

***ANÁLISE COMPUTADORIZADA DAS CARGAS
E DEFORMAÇÕES NA UTILIZAÇÃO DO
FIXADOR EXTERNO LINEAR MONOPLANAR
NAS FRATURAS INSTÁVEIS DA TÍBIA
SEMELHANTE À HUMANA***

OROTAVO LOPES DA SILVA

OROTAVO LOPES DA SILVA

***ANÁLISE COMPUTADORIZADA DAS CARGAS E
DEFORMAÇÕES NA UTILIZAÇÃO DO FIXADOR
EXTERNO LINEAR MONOPLANAR NAS FRATURAS
INSTÁVEIS DA TÍBIA SEMELHANTE À HUMANA***

Dissertação apresentada à
Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do
título de Mestre em
Engenharia Mecânica na área
de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá

2005

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

OROTAVO LOPES DA SILVA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A

OBTENÇÃO DO TÍTULO DE

“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-

GRADUAÇÃO

Prof. Dr. JOÃO ANDRADE DE CARVALHO JR

Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. ARAILDO LIMA DA SILVA

Departamento de Mecânica

Orientador / UNESP - FEG

Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI

Departamento de Mecânica

UNESP - FEG

Prof. Dr. ARNALDO LUIZ LEON BLUM

Universidade de Nova Iguaçu - UNIG

Dezembro 2005

DADOS CURRICULARES

OROTAVO LOPES DA SILVA

NASCIMENTO	31/03/1969 – Valença / RJ
FILIAÇÃO	Orotavo Pedro Lopes da Silva Leusa de Souza Lopes da Silva
1987-1991	Curso de Graduação – Medicina Veterinária - Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
1992-1997	Curso de Graduação – Medicina – Faculdade de Medicina de Valença
1998-1999	Curso de Pós-Graduação em Metodologia do Ensino Superior - Fundação Educacional D. André Arcoverde, Valença-RJ

Dedico esta Dissertação aos meus pais, Orotavo Pedro e Leusa, que em momento algum da minha vida deixaram de me apoiar e me incentivar, e a minha querida esposa Paula, que com amor, conhecimento e paciência, foi fundamental para a realização desta conquista.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. Araildo Lima da Silva que me aceitou neste desafio e com serenidade e sabedoria conduziu este estudo.

Aos professores do Departamento de Mecânica, em especial ao Prof. Dr. José Elias Tomazini, pela atenção e colaboração.

Aos funcionários Lúcia, Manoel, Roselée, Urbano e Walter, que sempre colaboraram prontamente quando solicitados.

Ao meu companheiro no curso e nas viagens, Dr. Carlos Henrique D. Branco, por ter aceito e me acompanhado neste desafio.

Às funcionárias da Pós-Graduação e da biblioteca pela compreensão dispensada.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização desta Dissertação.

SILVA, O. L. Análise Computadorizada de Cargas e Deformações na Utilização do Fixador Externo Linear Monoplanar nas Fraturas Instáveis da Tíbia Humana. Guaratinguetá, 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Semiológica) – Faculdade de Engenharia, Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Fixadores externos constituem um importante recurso dentro do arsenal terapêutico dos ortopedistas na reparação das fraturas. Estão disponíveis em diversos modelos e sistemas, sempre fixados ao osso do paciente e com suas estruturas de sustentação permanecendo externamente à pele. Dentro de suas inúmeras aplicações nos dias atuais, destacam-se no tratamento inicial das fraturas expostas, uma vez que conferem estabilidade ao osso fraturado deixando um mínimo de material de síntese interno, o que minimiza as infecções. Dessa forma, sua disposição espacial necessita ser planejada e confeccionada rapidamente, uma vez que suas peças são disponibilizadas separadas, ficando o resultado final em sua grande parte na dependência da experiência do cirurgião ortopedista. Este projeto visa gerar conhecimentos a respeito da análise computadorizada da biomecânica do sistema osso-fixador, direcionando o uso dos fixadores externos a uma aplicação menos empírica e com maior previsibilidade de seu comportamento em função das cargas a que será submetido.

PALAVRAS-CHAVE: Fixadores externos, biomecânica, tíbia.

SILVA, O. L. Computerized Analysis of Loads and Deformation when Single Plane, Linear, External Fixation Equipment is used with Unstable Fractures of the Human Tibia. Guaratinguetá, 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Semiológica) – Faculdade de Engenharia, Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

External fixation equipment is now an important part of the therapeutic arsenal of orthopedicians when setting and repairing fractures. They are available in various models and several systems, always fixed to the patient's bones and with their supporting structures remaining outside the patient's skin. Among the innumerable ways that this equipment is used nowadays, the initial treatment of exposed fractures stands out since it provides stability to the fractured bone at the same time that it leaves a minimum of internal synthesis matter or material, thus minimizing infection. In this way, the equipment's spatial placement needs to be planned and it should be rapidly put together, since the different parts are available separately leaving the final result largely dependent on the orthopedic surgeon's experience. This project has as its goal the creation of knowledge in relation to the computerized analysis of the biomechanics of the bone-setting system, moving the use of external fixation equipment towards a less empirical application and in the direction of a greater predictability of its behaviour in function of the loads to which it will be submitted.

KEYWORDS: External Fixation, biomechanics, tibia

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Estrutura de um osso longo.....	19
FIGURA 2.2 – Crescimento e divisão básica de um osso longo.....	20
FIGURA 2.3 – Corredores de segurança da perna.....	27
FIGURA 2.4 – Tipos de configurações do fixador externo linear.....	30
FIGURA 2.5 – Estojo com fixador externo tubular.....	31
FIGURA 2.6 – Fixador externo circular de Ilizarov.....	32
FIGURA 3.1 – Tíbia de poliuretano.....	47
FIGURA 3.2 – Corredores anatômicos de segurança para introdução dos pinos de Schanz.....	48
FIGURA 3.3 – Desenhos esquemáticos da montagem do fixador externo utilizado.....	49
FIGURA 3.4 - Estrutura montada para aplicação da carga axial e mensuração dos deslocamentos.....	51
FIGURA 3.5 – Vista superior dos planos utilizados	53
FIGURA 3.6 – Altímetro.....	53
FIGURA 3.7 – Relógio comparador de deslocamento.....	54
FIGURA 3.8 – Paquímetro digital.....	54
FIGURA 4.1 – Divisor Óptico e Medidor de Cames.....	58
FIGURA 4.2 – <i>Keypoints</i> plotados.....	58
FIGURA 4.3 – Reconstituição gráfica da tíbia e fixador externo.....	59
FIGURA 4.4 – Corpo de prova da tíbia de poliuretano.....	60
FIGURA 4.5 – Corpos de prova da haste de liga de alumínio.....	60

FIGURA 4.6 – Máquina universal de ensaios.....	61
FIGURA 4.7 – Máquina universal de ensaios com corpo de provas da haste	62
FIGURA 4.8 – Momento da fratura do corpo de provas da haste.....	62
FIGURA 4.9 – Deslocamento comparativo entre o aço e o alumínio.....	63
FIGURA 4.10 – Características do material.....	64
FIGURA 4.11 – Fixação da base da <i>tibia</i>	65
FIGURA 4.12 – Locais de aplicação das cargas.....	65
FIGURA 4.13 – Forças axiais aplicadas sobre a <i>tibia</i>	66
FIGURA 4.14 – Nó nº 228 na ilustração não deformada e deformada.....	67
FIGURA 4.15 – Ilustração do deslocamento vetorial.....	68
FIGURA 4.16 – Gráfico dos deslocamentos vetoriais do nó nº 228.....	68
FIGURA 5.1 – Deslocamentos do modelo experimental.....	70
FIGURA 5.2 – Ilustra o deslocamento excessivo quando considerado o alumínio como constituinte único do modelo computadorizado.....	71
FIGURA 5.3 – Deslocamentos do modelo computadorizado.....	72
FIGURA 5.4 – Deslocamentos do foco de fratura (nó 383).....	73

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 – Altura de fixação dos pinos de Schanz.....	50
TABELA 3.2 – Distâncias entre a barra e o <i>osso</i>	50
TABELA 3.3 – Resultados do modelo experimental.....	55

LISTA DE SÍMBOLOS

EX módulo de elasticidade longitudinal

kg quilograma

mm milímetro

N Newton

NUXY coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	15
1.2	OBJETIVOS.....	16
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	17
2	DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DOS FIXADORES EXTERNOS	18
2.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	18
2.2	REVISÃO HISTÓRICA.....	21
2.3	REVISÃO TÉCNICA.....	25
2.3.1	Princípios da fixação externa.....	26
2.3.1.1	Anatomia do membro.....	26
2.3.1.2	Acesso à lesão.....	27
2.3.1.3	Demandas mecânicas.....	28
2.3.1.4	Conforto do paciente.....	28
2.3.2	Tipos de montagens mais freqüentes.....	29
2.3.3	Fixadores externos lineares: técnica de instalação.....	32
2.3.4	Indicações para fixação externa	38
2.3.4.1	Indicações aceitas.....	38
2.3.4.2	Indicações possíveis.....	39
2.3.4.3	Indicações ocasionais.....	41
2.3.5	Vantagens e desvantagens da fixação externa.....	42

2.3.5.1	Vantagens da fixação externa.....	42
2.3.5.2	Desvantagens da fixação externa.....	44
2.3.6	Complicações da fixação externa.....	45
3	AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO MODELO EM TÍBIA SINTÉTICA.....	47
3.1	INTRODUÇÃO.....	47
3.2	APLICAÇÃO DA CARGA.....	51
3.3	DESLOCAMENTOS.....	52
3.4	RESULTADOS.....	55
4	AVALIAÇÃO COMPUTADORIZADA DO MODELO UTILIZADO.....	56
4.1	INTRODUÇÃO.....	56
4.2	MÉTODOS DOS ELEMENTOS FINITOS.....	56
4.3	CONSTRUÇÃO DO MODELO VIRTUAL.....	58
4.4	ANÁLISE DOS MATERIAIS.....	60
4.5	APLICAÇÃO DAS CARGAS.....	64
4.6	RESULTADOS.....	66
5	DISCUSSÃO E COMENTÁRIOS.....	69
6	CONCLUSÕES.....	75
6.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	76
	REFERÊNCIAS.....	77
	GLOSSÁRIO.....	82

1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo é apresentada uma introdução geral sobre a dissertação, abrangendo desde a importância do trabalho, passando por uma revisão sobre os assuntos relacionados, objetivos a serem alcançados até uma explicação sobre a estrutura da dissertação.

1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

O estudo da biomecânica tem sido relegado a um segundo plano pela maioria dos ortopedistas devido à sua grande complexidade e falta de aplicabilidade prática. Na verdade, esta ciência vem a ser a chave de todo o comportamento físico encontrado nos implantes ortopédicos, e seu entendimento é imprescindível para o completo domínio das diferentes técnicas. Há a necessidade de se demonstrar como se comportam os diferentes sistemas de fixação externa de uma forma simples e de fácil entendimento (MÜLLER et al, 1993; NELE et al, 1994).

Define-se por fixador externo um grupo de aparelhos, geralmente metálicos, que permitem manter a rigidez ou estabilidade de estrutura óssea, com o qual se põe em contato através de fios e pinos de aplicação percutânea, quase sempre confeccionados em aço (BOLTZE; NIEDERER, 1978; BRIGGS; CHAO, 1982; PARKHILL, 1983; CAMBRAS, 1985; BOSSE et al, 1994; CAJA et al, 1994).

A utilização do fixador externo no tratamento de pacientes portadores de afecções ósseas remonta ao século passado. Desde as idéias lançadas por Malgaigne (apud Ceballos, 1983), a utilização deste método apresentou períodos de grande popularidade intercalados por outros de descrédito.

A indicação e a aplicação correta de um sistema de fixação externa dependem de três conceitos básicos: conhecimento anatômico da região, da fisiopatologia da lesão e conhecimento biomecânico do aparelho de fixação externa. Os dois primeiros conceitos são, em geral, bem conhecidos dos cirurgiões

ortopedistas, porém o terceiro conceito ainda vem sendo aplicado de forma bastante empírica, tornando-se assim, uma importante causa de insucessos nos tratamentos instituídos com os fixadores externos (Mc COY et al, 1983; BARRAL et al, 1988; GOOSENS et al, 1988; WILLIAMS et al, 1994).

Muitos trabalhos publicados na literatura fazem referência ao resultado clínico da utilização de fixadores externos para o tratamento, em ortopedia, de várias enfermidades, especialmente as traumáticas, congênitas e infecciosas. Encontram-se ainda citações quanto às complicações freqüentemente associadas ao método. Porém, ainda pouco se sabe sobre o comportamento mecânico dessas estruturas e qual a correlação entre as escolhas do sistema e da montagem, o tipo de enfermidade a ser tratada e as complicações passíveis ao conjunto. A grande maioria dos trabalhos nesta linha se utiliza de modelos experimentais práticos, o que dificulta, prolonga e limita o estudo.

1.2 OBJETIVOS

O propósito do presente estudo consiste em analisar um método de avaliação biomecânica dos fixadores externos através de um modelo computadorizado, de forma a permitir, num futuro próximo, análises múltiplas, precisas e rápidas das capacidades e deformações de outros modelos de fixadores externos, eliminando o empirismo e tornando as montagens melhor estruturadas e os resultados mais previsíveis. Ou seja, analisar virtualmente o desempenho dos modelos de fixadores externos tubulares, quando submetidos às forças de compressão axial, semelhantes àquelas observadas no ciclo da marcha, e a provável necessidade de novos estudos comparativos in vivo. Busca-se, portanto, esclarecer dúvidas e facilitar a indicação correta do modelo e estrutura mais adequada a cada fratura e biótipo do indivíduo.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O capítulo 1, intitulado **INTRODUÇÃO**, apresenta o trabalho, os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

O capítulo 2, denominado **DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DOS FIXADORES EXTERNOS**, faz um breve relato de como evoluiu a fixação externa, enfatizando o aspecto estrutural até o momento atual. Comenta, também de forma resumida, os princípios e indicações de sua utilização, para que possamos entender melhor o problema e, com isso, discutir propostas melhores para solucioná-los.

O capítulo 3, com título **AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO MODELO EM TÍBIA SINTÉTICA**, apresenta o desenvolvimento do ensaio prático realizado em laboratório, narrando e explicando a metodologia utilizada e apresentando os seus resultados.

O capítulo 4, de título **AVALIAÇÃO COMPUTADORIZADA DO MODELO UTILIZADO**, apresenta os materiais e métodos, assim como os resultados, da análise computadorizada utilizada no presente trabalho, enfatizando os subsídios necessários.

O capítulo 5, denominado **DISCUSSÃO E COMENTÁRIOS**, faz uma comparação e análise dos resultados experimentais e computadorizados obtidos, comentando a viabilidade na utilização do modelo computadorizado proposto como uma contribuição prática à rotina da traumatologia nos dias atuais.

Por fim, o capítulo 6, **CONCLUSÕES**, apresenta objetivamente as conclusões do presente estudo e as *sugestões para trabalhos futuros*, que comenta e avalia as principais pendências e perspectivas do contexto estudado, colocando-as como sugestões para futuras pesquisas em um assunto que certamente promete ainda grandes inovações visando minimizar os atuais problemas suscitados.

2. DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DOS FIXADORES EXTERNOS

2.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A Ortopedia, como as demais especialidades da medicina, desenvolveu-se por uma necessidade. Neste caso, por uma necessidade de corrigir deformidades, restabelecer a função e aliviar a dor. Para cumprir tais objetivos, vem lançando mão e aperfeiçoando, desde os primórdios da humanidade, de uma grande variedade de técnicas e artefatos.

Ortopedia e Traumatologia é a especialidade médica que estuda e trata, fundamentalmente, das doenças do aparelho locomotor. O que chamamos de Ortopedia engloba especialmente as doenças não decorrentes dos traumatismos em geral, como tumores, doenças congênitas, doenças osteometabólicas, deformidades, etc., enquanto a Traumatologia, neste contexto, enfoca as lesões causadas por trauma nas diversas estruturas anatômicas que compõem o aparelho locomotor, como ossos, músculos, ligamentos, tendões, articulações, etc.

Entre os diversos tipos de lesões estudadas pela Traumatologia, encontramos em especial as fraturas do tecido ósseo, que podem ser definidas como a perda da integridade estrutural deste tecido, de forma completa ou incompleta.

O tecido ósseo, quanto a sua constituição se divide basicamente em dois tipos: o osso chamado trabecular ou esponjoso que caracteriza-se por ser mais amolecido e mais vascularizado, e o osso cortical ou compacto que é mais endurecido e menos suprido de vasos sanguíneos.

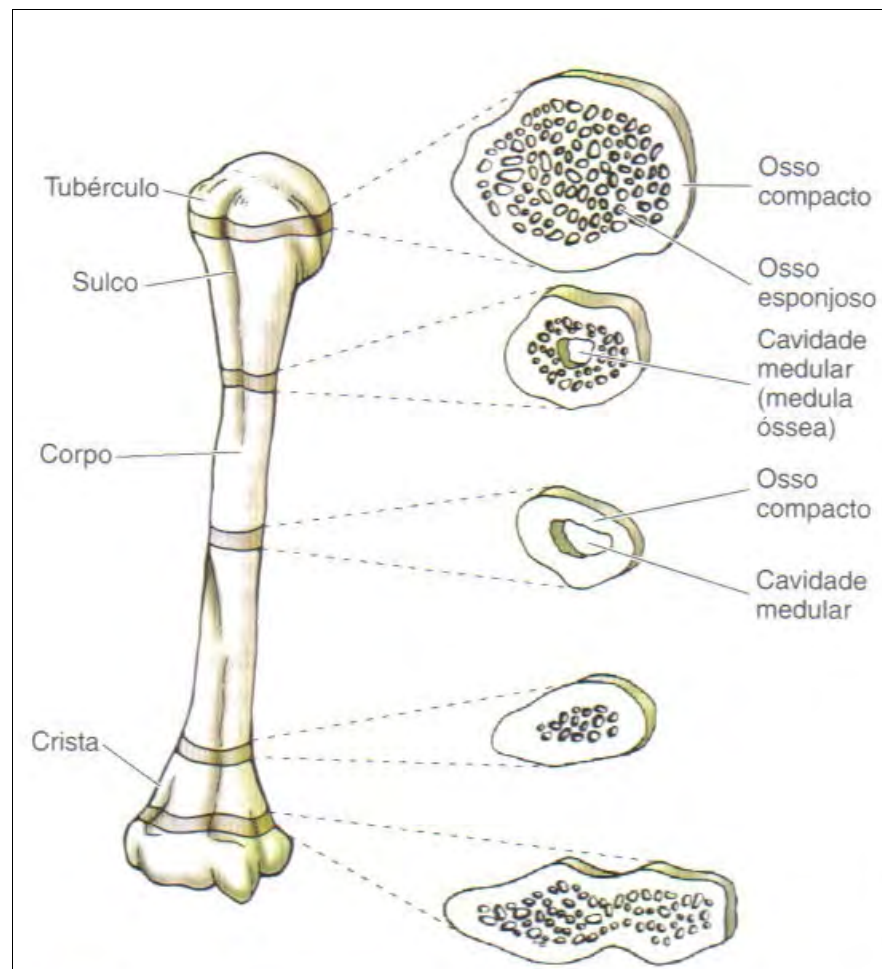


Figura 2.1 – Estrutura de um osso longo (Moore, 2001)

Dentre os diversos tipos de ossos do nosso corpo, encontramos os chamados ossos longos, caracterizado por ter um comprimento que supera várias vezes seu diâmetro, como por exemplo o úmero no braço e o fêmur na coxa. Estes ossos possuem classicamente cinco regiões, chamadas de epífise proximal, metáfise proximal, diáfise, metáfise distal e epífise distal, cujas estruturas são compostas por tipos de ossos diferentes, sendo respectivamente osso esponjoso, osso de transição e osso compacto Figuras 2.1 e 2.2. Neste trabalho vamos nos reportar de forma mais específica as fraturas diafisárias do maior osso da perna denominado tíbia.

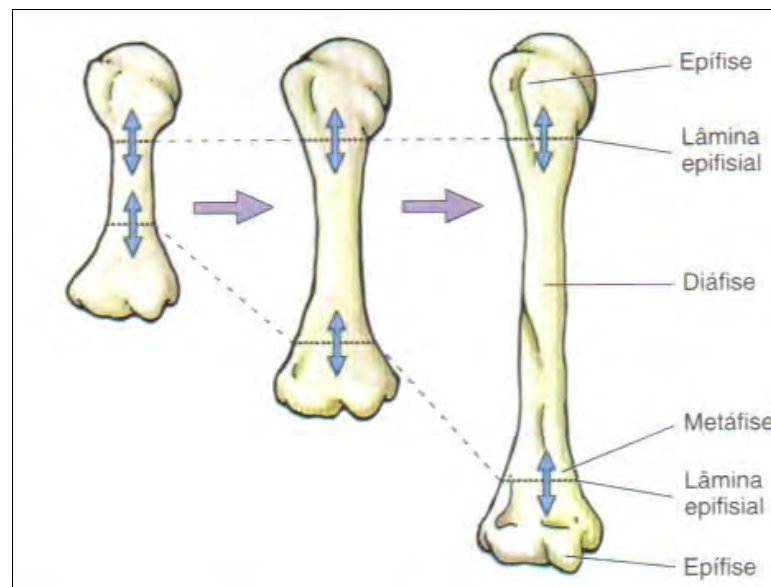


Figura 2.2 – Crescimento e divisão básica de um osso longo (Moore, 2001)

Quando se pensa em tratar uma fratura, invariavelmente há de se considerar os critérios de estabilidade da fratura, abordados de forma ampla e, até complexa, por suas respectivas classificações, segundo a região, Escola, autor, etc. Num primeiro instante a decisão é se a fratura é suficientemente estável que permita o chamado tratamento conservador, ou seja, não cirúrgico, com gesso, talas, tipóias, órteses, etc., ou se é uma fratura enquadrada como instável que careça de tratamento cirúrgico com sua conseqüente fixação através de algum material de síntese.

No imenso arsenal de material de síntese que disponível nos dias de hoje, existem dois grandes grupos no que tange sua localização em relação ao corpo, sendo um grupo os que são colocados sob o revestimento cutâneo, chamados de síntese interna; e o outro no qual seu principal componente estrutural de sustentação das fraturas permanece fora do corpo, possuindo unidades que transfixam o revestimento cutâneo e se prendem ao osso, chamado de síntese externa ou fixação externa, que se faz no objeto de estudo da presente dissertação.

A indicação e a aplicação correta de um sistema de fixação externa dependem de três conceitos básicos: conhecimento anatômico da região, da fisiopatologia da lesão e conhecimento biomecânico do aparelho de fixação externa. Os dois primeiros conceitos são, em geral, bem conhecidos dos cirurgiões ortopedistas, porém o terceiro conceito ainda vem sendo aplicado de forma bastante empírica, tornando-se assim, uma importante causa dos insucessos nos tratamentos instituídos com os fixadores externos (Mc COY *et al*, 1983; BARRAL *et al*, 1988; WILLIAMS *et al*, 1994).

2.2 REVISÃO HISTÓRICA

Segundo Crenshaw (1996), em 1853, Malgaigne descreveu um dispositivo claviforme usado percutaneamente, para a compressão e imobilização dos principais fragmentos de patelas fraturadas e em 1893 Keetley, observando a freqüência de consolidações deficientes no fêmur, recomendou que pinos rígidos fossem inseridos percutaneamente, e mantidos num dispositivo especial de fixação externa. Esse autor observou que a rigidez dos pinos era, com freqüência, mais aparente que a realidade, mas que isto não impedia o uso de formas adjuvantes de imobilização, como talas ou aparelhos. Um comentário em editorial observou que “*este era, de fato, um avançado e engenhoso método, que poucos desejariam seguir*”.

Parkhill, em 1897, descreveu o uso de dois pinos acima e dois pinos abaixo da fratura em ossos longos, externamente unidos por uma engenhosa presilha, para a redução e imobilização da fratura. Freeman (apud Crenshaw, 1996) publicou uma série de artigos entre 1909 e 1919, defendendo o uso de pinos externos para a fixação de um alinhamento anatômico, protegendo destarte o cirurgião da responsabilidade das radiografias.

Lambotte (1907) foi provavelmente o primeiro a defender o uso de pinos rosqueados, mas este autor usou apenas um pino acima e um abaixo do local fraturado.

Crile, em 1919, defendeu um fixador externo particularmente adaptado para as fraturas de fêmur, associadas a ferimentos de guerra, mas esta técnica recebeu pouquíssima popularidade. Em 1930, Riedel tentou usar pinos conectados a uma presilha externa, para a manutenção da posição na osteotomia para o quadril. Conn em 1931, modificando os fixadores externos anteriores usados, descreveu 15 excelentes resultados em 20 pacientes, embora tenha citado freqüentes problemas de infecção no trajeto do pino.

Em 1931, Bosworth descreveu um dispositivo para o alongamento tibial, e Pitkin e Blackfield em 1931 foram os primeiros a defender os pinos inseridos através de ambas as camadas corticais, e fixados a dois clampes de fixação externa.

R. Anderson; Anderson e Burgess; Anderson e Finlason; Anderson, McKibbin, e Burgess; e Anderson e O'Neill de Seattle (*apud* Crenshaw, 1996), durante o período de 1933 a 1945, apresentaram uma série de artigos concernentes ao uso de unidades de pinos e pinos inteiros, para o tratamento das fraturas de virtualmente todos os ossos longos, artrodeses, e procedimentos de alongamento do membro inferior. Em 1937 Stader, um veterinário, introduziu a fixação por pino com uma tala externa para o tratamento de fraturas em pequenos animais. Alguns cirurgiões aplicaram os métodos de Stader a pacientes humanos, com resultados variáveis .

De 1930 a 1950, este método caiu em descrédito na América do Norte, por causa da ausência de fixação rígida pelos pinos e estruturas externas, e pelas freqüentes infecções do trajeto do pino, embora tenha havido alguns relatos publicados de bons resultados. De 1938 a 1954 Hoffmann da Suíça, apresentou uma série de artigos descrevendo seu método de fixação externa, e numerosos autores da Europa e Escandinávia subseqüentemente publicaram

excelentes resultados em suas séries, usando esta técnica (CRENSHAW, 1996).

Estes relatos trouxeram a lume um renascimento da popularidade dos fixadores externos, impelindo o Comitê sobre Fraturas e Cirurgia Traumática da Academia Americana de Cirurgias Ortopédicas em 1950, a iniciar uma pesquisa para a avaliação da eficiência e praticabilidade desse método de tratamento, de modo que pudesse ser determinado o seu lugar entre os métodos de tratamento das fraturas. O Comitê recomendou, ainda, que qualquer cirurgião que contemplasse o uso da fixação externa, deveria adquirir treinamento especial sob supervisão de um cirurgião que tivesse tratado de pelo menos 200 pacientes por este método. O uso do método por médicos sem um treinamento adequado não foi defendido (CRENSHAW, 1996).

Charnley em 1948 popularizou seu dispositivo de compressão para a facilitação da artrodese das articulações, e esta técnica rapidamente cresceu em popularidade. Em 1966 e 1974 Anderson e associados descreveram o uso de pinos transfixantes incorporados num aparelho de gesso, para o tratamento bem sucedido de grande série de fraturas diafisárias, do mesmo modo que Sladek e Kopta. De 1968 a 1970, Vidal e Vidal e cols. modificaram o dispositivo original de Hoffmann, de uma só unidade de pino, para uma estrutura bicortical quadrilateral, aumentando grandemente as indicações para a fixação externa, bem como sua utilização. Jorgensen, Olerud, Karlström e Olerud, e outros documentaram mais aprofundadamente a utilidade da técnica numa diversidade de fraturas expostas e cominutivas, e em pseudartroses durante os diversos anos seguintes (CRENSHAW, 1996).

Não foi senão na década de 70 que a fixação externa rígida recebeu amplo reconhecimento nos Estados Unidos. Numerosos autores da América do Norte publicaram seus resultados com o uso de fixação externa no tratamento das fraturas de ossos longos, com um renovamento do entusiasmo por esta técnica, em situações especificamente indicadas. Este renovado interesse pela

técnica ocorreu por diversas razões, inclusive o desenvolvimento de uma variedade de tamanhos e configurações de estruturas, pinos maiores e mais resistentes, melhores metais, e melhor conhecimento das técnicas e indicações (CRENSHAW, 1996).

A primeira referência ao uso do fixador externo data de 1840, quando Malgaigne descreveu um que consistia de um punção o qual chegava até o osso percutaneamente e era mantido em posição por uma tira de couro afivelada circularmente na perna. Anderson (1934) e Hoffmann (1954) desenvolveram fixadores muito versáteis que permitem correção dos desvios após sua aplicação. O aperfeiçoamento dos aparelhos para uso específico foi conseguido por Charley (1948) e por Wagner (1978).

As origens da fixação externa datam de Malgaigne, que no século XIX desenvolveu pontas e “garras” de metal com tiras colocadas por amarração para estabilizar fraturas desviadas (Malgaigne e Connaissance 1853/54). Parkhill (1898) de Denver e Lambotte (1907) de Bruxelas contruíram os primeiros fixadores externos clinicamente úteis, por volta da virada do século. Codivilla (1905) e Putti (1919) combinaram pinos e gesso para alongamento da perna. A introdução, nos últimos anos 30, dos pinos de transfixação, mecanismos de distração e compressão longitudinal, e articulações universais levou aos muito sofisticados aparelhos de Anderson (1936 a,b), Stader (1937) e Hoffmann (1954) (MÜLLER *et al*, 1993).

Depois da II Guerra Mundial, Ilizarov desenvolveu fixadores circulares altamente complexos, mais versáteis, que se mostraram bem apropriados para a correção de discrepâncias de comprimento dos membros, desvios, e transporte segmentar após corticotomia (ILIZAROV *et al*, 1992).

Após a Segunda Guerra Mundial, o desenvolvimento dos fixadores externos seguiu dois caminhos distintos. No mundo ocidental, os cirurgiões que se baseavam nos conceitos da escola de Montpellier preferiram adotar estruturas rígidas, uni ou bilaterais, mais simples e de fácil aplicação, porém

dotadas de recursos limitados quanto aos ajustes. Na Europa Oriental, seguindo a escola Soviética, a opção foi por estruturas anelares, elásticas, dinâmicas, mas que oferecem maiores dificuldades de aplicação no membro (BIANCHI-MAIOCCHI, 1983;1985).

Simultaneamente, cirurgiões e engenheiros na Europa Ocidental e América do Norte focalizaram-se no desenvolvimento de aparelhos simples, mecanicamente corretos, que se tornaram valiosos do tratamento de fraturas expostas e infectadas. Um estudo recente por Mears (1983) examinou estes aparelhos (MEARS, 1983; MÜLLER *et al*, 1993).

2.3 REVISÃO TÉCNICA

Com componentes aperfeiçoados e uma melhor compreensão dos princípios (Behrens e Searls 1986) que governam o seu uso seguro e efetivo, os fixadores externos tornaram-se recursos indispensáveis nas mãos do cirurgião de trauma experiente. As indicações principais para a fixação externa são a estabilização de fraturas expostas graves e pseudatroses infectadas, e a correção de desvios e discrepâncias de comprimento das extremidades. Outras indicações incluem a estabilização inicial da destruição de tecidos moles e ossos em pacientes politraumatizados, fraturas fechadas com lesões associadas graves dos tecidos moles (esmagamentos do invólucro de tecidos moles, queimaduras, condições dermatológicas), lesões diafisárias e periarticulares gravemente cominuídas, estabilização transarticular temporária de lesões graves dos tecidos moles e ligamentos, certas rupturas do anel pélvico, algumas fraturas em crianças, artrodeses e osteotomias (BEHRENS e SEARLS, 1986; MÜLLER *et al*, 1993; PARDINI e SOUZA, 2000)

2.3.1 Princípios da Fixação Externa:

Para que seja seguro e efetivo, um fixador colocado deve ter uma baixa taxa de complicações graves, não ser obstrutivo, ser suficientemente rígido para manter o alinhamento sob situações adversas de carga, facilitar a sustentação completa do peso, e ser adaptável a uma ampla variedade de condições de trauma e pacientes. A experiência acumulada ao longa da última década mostrou que estes objetivos são melhor atingidos quando obedecendo-se a quatro princípios básicos, os quais exigem que a armação colocada acomode otimamente a anatomia vital do membro, o acesso à lesão para desbridamento e procedimentos secundários, as demandas mecânicas de paciente e trauma, e o conforto do paciente (BEHRENS e SEARLS, 1986; MÜLLER *et al*, 1993).

2.3.1.1 Anatomia do Membro

Usando a perna como exemplo, torna-se evidente que o corredor de segurança para os tecidos moles, através do qual pinos de Schanz podem ser inseridos sem lesar os principais vasos, nervos e unidades musculotendíneas localiza-se ântero-medialmente e varia em tamanho desde um arco de 220° perto do platô tibial a um arco de 120° imediatamente acima da articulação do tornozelo (Figura 2.3). Para prevenir lesões aos vasos poplíteos na perna proximal, a área de saída de pinos de Schanz deve ser limitada à parte medial da tibia posterior. Evitando-se os dois quintos distais do córtex tibial lateral, se evitará lesão de vasos tibiais anteriores. O uso, durante a perfuração, da adaptação oscilante da furadeira de pequena potência é fortemente recomendado a fim de evitar dano aos vasos e nervos.

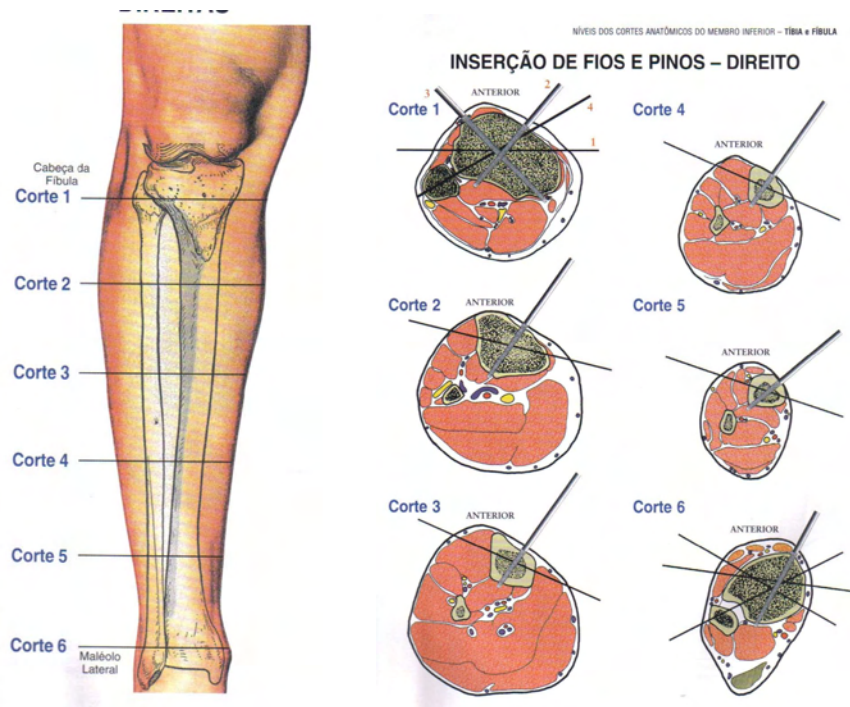


Figura 2.3 – Corredores de segurança da perna (Catagni, 2002)

A estreiteza do corredor de segurança na perna e na maioria dos outros segmentos do corpo limita a escolha das armações seguras a configurações unilaterais em um ou dois planos (GREEN, 1981).

2.3.1.2 Acesso à lesão:

Dentro do corredor de segurança, a armação do fixador é aplicada de modo a não interferir com o acesso à ferida, seja para o desbridamento inicial seja para procedimentos secundários, tais como transferência de retalhos de tecido pediculados ou livres, seqüestrectomias ou a colocação de um enxerto ósseo (MÜLLER *et al*, 1993).

2.3.1.3 Demandas Mecânicas:

Evidência clínica e experimental (Behrens e Johnson 1985; Behrens et al 1983; Behrens e Searls 1986) mostrou que com uso de componentes tubulares AO os fixadores unilaterais de um ou dois planos podem ser feitos suficientemente rígidos para acomodar a maioria das condições de trauma. As sete características seguintes da armação demonstraram aumentar a rigidez de uma armação já colocada e diminuir a movimentação no local da fratura:

- 1- Colocação da armação principal no plano sagital.
- 2- Aumento da separação dos pinos de Schanz dentro de cada fragmento ósseo principal.
- 3- Pré-carregamento dos pinos de Schanz – feito automaticamente por ligeiro aumento de tamanho (+ 0,2mm) do cerne (pinos cônicos).
- 4- Aumento do número de pinos de Schanz em cada fragmento (segmento da fratura) ósseo.
- 5- Redução da distância entre o osso e o tubo longitudinal.
- 6- Fixação de um segundo tubo longitudinal no mesmo plano dos pinos de Schanz com os clampes de cada tubo em contato estreito.
- 7- Criação de uma armação unilateral em dois planos, isto é, construção de uma segunda meia-armação dentro do corredor de segurança.

2.3.1.4 Conforto do paciente:

Conforme Müller *et al* (1993), na vasta maioria dos casos, configurações de fixador unilaterais simples são suficientes, assim evitando desconforto do paciente e o comprometimento funcional característico das montagens bilaterais ou circulares. Os pinos de Schanz podem ser encurtados nos clampes fixos por meio do cortador apropriado de pinos.

2.3.2 Tipos de Montagens mais Frequentes:

O tipo de fixador a ser utilizado depende da idade e do tamanho do paciente, do tipo e da localização da fratura, da preferência em razão da experiência prévia do cirurgião e da disponibilidade de material no centro cirúrgico. Existem vários tipos de fixadores externos disponíveis, quando optamos pela realização de montagens lineares. Os componentes básicos de um fixador externo são os fios ou pinos de fixação, as hastes longitudinais de sustentação e os elementos de conexão entre os pinos ou fios e as hastes (PARDINI e SOUZA, 2000).

Os fios e pinos variam de 1,5 a 6mm de diâmetro e devem ocupar menos de um terço do diâmetro ósseo. Podem ser lisos ou rosqueados e, em relação aos membros, transfixantes ou não (ZALSEY *et al*, 1992).

As hastes que formam o suporte longitudinal são lisas ou rosqueadas, maciças ou tubulares. Estas hastes podem ser contínuas, ou articuladas ou telescópicas, o que facilita ajustes no alinhamento e dinamização axial.

Os elementos de conexão entre os pinos e as hastes variam de simples conectores a plataformas ou anéis (PARDINI e SOUZA, 2000).

Chao *et al* (1989), com base da disposição geométrica da estrutura, distingue seis tipos de configurações espaciais dos fatores externos: unilateral, bilateral, triangular, semicircular, circular e em quadrilátero.

Behrens e Johnson (1989; 1993) em relação aos planos frontal e sagital, definem os fixadores como uniplanares e biplanares. Nestes termos, o fixador na disposição geométrica em quadrilátero seria uniplanar e o fixador triangular seria biplanar – Figura 2.4. Entende-se que os fixadores semicirculares e circulares podem, com base na disposição espacial, variar de uniplanares a multiplanares.

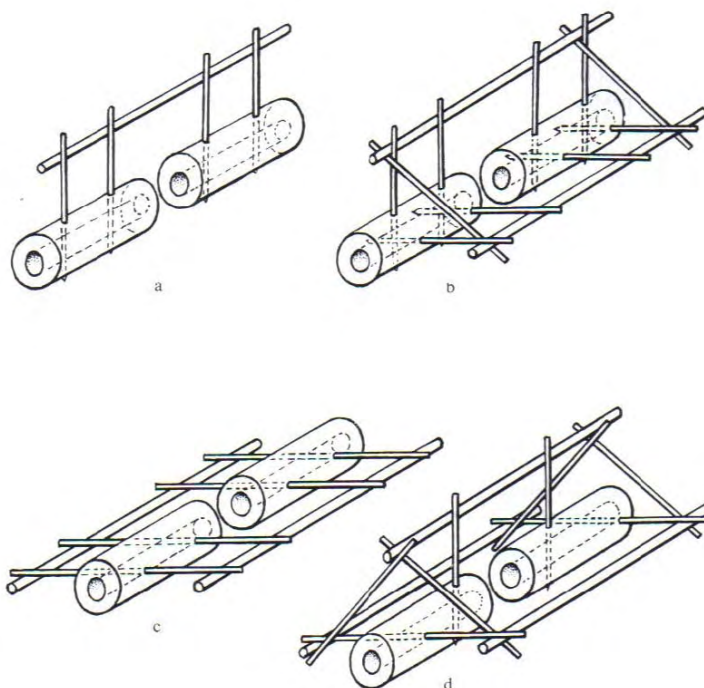


Figura 2.4 – Tipos de configurações do fixador externo linear:
 a) unilateral uniplanar, b) unilateral biplanar, c) bilateral uniplanar, d) bilateral biplanar (Müller, 1993)

A estrutura e a função de cada sistema de fixação externa dependem da forma de seus principais componentes. Os ortopedistas, com base apenas nas conexões pino-hastes, distinguem três tipos de fixadores: os simples, os de plataforma e os de anéis (PARDINI e SOUZA, 2000).

Segundo Volkov e Oganessian (1975), os fixadores simples possuem conexões independentes entre cada pino e a haste longitudinal. Em certos tipos a instalação dos pinos pode variar, a critério do cirurgião, quanto à distância e ao ângulo entre eles, possibilitando, desta forma, a construção de diversas configurações espaciais. O fixador externo mais simples e também o mais utilizado, é o sistema tubular, o qual constitui o objeto desta pesquisa, encontra-se disponível comercialmente em estojos esterilizados - Figura 2.5.



Figura 2.5 – Estojo com fixador externo tubular

Os sistemas de plataformas possuem um conjunto de pinos conectados à haste longitudinal. Este tipo de fixador restringe a escolha da posição angular de cada pino e limita, ao tamanho da conexão, a distância entre eles, em cada segmento ósseo. No Brasil, os fixadores de plataformas mais utilizados são os de Hoffman, J.R. Biomecânica, Cambras e Wagner (HOFFMAN, 1954; WAGNER, 1978; CAMBRAS, 1985).

Ilizarov (1989), desenvolveu os fixadores de anéis, que são compostos de hastes longitudinais e estruturas anelares que podem ser completas (circulares) ou incompletas (semicirculares). Os segmentos ósseos são fixados por fios finos transfixantes de 1,5 ou 1,8mm sob protensão, por pinos rígidos de vários diâmetros ou pelos chamados “*one half pins*” (pinos de grosso calibre), que não transfixam o membro, mas tão-somente o osso. Neste tipo de sistema, a fixação de cada fio é feita em ângulo desejado permitindo, também, que a distância entre os fios ou pinos, em cada segmento ósseo, varie a critério do ortopedista, possibilitando, assim, a construção de um ilimitado número de configurações espaciais. No Brasil, o fixador circular mais utilizado é o de Ilizarov - Figura 2.6.

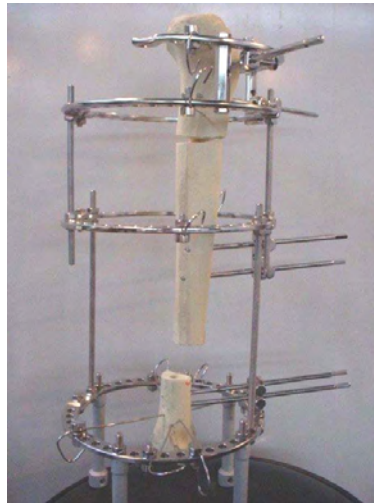


Figura 2.6 – Fixador externo circular de Ilizarov

2.3.3 Fixadores Externos Lineares: Técnica de Instalação

Os fixadores externos lineares são úteis como opção terapêutica em quase todas as áreas da Ortopedia: alongamentos ósseos e de partes moles, correção progressiva ou aguda de deformidades, pseudartroses, infecções, artrodeses e, principalmente, no atendimento de fraturas. Suas montagens podem ter função de neutralização, compressão estática ou dinâmica, sustentação, ligamentotaxia, imobilização articular e osteossíntese auxiliar (BOLHOFNER, 1995; BONNVIALLE *et al*, 1977; DUJARDIN *et al*, 1996; FERNANDEZ, 1991; GEOFFREY, 1996; GUSTILLO e ANDERSON, 1976; HUNGRIA *et al*, 1996; MÜLLER *et al*, 1992; RIES e MEINHARD, 1990; WHEELWRIGTH e COURT – BROWN, 1992).

No entanto, seja qual for a função ou indicação, a etapa crítica da sua aplicação é a instalação dos pinos de Schanz. Deve-se inseri-los não só na posição correta, mas principalmente com a técnica apurada. O posicionamento correto permite aproveitamento máximo das qualidades biomecânicas da montagem escolhida, mas o uso de uma técnica apurada de inserção dos pinos é que garante a durabilidade da estabilidade conseguida. Pinos colocados com a

técnica inadequada tendem a se soltar rapidamente, normalmente antes do esperado, mesmo quando o fixador é de uso provisório (FERNANDEZ, 1991; MÜLLER *et al*,1992).

Existem vários tipos de pinos de Schanz: cônicos ou cilíndricos, com rosca curta ou longa, com rosca para osso cortical ou esponjoso, de diversos diâmetros. A técnica de colocação tem diferenças sutis, dependendo do tipo, mas obedece a critérios básicos: local de inserção, inserção minimamente traumática, fixação nas duas corticais, distanciamento entre os pinos de cada fragmento a ser estabilizado, distância entre a montagem externa e o osso e número de pinos de cada fragmento (FERNANDEZ, 1991; MÜLLER *et al*, 1992).

A escolha do local de inserção é importante. As condições das partes moles que recobrem o osso no ponto de entrada devem ser as melhores possíveis. Tecidos desvitalizados infectam-se com facilidade, o que ocasiona a soltura precoce do pino. A infecção superficial no trajeto dos pinos é muito freqüente quando o fixador externo é utilizado por períodos superiores a duas semanas. A pele circundante ao pino precisa receber atenção especial no acompanhamento ambulatorial dos pacientes. Devemos também evitar o máximo a transfixação de músculos, o que causa dor e limitação do movimento das articulações vizinhas, com conseqüente dificuldade para recuperação da região afetada. O local e a direção do pino a ser inserido também devem facilitar a neutralização das forças mecânicas que agem no segmento a ser estabilizado (por exemplo, a aplicação do fixador externo na crista anterior de uma tíbia fraturada, com desvio em flexão, para utilizarmos as vantagens do “*princípio do tirante*” na neutralização das forças exercidas pelos músculos quadríceps e tríceps na produção desta deformidade angular) (BONNEVIALLE *et al*, 1977; RIES e MEINHARD, 1990; FERNANDEZ, 1991; MÜLLER *et al*, 1992; BOLHOFNER, 1995; DUJARDIN *et al*, 1996; HUNGRIA *et al*, 1996).

A inserção minimante traumática dos pinos visa a minimizar as chances de infecção no seu trajeto e a dor pós-operatória, facilitando movimentação ativa precoce e o manuseio do paciente. É realizada da seguinte maneira: incisão na pele de aproximadamente 1cm; dissecção roma até o plano ósseo, utilizando-se o protetor de partes moles de três estágios (um protetor externo para a inserção do pino de Schanz, um guia intermediário para a broca e um puncionador central do diâmetro da broca, com ponta cônica). Posiciona-se o guia triplo e, com suaves golpes de martelo, faz-se marca no osso para que a broca não escorregue. Isto evita acidentes cirúrgicos (por exemplo, lesões vasculares). Em seguida, faz-se orifício nas duas corticais ósseas com o perfurador de rotação baixa, de preferência manual. A utilização de brocas não afiadas e perfuradores de alta rotação produz necrose térmica do osso, com conseqüente soltura precoce do pino. Retira-se, então, o guia intermediário da broca e insere-se o pino de Schanz, através de um protetor, utilizando-se um perfurador manual em “T”. O uso de perfurador elétrico nesta fase é contra-indicado porque o pino tende a ultrapassar em muito a segunda cortical óssea e, sem controle, lesar estruturas adjacentes ao ponto de saída. Instalar o pino diretamente sem o furo inicial com broca determina microfraturas radiais nas bordas do orifício, causando afrouxamento precoce do pino e perda de estabilidade (FERNANDEZ, 1991; MÜLLER *et al*, 1992).

A ancoragem centrada dos pinos de Schanz nas duas corticais é fundamental (Figura 2.7). A ancoragem em apenas em uma cortical determina a oscilação exagerada do pino de Schanz, comprometendo a estabilização e favorecendo a soltura. Outro erro comumente encontrado é a ancoragem tangenciando a cortical óssea, sem atravessar o osso medular. Este posicionamento do pino é particularmente perigoso. A maior extensão de cortical a ser perfurada provoca superaquecimento da broca e subseqüente necrose térmica e as complicações que acompanham. Além disso, uma grande porcentagem da circunferência óssea é lesada, predispondo ao surgimento de

um novo traço de fratura, por trauma mínimo ou até mesmo por estresse mecânico repetitivo (FERNANDEZ,1991; MÜLLER *et al*, 1992).

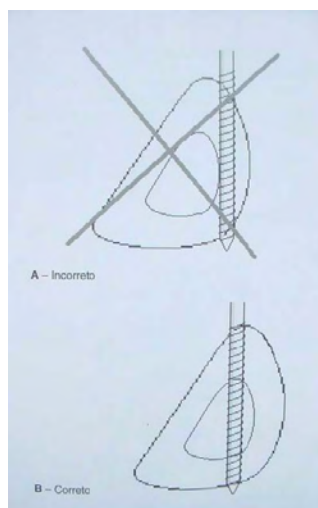


Figura 2.7 – Posicionamento correto do pino de Schanz (Müller, 1993)

Conforme Fernandez (1991), Müller *et al* (1992) e Dujardin *et al* (1996), o número de pinos em cada fragmento a ser estabilizado varia conforme a necessidade. Nas montagens uniplanares e nas modulares usam-se geralmente dois por fragmento (um terceiro pode ser necessário apenas nos casos de fragmentos metafisários pequenos que terão de suportar grande peso). Um exemplo são as fraturas subtrocantérias, nas quais o fragmento proximal do fêmur não tem osso cortical suficiente para suportar o estresse mecânico gerado pelo peso do resto do membro. Outra indicação para o uso do terceiro pino é a osteoporose intensa. Exceto por estas situações, quando não conseguimos a estabilidade, geralmente é porque estamos utilizando pinos muito finos, mal posicionados, ou o fixador externo de que dispomos é de má qualidade. Nas montagens biplanares, o terceiro pino é obrigatório, uma vez que elas são construídas unindo-se duas montagens lineares simples, colocadas em planos diferentes. Uma é a principal, com dois pinos em cada fragmento, orientados no plano principal a ser estabilizado. A outra é auxiliar e mais

simples, com apenas um pino em cada fragmento, apenas para incrementar a rigidez do fixador externo.

O distanciamento entre os pinos de cada fragmento deve ser o maior possível, respeitando-se uma distância mínima do foco de fratura (2cm) e da interlinha articular (4cm), sempre que possível. Quanto mais próximos os pinos estiverem entre si, mais tenderão a se comportar como se fossem apenas um, proporcionando perda da redução por torção sobre seus eixos (FERNANDEZ, 1991; MÜLLER *et al*, 1992).

Fernandez (1991), Müller *et al* (1992), Dujardin *et al* (1996), Geoffrey (1996) e Hungria *et al*(1996) afirmam que as montagens podem ser divididas em três grupos: uniplanares, biplanares e modulares. As uniplanares são as mais utilizadas, e são subdivididas em dois tipos: unilaterais e transfixantes. As unilaterais são construídas com quatro pinos de Schanz e um tubo. Podemos utilizar um segundo tubo, se quisermos aumentar a estabilidade. O primeiro passo é a colocação de um pino próximo a uma das extremidades do osso, de preferência na transição entre a diáfise e metáfise (cerca de 4cm da interlinha articular). Prende-se a ele um ou dois tubos, já com todas as conexões pino-tubo que serão utilizados. Insere-se, então, o segundo pino, na outra extremidade do osso. Pode –se então inserir os outros dois pinos de Schanz, que ficarão próximos ao foco da fratura, um em cada fragmento. É fundamental que a redução seja realizada antes de iniciarmos a instalação do aparelho, não é possível alterar a redução sem que se troque ao menos um pino de posição, aumentando o trauma cirúrgico. Isto acontece em todas as montagens lineares, exceto nas modulares. A possibilidade de se ajustar a redução, após a colocação do aparelho, é a principal vantagem das montagens modulares. A montagem uniplanar transfixante é construída de maneira semelhante, só que não utiliza pinos de Schanz, e sim pinos de Steinman que são unidos por dois tubos, um de cada lado do membro. Os pinos de Steinman utilizados nesta montagem geralmente têm um segmento com rosca na sua parte central, para

evitar que o fixador externo possa transladar em relação ao eixo longitudinal do osso.

As montagens biplanares também podem ser unilaterais ou transfixantes. A unilateral, também chamada de montagem em delta, é a união de duas montagens uniplanares unilaterais colocadas em dois planos diferentes angulados entre si, de 60 a 120 graus, mais comumente a 90 graus uma em relação à outra. Esta união entre as montagens é feita nas extremidades dos tubos, através de dois pinos de Steinman. A montagem transfixante, também chamada de triangular, é a união de uma uniplanar transfixante com uma uniplanar unilateral. A ligação entre elas é feita de maneira semelhante à em delta, utilizando-se quatro pinos de Steinman. É a mais estável, mas também a mais lesiva, por transfixar músculos e utilizar três pinos em cada fragmento (MÜLLER *et al.*, 1992).

As montagens modulares são as mais versáteis e fáceis de instalar. Permitem redução postergada, afrouxando-se em outra posição. Permitem a colocação de pinos em planos diversos, uma vez que dois pinos podem facilmente ser unidos por uma barra. A conexão entre os tubos é feita por um terceiro tubo que, por ser curto, é muito rígido, garantindo grande estabilidade. Para sua confecção, insere-se dois pinos de Schanz em cada fragmento (distantes entre si e em locais com pele de boa qualidade). Os pinos de cada fragmento ósseo são unidos por um tubo curto, deixando-se espaço para uma conexão tubo-tubo na sua extremidade mais próxima do foco da fratura. Utilizando-se os tubos de cada fragmento como manoplas, faz-se a redução da fratura e trava-se a montagem com um terceiro tubo, passado nas conexões tubo-tubo de cada fragmento. Um quarto tubo (longo) pode ser adicionado, unindo os pinos de Schanz mais distantes entre si, nos casos em que forças mecânicas na região forem muito grandes (por exemplo, o fêmur) ou quando o fixador externo à disposição não oferecer boas qualidades biomecânicas (FERNANDEZ, 1991).

2.3.4 Indicações para fixação externa

Conforme Crenshaw (1996), as indicações para o uso de fixação externa são relativamente específicas e infreqüentes, mas não há indicações absolutas. Cada caso deve ser individualizado. O uso rotineiro do fixador externo não se justifica em pacientes em que os outros métodos convencionais e aprovados pelo uso, como aplicação de aparelhos gessados ou redução aberta e fixação externa, são aplicáveis. As indicações podem ser consideradas em três categorias: (1) aceita; (2) possível; e (3) questionável.

2.3.4.1 Indicações aceitas

- 1- Fraturas expostas dos tipos II e III graves
- 2- Fraturas associadas a queimaduras graves
- 3- Fraturas que exigem subseqüentes enxertos vascularizados livres, ou outros procedimentos reconstrutivos
- 4- Certas fraturas que exigem distração; por exemplo, as associadas com significativa perda óssea ou as ocorrentes em ossos pareados de uma extremidade, em que a manutenção de um igual comprimento dos ossos pareados é importante
- 5- Alongamento de membro
- 6- Artrodese
- 7- Fraturas ou pseudoartroses infectadas

2.3.4.2 Indicações possíveis

- 1- Certas fraturas e luxações pélvicas
- 2- Não uniões pélvicas e infectadas
- 3- Osteotomia pélvica reconstrutiva
- 4- Fixação após a excisão radical de tumor, com substituição por auto-enxerto ou aloenxerto
- 5- Osteotomias femorais em crianças. O uso deste método elimina a necessidade de subsequente remoção de dispositivos de fixação interna, como placas e parafusos
- 6- Fraturas associadas com reparos ou reconstruções vasculares ou nervosos
- 7- Reimplante de membro
- 8- Fixação de fraturas fechadas múltiplas. A fixação externa pode ser uma alternativa em pacientes politraumatizados com fraturas que podem ser tratadas simplesmente por tração, aplicação de aparelho de gesso, ou redução aberta e fixação interna, mas que podem oferecer dificuldade de imobilização, se empregam métodos combinados
- 9- Correção de contraturas articulares congênicas.
- 10-Suplementação para a fixação interna rígida; por exemplo nas fraturas cominutivas em que grande fragmentos foram imobilizados por fios de Kirschner, parafusos, etc., mas que não são suficientemente rígidos para a imobilização definitiva
- 11-Artrodiastase. Este termo, comum na literatura européia, sugere que algumas fraturas intrarticulares podem ser tratadas por fixação externa usando tração pelo fixador exercida sobre as estruturas capsulares e ligamentares junto à articulação. Este conceito funciona bem em fraturas intra-articulares cominutivas do rádio distal, e para as quais têm sido empregados comumente pinos e gesso

- 12-Fixação de fraturas em pacientes com trauma craniano. A fixação externa rígida pode ser usada para a imobilização temporária de fraturas, em pacientes com graves lesões cranianas, que estejam sofrendo convulsões ou espasmos contínuos, tornando uma tração, aplicação de aparelho gessado, ou outras formas de imobilização impraticáveis. A menos que rigidamente fixada, a fratura pode ser complicada por convulsões ou freqüentes e graves espasmos musculares. O fixador externo pode ser removido, e outras formas de tratamento das fraturas serão usadas, assim que a lesão cefálica tenha melhorado
- 13-Fixação de fraturas em pacientes que necessitam de freqüentes transportes para testes diagnósticos, terapia, ou outros procedimentos cirúrgicos. A fixação externa permite o transporte sem perturbação da redução da fratura, nos casos em que a tração não permite o transporte do paciente
- 14-Fixação de fraturas flutuantes do joelho. A fixação de fraturas femorais e tibiais ipsilaterais não adequadas à redução aberta e fixação interna permitirá um funcionamento precoce do joelho
- 15-Avaliação da estabilidade dos ligamentos do joelho, diante de fraturas da tibia superior e fêmur inferior em pacientes nos quais pode ser difícil a avaliação da integridade dos ligamentos do joelho. O uso de um fixador externo, visando estabilizar a fratura adjacente, permite a avaliação da presença ou ausência da associada lesão ligamentar do joelho. Quando houver necessidade do reparo ou reconstrução dos ligamentos do joelho, no caso de fraturas associadas, pode ser usado um fixador externo, pra a imobilização da fratura, e também do reparo ligamentar. Provavelmente não mais que 3 a 4 semanas de imobilização rígida da articulação do joelho serão necessárias em tais casos, e após este período, um dispositivo

articulado poderá permitir o início dos movimentos da articulação durante 6 a 8 semanas freqüentemente resulta em certo grau de anquilose articular.

2.3.4.3 Indicações ocasionais

O uso da fixação externa em fraturas fechadas, para as quais os métodos convencionais se mostraram bem sucedidos, deve ser questionado. Conquanto os problemas potenciais das infecções dos tratos dos pinos, uniões retardadas, e refraturas possam ser reduzidos pela cuidadosa atenção aos princípios básicos, tais problemas realmente ocorrem.

A técnica de fixação externa é valiosa para o tratamento de fraturas de ossos longos, mas deverá ser reservada para os pacientes em que a redução e imobilização não podem ser obtidas com segurança por técnicas convencionais.

As técnicas gerais para o uso de fixadores externos são trabalhosas, independentemente do fixador específico selecionado. A atenção aos detalhes é absolutamente essencial, para que possa ser obtida máxima vantagem, e se pretendemos minimizar as complicações potencialmente sérias. O tratamento inicial do problema para o qual o fixador externo foi escolhido, deverá ser considerado primeiramente: irrigação, desbridamento, e redução da fratura exposta grave; drenagem, desbridamento, e sequestrectomia da fratura ou pseudartrose infectada; remoção dos componentes e cimento na artroplastia mal sucedida e infectada, etc. O tratamento primário nestas e em outras perturbações deverá ser apropriadamente administrado, antes da aplicação do fixador.

2.3.5 Vantagens e desvantagens da fixação externa

2.3.5.1 Vantagens da fixação externa (CRENSHAW, 1996).

- 1- O método propicia a rígida fixação dos ossos em casos em que outras formas de imobilização, por uma razão ou outra, são inadequadas. Isto é mais comum em fraturas expostas graves dos tipos II e III, em que métodos usando aparelho gessado ou tração não permitiriam acesso para o tratamento das feridas dos tecidos moles, e em que a exposição e a dissecação para a utilização de um implante ou dispositivo de fixação interna desvitalizariam e contaminariam maiores áreas, e que poderiam aumentar significativamente o risco de infecção ou da perda do próprio membro.
- 2- Compressão, neutralização, ou distração fixa dos fragmentos da fratura será possível com a fixação externa, conforme for determinado pela configuração da fratura. Fraturas transversais não cominutivas podem ser otimamente comprimidas por pinos nos principais fragmentos, proximal e distal (modo de neutralização), ou a distração fixa poderá ser obtida em fraturas com perda óssea em um osso, ou em ossos pareados, como o rádio e a ulna, ou em procedimentos de alongamento da perna.
- 3- O método permite uma vigilância direta do membro e do quadro da ferida, inclusive cicatrização da ferida, estado neurovascular, viabilidade dos flapes cutâneos, e compartimentos musculares tensos.
- 4- O tratamento associado; por exemplo, trocas de curativos, enxertos de pele, enxertos ósseos, e irrigação, será possível sem que seja perturbado o alinhamento ou fixação da fratura. Uma rígida fixação

externa permite um agressivo e simultâneo tratamento do osso e tecidos moles.

- 5- É permitida a imediata movimentação das articulações proximal e distal. Isto auxilia na redução do edema e na nutrição das superfícies articulares, e retarda a fibrose capsular, enrijecimento da articulação, atrofia muscular e osteoporose.
- 6- A extremidade é elevada sem pressão sobre os tecidos moles posteriores. Os pinos e estruturas podem ser suspensos por meio de cordas, a partir de estruturas montadas no leito do paciente permitindo elevação da parte acima da cabeça do paciente, auxiliando na resolução do edema e aliviando a pressão sobre a parte posterior de tecido mole.
- 7- A mobilização precoce do paciente é permitida. Com uma rígida fixação, o membro pode ser movimentado e posicionado sem medo da perda do posicionamento da fratura. Em fraturas não comunitivas estáveis, usualmente é possível a ambulação precoce; este pode não ser o caso, se estas fraturas forem tratadas por tração ou aplicação de gesso. O uso de fixação externa também permite a mobilização de alguns pacientes com fraturas pélvicas.
- 8- A inserção pode ser levada a cabo com o paciente sob anestesia local, se necessário. Se o estado clínico geral do paciente é de tal ordem que o uso de um anestésico espinhal ou geral estiver contra indicado, o fixador poderá ser inserido por anestesia local, embora tal procedimento não seja considerado ótimo.
- 9- A fixação rígida pode ser usada em fraturas infectadas agudas ou pseudartrose infectadas. A rígida fixação dos fragmentos ósseos em fraturas infectadas ou em não –uniões estabelecidas e infectadas é um fator crítico no controle e obliteração da infecção. Isto raramente é possível com os métodos de aplicação de aparelho de gesso ou

métodos de tração, e a implantação de dispositivos de fixação externa está freqüentemente contra indicada. Modernos fixadores externos, em tais circunstâncias, podem propiciar uma rigidez não permitida por outros métodos.

10- Pode ser alcançada uma fixação rígida de artroplastias infectadas e que fracassaram, e para as quais não é possível a reconstrução e é desejável uma artrodese.

2.3.5.2 Desvantagens da fixação externa (CRENSHAW, 1996).

- 1- Uma meticulosa técnica para a inserção de pinos e os cuidados com a pele e trato do pino são necessários, para impedir a infecção do trato do pino.
- 2- O pino e estrutura fixadora podem ser de difícil montagem mecânica, por parte do cirurgião não experimentado.
- 3- A estrutura pode ser desconfortável, e o paciente pode rejeita-la por razões estéticas.
- 4- Pode ocorrer fratura através dos tratos dos pinos.
- 5- Pode ocorrer refratura após a remoção da estrutura, a menos que o membro seja devidamente protegido, até que o osso subjacente possa ficar novamente acostumado a estresses.
- 6- O equipamento é caro.
- 7- O paciente não cooperativo pode perturbar os ajustes dos dispositivos.
- 8- Pode ocorrer enrijecimento articular, se a fratura requerer que o fixador imobilize a articulação adjacente. Isto é muito comum em casos de fraturas envolvendo os limites proximal ou distal do osso, com o principal fragmento permitindo insuficiente “pega” para o

pino, e impondo um conjunto de pinos e a estrutura por sobre a articulação.

2.3.6 Complicações da fixação externa

Crenshaw (1996) relata que o uso disseminado trouxe à tona uma série de complicações únicas. Contudo, como ocorre com qualquer outra técnica, a aderência a princípios básicos e o uso de uma técnica apropriada podem manter as complicações em níveis mínimos.

- 1- Infecções do trajeto do pino: Sem uma adequada técnica de inserção do pino, e meticoloso cuidado do trato do pino, esta poderá ser a mais comum complicação, ocorrendo em 30% dos pacientes. Tal complicação varia desde uma pequena inflamação, remediada pelo tratamento tópico da ferida, passando por uma infecção superficial exigindo antibióticos, cuidados locais da ferida, e ocasional remoção do pino, até à osteomielite, exigindo seqüestrectomia.
- 2- Lesão neuro-vascular: O cirurgião deve estar familiarizado com a anatomia das secções transversais do membro, e com as zonas relativamente seguras e zonas de perigo para a inserção dos pinos. Diversos e excelentes manuais sobre a anatomia das secções transversais estão atualmente disponíveis, devendo ser estudados como parte do planejamento pré-operatório para a fixação externa. O nervo radial na metade distal do braço e metade proximal do antebraço, o nervo radial sensitivo dorsal imediatamente acima da região do punho, e a artéria tibial anterior e nervo fibular profundo ao nível da junção do terceiro e quarto quartos da perna são estruturas mais freqüentemente envolvidas. Penetração de vasos,

trombose, erosão tardia, fístulas arteriovenosas, e a formação de aneurismas também foram observadas.

- 3- Lesão ou tendinoso: Pinos inseridos através de tendões ou ventres musculares obstaculizam o músculo de sua excursão normal, e podem levar à ruptura de tendões ou à fibrose muscular. A rigidez do tornozelo é freqüente, se múltiplos pinos transfixantes forem usados em fraturas da tíbia.
- 4- Retarde de consolidação: Os pinos e estruturas rígidas podem “descarregar” o local da fratura, com trabeculização e enfraquecimento cortical, similarmente ao observado em casos de fixação por placas de compressão rígida interna, se o fixador permanecer no lugar por diversas semanas ou meses. O calo produzido é inteiramente endostal, e tem sido descrito na literatura retarde de consolidação em 20 a 30% (e de até 80%) das fraturas, com o uso prolongado do fixador rígido.
- 5- Síndrome do compartimento: Aumentos nas pressões intercompartimentais de diversos milímetros de mercúrio num compartimento muscular tenso, podem ocorrer como uma decorrência de pinos que atravessam o compartimento, levando a uma síndrome do compartimento completa.
- 6- Refratura: A consolidação devida a fixação rígida é em grande parte endostal, com pouquíssima formação de calo periférico. A estabilização do osso cortical pela fixação rígida resulta na trabeculização cortical; a refratura é possível, em seguida à remoção do fixador, a menos que o membro seja adequadamente protegido por muletas, aparelhos de gesso suplementares, ou meios de apoio.
- 7- Limitação das fraturas alternativas: Métodos como a redução aberta tornam-se difíceis ou impossíveis, se os trajetos dos pinos ficarem infectados.

3 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO MODELO EM TÍBIA SINTÉTICA

3.1 INTRODUÇÃO

Para a avaliação experimental utilizou-se uma tíbia sintética desenvolvida em poliuretano rígido e maciço, com contornos e tamanho semelhantes a uma tíbia humana de um adulto, esta com comprimento aferido de 391,70 mm - Figura 3.1. Nesta provocou-se uma fratura com traço oblíquo em aproximadamente 60° com o plano horizontal, na transição do 1/3 médio com o 1/3 distal (inferior), simulando um tipo e localização de fratura bastante comum na prática clínica.

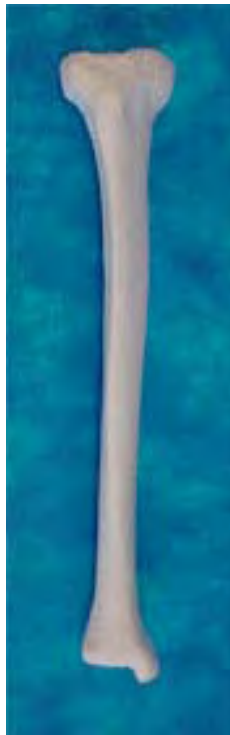


Figura 3.1 – Tíbia de poliuretano

Em seguida confeccionou-se a estabilização desta fratura através de um fixador externo tipo tubular, em montagem uniplanar e unilateral, posicionado a 30° ao plano sagital, no *corredor de segurança* medial da tíbia. Como descrito no capítulo anterior, foram chamados de *corredores de*

segurança regiões anatômicas pré-estipuladas que são desprovidas de estruturas nobres para transfixação, principalmente as neurovasculares - Figura 3.2.

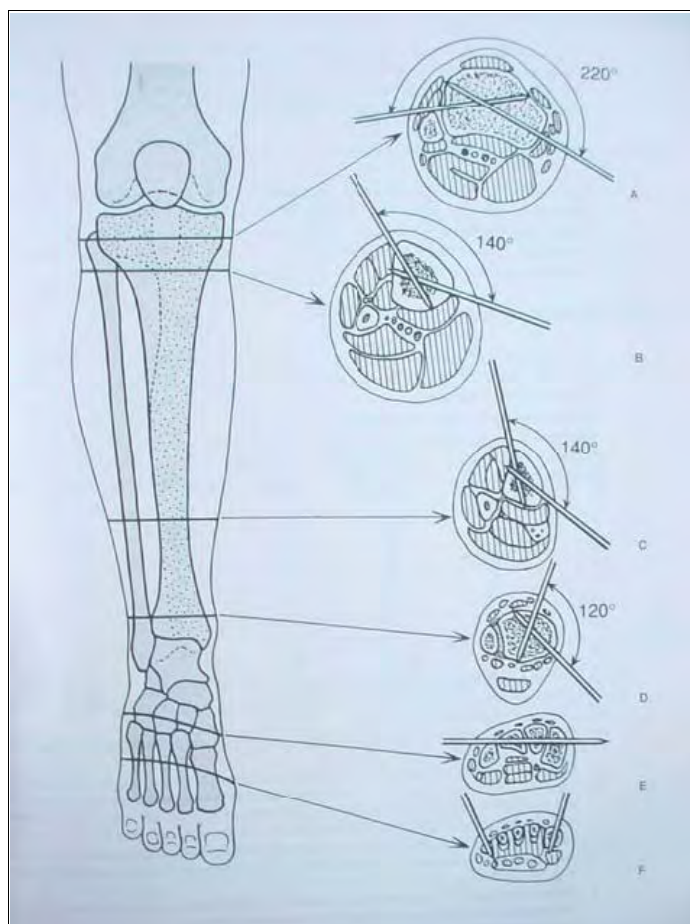


Figura 3.2 – *Corredores* anatômicos de segurança para introdução dos pinos de Schanz. (Müller, 1993)

Observe ainda que na Figura 3.2, ao nível A, proximal ao tubérculo tibial, pinos de Schanz podem ser inseridos com segurança dentro de um arco de 220°. Ao nível B, imediatamente abaixo do tubérculo tibial, o arco seguro diminui para 140°. Em C, no terço distal da perna, o arco seguro permanece em 140°, mas os vasos tibiais anteriores e o nervo fibular profundo tornam-se vulneráveis quando cruzam a cortical tibial lateral. Em D, acima da articulação

do tornozelo, o arco seguro é 120° . A área pontilhada indica onde a tíbia se situa subcutaneamente e a inserção de pinos de Schanz é segura, o que esclarece a escolha da angulação citada para este estudo.

Foi utilizada uma das montagens mais simples com apenas 02 pinos de Schanz em cada fragmento ósseo, e 01 haste de liga de carbono paralela ao osso unindo os 04 pinos de Schanz totalizados - Figura 3.3.

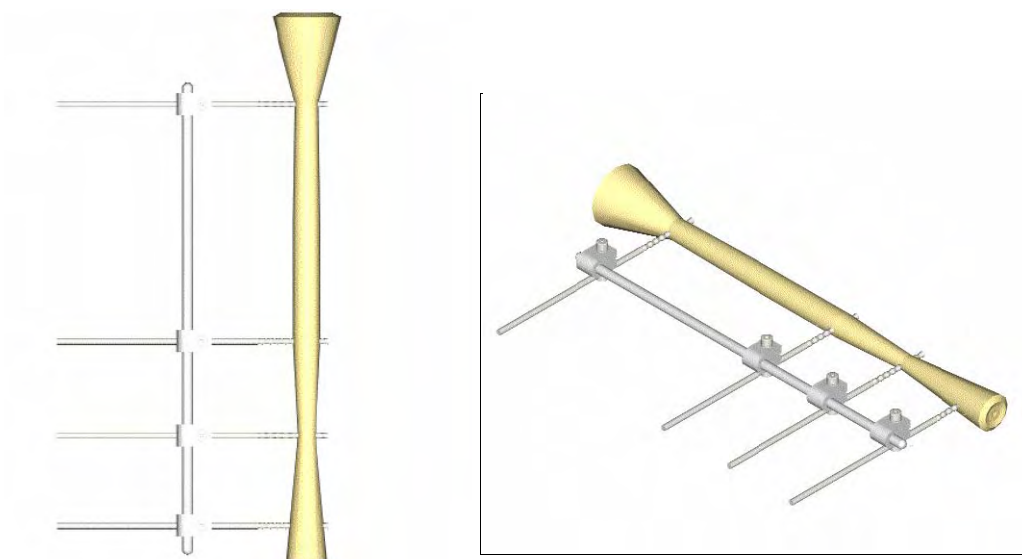
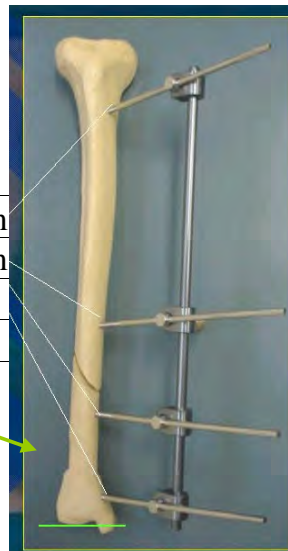


Figura 3.3 – Desenhos esquemáticos da montagem do fixador externo utilizado

Os pinos de Schanz utilizados foram do tipo auto-rosqueante, para osso tipo cortical, com 4,8 mm de diâmetro e 200 mm de comprimento, confeccionados em aço inoxidável, por convenção foram numerados de distal para proximal (de inferior para superior) como 1º, 2º, 3º e 4º pinos. As alturas de fixação ao *osso* encontram-se relacionadas na Tabela 3.1. A haste cilíndrica de liga de carbono utilizada na conexão e estabilização dos pinos de Schanz possuía 08 mm de diâmetro e 340 mm de comprimento.

Tabela 3.1 – Altura de fixação dos pinos de Schanz

Distância entre o Z mínimo e o 4° Schanz	327,86 mm
Distância entre o Z mínimo e o 3° Schanz	157,26 mm
Distância entre o Z mínimo e o 2° Schanz	89,46 mm
Distância entre o Z mínimo e o 1° Schanz	24,56 mm



A união entre a barra e os pinos se deu através de uma conexão em “U” de liga de alumínio comprimida sobre a haste e os pinos de Schanz com parafuso vazado, arruela e porca de aço inoxidável. A distância entre a barra e a superfície óssea encontra-se na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Distância entre a barra e o *osso* (mm)

Ao nível do 4° Schanz	70,53
Ao nível do 3° Schanz	66,52
Ao nível do 2° Schanz	67,55
Ao nível do 1° Schanz	60,82

Foi deixada uma diastase (afastamento) no foco de fratura de 07 mm para que o contato ósseo não interferisse precocemente na avaliação da capacidade de resistência e, conseqüente deformação do fixador externo.

O conjunto utilizado foi da marca Biomecânica, modelo FBM 800, disponível comercialmente e amplamente utilizado atualmente nas cirurgias ortopédicas em âmbito público e privado.

3.2 APLICAÇÃO DA CARGA

O conjunto do osso fraturado e estabilizado pelo fixador externo como descrito foi então colocado em um sistema composto por duas barras rosqueadas lateralmente, sendo que em uma delas havia interposta uma célula de carga acoplada a um indicador digital para transdutores *INTERFACE* a fim de quantificar a carga aplicada -Figura 3.4.

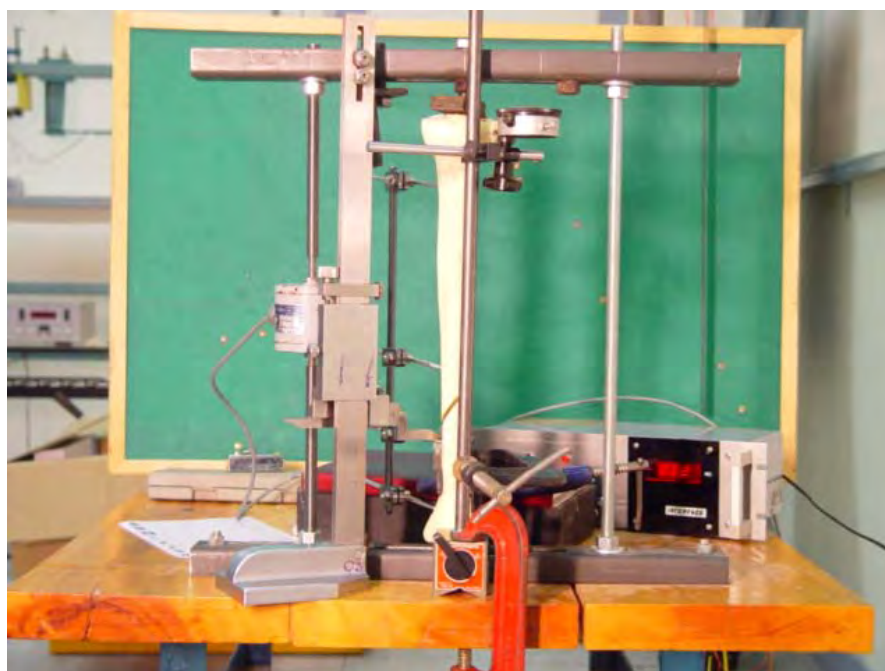


Figura 3.4 – Estrutura montada para aplicação da carga axial e mensuração dos deslocamentos.

A parte distal da tíbia fraturada, ou seja, a parte do osso que fica mais próxima ao solo e, conseqüentemente mais estabilizada, foi fixada à bancada no intuito de evitar deslocamentos, simulando o pé fixo ao chão, e obrigar que toda a carga passasse pelo fixador externo, permitindo também uma mensuração mais fidedigna dos deslocamentos.

Neste experimento foi aplicada apenas força de compressão axial, uma vez que o objetivo inicial era tentar simular o modelo experimental em um modelo computadorizado, necessitando para tal, simplificar as variáveis da complexa biomecânica da marcha, de forma condicional a tornar as metas propostas factíveis.

Foram aplicadas de forma progressiva, cargas que variaram de um em um quilograma na célula de carga, o que correspondeu a uma variação de dois em dois quilogramas sobre a tíbia fraturada devida à célula se encontrar interposta em apenas uma barra rosqueada que suportou apenas 50% da carga aplicada. Como cada tíbia humana também suporta, em condições fisiológicas, apenas 50% do peso corporal, uma variação de dois quilogramas sobre a mesma corresponde a uma variação de quatro quilogramas de peso corporal.

3.3 DESLOCAMENTOS

Devido ao modelo do fixador utilizado, uniplanar e unilateral, foi mensurado além do deslocamento vertical (no eixo “Z”), o deslocamento horizontal no sentido oposto ao do plano do fixador, ou seja, considerando-se a posição anterior como 0° com uma observação no sentido crânio-caudal (de superior para inferior), o fixador foi colocado no plano de 330° de uma tíbia direita, e seu deslocamento horizontal com aplicação de carga de compressão axial foi na direção dos 150°. Anatomicamente falando, o fixador foi colocado no quadrante ântero-medial a 30° com o plano médio-sagital da tíbia e o fragmento proximal se deslocou no sentido póstero-lateral a 30° com o plano coronal, simultaneamente com o sentido caudal (eixo “Z”), descrevendo um trajeto vetorial – Figura 3.5.

Para mensuração dos deslocamentos progressivos verticais foi utilizado um altímetro de precisão - Figura 3.6, tomando como referência o pino de Schanz mais proximal, ou seja, o 4° pino de Schanz.

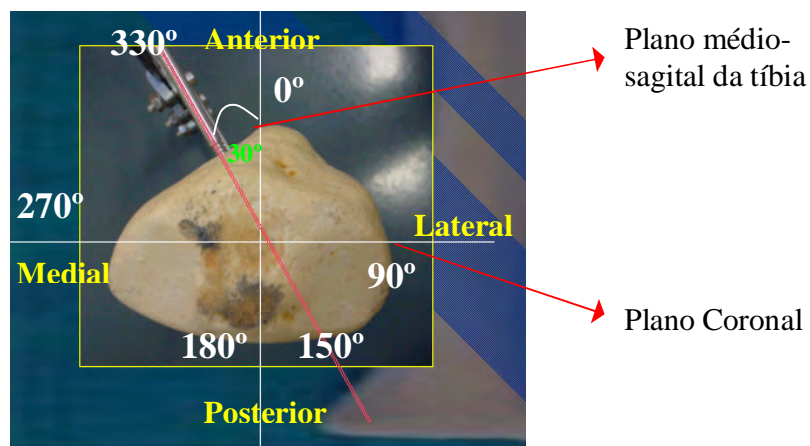


Figura 3.5 – Vista superior dos planos utilizados

Para mensuração dos deslocamentos progressivos horizontais foi utilizado um relógio comparador de deslocamento posicionado na borda pósterolateral (30° com o plano sagital ou os citados 150°) da superfície superior da tibia, denominada anatomicamente de platô tibial - Figura 3.7.

Para mensuração dos deslocamentos progressivos de translação do fragmento proximal sobre o distal ao nível do foco de fratura, utilizou-se um paquímetro digital - Figura 3.8.



Figura 3.6 – Altímetro



Figura 3.7 – Relógio comparador de deslocamento



Figura 3.8 – Paquímetro digital

Todas as mensurações foram realizadas três vezes e os resultados abaixo apresentados constituem a média aritmética dos valores criteriosamente obtidos. Todo o ensaio foi também fotografado em posição única para observação da cinemática do sistema.

3.4 RESULTADOS

Os resultados coletados neste modelo experimental estão apresentados na Tabela 3.3 e serão comentados e discutidos em conjunto com os resultados do modelo computadorizado no capítulo 5.

Tabela 3.3 – Resultados do modelo experimental

	Carga unipodal	Altura Inicial	Deslocamento lateral	Translação do foco de fratura
	(kg)	(mm)	(mm)	(mm)
Início	ZERO	198,3	ZERO	ZERO
	2	197,8	0,45	0,29
	4	197,1	1,05	0,86
	6	196,6	1,57	0,95
	8	195,9	2,16	1,2
	10	195,1	2,56	1,54
Contato	12	194,3	2,96	1,75
	14	193,6	3,31	1,81
	16	192,7	3,9	2,02
	18	191,4	4,14	2,68
	20	190,7	4,46	3,06

4 AVALIAÇÃO COMPUTADORIZADA

4.1 INTRODUÇÃO

A análise computadorizada foi realizada através do software comercial ANSYS – Engineering Analysis System, da empresa Softec, versão 7.0, fundamentada no método dos elementos finitos.

Nesta avaliação, foram alimentadas as informações solicitadas pelo programa da forma mais fidedigna possível, com o objetivo de reproduzir os resultados obtidos experimentalmente e, dessa forma, validar a metodologia aplicada como um todo para o desenvolvimento de um método mais rápido e seguro de avaliação dos fixadores externos.

4.2 MÉTODOS DOS ELEMENTOS FINITOS

De acordo com Simões (2005), o método dos elementos finitos consiste em um procedimento numérico para a resolução de problemas de engenharia que podem envolver desde a análise de tensões, transmissão de calor até eletromagnetismo. Problemas de engenharia são modelos matemáticos de situações físicas, que, por sua vez, são equações diferenciais, com determinadas condições iniciais e de contorno, que descrevem a massa, energia ou força de um dado sistema.

O método dos elementos finitos foi originalmente desenvolvido por engenheiros que trabalhavam com análise estrutural. Eles perceberam que se uma placa, com um carregamento, fosse dividida em pequenos triângulos ou quadriláteros (elementos) e o deslocamento em um elemento fosse assumido linear, então a tensão poderia ser calculada através do elemento. Com isso, a soma de todas as tensões deveria estar de acordo com o carregamento. Portanto, eles obtiveram uma combinação linear de deslocamento e então a tensão na estrutura. Então, pesquisadores logo perceberam que esse método, extremamente prático, poderia ser

colocado em uma linguagem matemática e poderia ser aplicado não apenas em problemas estruturais, mas também em outras áreas da engenharia.

Entretanto, existem registros do uso do método desde o início do século XX, quando alguns cientistas aproximaram e modelaram estruturas elásticas contínuas usando barras elásticas discretas. Segundo Simões (2005), em 1943, Richard Courant, um importante matemático alemão, escreveu e publicou um artigo chamado “Variational Methods for Problems of Equilibrium and Vibration”, que foi crucial para o desenvolvimento do método. Portanto, Courant é considerado o pai do método dos elementos finitos. No início da década de 40, Courant publicou um artigo sobre interpolação triangular para investigar problemas de torção.

Na década de 50, a Boeing passou a utilizar o elemento triangular para modelar as asas de seus aviões e durante a década de 60, pesquisadores passaram a aplicar o método em outras áreas da engenharia, como, por exemplo, transferência de calor e mecânica dos fluidos. O primeiro livro sobre o método dos elementos finitos, dos autores Zienkiewicz e Chung, foi publicado em 1967 (SIMÕES, 2005).

Na década de 70 o método dos elementos finitos era limitado a softwares caros da indústria aeronáutica, automotiva e de defesa. A partir do rápido declínio do custo dos computadores e o aumento da capacidade da computação, esse método tem-se desenvolvido a uma incrível precisão. Atualmente, supercomputadores são capazes de obter resultados precisos para praticamente todos os tipos de análise.

Um aspecto importante de um elemento finito é sua confiabilidade, então o método pode ser utilizado com boa margem de confiança na obtenção de soluções quando se utiliza ferramentas computacionais.

O método é muito utilizado em análise de engenharia e esse uso tende a crescer ainda mais nos próximos anos. É bastante empregado na análise de estruturas sólidas, problemas de termodinâmica e mecânica dos fluidos assim como virtualmente em qualquer campo da engenharia.

4.3 CONSTRUÇÃO DO MODELO VIRTUAL

Visando respeitar a geometria original do osso testado, foi realizada a modelagem da tíbia devido a seus contornos irregulares, através do Divisor Óptico e Medidor de Cames - Figura 4.1, onde se obteve um total de 427 keypoints, (coordenadas x, y, z) para sua reconstrução virtual e tridimensional - Figura 4.2.



Figura 4.1 Divisor Óptico e Medidor de Cames

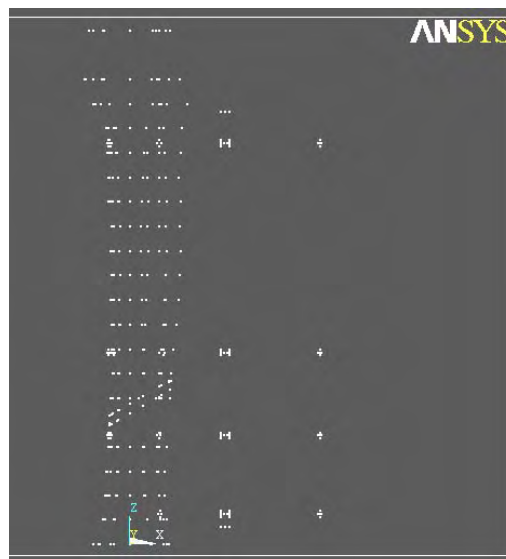


Figura 4.2 – Keypoints plotados

Os pinos de Schanz, assim como a haste de liga de alumínio do modelo experimental, por constituírem uma figura geométrica mais regular e cilíndrica, foram reconstituídos no computador a partir de suas dimensões aferidas diretamente.

Em seguida, tanto a tíbia, como os quatro pinos de Schanz e a haste foram unidos exatamente nas dimensões do modelo experimental e malhados como um só bloco - Figura 4.3.

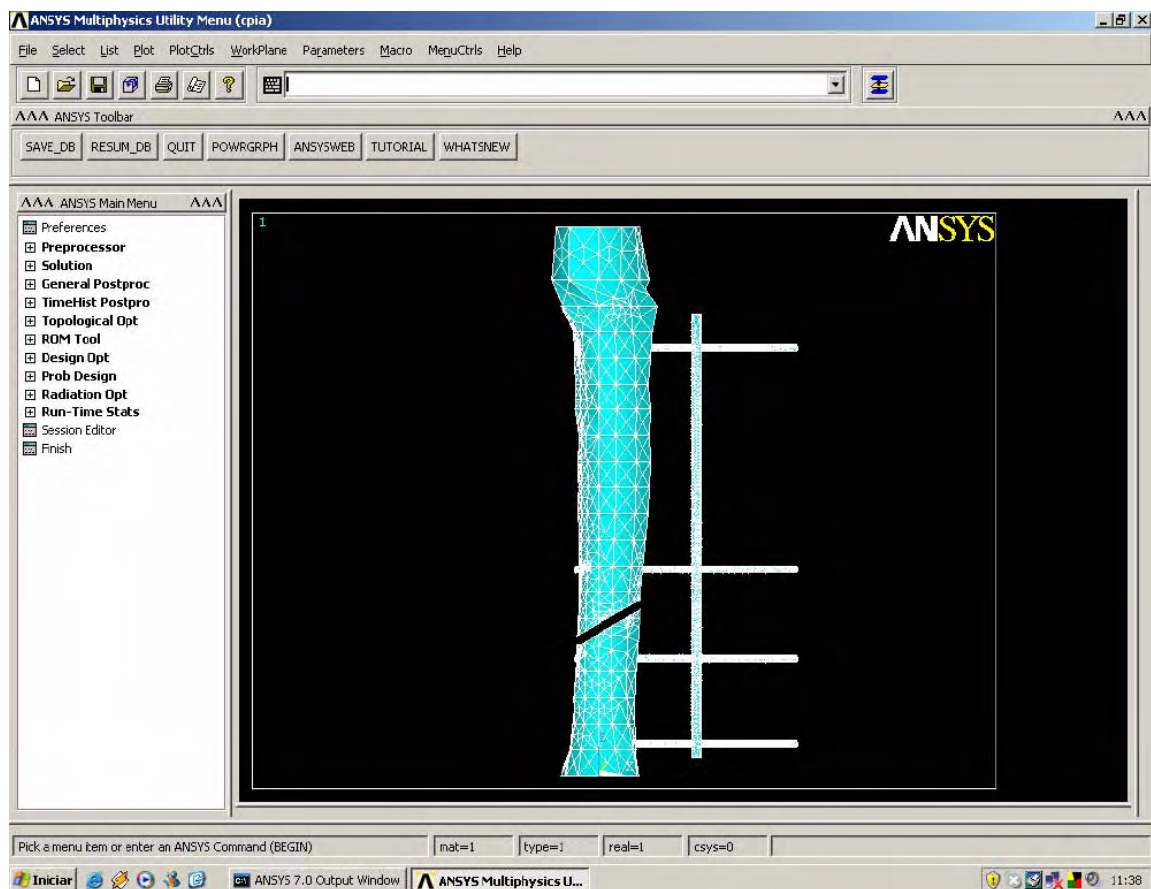


Figura 4.3 – Reconstituição gráfica da tíbia e fixador externo

4.4 ANÁLISE DOS MATERIAIS

Foram elaborados corpos de provas - Figura 4.4 e 4.5, e feitas as respectivas análises em laboratório através da máquina universal de ensaios INSTRON para a determinação das características físicas dos mesmos - Figura 4.6, incluindo o diagrama de tensão-deformação para obtenção do coeficiente de elasticidade do material, requisito do *software*.



Figura 4.4 – Corpo de prova da tíbia de poliuretano



Figura 4.5 – Corpos de prova da haste de liga de alumínio



Figura 4.6 - Máquina universal de ensaios

No modelo em questão, encontram-se envolvidos três tipos básicos de materiais, sendo o poliuretano da tibia sintética, o aço inoxidável dos pinos de Schanz e uma liga de alumínio da haste tutora e suas conexões. Como foi citado anteriormente, o modelo gráfico tridimensional reproduzido no computador foi o mais fidedigno possível ao modelo experimental, porém, neste estágio, a reconstituição da interface entre os diferentes materiais, geraria uma estrutura extremamente complexa para ser analisada no programa, onde foi adotado o modelo gráfico com geometria idêntica e constituída por um único material, formando um “*monobloco*”.

Como o que simulamos foi uma fratura instável de tibia, ou seja, onde inicialmente não ocorre nenhuma contribuição de sustentação para o sistema do “osso”, este funciona apenas como um volume, como uma massa de apoio, e, dessa

forma, seu material constituinte não expressa significativa importância nas deformações obtidas.

Após avaliações experimentais e computadorizadas prévias, ficou evidenciado que a expressiva sustentação desta montagem submetida a forças de compressão axial, se deve à haste tutora, que seria eleita a princípio como a “*doadora*” das propriedades do material obtidas nos ensaios dos corpos de provas na máquina universal de ensaios -Figuras 4.7 e 4.8. Estes resultados permitiram concluir que a composição desta haste é uma liga com características de propriedades mecânicas próximas a uma liga de alumínio utilizada comercialmente.

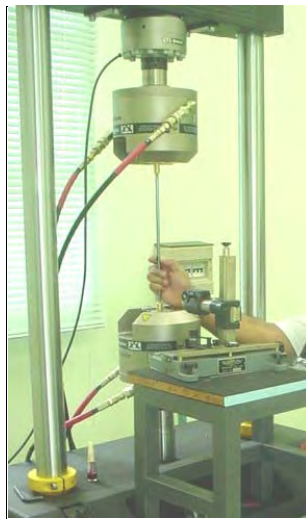


Figura 4.7 - Máquina universal de ensaios com corpo de provas da haste



Figura 4.8 - Momento da fratura do corpo de provas da haste

Porém, o material eleito para formar o “*monobloco*” pesquisado foi o aço inoxidável dos pinos de Schanz, uma vez que os resultados preliminares com o alumínio (módulo de elasticidade longitudinal ou *módulo de Young* de $210 \text{ e}+9$) demonstraram uma deformação excessiva ao ser usado em todo o conjunto – Figura 4.9.

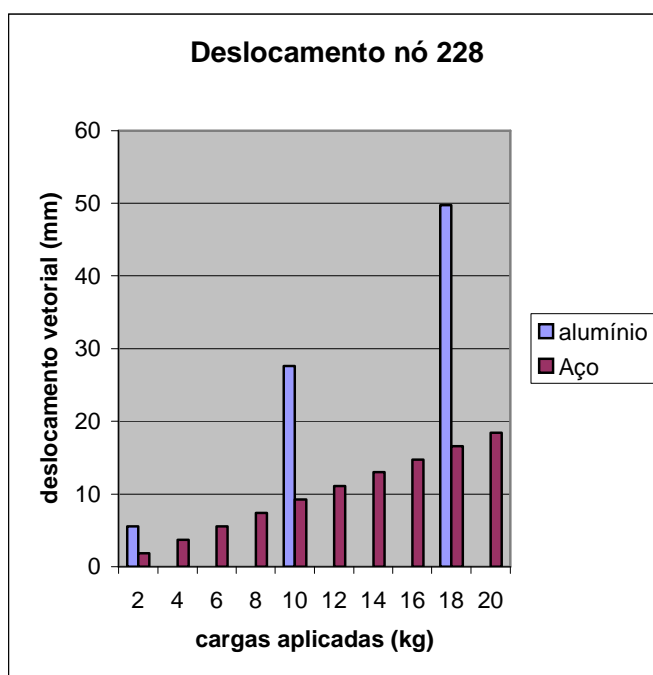


Figura 4.9 – Deslocamento comparativo entre o aço e o alumínio

As características do aço utilizado estão ilustradas na Figura 4.10, sendo adotado um material linear, elástico e isotrópico, com o módulo de elasticidade longitudinal, ou *módulo de Young* (EX) como $210 \text{ e}+9$ e o *coeficiente de Poisson* (NUXY) como 0.33.

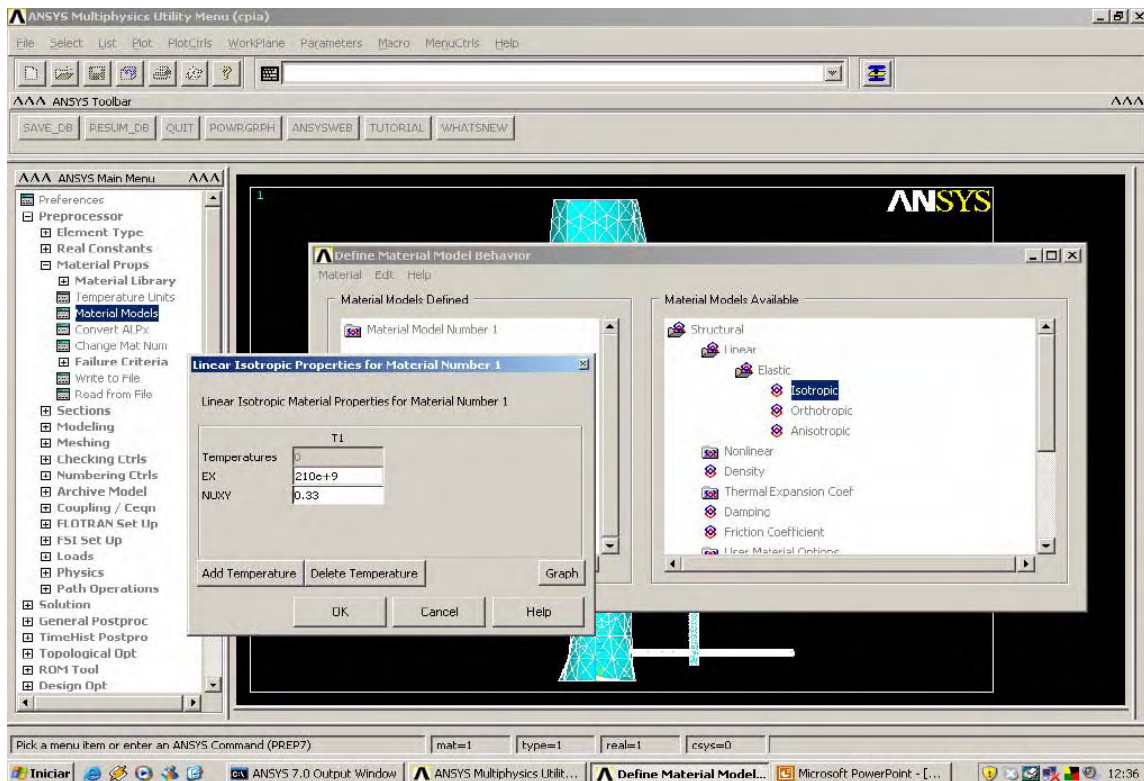


Figura 4.10 – Características do material

4.5 APLICAÇÃO DAS CARGAS

Após definida a geometria e o material, foram aplicadas as forças e os deslocamentos idênticos ao modelo experimental. Para isso, a parte distal (inferior) da *tíbia* foi fixada com deslocamento zero - Figura 4.11, e as cargas axiais foram aplicadas em oito pontos de interseção da malha, denominados *nós*, da superfície tibial superior - Figura 4.12, também referida como platô tibial, no intuito de reproduzir o efeito biomecânico exercido pelos cêndilos femurais durante a marcha - Figura 4.13.

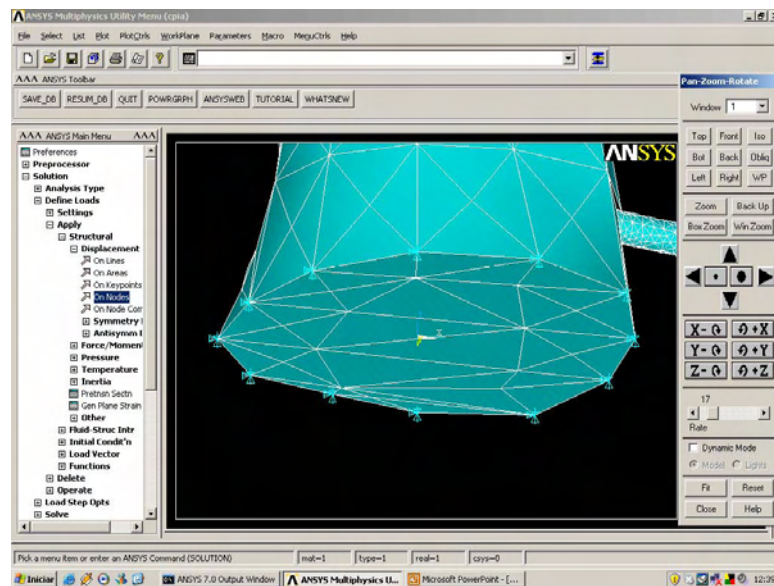


Figura 4.11 – Fixação da base da *tíbia*

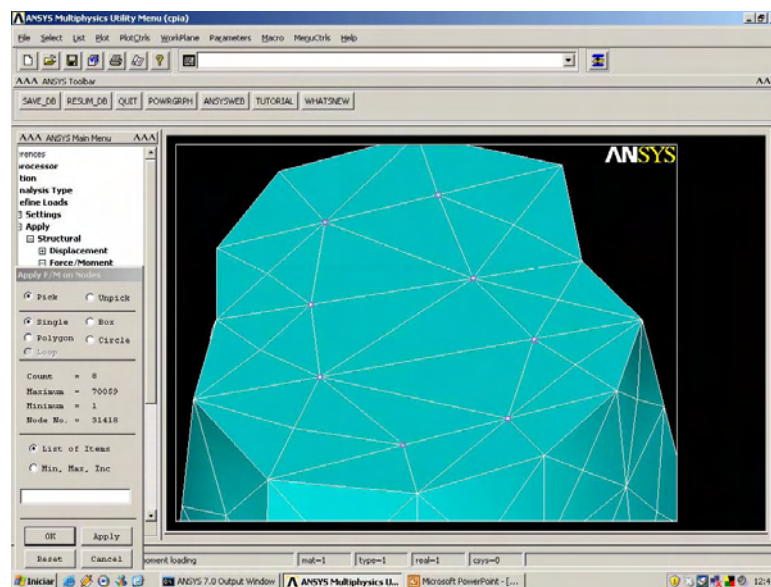


Figura 4.12 – Locais de aplicação das cargas

porção proximal da *tíbia* de poliuretano. Corroborando com este raciocínio, este nó citado, identificado no programa pelo número 228, foi indicado nos resultados como o nó de maior deslocamento vetorial (Figura 4.15) entre todos os nós gerados. O nó 383 se localiza no segmento proximal da *tíbia*, logo acima do foco de fratura, no lado do fixador externo, e seu vetor de deslocamento representa também uma translação do foco de fratura, e não um *pistonamento* simples, como ilustrado na Figura 4.14, caracterizando um movimento não desejável para o processo de reparação das fraturas.

A Figura.4.14 indica o posicionamento do nós 228 e 383, em uma ilustração colorida que na transição do vermelho para o azul representa as regiões do *osso* que se deslocaram menos para as que se deslocaram mais.

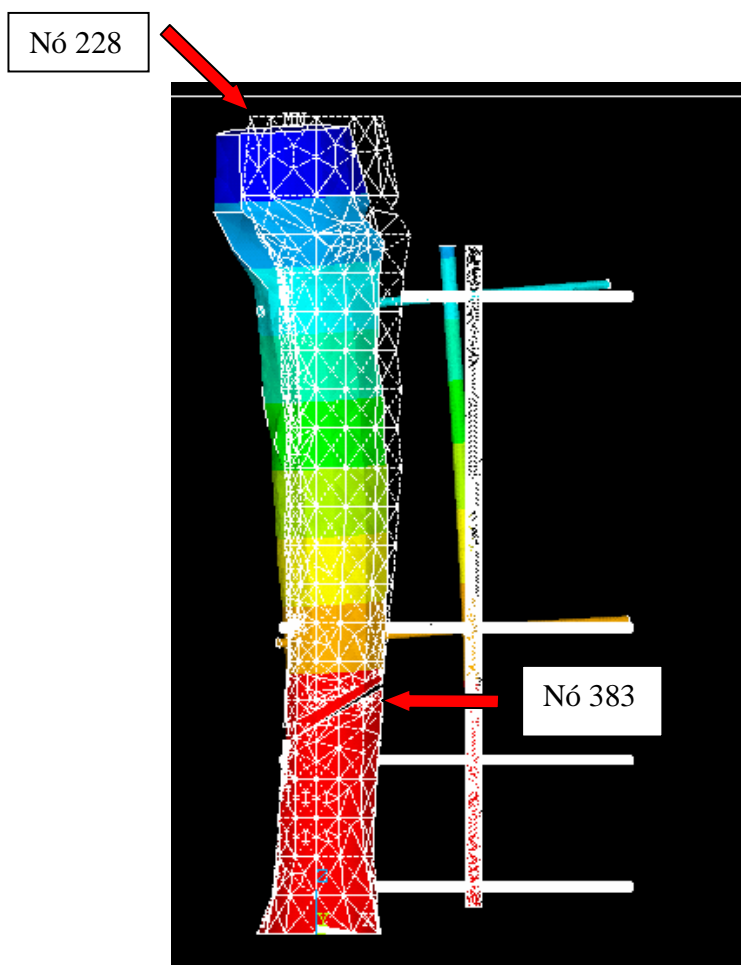


Figura 4.14 – Nó nº 228 na ilustração não deformada e deformada

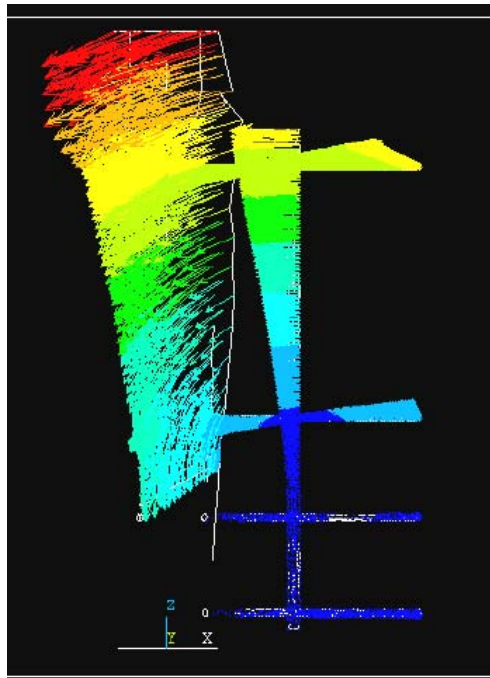


Figura 4.15 – Ilustração do deslocamento vetorial

Os resultados coletados foram os deslocamentos vetoriais do nó de nº 228, apresentados no gráfico da figura 4.16.

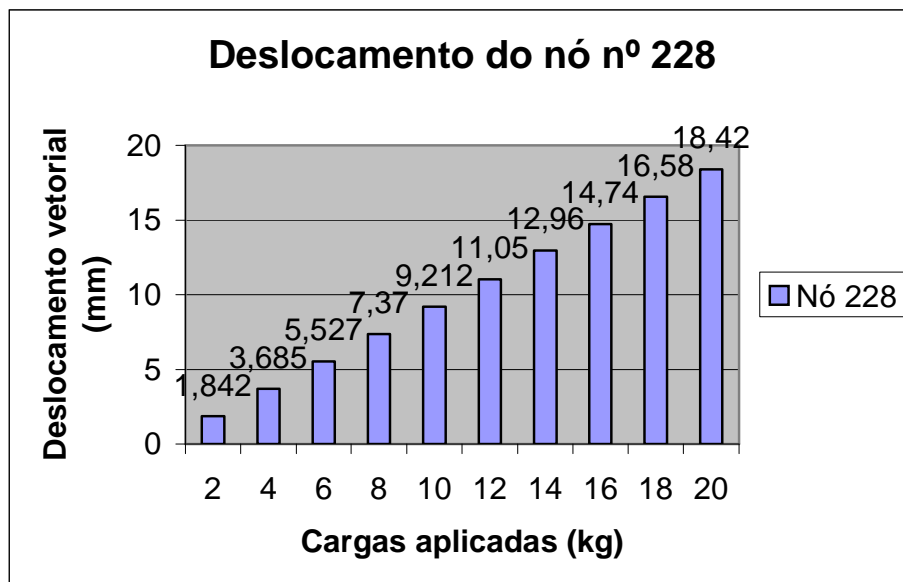


Figura 4.16 – Gráfico dos deslocamentos vetoriais do nó nº 228

5 DISCUSSÃO E COMENTÁRIOS

A literatura atual é farta em pesquisas e publicações de estudos biomecânicos envolvendo os fixadores externos, porém, em sua grande maioria constituem pesquisas complexas, baseadas em modelos experimentais (Mc COY et al., 1983; ROTBANDE, 1990; ROSSI, 1988; FLEMING et al., 1989; DELPRETE; GOLLA, 1993), que apresentam boa precisão e confiabilidade, porém, em geral demandam longo tempo e equipamentos de ensaios sofisticados e dispendiosos, como o executado neste estudo.

Do ponto de vista exclusivamente mecânico, considerou-se variáveis já exaustivamente pesquisadas, como a influência do número de barras, pinos de Schanz, planos, etc, constitui-se o óbvio princípio da proporcionalidade direta, ou seja, duas barras conferirá maior rigidez que uma, seis pinos de Schanz maior rigidez que quatro, dois planos será mais estável que um, e assim sucessivamente. Porém estes “reforços” mecânicos não condizem em muitas situações com os objetivos básicos e biológicos de uma boa fixação externa: como simplicidade e facilidade de instalação, estabilidade durável, favorecimento de mobilizações e curativos, conforto ao paciente, manutenção da carga e função no membro em tratamento, além de custo compatível com os benefícios que oferece, entre outros.

Desenvolver um método acessível pelo qual o ortopedista possa rapidamente prever em quantos milímetros a menos irá estabilizar o foco de uma fratura com a colocação de uma segunda barra, um quinto pino de Schanz e ou um segundo plano de fixação, constitui-se em um tentador desafio.

Para que tais objetivos sejam alcançados, há necessidade de uma montagem espacial em uma determinada fratura que seja apenas suficiente para as demandas mecânicas no período planejado para o tratamento, sem exageros ou desperdícios em sua arquitetura que venham a prejudicar os objetivos biológicos. Mas como prever ou planejar isto na prática ? O que deverá ser alterado no planejamento da

montagem de um fixador a ser instalado em um paciente com 60kg, para um de 90kg ou outro de 120kg ?

Certamente a falta de conhecimentos de princípios biomecânicos e acesso a métodos que auxiliem a previsão do comportamento físico dos fixadores em situações diversas, constitui-se em fator determinante para o empirismo na instalação dos mesmos em montagens fadadas à fadiga e soltura precoce de seus componentes, corroborando para o equivocado rótulo de tratamento provisório dos fixadores.

O gráfico da Figura 5.1 ilustra os resultados da avaliação do modelo experimental, que apesar de complexa e trabalhosa, mostrou-se bastante coerente, regular e confiável, servindo como o padrão de comparação para validar ou não o comportamento do modelo computadorizado.

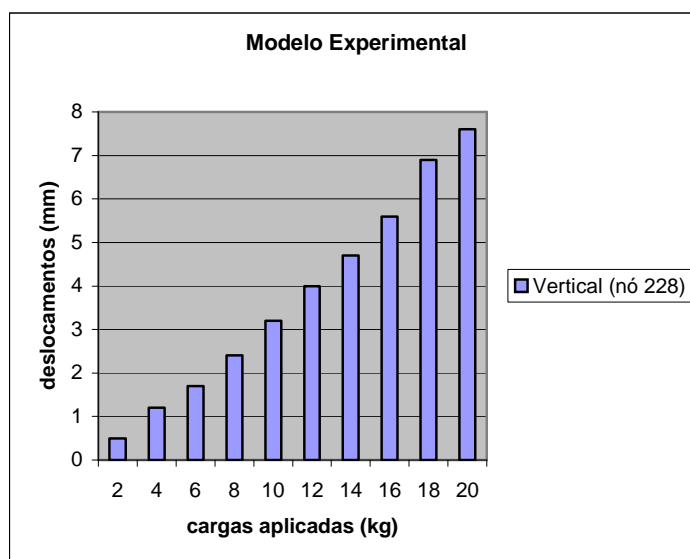


Figura 5.1 – Deslocamentos do modelo experimental

Na avaliação computadorizada, a curva de deformação foi muito semelhante ao modelo experimental quando se considerou o material do “bloco” osso-fixador como o aço inoxidável (EX 210e+9), dos pinos de Schanz, porém a deformação foi excessiva ao se aplicar o material da haste analisada, uma liga de alumínio (EX

70e+9). Tal fato se explica uma vez que não foi possível neste experimento a reprodução exata do modelo experimental no que tange à sua composição heterogênea dos materiais distintos que o compõem em poliuretano, aço inoxidável e alumínio, e suas respectivas interfaces, sendo confeccionado o conjunto como um único bloco. Assim, em se atribuindo o alumínio como constituinte básico do conjunto, converte-se também os pinos de Schanz para alumínio, os quais, em diâmetro mais reduzido (4,8 mm) tornam-se excessivamente flexíveis, justificando a deformação ampliada do conjunto.

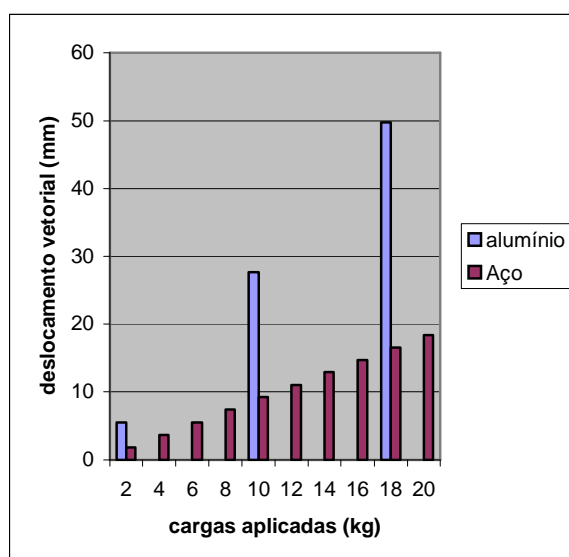


Figura 5.2 – Ilustra o deslocamento excessivo quando considerado o alumínio como constituinte único do modelo computadorizado.

Dos deslocamentos fornecidos pelo modelo computadorizado, o que melhor representou o movimento real do corpo de provas, foi o deslocamento vetorial dos locais escolhidos como referência (nós 228 e 383), que retrataram o trajeto espacial destes – Figura 5.3.

Dessa forma, apesar dos valores absolutos dos vetores serem obviamente maiores que o deslocamento simples na horizontal ou vertical, aferidos no

experimento, foi observada uma simulação gráfica e virtual bastante fidedigna, frente às mesmas cargas impostas - Figuras 5.1 e 5.3.

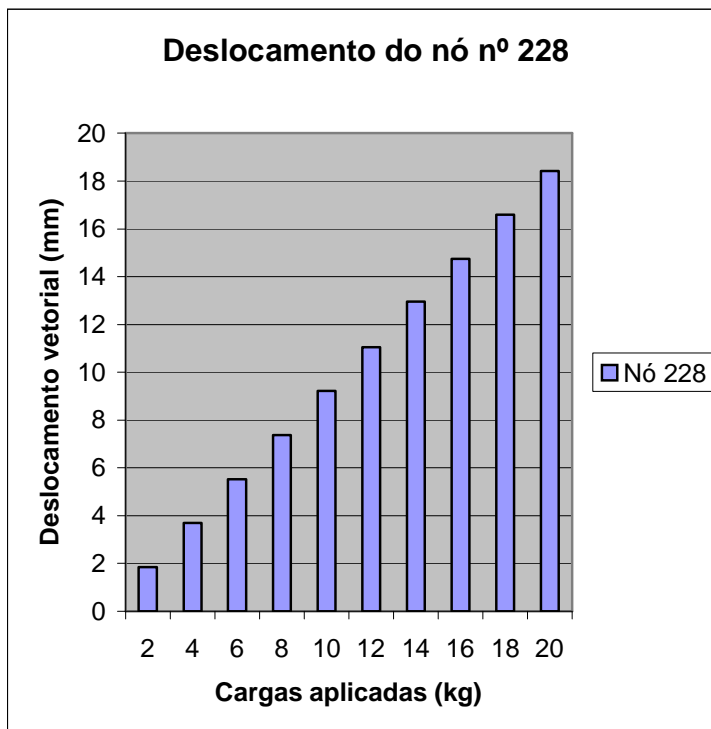


Figura 5.3 – Deslocamentos do modelo computadorizado

Além do exposto, a projeção em seqüência das fotos digitais do modelo experimental nos fornece visualmente o mesmo “filme” mostrado na animação gráfica do ANSYS, corroborando para a validação da análise computadorizada.

A comparação dos deslocamentos mensurados no nó 383, ao nível do foco de fratura, também apresenta um comportamento muito semelhante em ambos os métodos, como ilustrado na Figura 5.4.

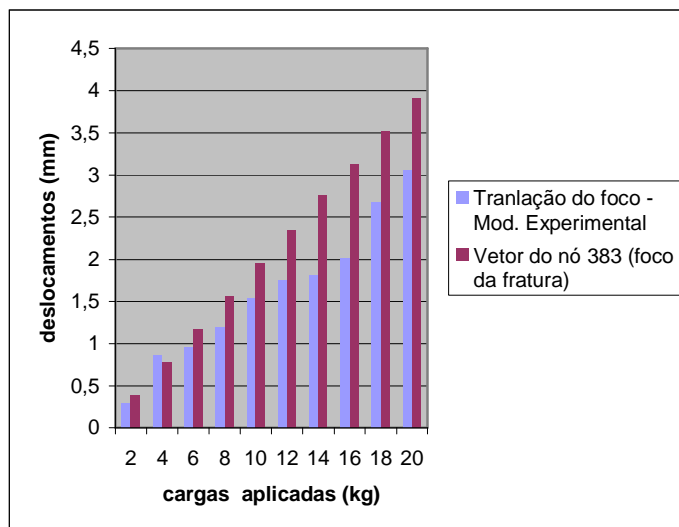


Figura 5.4 – Deslocamentos do foco de fratura (nó 383)

Tanto pelo modelo experimental como pela análise computadorizada verificou-se, apesar de não ser o foco do presente estudo, que o fixador externo utilizado se mostra totalmente insuficiente para um ser humano adulto, em se tratando de uma fratura instável, uma vez que com pequenas cargas já permite movimentos muito acima dos proibidos para uma boa consolidação óssea, com deformações excessivas, motivo pelo qual as cargas máximas aplicadas corresponderam a um indivíduo de 40 kg.

Ramos et al (2000), relatam que, ainda hoje, a determinação da direção e amplitude dos movimentos que facilitariam ou prejudicariam o processo de consolidação de uma fratura são pouco conhecidos.

Neste estudo, ressalta-se que o fixador externo funcionou como único estabilizador do corpo de prova. Em condições biológicas normais, as partes moles circunvizinhas atuam como estruturas estabilizadoras adicionais ao sistema. O que se busca, em última análise, é um sistema de fixação externa que seja suficientemente estável para impedir os movimentos indesejáveis e ao mesmo tempo flexível para os movimentos estimuladores da consolidação.

Para Rotbade (1990), conceitualmente, os movimentos restritos de dinamização axial estimulam a consolidação óssea, enquanto os perpendiculares ao plano axial a prejudicam.

Cada tecido tem capacidade distinta de deformar sem dano. O tecido de granulação pode deformar agudamente até 100% sem sofrer dano. O tecido conjuntivo pode alongar até 20% e o músculo até 15%, ambos sem prejuízo estrutural. O osso deforma até 2% sem romper, mas depois dessa quantidade sofre ruptura celular. Quando imaginamos o calo ósseo em formação, se as forças mecânicas determinam movimento maior que 2%, haverá dano ao calo. Quando temos um traço fraturário único, um pequeno movimento determina a lesão tecidual e dificuldade para o término do processo de reparação. Havendo foco de fratura multifragmentário, o movimento dissipa-se pelos diferentes traços de fratura, não interrompendo o processo de consolidação (MERCADANTE e KOJIMA, 2005).

De posse destes conhecimentos foi observada a valia de um método auxiliar do comportamento físico de um sistema de fixação externa, que nos permita inverter o raciocínio praticado até então, onde se monta o aparelho para uma posterior avaliação de seus deslocamentos, para um raciocínio inovador onde forneceremos ao computador a amplitude do movimento desejado e este então, nos informa a estrutura do fixador que deverá ser construída.

6. CONCLUSÕES

a) O *software* ANSYS mostrou-se em um primeiro estudo, bastante complexo para sua utilização na prática clínica da Ortopedia e Traumatologia, no entanto, perfeitamente viável como uma valiosa ferramenta de auxílio às pesquisas no campo da biomecânica.

b) Este estudo demonstra que uma avaliação computadorizada confiável do comportamento de um sistema fixador-osso é exequível e abre perspectivas, uma vez que o acesso de um médico a uma máquina universal de ensaios constitui um privilégio de poucos, no entanto a um micro-computador não.

6.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- a) Desenvolver pesquisas dentro da proposta deste estudo, aperfeiçoando a metodologia e a tecnologia, visando a reconstituição de um conjunto com materiais distintos e respectivas interfaces;
- b) Estabelecer estudos comparativos entre dois ou mais modelos de fixadores externos através do ANSYS ou *softwares* afins;
- c) Buscar as propriedades mecânicas do osso *in vivo* para aplicá-las em pesquisas computadorizadas;
- d) Fundamentar o comportamento de sistemas de fixação externa através de modelos matemáticos visando o desenvolvimento de um *software* direcionado e prático para o estudo biomecânico.

REFERÊNCIAS:

- Anderson, R. Na ambulatory method of treating fractures of the shaft of the fêmur. **Surg Gynecol Obste**, v. 62 p. 865-873, 1936 (b).
- Barral, J.P.; Gil, D.R.; Vergana, S.S. Atlas Anatomotopográfico de lãs estremidades y fijactón externa anular. Barcelona: Jins, p. 32-51, 1988.
- Behrens, F.; Johnson, W.D.; Kock, K.W. Bending stiffness of unilateral and e bilateral fixator frames. **Clin Orthop**, v.178, p. 103-110, 1993.
- Behrens, F.; Johnson, W.D. **Variables altering the mechanical characteristics of fixator frames**. In: Perren SM, Schneider E, Biomechanics: current interdisciplinary research. Martinus-Nijhoff, Dordrech, p. 525-530, 1985.
- Behrens, F.; Searls, K. External fixation of the tibia. Basic concepts and prospective evaluation. **J Bone Joint Surg Br**; v. 68,p. 246-254, 1986.
- Behrens, F.; Johnson, W.D. Unilateral external fixation: Methods to increase and reduce frame stiffness. **Clin Orthop**, v. 241,p. 15-23, 1989.
- Bianchi-Maiocchi, A. Introduzione alla concenza delle metodiche di Ilizarov in Ortopedia e Traumatologia. Milano: Medi Surgical Vídeo, p.123-131, 1993.
- Bianchi-Maiocchi, A.; Catagni, M. **Boletim ASAMI**, Milano: Ghedini Editore, p. 2-5, 1985.
- Bolhofner, B.R., Indirect reduction and composite fixation of extraarticular proximal tibial fracture. **Clin Orthop**, v. 315, p.75 – 83, 1995.
- Boltze, C.C.; Niederer, P.G. Boletim fixador externo sistema tubular. Clínica Ortopédica e Cirúrgica do Aparelho Locomotor da Universal de Berna, Primavera, 1978.
- Bonnevialle P.; Fouque E.; Cariven P. et al. Intérêt de la fixation externe dans les fractures du quart proximal du tibia. **Revs Chir Orthop**, v. 83, p. 600 – 612, 1977.
- Bosse, M.J. et al. Comparison of the Howmedica and Synthes military external fixation frames. **J Trauma**, v. 8, n.2, p. 119-126, 1994.

Bosworth, D.M. Skeletal Distraction, *Surg Gynecol Obstet* 52:893, 1931.

Briggs, B.T.; Chao, E.Y.S. The mechanical performance of the standart Hoffman-Vidal external fixation apparatus. **J Bone Joint Surg Am**, v. 64 , p. 566-573, 1982.

Caja, V.L. et al. Mechanical performance of the Monticelli-Spinelli external fixation system. **Clin Orthop**, v. 309, p. 257-266, 1994.

Cambras, R.A. Fixateurs Externes: Presentacion de un nouveau modele et sés aspects biomecaniques. **Revs Chir Orthop Supl**, v. 2, p. 40-43, 1985.

Cevallos, A. **Fijación Externa de los huesos**. 2 ed., La Habana: Científica Médica, p. 3 – 13, 1983.

Chao, E.Y.S.; aro, H.; Lewallen, D.G. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. **Clin Orthop**, v. 241, p. 24-35, 1989.

Charnley J.C. Positive pressure in arthrdesis of the knee joint, *J Bone Joint Surg* 30-B:478, 1948.

Codivila, A. On the means of lengthening in the lower limbs. **Am J Orthop Surg**, v. 3, p. 353-369, 1905.

Crenshaw, A.H. **Cirurgia Ortopédica de Cambpell**. 8 ed, São Paulo: Manole, 1996.

Crile D.W. Fracture of femur – a method of holding the fragments in difficult cases. *Br J Surg* 4:458, 1919

Delprete, C.; Gola,M.M. Mechanical performance of external fixators with wire for treatment of bone fractures – Part II: Wire tension and slippage. **J Biomech Eng**, v. 115, p. 37-42, 1993.

Dujardin, F.; Ennedam, J.; Daragon, A., et al. Mesure experimentale de lê capacite de stabilisation dès fractures metaphysaires superieures de jambe par differents types de fixations externes. **Revs Chir Orthop**, v. 82, p. 500 – 507, 1996.

Fernandez, A. **Modular external fixation in emergency using the AO tubular system**. Montevideo: Mar Adentro, 1991.

Fleming, B.; Paley, D.; Kristiansen, T. A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. **Clin Orthop**, v. 241, p. 95 – 105, 1989.

Geoffrey, F.D. Skeletal fixation of grade III-B tibial fractures. **Clin Orthop**, v. 332, p. 10 – 5, 1996.

Golyakhovsky, V.; Frankel, V.H. **Manual de técnicas operatórias do método de Ilizarov**. Rio de Janeiro: Revinter, 1996

Gravriil, A. Ilizarov. **Theoretical and Clinical Aspects of the Regeneration and Growth of Tissue**. Berlin: Springer-Verlag, 1992.

Green, A.S. **Complicatios of external skeletal fixation**. 3ed, Springfield: Thomas, 1981.

Gustillo, R.B.; Anderson, J.T. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five fractures of long bones. **J Bone Surg (Am)**, v. 58, p.453 - 458, 1976.

Hoffman, R. Osteotaxis. **Acta Chir Scand**, p. 107 - 172, 1954.

Hungria Neto, J.S.; Mercadante, M.T.; Teixeira, A.A., et al. Fraturas bicondilares do planalto tibial: fixação híbrida (placa suporte associada à fixação externa uniplanar). **Revs Bras Ortop**, v. 31, p. 465-468 / p. 655-662, 1996.

Ilizarov, G.A. Tension-stress on the gênesis and growth of tissues. **Clin Orthop**, v. 238, p. 249-281, 1989.

Lambotte ,A. **Lê traitement dès fractures**. Paris: Masson, 1907.

Malgaigne, J.F.; Connaissance, J. **Méd Pratique**, v.16, n.9, 1853/54.

Mc Coy, M.T.; Chao, E.Y.S.; Kasman, R.A. Comparison of mechanical performance in four types of external fixators. **Clin Orthop**, v. 180, p. 2333, 1983.

Mears, D.C. **External skeletal fixation**. Baltimore: Williams and Wilkins, 1983.

Mercadante, M.T; Kojima, K.E. **Osteossíntese Interna. Conceitos Atuais**. In: 2º Curso Teórico – Prático de Alongamento Ósseo e Reconstrução Ósteo-Articular, Comitê A.S. A. M. I., n. 2, p. 61- 63, São Paulo, 2005.

Muller, M.E.; Allgower, M.; Schneider, R.; et al. **External Fixation**. In: Manual of Internal Fixation, 3ed., Berlin: p. 367-410, 1992.

Muller, M.E. et al. **Manual de Osteossíntese**. 3 ed, São Paulo: Manole, 1993.

Nele, U.; Maffulli, N.; Pintore, E. Biomechanics of radiotransparent circular external fixators. **Clin Orthop**, v.308, p. 68-72, 1994.

Pardini & G. de Souza. **Clínica Ortopédica: Fixadores Externos**, v.1, n.2, Rio de Janeiro: Medsi Editora, 2000.

Parkhill, C. A new apparatus for the fixation of bones after resection and in fractures with a tendency to displacement. **Clin Orthop**, p. 36,1983.

Parkhill, C. **Ann Surg**, v. 27, p. 553, 1898.

Pitkinse H.C. and Blackfied H.M. Skeletal imobilization in difficult fractures of the shafts of the long bones. **J Bone Joint Surg** 8:589, 1931.

Putti, V. La trazione per doppia infissione e l'allungamento operativo dell'atto inferiore. **Chir Organi Mov**, v.2, p. 421, 1918.

Ries, M.D.; Meinhard, P.B. Medial external fixation with lateral plate internal fixation in metaphyseal tibial fractures. A report of eight cases associated with severe soft tissue injury. **Clin Orthop**, v. 256, p. 215-223, 1990.

Rossi, J.D.M.B.A. Estudos comparativos de fixadores externos IOT (Lim 41) com perfis de duralumínio e aço inoxidável. **Rer. Bras. Ortop**, v.23, p. 192 – 196, 1988.

Rotbande, I.S. **Aspectos mecânicos do sistema de fixação externa de Ilizarov**. Orientador: Profº Carlos Giesta. Rio de Janeiro, UFRJ, Faculdade de Medicina, Tese de Doutorado em Medicina, área de concentração Ortopedia e Traumatologia, 1990.

Stader, O. A preliminary announcement of a new method of treating fractures. **North Am Vet**, v. 18, p. 37, 1937.

Simões, D.A. O método dos elementos finitos e sua aplicação com ANSYS. Monografia, p. 176, FEG – UNESP, 2005.

Volkov, M.V.; Oganessian, O.V. Restoration of function in the knee and elbow with a hinge-distractor apparatus. **J Bone Joint Surg Am**, v. 57, p. 591, 1975.

Wagner, H. Operative lengthening in the fêmur. **Clin Orthop**, v. 139, p.125, 1978.

Wheelwright, E.F.; Court-Brown, C.M. Primary external fixation and secondary intramedullary nailing in the treatment of tibial fractures. **Injury**, v.23, n.6, p

Willians, R.L.; Aggarwal, N.K.; Klenerman, L. Biomechanical analysis of a new external system and its clinical significance. **J Trauma**, v.37, n.1, p. 66-73, 1994.

Zasley, D.; Fleming, B.; Pope, M.H. External fixators pin desing. **Clin Orthop**, v. 278, p. 305-312, 1992.

GLOSSÁRIO

<u>Anquilose</u>	Imobilidade anormal de uma articulação.
Artrodese	Fusão de uma articulação por ato cirúrgico
Artroplastia	Reconstrução cirúrgica de uma articulação nova e funcional.
Biomecânica	Ciência que trata da mecânica do organismo vivo, especialmente das alavancas e arcos do esqueleto e das forças aplicadas sobre os mesmos pelos músculos e pela gravidade.
Campe	Presilha.
Ciclo da marcha	É o conjunto de fenômenos entre o contato inicial de um pé e o próximo contato inicial do mesmo pé; compreende em: fase de apoio e fase de balanço.
Cominutivo	Fragmentado; em que houve fragmentação.
Côndilos femurais	Saliência arredondada do osso fêmur
Corticotomia	Seccionar; cortar a camada cortical de um osso.
Desbridamento	Remoção de tecidos desvitalizados de uma ferida.
Diáfise	Parte média dos ossos longos.
Dissecção	Ato de dissecar, de separar as partes do corpo ou de um órgão. Empregado na anatomia (dissecção de cadáver) como em cirurgia (dissecção de uma artéria).
Distal	Mais afastado da parte mediana do corpo ou do órgão; longe do centro ou da cabeça.
Distração ou Diastase	Afastamento de duas superfícies ósseas, articulares ou não.
Flapes cutâneos	Retalhos de pele

Fios de Kirschner	Pinos metálicos utilizados em cirurgias ortopédicas.
Fios de Steinmann	Pinos metálicos utilizados em cirurgias ortopédicas.
Fisiopatologia	Estudo das funções anormais ou patológicas dos órgãos e aparelhos do organismo.
Implantes ortopédicos	Materiais utilizados na fixação do osso.
Ipsilaterais	Situado do mesmo lado; homolateral.
Ligamentotaxia	Reposicionamento osteo-articular através de tensão sobre os ligamentos.
Material de síntese	Usado para a reunião de partes separadas.
Osteomielite	Inflamação da medula e dos tecidos duros do osso.
Osteoporose	Doença metabólica que causa a redução da massa óssea por unidade de volume; há um desequilíbrio entre a produção e a reabsorção óssea.
Osteotomia	Secção cirúrgica parcial, superficial ou profunda do osso, com objetivo terapêutico.
Percutâneo	Realizado através da pele; transdérmico.
Proximal	Que fica mais próximo do corpo ou da linha mediana.
Pseudoartrose	Fratura não consolidada dentro do tempo previsto.
Redução de fratura	Ato de retornar à posição original; correção de fratura, luxação ou hérnia
Sequestrectomia	Retirada de um sequestro ósseo (osso desvitalizado) do corpo humano.
Subtrocanteriana	Inferior, próximo do trocanter.
Unipodal	Apoio único; com apenas um membro inferior (direito ou esquerdo).