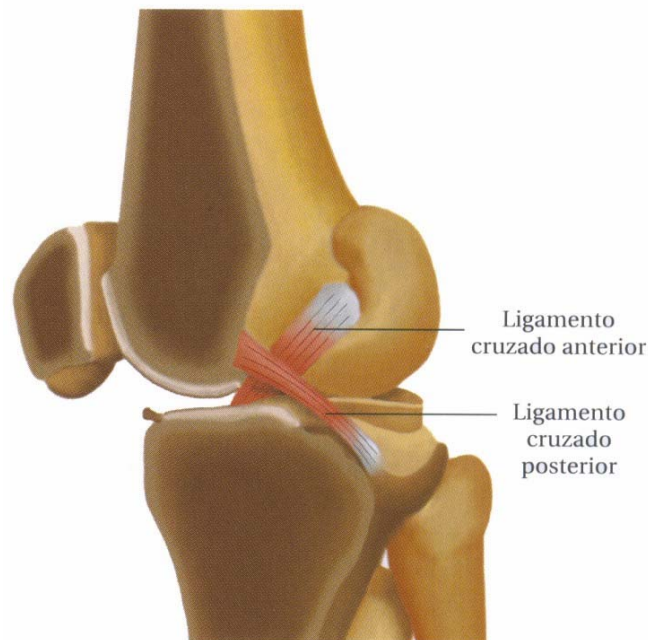


Fig. 5: Ligamentos cruzados anterior e posterior do joelho
(AMATUZZI, PACHECO, 2004)

Ligamentos centrais do joelho: São os ligamentos do pivô central do joelho que substituem a presença de uma proeminência óssea na região intercondilar da tíbia, permitindo rotação do joelho em varo/valgo e interna e externa (AMATUZZI; SOBRINHO; KOKRON, 2004). São chamados de ligamentos cruzados porque se cruzam no centro do joelho. O Ligamento Cruzado Posterior (LCP) direcionando a

partir do fêmur para trás (posterior) em direção tibial e o Ligamento Cruzado Anterior (LCA), a partir do fêmur, para frente (anterior) em direção à tibia.

São estruturas intra-articulares e extra-sinoviais. Seu suprimento sanguíneo origina-se da artéria geniculada média e não a partir das inserções ósseas. Ambos ligamentos são muito fortes e amarram a tibia ao fêmur (AMATUZZI, PACHECO, 2004).

LCP: Insere-se na superfície situada atrás da eminência intercondileana da tibia, prolongando-se sempre sobre a margem posterior do côndilo da tibia. A partir daí assume direção súpero-antero-medial, inserindo-se na faceta lateral do côndilo medial, acompanhando uma linha horizontal (LATARJET; LIARD, 1993). Seu comprimento médio é de 38 mm e sua largura de 13 mm. O LCP é considerado o estabilizador primário ao deslocamento posterior da tibia, sendo responsável por 95% da resistência ao deslocamento posterior da tibia em todo o arco de flexão do joelho (AMATUZZI; PACHECO, 2004).

LCA: Insere-se na tibia, na área intercondilar anterior, na frente do tubérculo intercondilar medial; medialmente, insere-se no corpo anterior do menisco lateral; direciona-se supero-póstero-lateralmente, terminando na face medial do côndilo lateral, na parte mais posterior acompanhando uma linha vertical (LATARJET; LIARD, 1993). Seu comprimento é de aproximadamente 38 mm e com largura de 11 mm. O LCA é considerado o restritor anterior primário da tibia, correspondendo a 86% da força de resistência à translação anterior da tibia, principalmente a 30° de flexão (AMATUZZI, PACHECO, 2004)..

2.2 Lesão do Ligamento Cruzado Anterior

O mecanismo mais freqüente da lesão do LCA é o trauma torcional. Nestes casos, o corpo gira em rotação externa sobre o membro inferior apoiado ao solo. Nesta posição, acentua-se o valgismo do joelho, quando ocorre a lesão associada à dos elementos ligamentares periféricos mediais, em grau maior ou menor. Outro mecanismo de lesão do LCA, mais raro, é a hiperextensão do joelho sem apoio, chamada chute no ar, que pode determinar o aparecimento da lesão isolada do ligamento.

Na lesão aguda, o paciente relata um estalido no joelho com derrame intra-articular imediato de sangue, por lesão do ligamento em si ou da sinovial que o recobre.

A lesão do LCA determina uma frouxidão no joelho que se faz presente na atividade esportiva e depois nas atividades de vida diária. Esta frouxidão muda o apoio na marcha causando o aparecimento da osteoartrose e determinando surgimento das lesões do menisco. Tem-se então um joelho instável, com seus característicos falseios (HERNANDEZ; AMATUZZI, 2004).

2.3 Tratamento ortopédico

No tratamento da lesão do LCA deve-se considerar o tipo de paciente, sua atividade física e suas pretensões físicas. Para praticantes de esporte, o tratamento conservador não é recomendado, pois segundo Hawkins (1986), este tipo de tratamento leva a 87 % de maus resultados. Já a reconstrução intra-articular do LCA, além de permitir o retorno pleno ao esporte, reduz o risco de osteoartrose (JOMHA *et al.* 1999).

A técnica de reconstrução na lesão ligamentar não era rotineira até meados da década de 90. Hoje com os estudos em biomecânica articular é recomendado pela maioria dos autores devido à sua eficiência. Só não é considerado absolutamente normal um joelho com o LCA reconstruído, por deixar a desejar no que se refere à perda dos mecanorreceptores existentes no ligamento lesado. A perda do ligamento lesado não é compensada por outras estruturas nervosas, mesmo após a reconstrução do LCA (MALETIUS; MESSNER, 1999), não ocorrendo o desenvolvimento da propriocepção por este ligamento, mesmo após dois anos de cirurgia (MCMAHON *et al.*, 1999).

Reconstruções intra-articulares são aquelas que introduzem na articulação elementos autólogos, homólogos ou sintéticos com a finalidade de substituir o LCA lesado. A reconstrução intra-articular padronizada por Dejour, em Lyon, na França, usando o tendão patelar é a técnica mais empregada mundialmente, com 92 % de bons resultados (HERNANDES; AMATUZZI 2004).

2.3.1 A técnica cirúrgica

- **Preparo do enxerto:** O Tendão patelar é dissecado no seu terço médio. É retirado com fragmento ósseo da patela e da tíbia onde são fixados fios para o posicionamento do enxerto na articulação e posterior fixação com parafuso de interferência (figs. 6 e 7);

- **Túnel tibial:** é feita uma perfuração na tíbia, a 5 cm abaixo da interlinha articular e a 1 cm para medial em direção ao interior do joelho, na região da inserção primitiva do LCA em um ponto para anterior e medial, formando um túnel (fig. 8);

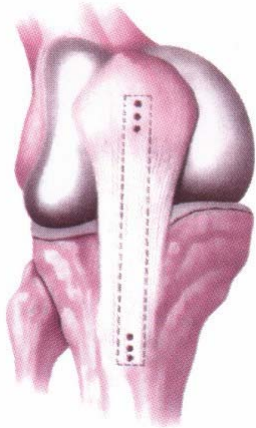


Fig. 6: Incisão do tendão patelar (HERNANDES; AMATUZZI, 2004)

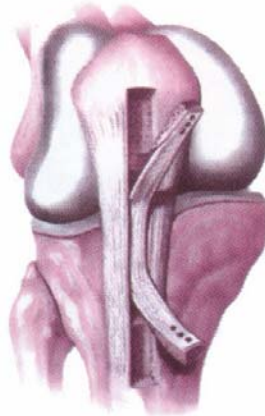


Fig. 7: Retirada do enxerto do tendão (HERNANDES; AMATUZZI, 2004)

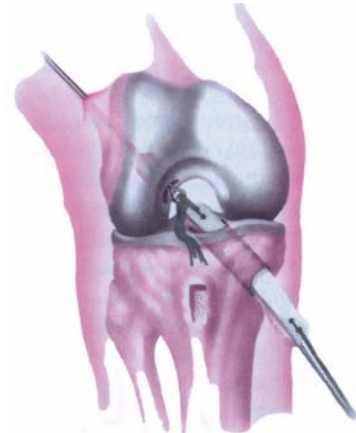


Fig. 8: Introdução do enxerto no túnel tibial para fixação com parafuso de interferência (HERNANDES; AMATUZZI, 2004)

- **Túnel condilar:** A região interna do côndilo femoral externo é exposta para a retirada dos restos do LCA que ainda estiverem inseridos. É feita a perfuração do túnel de dentro para fora em direção à face lateral do fêmur (fig. 8);

- **Passagem do enxerto:** o enxerto de tendão patelar é passado primeiro pelo túnel tibial e depois é puxado para o túnel femoral por um passador, de tal forma que suas extremidades ósseas sejam colocadas dentro dos túneis e fixados com parafusos de interferência (fig. 8);

- **Fixação do enxerto:** Após a passagem, o enxerto é fixado com os parafusos de interferência, mantendo tração pelos fios de passagem, de modo a manter o tendão tenso, impedindo que o enxerto fique frouxo após sua fixação (HERNANDES; AMATUZZI, 2004).

A atividade física é precoce e o retorno ao esporte competitivo ocorre em seis meses. Este retorno é determinado por todo o processo biológico de vascularização do enxerto e depende da resistência do neoligamento, que deverá suportar cargas maiores somente após este prazo.

3 – LASER

Albert Einstein, baseando-se na teoria quântica proposta pioneiramente por Planck em 1900, desenvolveu em 1917, o postulado sobre a emissão estimulada da radiação. Esta teoria analisava a relação entre a quantidade de energia liberada por processos atômicos.

O primeiro laser da história foi desenvolvido por Theodore Maiman em 1960, quando trabalhava nos Laboratórios Hughes em Malibú na Califórnia – USA (MAIMAN, 1960), produzindo um raio de luz vermelho pela excitação de um cristal de rubi com comprimento de onda de 694,3 nm com características diferentes da luz do sol ou de lâmpadas incandescentes (HENDERSON, 1997; GENOVESE; 2000).

3.1 Princípios fundamentais da luz laser

A luz é um fenômeno ondulatório e constituída de pequenos pacotes de energia eletromagnética, os fótons e estas ondas eletromagnéticas possuem como características:

Comprimento de onda: É a distância entre duas cristas ou picos sucessivos da onda. É esta característica que determina a cor da luz, sendo o nanômetro (nm) sua unidade de medida, como por exemplo, 488 nm (azul), 514 nm (verde) e 633 (vermelho)

Amplitude: É a altura do topo da crista, que indica a intensidade da onda;

Frequência: É a medida do número de cristas ou picos que passam por um determinado ponto durante o período de um segundo. É expressa em Hertz (Hz) (GENOVESE, 2000; MELLO; MELLO, 2001).

3.2 Características da luz laser

A luz laser possui características próprias, monocromaticidade, colimação, coerência e polarização, que a diferencia de outras fontes luminosas (SCHAWLOW, 1995):

Monocromaticidade: Refere-se a presença de fótons no mesmo comprimento de onda, o que confere a cor específica para cada tipo de laser. Esta característica irá

determinar os efeitos terapêuticos específicos produzidos pelos tratamentos por laser, determinando quais as biomoléculas específicas que absorverão a radiação incidente;

Colimação: é o paralelismo do feixe de fótons, praticamente inexistindo qualquer divergência da radiação emitida, mantendo a potência óptica do aparelho numa área relativamente pequena ao longo de distâncias consideráveis;

Coerência: É a sincronia das ondas da radiação laser no tempo e no espaço, ou seja, os fótons de mesmo comprimento de onda se propagam na mesma direção, movendo-se na mesma fase no tempo e no espaço. Esta característica se perde nos primeiros extratos da pele devido à grande variedade de estruturas celulares que a compõe (MICKILEY *et. al.*, 1988; HACZEKI *et. al.*, 1989).

Polarização: Acontece quando as ondas de luz estão todas orientadas num só plano, assim, as vibrações em seus campos elétricos ocorrem numa só direção (BAXTER, 1997).

3.3 Princípios físicos da luz laser

Fontes convencionais de luz, como lâmpadas fluorescentes, incandescentes ou um LED, são produzidas pela emissão espontânea da radiação. Os átomos e moléculas que compreendem o emissor central nestes dispositivos são estimulados com algum tipo de energia, de modo que os elétrons deslocam-se para órbitas superiores de energia. Assim, em tais órbitas, os elétrons tornam-se intrinsecamente instáveis, decaindo espontaneamente, dentro de curto lapso de tempo, para níveis inferiores de energia e, assim fazendo, liberem sua energia extra em forma de emissão de pacotes de ondas luminosas chamadas fótons (KITCHEN ; BAZIN, 1998).

Por outro lado, a radiação de um laser, resulta de emissões de fótons de átomos ou moléculas estimuladas por um campo eletromagnético. Postulada por Albert Einstein em 1917 (BAXTER, 1997), ocorre quando um fóton incidente interage com um átomo que já está excitado, ou seja, onde os elétrons já se encontram numa órbita de energia superior. Há a emissão de um fóton idêntico ao primeiro deslocando na mesma direção do fóton estimulador, sincronizando sua onda com este de forma que as ondas dos dois alinham suas cristas, somando suas magnitudes e aumentando a intensidade da luz emitida, coerente e organizada. Resulta então num par de fótons que se deslocam na mesma direção, constituindo a base fundamental do funcionamento de um laser (GENOVESE, 2000).

3.4 Componentes de um aparelho laser

Os aparelhos *laser* são divididos em dois grupos: Os que emitem radiação de **alta potência** para procedimentos cirúrgicos com poder destrutivo, que através do efeito fototérmico causa carbonização, vaporização, coagulação ou desnaturação de proteínas, (CHAVANTES; JATENE, 1990); Os que emitem radiações de **baixa potência** (LBP), baseando em interações atômicas da luz *laser* com efeitos de biomodulação (BASFOR, 1995).

Os *lasers* utilizados na terapia de baixa potência estão situados na porção visível e na região do infravermelho próximo (IVP) do espectro eletro-magnético. Os *lasers* usados nesta terapia são o *laser* de He-Ne ($\lambda = 632,8$ nm), os semicondutores e os diodos de emissão de luz ($\lambda = 600-1000$ nm) com potência entre 0,1 e 100 mW (KARU, 1998).

Fonte de excitação: fornece energia ao meio ativo de tal maneira que os átomos absorvam parte desta energia tornando-se excitados.

Meio ativo: contido numa cavidade óptica ressonante, é constituído por materiais que podem produzir radiação *laser* e podem ser sólidos (Rubi, Nd:YAG, Er:YAG), gasoso (CO₂, He-Ne, Argônio, Criptônio), líquido (Dye), semicondutor (AlGaAs, GaAs).

Cavidade óptica ou ressonante: é constituída por dois espelhos paralelos, um totalmente refletor e outro parcialmente refletor por onde irá sair a radiação *laser* monocromática, colimada, coerente e polarizada (OSHIRO, 1991).

3.5 Interação Laser Tecido

A luz Laser ao incidir em uma superfície pode ser refletida, transmitida, espalhada ou absorvida (HECHT, 1992).

A reflexão varia de acordo com a superfície e o ângulo de incidência da luz sobre este tecido. É da ordem de 4% para incidência perpendicular sobre a pele, variando com a aplicação de pomadas, líquidos e a presença de secreção sebácea.

A transmissão ocorre quando o feixe de luz atravessa o tecido sem sofrer atenuação e sem causar nenhum efeito clínico.

O espalhamento é uma mudança na direção da propagação da luz através dos tecidos, resultando na perda da coerência e provocando uma difusão dos fótons incidentes (KITCHEN ; BAZIN, 1998). Este fenômeno tem uma relação direta entre o comprimento de onda da radiação incidente e o tamanho do centro espalhador (partícula). Nos tecidos biológicos, o espalhamento é máximo quando o tamanho da partícula é da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda da radiação incidente.

A absorção é a capacidade de uma bio-molécula de ser excitada, através de sua configuração eletrônica ou atômica, pelo fóton ou fótons incidentes (KITCHEN; BAZIN, 1998). É o principal parâmetro na interação laser-tecido, pois dela depende a quantidade de energia entregue ao tecido e, por sua vez, o efeito provocado neste. Este parâmetro depende fundamentalmente do comprimento de onda da radiação incidente e da seção eficaz de absorção do tecido biológico para este comprimento de onda. A monocromaticidade do *laser* determina absorção seletiva por parte dos cromóforos que respondem a um ou vários comprimentos de onda que é conhecido como ressonância a uma determinada frequência (RIGAU i MAS, 1998).

Na interação laser-tecido, os processos fisiológicos podem manifestar-se, clinicamente, de três modos: agindo diretamente na célula com efeito primário ou imediato e com aumento do metabolismo celular (BOLTON, 1995); agindo na estabilização da membrana celular (PALMGREN, 1992) e, finalmente, agindo com uma ação de estimulação e analgesia. Ocorre também uma ação secundária ou indireta com aumento do fluxo sanguíneo (KUBOTA; OSHIRO, 1989), da drenagem linfática com ação mediadora na inflamação (LIEVENS, 1991) e efeitos terapêuticos gerais ou tardios como, por exemplo, ativação do sistema imunológico (TUNER; HODE, 1996).

3.6 Efeitos biológicos da luz laser

Os efeitos biológicos do laser de baixa potência dependem principalmente de sua monocromaticidade (KARU, 1996). Reações específicas determinam alterações fotodinâmicas em cascata e desencadeiam processos fisiológicos com conotações terapêuticas (LUBART, 1997).

A Radiação pode ser transferida à molécula através de processos rotacionais, vibracionais ou eletrônicos, provocando nos tecidos efeitos fotoquímicos, fototérmicos, fotomecânicos ou fotoelétricos.

Efeito fototérmico: A molécula, ao absorver energia luminosa, converte esta energia em calor, que devido à difusão térmica, se propaga através do tecido. Este efeito é o que possibilita a aplicação do *laser* em corte e coagulação dos tecidos, ocorrendo com densidades de energia que variam entre 1 e 10^3 J/cm², com tempo de exposição variando entre 1 e 10^{-6} segundos (MCKENZIE, 1990). Os *lasers* mais utilizados são de CO₂ (10,6 μm), Nd: YAG (1,06 μm), Er: YAG (2,96 μm) e o Argônio (488-514 nm).

Efeito fotomecânico: é o efeito que resulta em processos de rápida expansão ou ondas de choque capazes de causar ruptura intermolecular. Esta ruptura é causada por uma onda de choque acústica que ocorre pela conversão de fótons de alta energia em energia vibracional. É essencialmente não térmico provocado por pulsos curtos de alta energia e com largura máxima de 10^{-6} segundos.

Efeito fotoquímico: Seu princípio básico está associado a estimulação de cromóforos presentes nos tecidos biológicos após a absorção de energia fornecida por fótons. Um exemplo é a terapia fotodinâmica (TFD), onde a molécula (cromóforo), inicialmente em repouso, absorve energia passando a ocupar um determinado nível excitado. Dependendo de sua estrutura química, pode vir a ocupar um estado tripleto, para em seguida transferir sua energia para moléculas de oxigênio que podem se recombinar gerando moléculas de oxigênio no estado excitado conhecido como oxigênio singleto. Neste estado, o oxigênio danifica as membranas celulares, mitocôndrias e componentes nucleares gerando morte celular.

3.7 Dosagem

Os parâmetros para executarmos um programa terapêutico, são:

Potência: É uma grandeza que indica a quantidade de energia depositada por unidade de tempo. É simbolizada por “**P**” e sua unidade de medida é o Watt (W).

Energia: É a propriedade de um sistema que lhe permite realizar trabalho. Corresponde à potência aplicada em um determinado período de tempo. É representada por “**E**” e sua unidade é o Joule (J)

$$\text{Energia (J)} = \text{Potência (W)} \times \text{Tempo (s)}.$$

Densidade de Potência ou irradiância: é definida como sendo a potência óptica de saída do *laser* em Watts, dividida pela área (A) irradiada em cm^2 é simbolizada por “DP” e sua unidade é o W/cm^2

$$\text{Densidade de Potência (W/cm}^2\text{)} = \text{Potência (W)}/\text{Área (cm}^2\text{)}$$

Densidade de Energia ou Fluência: É a quantidade de energia total transmitida por um feixe *laser* (J) por unidade de área (cm^2), simbolizada por “DE” com unidade J/cm^2 .

$$\text{Densidade de Energia (J/cm}^2\text{)} = \text{Energia (J)}/\text{Área (cm}^2\text{)}$$

4 – OBJETIVO

O presente trabalho teve como objetivo a análise da eficácia do laser de baixa potência (780 nm) na redução de derrames intra-articulares do joelho no pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior.

5 – MATERIAI E MÉTODOS

5.1 Critérios para seleção dos pacientes

Doze pacientes foram divididos em dois grupos de seis cada. Um grupo submetido à terapia laser (grupo laser) e outro grupo sem terapia laser (grupo controle).

A seleção dos grupos se deu considerando a localidade de residência dos pacientes. Os moradores locais se submeteram à terapia laser e os de outras localidades foram colocados no grupo controle, devido à dificuldade de deslocamento até Pouso Alegre, onde está localizada a clínica de fisioterapia.

5.1.1 Critérios de inclusão

Foram selecionados doze pacientes do sexo masculino, com idade entre 17 e 41 anos, submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA via artroscopia, usando o tendão patelar, realizadas pelo Dr. Marcus Vinicius V. Teixeira, na Clínica Santa Paula de Pouso Alegre, no período de 27/06 a 31/10/2005.

Os pacientes foram orientados sobre a pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (anexo A).

O projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da UNIVAP, com consentimento ao experimento em 24/05/2005 (anexo B).

5.1.2 Critérios de Exclusão

Pacientes portadores de outros tipos de lesões no joelho operado, tais como:

- Portadores de processos inflamatórios crônicos ou degenerativos no joelho,
- Portadores de lesões meniscais concomitantes ou não com a lesão;
- Portadores de lesões antigas no joelho.

5.2 Protocolo de avaliação

A avaliação do joelho submetido à cirurgia de reconstrução do LCA foi executada no 2º dia de pós-operatório, quando o derrame intra-articular alcança o

máximo volume, coincidindo com a alta hospitalar do paciente. A reavaliação foi feita no 12º dia.

O paciente foi posicionado em decúbito dorsal, relaxado, sem curativos e com a pele limpa.

5.2.1 Avaliação perimétrica

Em ficha própria, constando os dados do paciente, foram anotadas as perimetrias, realizadas com fita métrica, em cm, com escala de 0,5 cm (anexo C), nos seguintes níveis (fig. 9):

- Abaixo do pólo inferior da patela, junto a este (bolsa medial e lateral)
- Abaixo da margem superior da patela, também junto a ela (bolsa supra-patelar)
- A 2 cm acima da margem superior da patela (também bolsa supra-patelar).

5.2.2 Avaliação ultrassonográfica

Nas mesmas datas das avaliações perimétricas, foram realizados exames ultrassonográficos (anexo D) através de um transdutor linear com frequência de 7,5 MHz, com a finalidade de identificar e mensurar, em mm^2 , as áreas das coleções nas bolsas supra-patelares, espaços articulares e regiões laterais e mediais do joelho.

Os exames ultrassonográficos foram realizados sempre pelo mesmo operador nas dependências do Hospital de Clínicas Samuel Libânio, em Pouso Alegre, MG.

5.3 Materiais usados

- Um aparelho emissor de *laser* no IV próximo com as especificações:
 - Marca: MM Optics Ltda
 - Modelo: Twin Laser
 - Laser CW (emissão contínua)
 - Comprimento de onda: 780 nm
 - Potência máxima de emissão: 70 mW
 - Meio ativo: semiconductor
 - Área do feixe laser de saída: $\cong 4,00 \text{ mm}^2$

- Classificação segundo NBR IEC60825-1: Classe 1 – tipo 3.
- Um aparelho de ultrassonografia com frequência de 7,5 MHz;
- Uma fita métrica para a perimetria.

5.4 Procedimentos realizados

No período do experimento, os doze pacientes operados para reconstrução do LCA foram submetidos a um procedimento convencional, sendo que, aqueles do “grupo *laser*”, além deste procedimento, também se submeteram à terapia *laser*.

5.4.1 Procedimento convencional

Convencionalmente, no pós-operatório imediato, os pacientes são orientados a executarem, em domicílio, as seguintes manobras para o início da recuperação funcional da articulação:

- compressas de gelo triturado e ensacado, aplicado no joelho quatro vezes ao dia;
- ginásticas de mobilização articular e de fortalecimento muscular:
 - contração isométrica do quadríceps em decúbito dorsal;
 - flexão do quadril em decúbito dorsal com contração isométrica do quadríceps e o joelho em extensão máxima possível;
 - sentado, deslizar o pé calçado com uma meia, em superfície lisa, objetivando o aumento da Amplitude de Movimento (ADM) de flexão do joelho.

5.4.2 Grupo laser

Os pacientes deste grupo se submeteram a 10 sessões de terapia *laser*, diariamente. Logo após a avaliação, foram irradiados quatro pontos selecionados por possuírem pele, sub-conjuntivo e cápsula articular mais finos, favorecendo a penetração da radiação laser e estimulando a membrana sinovial aderida internamente à cápsula articular a aumentar seu metabolismo. Os quatro pontos são os seguintes (fig. 9):

- No nível da margem superior da patela, medial e lateralmente a 2 cm desviando do tendão quadriciptal (portais súpero-medial e lateral), onde se localiza a bolsa supra patelar.

- No nível do polo inferior da patela, medial e lateralmente (portais ínfero-medial e lateral), logo após o término do tendão patelar onde se localizam as bolsas nas regiões medial e lateral;

O laser foi ajustado para uma potência de 70 mW e aplicado com a caneta perpendicular e em contato direto com a pele. O tempo de aplicação foi de 2 minutos em cada ponto. Desta forma, a energia entregue por ponto de aplicação foi de 8,4 Joules, perfazendo, nos 4 pontos irradiados, um total de 33,6 Joules por sessão.

Dentro dos parâmetros definidos, a densidade de potência no plano da pele foi de:

$$DP = \frac{70mW}{4mm^2} = 17,5 \frac{mW}{mm^2} = 1,75 \frac{W}{cm^2}$$

e a densidade de energia em cada ponto:

$$DE = \frac{70mW}{4mm^2} \times 120s = 2,1 \frac{J}{mm^2}$$

5.4.3 Grupo controle

Os pacientes deste grupo se submeteram às avaliações e apenas ao procedimento terapêutico convencional.

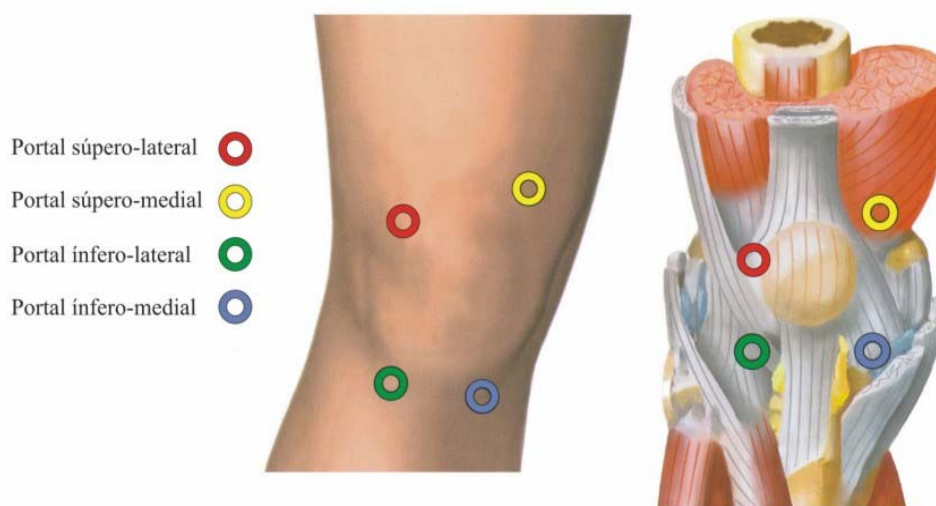


Fig. 9: Portais convencionais na artroscopia do joelho, usados como locais para as aplicações *laser* (ALBUQUERQUE; CUNHA, 2004)

6 – RESULTADOS

A análise da eficácia do *laser* de baixa potência em derrames intra-articulares do joelho no pós-operatório de reconstrução do LCA foi comparativa, levando-se em conta a perimetria inicial do joelho edemaciado e a redução perimétrica após dez dias da avaliação inicial, ou seja, a redução da perimetria neste período, equivalendo ao líquido reabsorvido.

Os dados obtidos foram analisados estatisticamente pelo teste de análise de variância (ANOVA) em nível de significância de 5%.

Como não foi possível quantificar o volume em mm^3 , colhemos dados medindo a perimetria da articulação do joelho, em cm e, na ultrassonografia, quantificamos a área ocupada pelo líquido intra-articular em mm^2 .

Para a perimetria consideramos três níveis de análise: polo inferior da patela (PI), margem superior da patela (MS) e 2 cm acima da margem superior da patela (2 cm acima).

Para a ultrassonografia analisamos a bolsa supra patelar (B SP), região lateral (RL) e região medial (RM) do joelho que correspondem aproximadamente aos níveis anteriormente citados.

6.1 Perimetria do Polo Inferior da Patela

As tabelas 1 e 2 mostram os dados perimétricos colhidos no nível do polo inferior da patela dos grupos controle e laser, respectivamente (fig. 9). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as médias das reduções perimétricas para os grupos controle e tratado com laser ($p = 0,139$).

Tabela 1 – Perimetria do polo inferior da patela (PI), em cm, dos pacientes do grupo controle.

1ª Avaliação	2ª Avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
42.0	39.0	38.0	4.0	3.0
39.0	37.0	35.0	4.0	2.0
43.5	42.0	38.5	5.0	1.5
40.0	39.5	36.0	4.0	0.5
40.0	39.0	35.0	5.0	1.0
38.5	36.5	34.0	4.5	2.0

Tabela 2– Perimetria do polo inferior da patela (PI), em cm, dos pacientes tratados com laser.

1ª avaliação	2ª avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
41.0	38.0	35.0	6.0	3.0
42.5	39.0	38.0	4.5	3.5
41.5	39.0	37.0	4.5	2.5
38.5	36.5	33.5	5.0	2.0
38.0	36.5	34.0	4.0	1.5
40.5	38.5	35.5	5.0	2.0

A figura 10 mostra a comparação das medidas médias das reduções perimétricas no nível do polo inferior da patela dos grupos controle e laser.

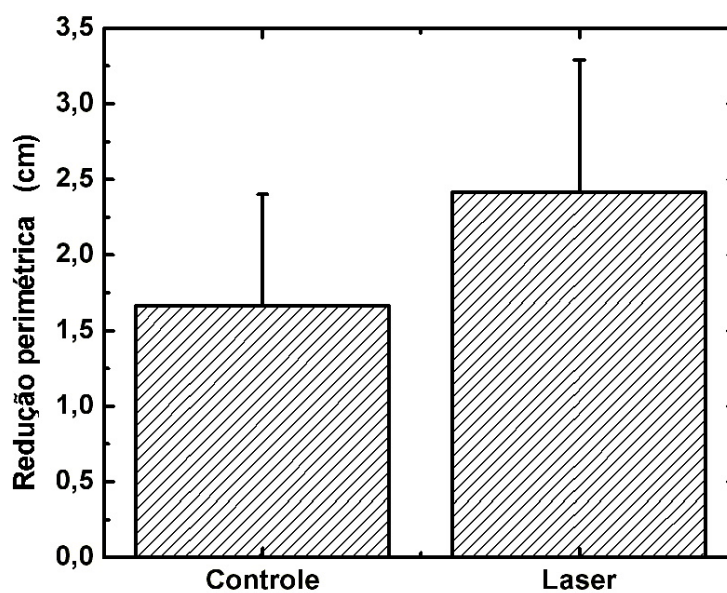


Figura 10 – Medidas médias comparativas dos grupos controle e laser no nível do Polo Inferior da patela (fig. 9). As barras de erro correspondem ao desvio padrão da média. O teste estatístico não acusou diferença estatisticamente significativa entre as médias ($p = 0,139$).

6.2 Perimetria da Margem Superior da patela

As tabelas 3 e 4 mostram os dados perimétricos no nível da margem superior (MS) da patela dos grupos controle e laser, respectivamente (fig. 9). Observamos resultados positivos na redução das medidas perimétricas no nível da MS, com diferença estatisticamente significativa ($p = 0,046$) entre as médias das reduções perimétricas dos grupos.

Tabela 3 – Perimetria da margem superior (MS) da patela, em cm, dos pacientes do grupo controle.

1ª avaliação	2ª avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
43.5	41.0	39.5	4.0	2.5
41.0	39.5	37.5	3.5	1.5
47.5	46.0	43.0	4.5	1.5
43.5	42.0	39.5	4.0	1.5
42.0	41.0	38.5	3.5	1.0
41.0	39.5	36.0	5.0	1.5

Tabela 4 – Perimetria da margem superior (MS) da patela, em cm, dos pacientes tratados com laser.

1ª avaliação	2ª avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
45.0	40.5	38.0	7.0	4.5
43.0	41.0	40.0	3.0	2.0
43.5	41.5	39.5	4.0	2.0
40.5	38.0	35.5	5.0	2.5
40.0	37.5	36.0	4.0	2.5
41.5	40.0	37.5	4.0	2.0

A figura 11 mostra a comparação das medidas médias das reduções perimétricas no nível da Margem Superior da Patela dos grupos controle e laser, onde se pode observar uma maior redução no grupo tratado com laser.

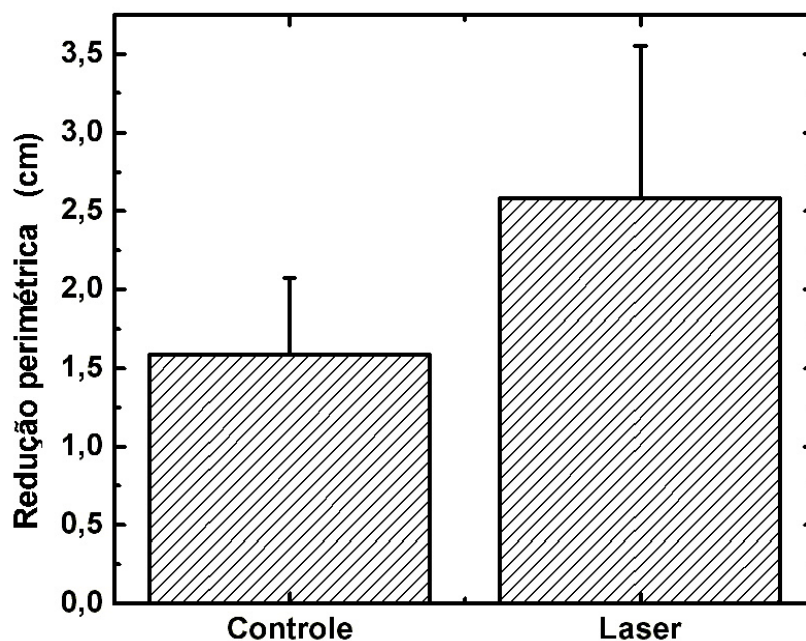


Figura 11 – Medidas médias comparativas das reduções perimétricas dos grupos controle e laser no nível da MS (fig.9). As barras de erro correspondem ao desvio padrão da média. Foi observada diferença estatisticamente significativa entre as médias ($p = 0,046$).

6.3 Perimetria a 2 cm acima da Margem Superior da Patela

As tabelas 5 e 6 mostram os dados perimétricos no nível a 2 cm acima da margem superior da patela, dos grupos controle e laser, respectivamente (fig. 9). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as médias das reduções perimétricas para os grupos controle e tratado com laser ($p = 0,288$).

Tabela 5 – Perimetria a 2 cm acima da margem superior da patela, em cm, dos pacientes do grupo controle.

1ª avaliação	2ª avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
44.5	41.0	41.0	3.5	3.5
41.5	39.0	37.5	4.0	2.5
49.5	47.5	44.5	5.0	2.0
45.0	43.5	41.5	3.5	1.5
42.5	41.5	39.5	3.0	1.0
42.0	40.0	37.5	4.5	2.0

Tabela 6 – Perimetria a 2 cm acima da margem superior da patela, em cm, dos pacientes tratados com laser.

1ª avaliação	2ª avaliação	Joelho normal	Perimetria total aumentada	Redução perimétrica
46.0	41.0	39.0	7.0	5.0
43.5	41.0	39.5	4.0	2.5
44.0	41.5	40.5	3.5	2.5
41.0	38.5	35.5	5.5	2.5
40.5	38.0	37.5	3.0	2.5
42.0	40.5	37.0	5.0	1.5

A figura 12 mostra a comparação das medidas médias das reduções perimétricas no nível de 2 cm acima da margem superior da patela dos grupos controle e laser.

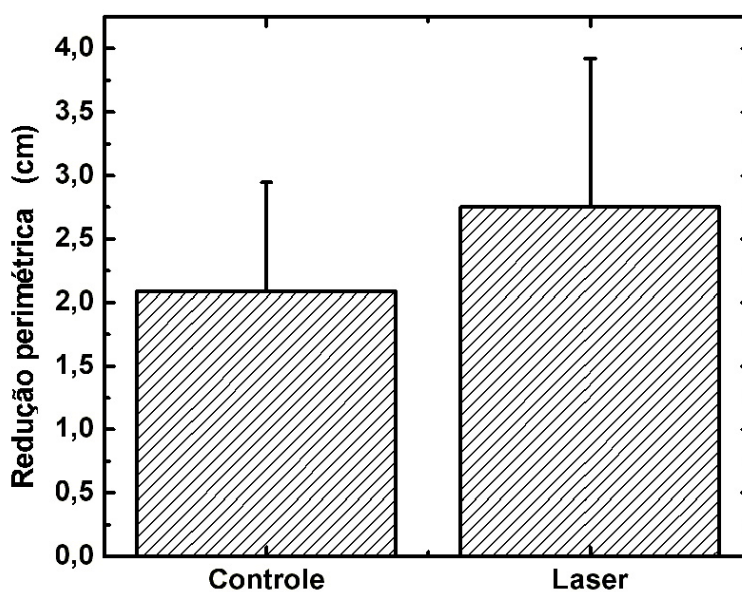


Figura 12 – Medidas médias comparativas dos grupos controle e laser no nível a 2 cm acima da margem superior da patela (fig. 9). As barras de erro correspondem ao desvio padrão da média. O teste estatístico não acusou diferença estatisticamente significativa entre as médias ($p = 0,288$).

6.4 Exame ultrassonográfico da Bolsa Supra Patelar

As tabelas 7 e 8 mostram os valores encontrados para a área da bolsa supra patelar do joelho, nos grupos controle e laser, respectivamente, calculando as porcentagens da área do líquido sinovial absorvido, em relação à avaliação inicial, não tendo sido observada diferença estatisticamente significante entre as médias dos grupos.

Tabela 7 – Ultrassonografia em mm² da bolsa supra patelar dos pacientes do grupo controle.

Grupo Controle - Bolsa Supra Patelar (BSP)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do liq. absorvido	% liq. absorvido
1050.0	25.5	1024.5	97.57
1000.0	28.6	971.4	97.14
1240.0	685.7	554.3	44.70
1270.0	1090.0	180.0	14.17
942.1	343.7	598.4	63.52
764.8	52.4	712.2	93.15

Tabela 8 – Ultrassonografia em mm² da bolsa supra patelar dos pacientes tratados com laser.

Pacientes tratados com laser - Bolsa Supra Patelar (BSP)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do líq. absorvido	% liq. absorvido
1460.0	160.0	1299.6	89.01
1120.0	521.4	598.6	53.45
1080.0	303.8	776.2	71.87
622.9	560.7	62.2	9.99
478.6	261.0	217.6	45.47
1320.0	794.2	525.8	39.83

A figura 13 mostra o gráfico das médias dos valores da área do líquido absorvido encontrados, em mm^2 , no exame ultrassonográfico da bolsa supra patelar do joelho, nos grupos controle e laser. Não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as médias dos grupos.

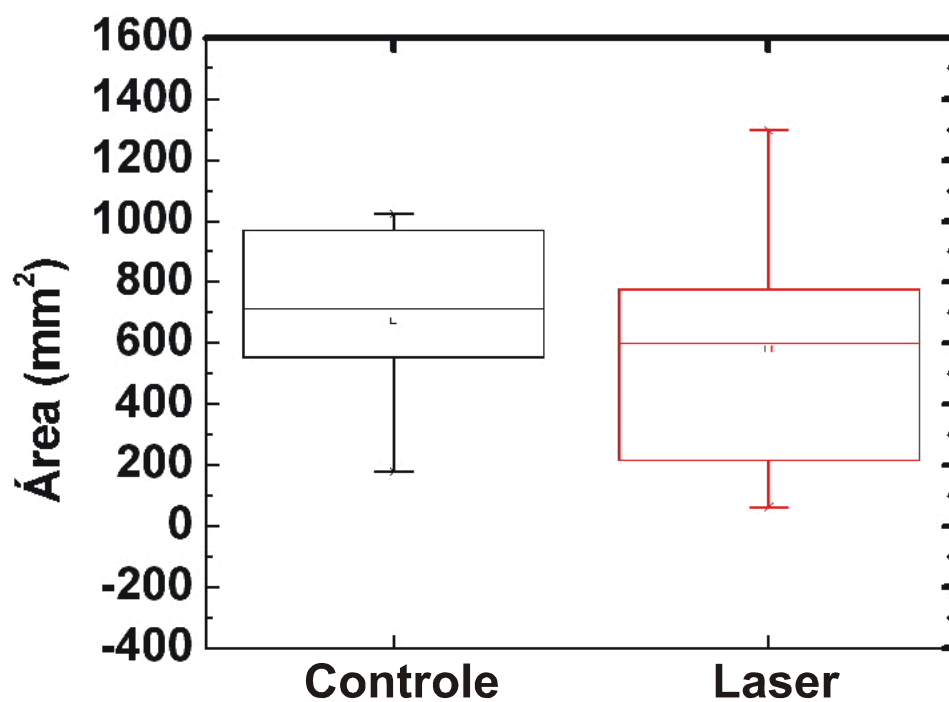


Figura 13 – Gráfico estatístico dos valores encontrados pela ultrassonografia na bolsa supra patelar do joelho.

6.5 Exame ultrassonográfico da Região Medial

As tabelas 9 e 10 mostram os valores encontrados referente a área da região medial do joelho, nos grupos controle e laser, respectivamente, calculado as porcentagens da área do líquido absorvido em relação à avaliação inicial. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas dos grupos.

Tabela 9 – Ultrassonografia em mm² da região medial do joelho dos pacientes do grupo controle.

Grupo Controle - Região Medial (RM)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do liq. absorvido	% do liq. absorvido
708.4	0.0	708.4	100.00
747.5	93.9	653.6	87.44
500.6	440.3	60.3	12.05
1370.0	1120.0	250.0	18.25
822.0	345.2	476.8	58.00
833.7	299.5	534.2	64.08

Tabela 10 – Ultrassonografia em mm² da região medial do joelho dos pacientes do grupo laser.

Pacientes tratados com laser - Região Medial (RM)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do liq. absorvido	% líq. absorvido
748.3	605.4	142.9	19.10
654.0	295.1	358.9	54.88
1370.0	454.8	915.2	66.80
660.8	336.6	324.2	49.06
410.4	38.0	372.9	90.86
991.8	625.2	366.6	36.96

A figura 14 mostra o gráfico das médias dos valores da área do líquido absorvido, em mm^2 , encontrados no exame ultrassonográfico da região medial do joelho dos grupos controle e laser. As médias entre os grupos não mostraram diferença estatisticamente significativa.

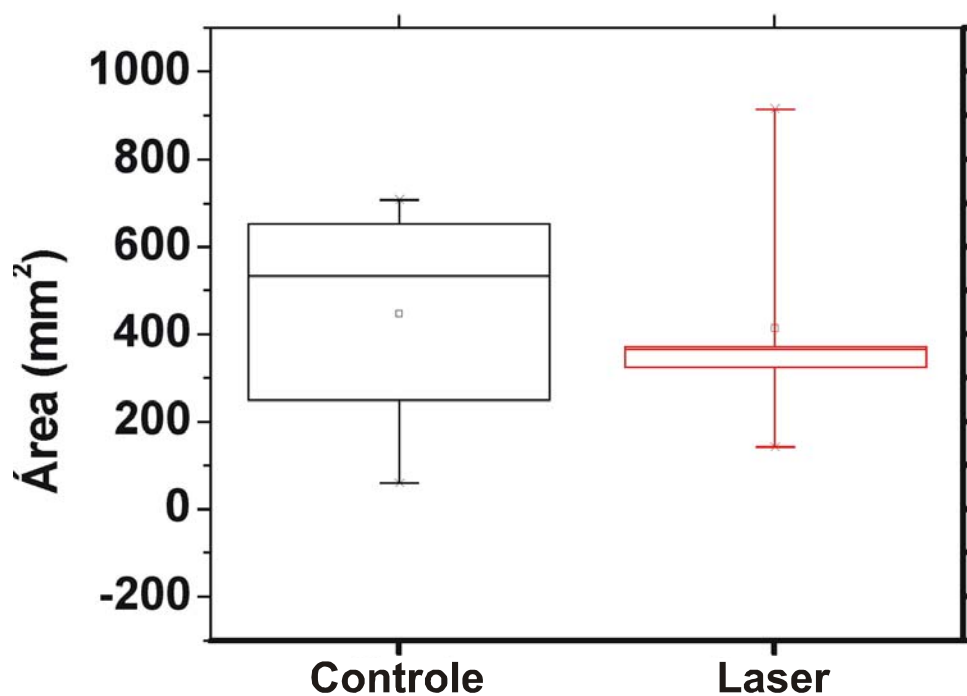


Figura 14 – Gráfico estatístico dos valores encontradas pela ultrassonografia na região medial do joelho.

6.6 Exame ultrassonográfico da Região Lateral

As tabelas 11 e 12 mostram os valores encontrados referente a área da região lateral do joelho, nos grupos controle e laser, respectivamente, calculado as porcentagens da área do líquido absorvido em relação a avaliação inicial. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas dos grupos.

Tabela 11 – Ultrassonografia em mm² da região lateral do joelho dos pacientes do grupo controle.

Grupo Controle - Região Lateral (RL)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do liq. absorvido	% liq. absorvido
1180.0	142.9	1037.1	87.89
1440.0	96.1	1343.9	93.33
1230.0	944.4	285.6	23.22
922.8	371.9	550.4	54.64
955.2	462.0	493.2	51.63
1190.0	460.2	729.8	61.33

Tabela 12 – Ultrassonografia em mm² da região lateral do joelho dos pacientes do grupo laser.

Pacientes tratados com laser - Região lateral (RL)			
Avaliação inicial	Avaliação final	Área do liq. absorvido	% liq. absorvido
1290.0	765.8	524.2	40.64
1320.0	457.8	862.2	65.32
905.5	484.2	421.3	46.53
958.2	829.8	128.4	13.40
681.4	330.2	351.2	51.54
904.5	609.8	294.7	32.58

A figura 15 mostra o gráfico das médias dos valores da área do líquido absorvido encontrados no exame ultrassonográfico, em mm^2 , da região lateral dos grupos controle e laser. Não houve diferença significativa estatisticamente entre as medidas dos grupos.

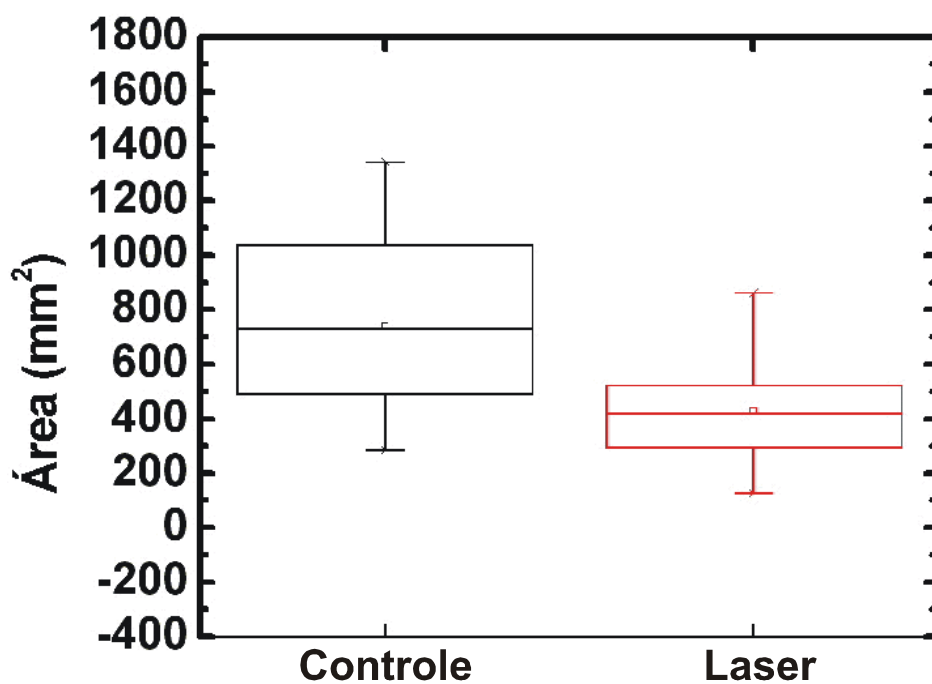


Figura 15 – Gráfico estatístico dos valores encontrados pela ultrassonografia na região lateral do joelho.

7 - DISCUSSÃO

Os resultados deste trabalho mostram que o LBP foi eficaz na reabsorção do derrame intra articular dos joelhos submetidos à artroscopia para a reconstrução do LCA.

O LBP reduz a síntese de prostaglandinas (SATTAYUT et al., 1999) e promove a liberação de bradicinina, reduzindo o processo inflamatório. O LBP age também na microcirculação da região lesada (operada), estimulando a vasodilatação arteriolar e a revascularização (TACHIARA et al., 2002), aumentando o aporte de nutrientes sanguíneos como neutrófilos e monócitos, levando a uma melhor disponibilidade de trombócitos, com melhor reabsorção do exsudato fibrinoso (COLLS, 1986).

A escolha do comprimento de onda de 780 nm, de acordo com Kolari (1985) e Heussler *et al.*, (1993), mostra que a irradiação com laser de diodo além de ser simples, é segura e eficaz.

Em geral os *lasers* semicondutores emitindo radiação na região do infravermelho são pouco absorvidos pelo componente aquoso e hemoglobina (TURCYNKI, 1993), permitindo maior absorção pelos cromóforos a uma profundidade de 2 a 3 cm (TURNER ; HODE, 1999), justificando a escolha da irradiação com laser nas regiões peri-patelares da articulação do joelho operado.

Os dados avaliados na perimetria ao nível do polo inferior da patela (tabelas n^{os} 1 e 2) demonstraram não alcançar uma significância estatística, provavelmente por ser uma região de pouca mobilidade para expansão das bolsas lateral e medial, pela limitação física do tendão patelar que restringe o movimento anterior da patela, tornando-o com menor amplitude. Devido a este fato, conseguiu-se pouca diferença entre a avaliação inicial e a final.

Os dados avaliados na perimetria ao nível da margem superior da patela (tabelas n^{os} 3 e 4) mostram uma redução significativa estatisticamente. Esta região é a de maior mobilidade da patela no sentido avaliado (deslocamento anterior), onde também há o maior acúmulo de líquido sinovial intra-articular. Esta região também corresponde à bolsa supra patelar.

Os dados colhidos a 2 cm acima da margem superior da patela (tabelas n^{os} 5 e 6) mostram também que não houve significância estatística. Nesta região se localiza o final da bolsa supra patelar. À medida que o tendão patelar pressiona a patela para baixo, o

líquido intra-articular tende a ir para outras bolsas (as bolsas se comunicam internamente), sendo a de maior capacidade, a bolsa supra patelar e, com maior facilidade, receberá o líquido extravasado.

As ultrassonografias mostraram, na maioria dos casos, coleções hipocóicas heterogêneas e de limites parcialmente definidos (anexo D). Após a análise dos dados das ultrassonografias pelos executores do experimento, chegou-se à conclusão que o exame não se mostrou uma ferramenta precisa na avaliação dos joelhos operados, pelos seguintes fatores:

- As bolsas que contém o líquido sinovial, BSP, RL e RM, são intercomunicantes. De acordo com a pressão exercida pelo movimento do joelho (flexão ou extensão), elas podem conter maior ou menor volume de líquido, que é transferido de uma para outra. Portanto, uma pressão manual ou mecânica de uma bolsa, provocará também um movimento do líquido comprimido para as demais.
- O primeiro exame, com o joelho no pico edematoso, mostrou uma área totalmente expandida, onde o líquido se manteve estável nas bolsas. À medida que o líquido diminua, tanto no grupo laser quanto no grupo controle, a pressão do transdutor do ultrassom pode deslocar o líquido da bolsa estudada para as demais bolsas que já não estão totalmente cheias. A pressão do transdutor no caso acima, pode ser maior ou menor, variando com características momentâneas do examinador, pois é um exame operador-dependente.
- Em suma, a ultrassonografia é um exame preciso que mostra que há aumento de líquido intra articular, mas não consegue mensurar com precisão a diminuição ou o seu aumento em cada bolsa isoladamente.

Resta ainda o aprimoramento da mensuração do experimento, obtendo medidas do joelho pela técnica de Ressonância Magnética Nuclear, a qual não foi empregada no presente trabalho devido ao seu alto custo. É de se esperar que através desta técnica possa se obter medidas precisas do volume do líquido aumentado, por ser um equipamento que não entra em contato com o joelho operado.

8 - CONCLUSÃO

Tendo em vista o objetivo proposto no presente estudo e analisando os resultados obtidos, conclui-se que a terapia com LBP é eficaz na redução de derrames intra-articulares no pós-operatório de reconstrução do LCA, encontrando resultados estatisticamente significativos para as medidas realizadas na margem superior da patela ($p = 0,046$). Podemos ainda afirmar que a ultrassonografia não se mostrou precisa na avaliação das mudanças de área das bolsas que contem o líquido sinovial do joelho.

Como complemento, a continuidade do tratamento rotineiro em piscina terapêutica em nossa clínica, observamos uma melhor evolução por parte daqueles pacientes que haviam se submetido ao tratamento com radiação laser. O tratamento em piscina terapêutica teve início no 13^o dia de pos-operatório. Os pacientes tratados com laser ingressaram nesta fase com o joelho apresentando menor volume de líquido sinovial intra-articular e com uma melhor mobilidade favorecendo, conseqüentemente, uma melhor reabilitação e retorno mais rápido às suas atividades cotidianas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, R. F.M.; CUNHA, F. G. Anatomia artroscópica do joelho, In: **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**. São Paulo: Roca, 2004. p.22, cap.4.

AMATUZZI, M. M; SOBRINHO, J. L. F. G; KOKRON, A. E. V. Biomecânica, In: AMATUZZI, M. M. **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**. São Paulo: Roca, 2004. p.42-64, cap.6.

AMATUZZI, M. M.; PACHECO, A. P. Anatomia do joelho, In: AMATUZZI, M. M. **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**. São Paulo: Roca,2004. p.9-20, cap.3.

BASFORD, JR. Low Intensity Laser Therapy – still not a established clinical tool. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.16, n.4, p.331-342, 1995.

BAXTER, G.D. **Therapeutic Laser**.Edinburgh: Churchill Livingstone, 1997.

BOLTON, J, The direct effect of 860 nm light on cell proliferation and on succinic dehydrogenate activity of human fibroblasts in vitro. **Laser therapy**, v.7, p. 55-60, 1995.

BRUGNERA JR, A.; PINHEIRO, A.L.B.; **Lasers na Odontologia Moderna**. São Paulo: Pancast, 1998.

BYRNES, K.R.; WAYNANT, R. W.; ILEV, I.K.; ANDERS, J.J. Cellular Invasion Following Spinal Cord Lesion and Low Power Laser Irradiation. **Lasers Surg. Med.** v.. 11, Suppl. 14, 2002.

CAMPANA, V.R.; MOYA, M. The Relative Effects of He-Ne Laser and Meloxican on Experimentally Induced Inflammation. **Laser Therapy**, v. 11, n.2, p. 36-48, 1999.

CHAVANTES, M. C.; JATENE, A. D. Aplicação de Laser na Área Cardiovascular. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, v.54, n.1, p. 63-68, 1990.

COLLS, J. **La terapia laser, hoy**. Barcelona: Centro Documentación Laser, 1986.

GARDNER, E.; GRAY, F. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia: Estudo regional do corpo humano**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1971. p.241-244.

GENOVESE, W. J. **Laser de Baixa Intensidade: Aplicações Terapêuticas em Odontologia**. São Paulo: Lovise, 2000. p.34-39, cap.3.

HACZEKI, O.; TAMURA, M. Near Infrared Quadruple Spectrophotometry of the Rat Read. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, v.248, p.63, 1989.

HAWKINS, R. J.; MISAMORE, G. W.; MERRITT, T. R. Follow-up of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. **Am. J. Sports Med.**, v.14, p.205-210, 1986.

HARRIS, DM.; PICK, R. Laser Physics. In: MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. **Lasers in Dentistry**. Chicago: Quintessence books, 1995. p. 27-38, cap. 2.

HECHT, J. **The Laser Guidebook**. New York: McGrawhill, 1992. p.448.

HENDERSON, A. R. **A Guide to Laser Safety**. London: Chapman & Hall, 1997. p. 63-76, 191-204, cap. 2, 9.

HERNANDEZ, A. J.; AMATUZZI, M. M. Lesão do ligamento cruzado anterior, In: AMATUZZI, M. M. **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**. São Paulo: Roca, 2004. p.265-292, cap.29.

HEUSSLER, JK.; HINCHEY, G.; MARGIOTTA, E.; QUINN, R.; BULTLER, P.; MARTIN, J.; STURGES, A.D. A double-blind randomized trial of low-power laser treatment in reumatoid arthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.52, p.703-706, 1993.

HONMURA, A.; YANASE, M.; OBATA, J.; HARUKI, E. Therapeutic Effect of GaAlAs Diode Laser Irradiation on Experimentally Induced Inflammation in Rats. **Lasers Surg. Med.** V. 12, n.4, p. 441-449, 1992.

JOMHA, N.M.; PINCZEWSKI, L. A.; CLINGELEFFER, A.; OTTO, D. D. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interference screw fixation. The results at seven years. **J. Bone Joit Surg.** v.81, p.775-779, 1999

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. São Paulo: Panamericana, 2000. p.98.

KARU, T. Effects of monochromatic low-intensity light and laser irradiation on adhesion of HeLa cells in vitro. **Lasers sug. med.**, v.18, p.171-177, 1996.

KARU, T. **The Science of Low-Power Laser Therapy**. Amsterdam: Gordon and Breach Science, 1998.cap.4 p.299.

KITCHEN, S.; BAZIN, S. **Eletroterapia de Clayton**. São Paulo: Manole,1998. p.191-210.

KOLARI, P.J. Penetration of unfocused laser light into the skin. **Archives of Dermatology**, v.277, p.342-44, 1985.

KUBOTA, J.; OSHIRO, T. The effects of diode laser low reactive level laser therapy (LLLT) on flap survival in a rat model. **Laser therapy**, v.1, n.3, p.127, 1989.

LATARJET, M; LIARD A.R. **Anatomia Humana**. São Paulo: Panamericana, 1993. v.1, p.800, 813.

LIEVENS, P. C. The effect of I.R. laser irradiation on the vasomotricity of the lymphatic system. **Laser med. sci.**, v.6, p.189-191, 1991.

LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia Explicada – Princípios e Práticas**. 3ed. São Paulo : Manole, 2001. p.17-31, 389-409, cap.1, 14.

LUBART, R. The effects of He-Ne laser (633nm) radiation on intracellular Ca⁺² concentration in fibroblasts. **Laser therapy**, v.9, p.115-120, 1997.

MAIMAN, T.H. Stimulated Optical Radiation in Ruby. **Nature**. v.187, p.493, 1960.

MALETIUS W.; MESSNER, K.: Eighteen to twenty-four year follow-up after complete rupture of the anterior cruciate ligament. **Am. J. Sports Med.**, v.27, p.711-717, 1999.

MESTER, E.; SPIRY, T.; SZENDE, B.; TOTA, J.G. Effect of laser rays on wound healing. **Am. J. Surg.**, v.22: 532-535, 1971.

MCKENZIE, A. L. Physics of thermal processes in laser-tissue interaction. **Phys. Med. Biol.**, v.35, p.1175-1209, 1990.

MCMAHON, P. J.; DETTLING, J. R.; YOCUM, L.A.; GLOUSMAN, R. E. The cyclops lesion: a cause of dininished knee extension after rupture of the anterior cruciate ligament. **Arthroscopy**, v.15, p.757-761, 1999.

MELLO, J. B.; MELLO, G. P.S. **Laser em Odontologia**. São Paulo: Santos, 2001.p.3-85, cap.1 a 7.

MICKILEY, A. F.; HARLEN, F.; WHILLOCK, M. J. Biological Interactions of Optical Radiations. In: HILGER, A. **Hazards of Optical Radiation**. Bristol: Adam Hilger, 1988.p.12-23.

MORRONE, G.; GUZZARDELLA, G.A.; ORIENTI, L.; GIAVARESI, G.; FINI, M.; ROCCA, M.; TORRICELLI, P.; MARTINI, L.; GIARDINO, R. Muscular Trauma Treated with a GaAlAs Diode Laser: In Vivo Experimental Study. **Lasers Med. Sci.**, v.13, p. 293-298, 1998.

OLIVI, R.; PRADA, F.S.; PÉCORA, J. R.; AMATUZZI, M. M.; Meniscos. In: AMATUZZI, M. M. **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**. São Paulo: Roca, 2004.p.65-74, cap.27.

OSHIRO, T.; **Low reactive-level laser therapy pratical application**. Chichester: John Wiley & Sons, 1991. p.3-10.

PALMGREN, N. Low-power laser therapy in rheumatoid arthritis. **Laser med. sci.** v.12, p.441, 1992.

PRADA, F.S. Membrana Sinovial. In: AMATUZZI, M.M. **Joelho: Articulação central dos membros inferiores**, São Paulo: Roca, 2004. p.511-514, cap.59.

RIBEIRO, M.S.; ZECELL, D. M. Laser de baixa intensidade. In: GUTKNECHT, N.; EDUARDO, C.P. **A odontologia e o laser**, São Paulo: Ed. Santos, 2004.p.217-237.

RIGAU i MAS, J. Bioenergia e Propriedades Ópticas dos Tecidos. In: BRUGNERA JÚNIOR, A.; PINHEIRO, A. L. B. **Lasers na Odontologia Moderna**. São Paulo: Pancast, 1998.p. 63-78, cap.4.

SCHAWLOW, A. L. Principles of Lasers. **Journal of Clinical Laser Medicine And Surgery**, v.13. n.3, p.127-130, 1995.

SATTAYUT, S.; HUGHES, F.; BRADLEY, P. 820 nm Gallium Aluminium Arsenide Laser, Modulation of Prostaglandin E₂, Production in Interleukin I, Stimulated Myoblasts. **Laser Therapy**, v.11, n.2, p.88-95, 1999.

SILVEIRA, J.; LOPES, E. E. Alguns aspectos do comportamento do mastócito sob a ação do raio laser de As-As 904 nm (estudo experimental em cobaias – Cavia porcelos) In: DONATO, A. C.; BORAKS, S. **Laser Clínico, aplicações em práticas em odonto estomatologia**. São Paulo: Robe, 1993. p.27-58.

TACHIARA, R.; FARINELLI, W.A.; ANDERSON, R.R. Low Intensity-Induced Vasodilatation in Vivo. **Lasers Surg. Med.** v.11, Suppl.14, 2002.

TURNER, J.; HODE, L. **Laser therapy in dentistry and medicine**. Stockholm: Prima Books, 1996.

TUNER, J.; HODE, L. **Low level laser therapy**. Clinical practical and scientific background. Sweden: Prima Books, 1999.

TURCYNISKI, B.; CIESLAR, G.; SIERON, A. Changes of rheologic properties of blood in experimental animals irradiated with low energy laser. **Laser Technology IV: Applications in medicine**, n. 2203, p.165-167, 1993.

ANEXOS

Anexo A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

1 .Responsáveis: Dr. Max Parreiras e Dr. Marcus Vinícius Vieira Teixeira

2 .Título do Trabalho: Análise da Eficácia do Laser de Baixa Potência (780 nm) Em Derrames Intra-Articulares do Joelho, no Pós-Operatório de Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior.

3 .Nome do Paciente:

Eu compreendo que fui convidado para participar como voluntário(a) nesta pesquisa.

O objetivo deste estudo é minimizar o efeito do edema intra-articular do joelho no pós-operatório de reconstrução do LCA.

Eu compreendo que as informações obtidas nesta pesquisa poderão ser utilizadas para o melhor tratamento que necessito e de outros pacientes em condições semelhantes à minha.

A minha participação neste estudo não é remunerada, assim como também os pesquisadores não terão qualquer benefício financeiro com ele.

4 .Riscos Para o Paciente:

4.1 – Os métodos de avaliação (perimetria e ultra-sonografia) não oferecem riscos ao paciente;

4.2 – A terapia de *laser* de baixa potência também não oferece riscos, pois iremos trabalhar com o comprimento de onda de 780 nm que é atérmico, provocando estimulação tecidual, sem causar lesões ao organismo.

5 .Direito de Privacidade:

Estou ciente de que a minha identidade será preservada e que as informações obtidas com a pesquisa serão divulgadas, de forma que os resultados não poderão ser relacionados à minha pessoa.

6 .Declaração de Danos:

Caso ocorra algum dano à minha pessoa, ainda que improvável, resultante diretamente da minha participação nesta pesquisa, o pesquisador e a Instituição serão responsáveis. Terei também, gratuitamente, todo o tratamento para recuperar algum dano decorrente da pesquisa.

7 .Recusa ou Retirada:

Eu compreendo que minha participação é voluntária e eu posso recusar ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isso prejudique meu tratamento atual ou futuro nesta Instituição.

Eu confirmo que os responsáveis, Dr. Max Parreiras e Dr. Marcus Vinicius Vieira Teixeira, explicaram-me os objetivos desta pesquisa e os procedimentos a que serei submetido e que li e compreendi este formulário de consentimento. Portanto, concordo em participar desta pesquisa e uma cópia deste formulário ficará em meu poder.

Pouso Alegre, ____/____/____

Paciente ou Responsável:

Pesquisador:

Anexo B

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP**CERTIFICADO**

Certificamos que o Protocolo n.º L071/2005/CEP, sobre “*Análise da eficácia do laser de baixa potência em derrames intra-articulares do joelho no pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior*”, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Egberto Munin, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 24 de maio de 2005

PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap

Anexo C**FICHA – PROTOCOLO**

Ficha de protocolo para avaliação perimétrica do joelho operado de reconstrução do
LCA

Nome:

Idade:

Data:

Joelho: D - E

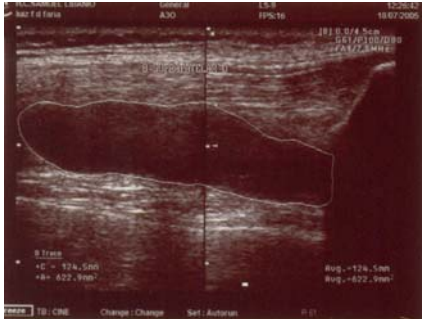
Laser: : S - N

Posicionamento: Paciente em decúbito dorsal, relaxado, mensurar a perimetria do joelho.

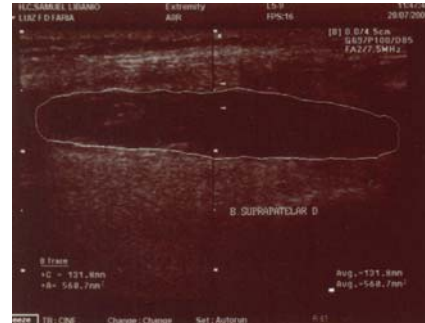
	1ª Avaliação / /	2ª Avaliação / /	Joelho Normal
Abaixo do pólo inferior da patela			
Abaixo da margem superior da patela			
Abaixo de 2 cm da margem superior da patela			

Anexo D

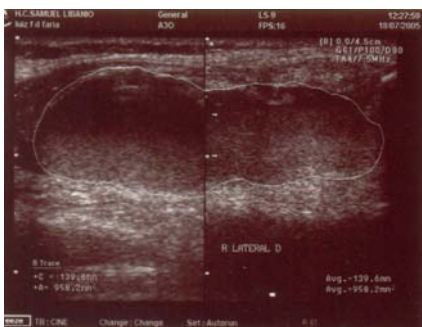
Ultrassonografia comparativa de um joelho antes e após as sessões de terapia laser:



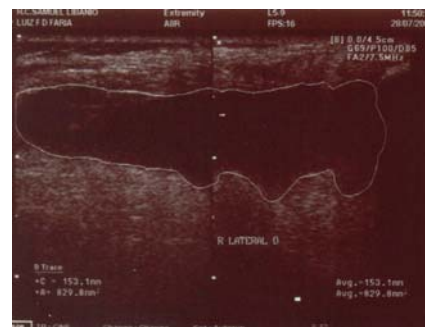
Bolsa Supra Patelar – US inicial



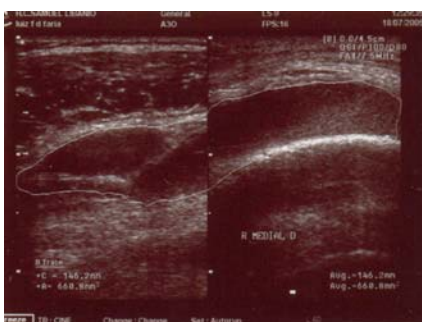
Bolsa Supra Patelar – US final



Região Lateral – US inicial



Região Lateral – US final



Região Medial – US inicial



Região Medial – US final