

LEVANTAMENTO DE PARÂMETROS QUANTITATIVOS DA ESTABILIDADE BIOMECÂNICA DO JOELHO HUMANO

Jonas Cristiano Seibert Becker (Acad. Medicina), UFSC, csbecker@gmail.com Ari Digiácomo Ocampo Moré (Prof. Dr. Ortopedia), UFSC, arimore@terra.com.br Carlos Rodrigo de Mello Roesler (Prof. Dr. Eng.), UFSC, r.roesler@ufsc.br

Resumo. A estabilidade articular é um requisito essencial para que um indivíduo realize atividades funcionais. Parâmetros quantitativos do grau de estabilidade, ou da instabilidade, da articulação são úteis no diagnóstico de lesões do joelho e na avaliação do desempenho biomecânico de projetos de próteses totais de joelho. O presente trabalho objetiva realizar uma revisão da literatura visando identificar parâmetros quantitativos utilizados para descrever a estabilidade do joelho humano na direção anteroposterior, de modo a coletar em uma base comum destes valores e fornecer subsídios para diagnósticos desta articulação e para a avaliação de projetos de próteses totais de joelho. Com relação à translação anterior da tíbia os maiores valores de deslocamento foram encontrados em 30° de flexão do joelho e variam de 3,7 mm com carga de 90 N a 12,4 mm com 134 N. Para o movimento de translação posterior da tíbia não foi observado um padrão claro de variação dos valores de deslocamento em relação a flexão do joelho. Para flexão de 0° observou-se deslocamento mínimo igual a 1,8 mm sob 130 N e máximo de 7,7 mm sob 560 N. **Palavras chave:** Articulação do joelho, Estabilidade, Prótese total de joelho.

1. INTRODUÇÃO

O joelho é considerado uma das maiores e mais complexas estruturas da anatomia humana. Esta articulação permite seis graus de liberdade ou tipos de movimentos, três translações (anteroposterior, médio lateral, cefalocaudal) e sobre esses eixos ocorrem três rotações (flexo-extensão, varo-valgo e rotação interna e externa) (Cohen *et al*, 2007). Tal articulação é formada por três ossos: fêmur, tíbia, patela (osso sesamóide), que são estabilizados por diversos ligamento e tendões circunjacentes, sendo alguns com função primária, tais como o ligamento cruzado anterior (LCA), ligamento cruzado posterior (LCP), ligamento colateral medial (LCM) e ligamento colateral lateral (LCL), e elementos com função secundária, tais como os meniscos, banda iliotibial e musculo bíceps femoral (Skinner *et al*, 2014).

A estabilidade articular é descrita na literatura por dois tipos de estabilidade, a mecânica e a funcional (Johansson *et al*, 1991). A estabilidade mecânica da articulação, abordada nesta revisão, refere-se a estabilidade passiva ou o grau de frouxidão da articulação que é frequentemente avaliada no ambiente clínico, através de testes (Johansson *et al*, 1991). A estabilidade mecânica é determinada pela geometria articular e propriedades mecânicas dos tecidos dentro ou ao redor da articulação (Alencar *et al*, 2006). Para Kapandji (1973), a estabilidade do joelho humano depende da integridade de seus elementos, principalmente, LCA, LCP, ligamentos laterais, integridade óssea, meniscos e músculos (principalmente o M. Quadriceps). A estabilidade do joelho é totalmente diferente se está flexionado ou se está em hiperextensão, devido as mudanças da tensão nos ligamentos envolvidos, conforme o grau de flexão do joelho.

A estabilidade da articulação é uma característica importante na avaliação das patologias do joelho, do grau de eficácia alcançado por técnicas de reparo ligamentar e na avaliação do desempenho biomecânico de próteses para artroplastias do joelho. Nestas avaliações pode-se medir a estabilidade intrínseca do projeto da prótese, dada pela conformidade geométrica entre o componente femoral e o inserto tibial e verificar se esta medida de estabilidade encontra-se dentro dos intervalos de estabilidade da articulação normal.

2. METODOLOGIA

A estratégia de pesquisa baseou-se em uma busca bibliográfica on-line, na base de dados CAPES. Não foi usada limitação temporal. Os termos de procura usados foram: biomechanical human knee laxity “in vitro”. O resultado da pesquisa foi refinado com inclusão dos artigos contendo os termos: “acl”, “in vitro”, “laxity”, “posterior cruciate ligament”, “joint instability”, “knee”, “biomechanics”, “knee joint”, “anterior cruciate ligament”, e exclusão dos artigos com os seguintes tópicos: “patellofemoral joint”, “pattela”, “injury”, “total knee arthroplasty”, “tissue engineering”, “cartilage”, “reconstruction”, “osteoarthritis”, “tendons” e “knee injuries”. Os artigos encontrados na pesquisa foram submetidos aos seguintes critérios de seleção: (1) estar escrito na língua inglesa, (2) analisar joelhos humanos *in vitro*, (3) apresentar

parâmetro quantitativo de translação anterior ou posterior, (4) especificar a força aplicada, assim como sua direção e sentido, para se ter o intervalo de movimento e (5) apresenta o grau de flexão do joelho para cada resultado.

Jonas Cristiano Seibert becker, Ari Digiácomo Ocampo Moré e Carlos Rodrigo de Melo Roesler Levantamento de Parâmetros Quantitativos da Estabilidade Biomecânica do Joelho Humano

Os resumos dos artigos foram analisados em ordem, para excluir aqueles artigos irrelevantes para esta análise. Artigos dúbios foram lidos na íntegra para determinar se eles continham dados úteis para análise. Os valores numéricos (parâmetros quantitativos) foram obtidos apenas para os joelhos intactos incluídos em cada artigo.

3. RESULTADOS

O estudo realizado na literatura no dia 03 de junho de 2014, identificou 27 artigos potencialmente relevantes. Após revisão dos títulos e resumos, 9 apresentavam dados que atendiam aos critérios estipulados. Estes estudos estavam disponíveis na íntegra no portal CAPES.

Todos os trabalhos selecionados usaram, em suas mensurações, joelhos humanos de cadáveres previamente congelados a temperatura de -20°C, respeitando um tempo de descongelação que variou de 24 a 36 horas. Todas as articulações eram desprovidas de qualquer tipo de lesão, inclusive artrite.

Entre os artigos, joelhos de 207 homens e mulheres foram avaliados, a idade variou de 18 a 79 anos entre os artigos, possuindo uma idade média de 53 anos. Os joelhos foram seccionados em uma certa distância do fêmur, que variou de 15 a 25 cm, tanto para proximal, quanto para distal. A capsula articular e os ligamentos periarticulares foram preservados. Todos os autores retiraram os tecidos moles adjacentes.

Os artigos, que apresentavam estudos *in vitro*, utilizaram um controle sistemático das forças e torques aplicados. Todos os testes foram realizados em condições de cargas específicas, alguns por meio de sistemas robóticos (Suggs *et al*, 2004) (Li *et al*, 2004) (Xu *et al*, 2011) (Zantop *et al*, 2007) (Zantop *et al*, 2008), outros através de modelos mecânicos não robóticos (Piziali *et al*, 1980) (Schlepckow, 1992) (Anderson *et al*, 2010) (Bull *et al*, 1999) (Kondo *et al*, 2010) (Kondo *et al*, 2011) (Tsai *et al*, 2010). Os sistemas de medição dos movimentos foram utilizados de forma invasiva, de modo a garantir uma análise cinemática correta. Estes foram baseados em sensores eletromagnético (Tsai *et al*, 2010) (Anderson *et al*, 2010) (Bull *et al*, 1999), sistemas de navegação optoeletrônicos (Schlepckow, 1992) (Kondo *et al*, 2010) (Kondo *et al*, 2011), sistemas mecanizados (Piziali *et al*, 1980) ou dispositivos robóticos fixados diretamente aos ossos, nos estudos que utilizavam sistemas robóticos.

As cargas e torques foram aplicadas em direções e sentidos específicos, com o joelho fixo em graus de flexão pré-determinados. Os movimentos analisados nesta revisão foram os de translação anterior e posterior. Nenhum dos estudos incluídos na presente revisão fez uso de cargas axiais. Com relação aos movimentos anteroposteriores, foram considerados somente os que tomavam como referência para mensuração da translação pontos de localização mediana à tibia.

A metodologia dos estudos consistiu em primeiramente posicionar o joelho nas angulações desejadas e mapeada sua posição espacial através de sensores. Após foram aplicadas cargas e mensurados os deslocamentos em resposta a elas, com relação a posição livre de carga. Os pontos de referência, para os movimentos anteroposteriores, foram marcados no compartimento medial do joelho. Para todas as medidas, o fêmur sempre permaneceu rigidamente fixo, para aplicação das cargas sobre a tibia.

A Fig. (1) mostra os valores de translação anterior da tibia em relação ao fêmur, em função do ângulo de flexão do joelho, em resposta às forças aplicadas em sentido anterior. Os ângulos do joelho, nos quais foram medidas as translações variam de estudo para estudo, sendo os mais utilizados os de 0°, 30°, 60° e 90°. Cada força utilizada, e seu autor, foi representada por uma curva.

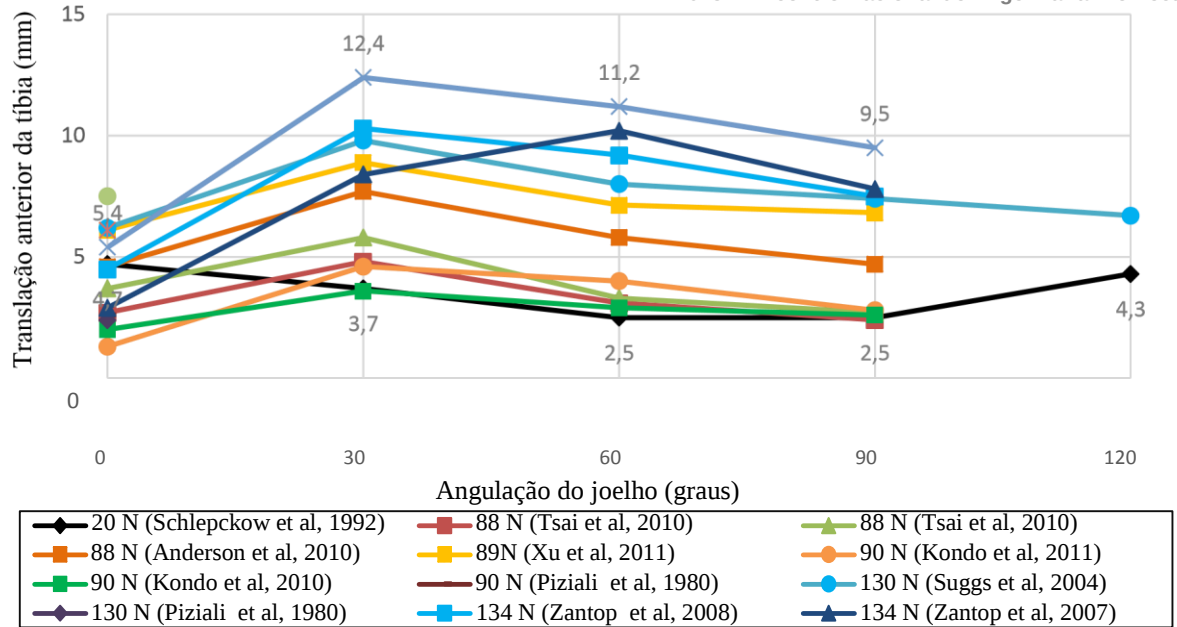


Figura 1 - Translação anterior da tíbia, com relação a angulação do joelho. Valores em resposta às cargas em sentido anterior. Cada linha representa uma carga usada por um autor. Piziali *et al*, 1980, realizou medidas apenas em 0° de angulação do joelho, representado apenas por pontos e não linhas.

A fig. (2) mostra os valores de translação posterior da tíbia com relação ao fêmur, em respostas às cargas, com relação as angulações do joelho mais utilizadas nos estudos.

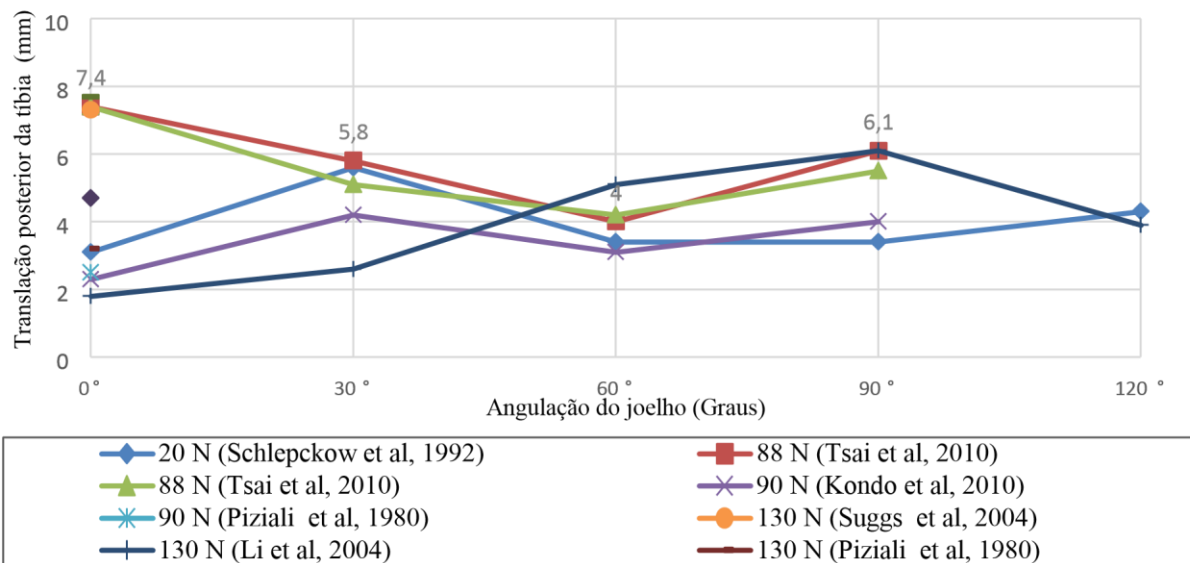


Figura 2- Translação posterior da tíbia em relação ao fêmur, com relação aos graus de flexão do joelho. Valores em resposta às cargas posteriores. Cada linha representa uma carga usada por um autor. Piziali *et al*, 1980, realizou medidas apenas em 0° de angulação do joelho, representado apenas por pontos e não linhas.

4. CONCLUSÕES

Na presente revisão, nota-se a existência de uma grande variedade de métodos de mensuração dos movimentos biomecânicos do joelho. Entretanto, o critério de usar apenas joelhos analisados em laboratório (*in vitro*), possibilitou uma padronização de comparação, pois os estudos usavam apenas medições decorrentes de forças controladas, exercidas por máquinas e aplicadas diretamente por dispositivos fixados aos ossos. Apesar desta padronização, alguns resultados apresentam variação entre os métodos. Porém, no geral, pode-se notar pontos de concordância nos diferentes trabalhos.

Nos estudos de translação anterior da tíbia, pode-se notar que os maiores valores foram encontrados em 30° de flexão do joelho, corroborando a literatura⁵². Com essa angulação do joelho, os valores variaram de 3,7 mm com carga de 90 N, a 12,4 mm com 134 N. Nessa mesma angulação, pode-se notar um aumento dos valores de translação, com o uso de cargas maiores, claramente visualizados no fig. (1), onde os 3 trabalhos que usaram 134 N (curvas em tom de azul), tiveram uma média de 10,3 mm de deslocamento anterior, enquanto que os 2 trabalhos que usaram 88 N, tiveram uma média de 6,1 mm de translação anterior. Para 30° de flexão não foram feitos trabalhos com mais de 134 N.

Após o pico de valores em 30° de flexão, para translação anterior, observou-se uma diminuição progressiva dos valores, como mostra o Gráfico 1, sendo em 90° encontrado o valor mínimo de 2,4 mm, com 88 N e máximo de 9,4 mm, com 134 N.

Os menores valores de translação anterior foram encontrados em extensão máxima do joelho (0°), onde variaram de 1,3 mm sob 90 N, a 7,5 mm sob 560N.

Para o movimento de translação posterior da tíbia não foi observado um padrão claro de variação dos valores, em relação a flexão do joelho. Os valores em 0° foram os que tiveram maior variação, com mínimo de 1,8 mm sob 130 N e máximo de 7,7 mm sob 560 N. Em 30° de flexão do joelho, observou-se um padrão mais homogêneo, com mínimo de 2,6 mm sob 30N e máximo de 5,8 mm sob 88 N, mas novamente os valores não mostraram relação direta com a força aplicada. Para 60° e 90° de flexão, os padrões tornaram-se mais semelhantes, com um aumento da translação conforme aumenta a força aplicada. Em 60° apresentou um mínimo de 3,1 mm sob 90 N e máximo de 5,1 mm com 130 N. Já em 90° o valor mínimo encontrado foi de 3,4 mm sob 20 N e máximo de 6,1 sob 130 N.

5. REFERÊNCIAS

- Anderson CJ, Westerhaus BD, Pietrini SD, Ziegler CG, Wijdicks CA, Johansen S, Engebretsen L, LaPrade RF. Am J Sports Med. 2010; 38: 1575.
- Bull AMJ, Andersen HN, Basso O, Target J, Amis AA. Incidence and mechanism of the pivot shift: An in vitro study. Clin. Orthop. Rel. Res. 1999; 363: 219-231.
- Cohen M, Junior RM, Filho RJG. Tratado de ortopedia – SBOT. 1. ed. São Paulo: Rocca; 2007. 401-410.
- Good L, Askel MJ, Boom A, Melby A. Kinematic in-vitro comparasion between the normal knee and two techniques for reconstruction of the anterior cruciate ligament. Clin. Biomech. 1993; 8: 243-249.
- Johansson H, Sjolander P, Sojka P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. Critical Reviews in Biomedical Engineering. 1991; 18(5): 341-368.
- Kapandji AI. Fisiologia Articular. 1973; São Paulo: Ed. Panamericana. 5ed. Vol2. P.74-156.
- Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical Comparison of Anatomic Double-Bundle, Anatomic SingleBundle, and Nonanatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. Am J Sports Med. 2011 39: 279-288.
- Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical Comparisons of Knee Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Between 2 Clinically Available Transtibial Procedures: Anatomic Double Bundle Versus Single Bundle. Am J Sports Med. 2010; 38: 1349.
- Li G, Most E, DeFrate L, Suggs J, Gill T, Rubash H. Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stabilityof the knee in high flexion. Journal of Biomechanics. 2004; 37: 779–783.
- Piziali R, Seering W, Nagel D, Schurman D. The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions. J Biomechanics. 1980; 13: 777-784.
- Schlepckow P. Three-dimensional kinematics of total knee replacement systems. Arch Orthop Trauma Snrg. 1992; 111: 204-209
- Skinner HB, McMahon PJ. Current Diagnóstico e Tratamento – Ortopedia. 5. ed. Porto Alegre: McGraw-Hill; 2014; 101119.
- Suggs J, Li MS, Park S, Steffensmeier S, Rubash H, Freiberg A.): Function of the Anterior Cruciate Ligament After Unicompartmental Knee Arthroplasty. The Journal of Arthroplasty. 2004; 19: 2.

- Tsai AG, Wijdicks CA, Walsh MP, LaPrade RF. Comparative Kinematic Evaluation of All-Inside Single-Bundle and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Biomechanical Study. *Am J Sports Med.* 2010; 38: 263-272.
- Xu Y, Liu J, Kramer S, Martins S, Kato Y, Linde-Rosen M, Smolinski P, Fu FH. Comparison of In Situ Forces and Knee Kinematics in Anteromedial and High Anteromedial Bundle Augmentation for Partially Ruptured Anterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med.* 2011; 39: 272-278.
- Yamamoto Y, Hsu W, Fisk JA, Van Scyoc AH, Miura K, Woo S. Effect of the Iliotibial Band on Knee Biomechanics during a Simulated Pivot Shift Test. *journal of orthopaedic.* 2006; 24:967–973.
- Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W. Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007; 127: 743–752.
- Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W. Anatomical and Nonanatomical DoubleBundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction - Importance of Femoral Tunnel Location on Knee Kinematics. *The American Journal of Sports Medicine.* 2008; 36: 678-685.

4. AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus orientadores, Prof. Dr. Eng. Carlos Rodrigo de melo Roesler e Prof. Dr. Ari Digiácomo Ocampo Moré, pelas orientações e sabedoria passadas, e pela oportunidade de realizar este trabalho juntamente com eles.

5. ABSTRACT

The joint stability is an essential requirement for an individual to perform functional activities. Quantitative parameters of the degree of stability or instability of the joint are useful in the diagnosis of knee injuries and evaluating the biomechanical performance of projects of total knee prosthesis. This paper aims to review the literature to identify quantitative parameters used to describe the stability of the human knee in the anteroposterior direction in order to collect on a common basis of these values and provide support for this joint diagnostic and evaluation of projects total knee prosthesis. With respect to the tibia anterior translation, the largest displacement value found by 30 ° of knee flexion and range from 3.7 mm with a load of 90 N to 12.4 mm with a load of 134 N. For the posterior translational movement of the tibia was not observed a clear pattern of variation of the offset values for knee flexion. 0 ° of flexion observed minimum displacement equal to 1.8 mm at 130 N and maximum of 7.7 mm at 560 N.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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