

PROCEDIMENTO PARA ANÁLISE DE PARAFUSOS PARA ANKLE FUSION POR ELEMENTOS FINITOS

Leon Thiago Ferreira Chaves, EEIMVR, leonpersonal.gymfitness@gmail.com

Caroline Cristine Duarte da Silva, EEIMVR, carol.c.duarte@hotmail.com

Roberto Brunow Lehmann, EEIMVR, rbrunow@gmail.com

Resumo. Em biomecânica, especialmente na área de implantes, existem diversos estudos do comportamento dos elementos não absorvíveis, no corpo humano, quando o mesmo está em movimento. Desta maneira o trabalho propõe uma metodologia, baseada em simulação numérica pelo método de elementos finitos, para a análise de qualquer parafuso utilizado numa fusão de tornozelo, sujeito a esforços durante a marcha humana na fase de apoio, no plano sagital. Foi utilizado o software Ansys workbench, versão 14, para a realização das simulações e obtenção das tensões nos elementos simulados. Os resultados obtidos sugerem que, para o parafuso utilizado e, nas condições submetidas ao modelo, não haverá falha no parafuso.

Palavras chave: Elementos finitos. Tornozelo. Parafuso. Análise de tensões.

1. INTRODUÇÃO

A biomecânica é uma ciência multidisciplinar que tem a responsabilidade de mesurar e avaliar os problemas inerentes ao aspecto humano. A biomecânica se apropria desde as bases das ciências biológicas e suas vertentes até as mais complexas teorias das ciências mecânicas para chegar ao seu resultado esperado em “Winter (1991)”.

Ela é considerada um subcampo da Engenharia Mecânica. Neste, as leis da mecânica são aplicadas a fim de obter uma maior compreensão da complexa “máquina” que é o corpo humano, através de modelação matemática, simulação computacional métodos de desenvolvimento físico com ação de forças. Também nesta cadeira normalmente, esse tipo de análise estrutural é feita para quantificar o comportamento da estrutura, quando são solicitados a esforços mecânicos por “Sousa *et al.* (2008)”. Quando se atua no campo biomecânico, pode-se agir de forma similar. A principal diferença é que a estrutura passa a ser o corpo humano, sendo importante ressaltar que cada indivíduo tem suas próprias características, e esse fato faz com que se tenha uma maior atenção ao se analisar o corpo humano como estrutura, uma vez que mudará a resposta da análise de indivíduo para indivíduo.

Uma importante ferramenta para análise estrutural é o método de elementos finitos (MEF). Em linhas gerais, pode-se definir o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados por “Lotti *et al.* (2006)”, o uso do MEF se tornou tão amplo que passou a ser utilizado também na biomecânica, um exemplo é o de análises de fraturas em ossos com correção por elementos absorvíveis no trabalho de “Mei *et al.* (2015)”. Os ossos possuem dois tipos diferentes que são as matérias orgânicas e os minerais. As orgânicas são formadas por células especializadas, por colágeno e é uma cadeia organizada de aminoácidos que constroem uma fibra resistente que constitui a estrutura do corpo. Por conseguinte, esta substância orgânica costuma acolher os elementos minerais, como o cálcio e o fósforo, cuja presença confere característica dureza aos ossos. Nas análises das diferentes formas de um elemento de correção interferindo na recuperação do indivíduo por “Serhan *et al.* (2015)” e em métodos de fixação em “Serhan *et al.* (2013)”, o MEF também é utilizado.

A marcha pode ser descrita como uma progressão translacional do corpo como um todo, produzida por movimentos rotatórios de segmentos corporais coordenados por “Sousa *et al.* (2008)”. A marcha normal é rítmica, e é caracterizada pela alternância entre movimentos propulsivos e retropropulsivos das extremidades inferiores. É uma atividade motora que envolve um padrão complexo de contrações musculares em diversos segmentos do corpo. O ciclo da marcha é período que compreende desde o contato de um pé ao solo até o contato seguinte desse mesmo pé. É a descrição de eventos ocorridos em um membro inferior entre dois contatos consecutivos de um mesmo pé. O ciclo da marcha é dividido em duas fases bem distintas: a fase de apoio, onde o pé toca o solo; e a fase de balanço, onde o pé não está em contato com o solo. Neste trabalho considera apenas a fase de apoio na qual o pé sofre forças aplicadas pelo chão (Força de Reação do Solo), que são provocadas pelo movimento da marcha e pelo peso da pessoa. A marcha é também influenciada por um conjunto multifatorial considerado determinante no seu padrão. Este resulta da interação ou do processo de organização própria de sistemas neurais e mecânicos, entre os quais, a dinâmica musculoesquelética, um programa central baseado num circuito espinal geneticamente determinado, Gerador de Padrão Central (GPC), a modulação pelos centros nervosos superiores e a modulação aferente, “Mccollum *et al.* (1995)”. Este é capaz de controlar, por estímulos neuromotores aferentes (córtex / membros inferiores) e eferentes (membro inferiores/ córtex), o máximo de desperdício de energia.

O uso excessivo das articulações e sedentarismo, somado com hipotonia muscular e obesidade são, segundo a “Sociedade Brasileira de Reumatologia (SBR) (2017)”, os grandes responsáveis pela maioria das patologias articulares

(as artroses) de hoje. A artrose aguda (ou secundária) no tornozelo, que é uma patologia degenerativa crônica causando desgaste da cartilagem hialina de um segmento corporal, no caso deste estudo a articulação tibiotalar e tibiofibular, até chegar ao tecido ósseo, chegando até a perda óssea e/ou fraturas “SBR (2017)”.

Um dos tipos de protocolo cirúrgico mais escolhido para este tipo de lesão é a fusão do tornozelo (Ankle fusion), no qual são transpassados dois parafusos angulares na tíbia, sendo um frontal e um medialmente (maléolo medial), e outro na fíbula lateralmente (maléolo lateral), todos ancorados no tálus. O modelo utilizado para análise prevê o sistema já no seu período pós-operatório e calcificado. Este procedimento serve para aliviar a dor causada pelo atrito ósseo, apesar de diminuir os graus de liberdade da articulação. Esses atritos ósseos causam perda óssea e/ou fraturas (ou microfraturas).

Quando se fratura um osso, se rompem os vasos sanguíneos interósseos, formando um coágulo, já liberando angioblastos, e em menos de vinte e quatro horas os vasos são fechadas as suas extremidades. Os angioblastos começam a formar uma nova rede de vasos interósseos para o novo osso que já esta sendo criado. Os tecidos ósseos mortos liberados pelo osso fraturado são fagocitados pelas novas células ósseas chamadas osteoblastos, “Guyton e Hall (2011)”. Concomitantemente, a medula óssea, o endóstio, e o perióstio estão sendo regenerado, logo o osso. A reconstituição óssea em si se dá a partir de duas membranas bastante vascularizadas: o perióstio e o endóstio. Enquanto o perióstio envolve por completo os ossos externamente, o endóstio é uma camada mais fina que os reveste internamente e como dito anteriormente, os vasos interósseos preservados por essas membranas são enriquecidos com vitamina D e Cálcio, gerando assim o calo ósseo e a ultima fase chamada consolidação. A calcificação é o período de regeneração óssea e toda a sua fisiologia, que envolve estes processos bioquímicos mencionados de bastante relevância por “Guyton e Hall (2011)”.

A proposta deste trabalho é fazer a análise de tensões, a partir de um modelo computacional tridimensional no software Ansys Workbench, da problemática da fusão do tornozelo. As articulações tibiotalar e tibiofibular, de uma perna humana, receberá três parafusos angulares sendo dois na tíbia, inserindo no tálus e um na fíbula com a mesma inserção, objetivando quantificar os efeitos estruturais durante a marcha humana no plano sagital.

2. METODOLOGIA

O modelo considerado foi de um indivíduo do sexo feminino de 1,55m e 54 kg em “Lessa (2015)”. As dimensões do pé deste indivíduo foram adequadas de acordo com o modelo antropométrico de “Winter (1991)”.

O presente trabalho considera três situações durante a caminhada, na fase de apoio. A primeira situação em que apenas o calcanhar está em contato com solo, a segunda situação em que tanto o calcanhar quanto o metatarso estão em contato com o solo e a terceira situação em que apenas o metatarso esta em contato com o solo. Pelo princípio de Saint-Venant aplica-se um carregamento equivalente, composto por uma força cortante e um momento fletor, estes são provenientes da força vertical de reação que o solo exerce no pé durante a caminhada. Para a análise no tornozelo, aplica-se o carregamento equivalente no tálus e considera apenas a tíbia e fíbula, desprezando o restante dos ossos que constitui o pé. Com isso diminui o número de elementos e nós da malha tendo menos graus de liberdade, viabilizando a execução do programa.

Para o indivíduo considerado, têm-se os seguintes esforços para três situações de apoio medidas experimentalmente no laboratório de biomecânica da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, de acordo com a ‘Tab. (1).

Tabela 1- Tabela de esforços equivalentes durante a marcha humana.

Situação	Módulo da FCR(N)	Módulo do MF(Nmm)
Calcanhar em contato com o solo	540	15000
Calcanhar e metatarso em contato com o solo	540	0
Metatarso em contato com o solo	540	56000

*FCR-força cortante resultante

*MF-momento fletor

Inicialmente os parafusos foram considerados cilindros uma vez que será realizada primeira uma análise global da estrutura, ossos e parafusos. Posteriormente foi feita uma análise local no parafuso, considerando os filetes, o parafuso utilizado para esta análise é parafuso M8 estrutural. Segundo “Shigley (2005)” a área resistente do parafuso M8 é de $36,6 \text{ mm}^2$, dando um diâmetro resistente de 6,83mm, esse será o diâmetro dos cilindros utilizados na análise global. O comprimento dos cilindros e parafuso M8 são de 45 mm.

A confecção dos cilindros foi realizada no desing model do Ansys Workbench 14 e a do parafuso M8 foram realizadas no software SoliWorks.

Para a análise local no filete do parafuso, será calculado um concentrador de tensão K_t no primeiro filete, pela “Eq.(1)”, realizando uma simulação de esforço trativo uniaxial no sentido longitudinal considerando uma força de 1000N, uma vez que parafusos só se rompem por tração.

$$K_t = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\text{nom}}} \quad (1)$$

Onde σ_{nom} é força trativa aplicada por área resistente do parafuso M8 e $\sigma_{\max}$ é a tensão normal na direção longitudinal encontrada na simulação de esforço trativo do parafuso M8. Com o K_t foram corrigidas as tensões achadas nas simulações dos cilindros durante a marcha.

Para as simulações das três situações da marcha se utiliza como condição de contorno a condição ‘fixed support’ na face superior da tíbia. E a força cortante total é distribuída na face inferior do tálus e o momento resultante é distribuído na superfície do tálus.

Se baseando em “Ernesto JR *et al.* (2016)”, considerou para este trabalho cilindros que estão em contato com a tíbia-tálus são dispostos com angulação de 20° e o cilindro em contato com a fíbula-tíbia-tálus é disposto a 45°, ambos em relação a vertical. Utiliza-se uma operação booleana para inserir os cilindros nos ossos, que são considerados colados com os cilindros para a simulação.

Para os materiais, os ossos são considerados corticais com módulo de elasticidade de 10000 MPa por “Mei *et al.* (2015)” e os cilindros são de Titânio (Ti-6Al-4V) cujo módulo de elasticidade é 114000MPa, “Shigley (2011)”.

Para a simulação local no parafuso M8, consideram-se forças trativas de 1000N na face inferior e superior dos mesmos e o material é o mesmo dos cilindros.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na “Fig. (1)” é ilustrada a malha das simulações das situações da marcha humana, o elemento utilizado foi triangular sendo que a malha tem 2775 elementos e 7583 nós.

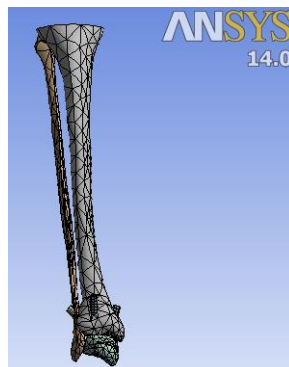


Figura 1. Malha das simulações da marcha humana

Para a análise dos cilindros se utiliza a tensão equivalente de von Mises uma vez que o material dos mesmos é dúctil, o limite de escoamento do Titânio (Ti-6Al-4V) é 830 MPa, “Shigley (2011)”. Para a situação em que apenas o calcanhar está em contato com o solo, a tensão equivalente de von Mises é representada na “Fig. (2)”, onde o valor máximo é de 151,14 MPa, indicando que não haverá falha. A segunda situação considera que o calcanhar e o metatarso estão em contato com o solo, novamente pela tensão equivalente de von Mises representada na “Fig. (3)”, onde o valor máximo é de 64,875 MPa, novamente indicando não haverá falha. A terceira situação considera que apenas o metatarso está em contato com o solo, mais uma vez pela tensão equivalente de von Mises representada na “Fig. (4)”, onde o valor máximo é de 417,78 MPa, novamente não haverá falha.

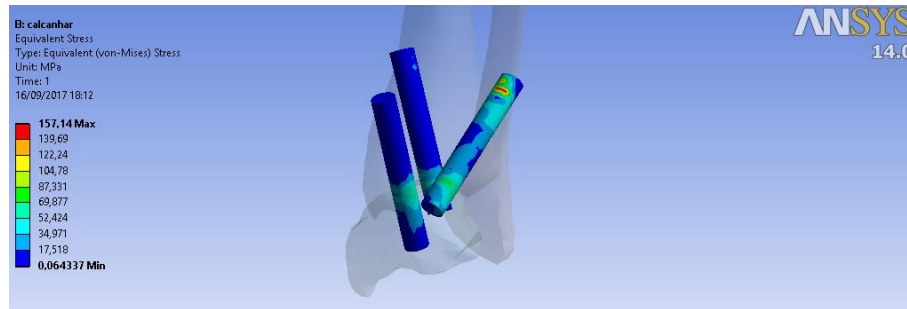


Figura 2. Tensão equivalente de von Mises para a situação que apenas o calcaneus toca o solo

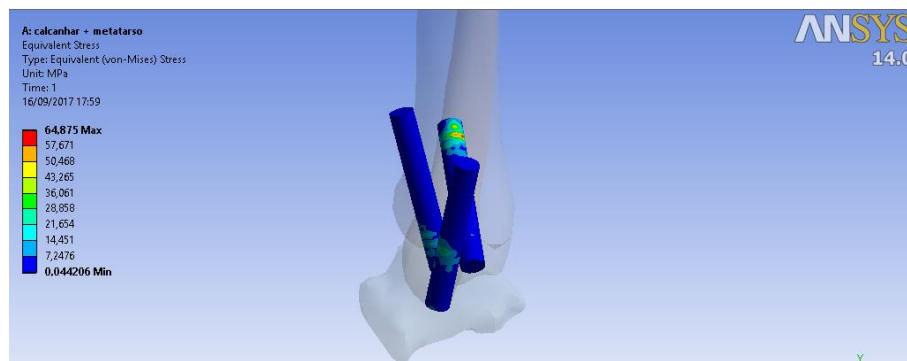


Figura 3. Tensão equivalente de von Mises para a situação em que o calcaneus e o metatarso tocam o solo

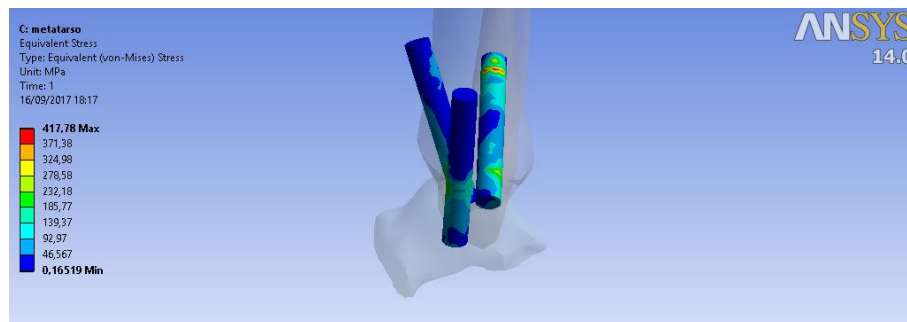


Figura 4. Tensão equivalente de von Mises para a situação que apenas o metatarso toca o solo

Nota-se que a situação que ocorrerá a maior solicitação mecânica da peça cilíndrica é quando apenas o metatarso toca o solo, o que é de se esperar, pois é quando se tem a maiores carregamentos equivalentes, mas mesmo assim não ocorrerá falha do material, em todas as simulações o cilindro que tem maior tensão é o que está em contato com fíbula-tíbia-tálus uma vez que está mais externo. E quanto à deformação, em todas as simulações é inferior a 0,5%, o que esta dentro da faixa de deformação para um material dúctil.

Na “Fig. (5)” é ilustrado a malha para um parafuso M8, o elemento utilizado foi triangular sendo que a malha tem 9395 elementos e 19204 nós. Nota-se um aumento considerável no número de elementos e nós, ou seja, um malha refinada para uma análise local nos filetes.

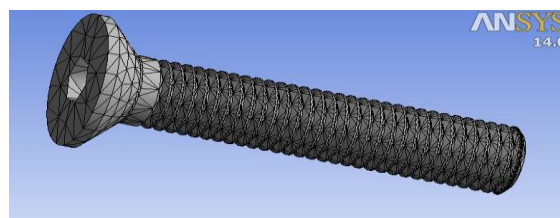


Figura 5. Malha do parafuso M8

Na simulação da análise local do parafuso encontra-se a tensão máxima normal no sentido longitudinal $\sigma_{\max}$ no primeiro filete do parafuso é ilustrada na “Fig. (6)”, com o valor máximo de 35,474 MPa. Com isso o K_t é de 1,3. Uma vez que o parafuso falha apenas por tração no filete faz uma correção no valor das tensões das simulações da marcha, multiplicando a tensão equivalente de von Mises encontrada nas simulações dos cilindros durante a marcha pelo valor de K_t , o resultado é retratado na “Tab. (2)”. De fato não haverá falha.

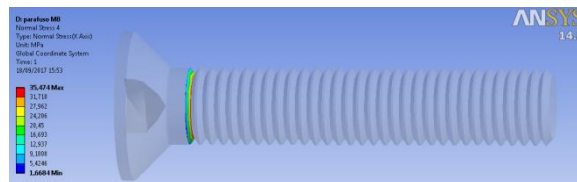


Figura 6. Tensão máxima normal no sentido longitudinal

Tabela 2. Tensão equivalente von Mises.

Situação	Tensão equivalente de von Mises (MPa)	Tensão equivalente de von Mises corrigida (MPa)
Calcanhar em contato com o solo	151,14	196,482
Calcanhar e metatarso em contato com o solo	64,875	84,337
Metatarso em contato com o solo	417,78	543,114

4. CONCLUSÃO

Com a metodologia utilizada neste trabalho foi possível aplicar princípios mecânicos para analisar três parafusos dispostos no tornozelo humano de maneira a viabilizar a simulação com grande redução de esforço computacional. Com o procedimento adotado no trabalho, pode-se variar os tipos de parafusos, apenas seguindo as mesmas etapas com valores diferentes.

Os resultados encontrados sugerem que, nas condições em que o modelo foi submetido, não haverá falha nos parafusos. Cabe ressaltar que o modelo apresenta simplificações que sugerem variações nos resultados obtidos e, desta forma, os valores aqui encontrados não devem ser entendidos como absolutos. Além disso, diferentes indivíduos sugerem novas condições de contorno e resultados.

5. REFERÊNCIAS

- ERNESTO JR, G.G.D.; PRATA, S.D.S.; FARIAS, F.; RIZZO, M.A. Resultados clínicos e funcionais da artrodese tibiotársica no tratamento do pé caído. **Rev ABTPé**, São Paulo, v.10(1), p.1-5, 2016.
- GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia Médica**. Tradução Alcides Junior, Alexandre Soares, Andrea Delcorso, Bárbara Martins, Claudia Coana, Debora Stinik, Diego Alfaro, Douglas Futuro, Fabiana Buassaly, Hermínio Filho, Leonardo Magalhães, Luísa Pimentel, Manoela Sande, Marcela Nascimento, Michelle Botelho, Nelson Oliveira, Raimundo Santos, Roberto Mogami, Sérgio Rachman, Solange Affeche, Valdir Ointo, Vilma Varga. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2011. 500 p.
- LESSA, L. M. **Análise do impacto durante a marcha para o desenvolvimento de uma prótese para amputados unilateral de membro inferior**. 2015. Proposta de dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, Volta Redonda, 2015.
- LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; LANDRE, J. J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 11, p. 35-43, 2006.
- MCCOLUM, G.; HOLROYD C.; CASTELFRANCO, M. Forms of Early Walking, **Journal Theor Biology**, v.176, p.373-390, 1995.
- MEI, J.; NI, M.; NI, W. Primary Stability of Absorbable Screw Fixation for Intra-Articular Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis. **J. Med. Biol. Eng**, v.35, p. 236–241, 2015.

- SERHAN, M.; VERIM, O.; ALTINEL, L.; GOKCE, B.; TASGETIREN, S. Three-Dimensional Finite Element Analysis Used to Compare Six Different Methods of Syndesmosis Fixation with 3.5- or 4.5-mm Titanium Screws. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, p. 174-180, 2013.
- SERHAN, M.; VERIM, O.; EROGLU, M.; ALTINEL, L.; GOKCE, B.; TASGETIREN, S. Biomechanical Evaluation of Syndesmotic Screw Design via Finite Element Analysis and Taguchi's Method. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 105, p. 1-8, 2015.
- SHIGLEY, J. E. **Projeto de engenharia mecânica**. Tradução João Batista de Aguiar, José Manoel de Aguiar. Porto Alegre: AMGH, 2011. 424 p.
- SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA (SBR). Disponível em: <<https://www.reumatologia.org.br>>. Acesso em: 2 out. 2017.
- SOUSA; A.P.; TAVARES, J.M.R.S.; MENDES, E.; SOUSA, F. **Análise da marcha baseada numa correlação multifactorial**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Instituto Politécnico do Porto, Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2008.
- WINTER, D.A. The Biomechanics in Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. **Anthropometry**. Canadá: John Wiley & Sons, Inc., 1991. cap. 4, p. 82-83.

8. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem os apoios da PGMEC/UFF e Capes.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.