출처: <https://simtk.org/>

피로골절 메커니즘 연구를 위한 근골격계 모델 활용의 필요성



한상혁

한국스포츠정책과학원
스포츠과학연구실 분석연구원
운동역학 전공
근골격계 모델링, 운동부상, 운동경기 등에 관심
sanghyuk0620@kspo.or.kr

달리기는 언제, 어디서나 그리고 누구나 할 수 있는 운동이며 시대와 장소를 불문하고 가장 인기 있는 신체 활동 중 하나이다. 달리기는 심폐기능 향상과 체지방 감소, 심장질환을 예방할 수 있는 효과가 있다. 최근 달리를 취미로 하는 사람들이 증가하고 있는 추세이며 선수와 일반인을 위한 다양한 마라톤 대회가 매년 전국적으로 개최되고 있다. 그러나 갑작스러운 고강도 훈련 또는 잘못된 자세로 장거리 달리를 하는 경우 피로골절 부상 위험에 노출되기 쉽다. 피로골절이란 과사용 부상 중에 하나이며, 반복되는 충격과 지속적인 자극

에 의해 뼈의 일부분에 피로가 쌓여 생긴 아주 미세한 골절로 운동선수와 행군을 많이 하는 군인들에게 자주 발생하며 달리기를 좋아하는 일반인에게도 쉽게 유발될 수 있다. 피로골절 발생률의 33-55%가 정강이뼈 피로골절이며,^{1),2)} Iwamoto and Takeda (2003)의 연구³⁾에서는 정강이뼈 아래에서 1/3 지점이 가장 흔하게 발생하는 부위라는 연구결과가 있었다. 그러나 정강이뼈의 피로골절 메커니즘은 아직까지 정확히 밝혀진 바 없으며 피로골절을 유발 시킬 수 있는 복합적인 요소가 있으므로 이에 대한 지속적인 연구가 필요하다.

피로골절은 뼈의 조직 내에 이상이 생겨 발생하는 것으로 생체 내 측정 연구가 중요하다. 그러나 뼈에 가해지는 부하를 직접 측정하기에는 외과적 시술이 필요하기 때문에 이 연구방법은 많은 제한을 가지고 있다. 그래서 직접 측정이 어려운 생체 내 응력과 변형력 그리고 각 관절운동에 관여하는 근육들의 힘을 예측하기 위해 근골격계 모델을 적용한 생체역학 연구가 활발히 진행되고 있다. 달리기 도중 뼈의 응력과 변형력 등 생체 내 조직 변화와 피로골절 발생 위험과의 연관성은 피로골절 메커니즘 연구 발전에 중요한 변인들 중 하나이다. 이 글에서는 먼저 피로골절의 발생원인과 복합적인 요소들이 무엇인지 알아보고 정강이뼈의 응력과 변형력을 예측하기 위한 근골격계 모델의 개요와 프로세스, 제한점에 대해 소개하고자 한다.

피로골절은 왜 발생할까?

피로골절은 고강도의 반복적인 움직임이 뼈의 국소부위에 자극을 주어 생기는 미세한 골절로 아직까지 정확한 메커니즘을 알 수 없다. 선행연구에 의하면 복합적인 요소가 작용되어 피로골절 부상을 유발 시킬 수 있다고 알려지고 있다. 예를 들면, 외적인 부분에서는 바닥 표면(아스팔트, 잔디, 우레탄 등), 신발 형태(운동화, 군화 등), 트레이닝 방법(강도, 시간, 자세 등) 등이 뼈의 부하를 높여 줄 수 있고, 내적인 부분에서는 뼈의 강도, 피로, 재형성 비율 등이 영향을 줄 수 있다고 한다.⁴⁾ 뼈의 재형성은 조직을 새롭게 구성하기 위해 흡수와 형성을 반복하는 과정이다[그림 1]. 흡수는 2-3주, 형성은 12-16주 정도로 약 3-6개월 진행된다. 앞서 말한, 외적인 영향들이 뼈의 재형성 과정에서 과도한 데미지를 주어 뼈의 피로도가 높아지면서 피로골절로 발전 될 수 있다.⁵⁾

달리는 동안 생체 내에서 일어나는 현상을 측정하기 위해 직접 생체 내에 스트레인 게이지(strain gauge)를 삽입하는 침습적 방법이 사용되어졌다. 1970년대 중반, 외과적 시술을 통해 정강이뼈에 직접 스트레인 게이지를 삽입한 후, 뼈의 변형률을 측정한 첫 번째 실험이 진행되었다.⁶⁾ 그 이후에도 침습적 방법이 사용되어 왔

1) Brukner, P., Bradshaw, C., Khan, K., White, S., & Crossley, K. (1996). Stress fractures: a review of 180 cases. 85-89.

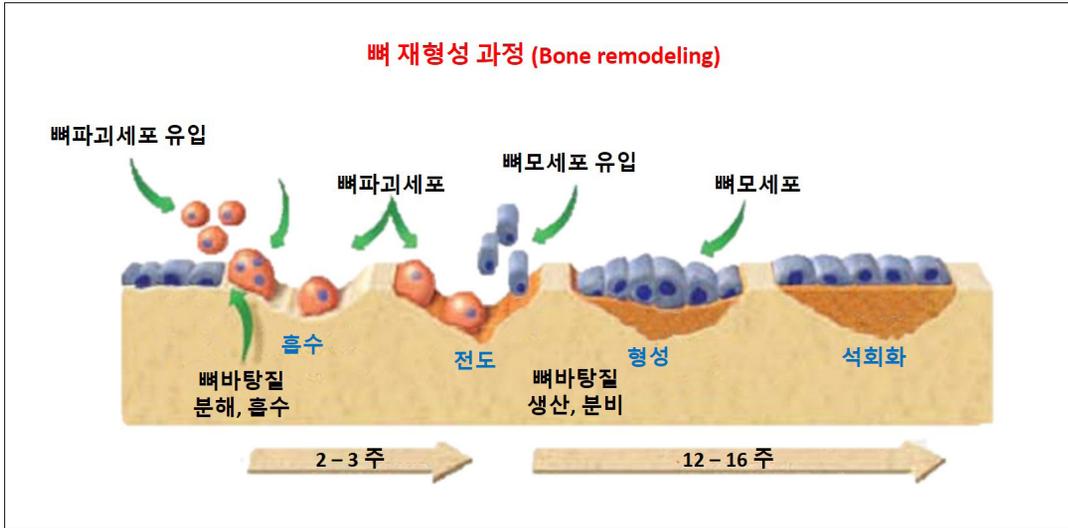
2) Milner, C., Ferber, R., Pollard, C., Hamill, J., & Davis, I. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 323-328.

3) Iwamoto, J., & Takeda, T. (2003). Stress fractures in athletes: review of 196 cases. *Journal of Orthopaedic Science*, 8(3), 273-278.

4) Bennell, K., Matheson, G., Meeuwisse, W., & Brukner, P. (1999). Risk factors for stress fractures. *Sports medicine*, 28(2), 91-122.

5) Milgrom, C., Robin, G., & El, R. (1991). Experimental stress fractures of the tibia. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 1(1), 70.

6) Lanyon, L. E., Hampson, W. G. J., Goodship, A. E., & Shah, J. S. (1975). Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 46(2), 256-268.



[그림 1] 뼈 재형성 과정

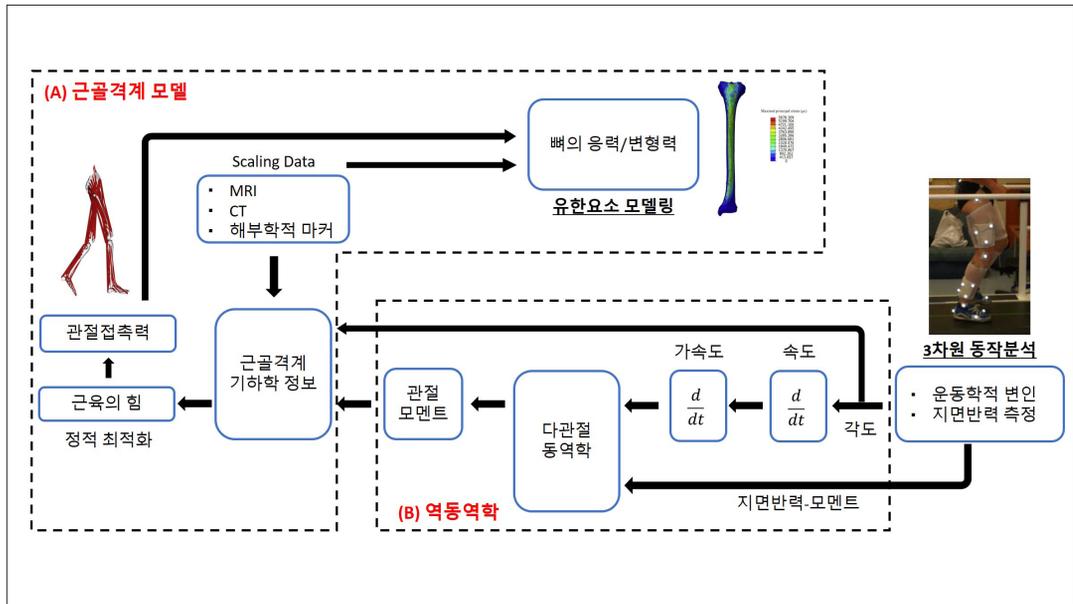
출처: <http://www.medicographia.com>

지만 인체 내에 직접 삽입하는 실험이라 피험자 수의 한계, 피험자의 부상 방지를 위한 느린 속도 설정, 제한적인 부위에만 삽입 측정이 가능하다는 단점이 있었다. 이러한 제한점을 보완하기 위해 비침습적으로 생체 내 조직의 특성들을 측정할 수 있는 근골격계 모델을 활용할 수 있다. 지금부터 근골격계 모델이 무엇인지 알아보자.

근골격계 모델링이란?

인간의 모든 움직임과 생체시스템을 이해하기 위해서는 관절의 운동과 관련된 운동학과 관절에 작용하는 힘-모멘트를 다루는 운동역학이 근골격계 생체역학에 있어서는 주요한 연구 분야이다. 관절 운동은 관절을 둘러싼 여러 근육들의 수축 및 이완작용으로 이루어지며, 이것은 관절운동의 순방향에 기여한 주동근과 역방향에 기여하는 길항근의 합력 결과이기도 하다. 실제 개별 근육의 힘 조합은 매우 다양하므로 개별 근육의 힘과 각 관절접촉력에 의해 전달되는 힘의 해석은 여러 가지 동작에 대한 부상 위험을 진단하고 이해하는데 용이하다. 현재 기술로는 개별 근육의 힘을 직접 측정하는 것은 어려우므로 근골격계 생체역학에서는 이러한 힘을 계산하기 위해 근골격계 모델을 활용하고 있다. 어떠한 동작을 수행했을 때, 뼈의 응력과 변형력이 높으면 뼈에 피로도가 높아질 수 있고, 이것이 피로골절로 유발될 수 있으므로 뼈의 응력과 변형력의 예측은 피로골절 메커니즘 연구에서 중요한 변인들이라 할 수 있다. 이 변인들을 측정하기 위해 유한요소 모델이 사용되는데, 이것은 근골격계 모델링으로부터 계산된 개별 근육의 힘과 관절접촉력이 적용되어 응력과 변형력의 분포도를 예측할 수 있다 [그림 2(A)].

근육의 개별적인 힘 패턴을 예측하기 위해 다양한 기법들이 있다. 이 글에서는 가장 많이 사용되고 있는 정적 최적화 기법에 관하여 서술하고, 관절접촉력의 계산법과 뼈의 응력과 변형력을 예측하기 위한 유한요소 모델에 관하여 설명 하고자 한다. 먼저 근육의 힘 관련 정적 최적화 기법에 대해 알아보자.



[그림 2] (A) 뼈의 응력과 변형력을 예측하기 위한 근육격계 모델 시뮬레이션 도식도; (B) 역동역학 분석 프로세스

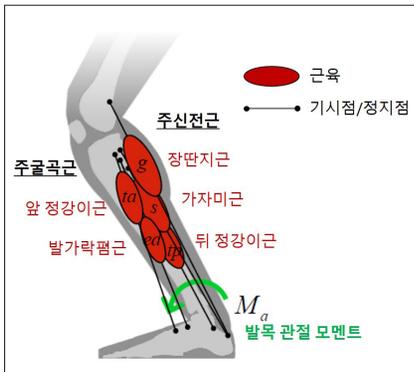
정적 최적화

정적 최적화 기법은 달리는 도중 각 분절 뼈 주위에 있는 근육들의 힘 분배와 각 근육들이 소모하는 에너지의 합을 최소화 되도록 해결 해주는 기법이다. 발목을 예를 들면, 먼저 3차원 동작분석으로 운동학적 변인들과 지면반력을 측정 한 뒤, 역동역학 분석으로 시간과 움직임에 상관하여 발목 관절모멘트를 계산한다 [그림 2(B)]. 이 모멘트 값은 발목 관절 운동에 기여하는 굴곡근, 신전근의 힘은 제외했기 때문에 이 수치로만 발목 관절접촉력을 계산하는 데는 한계가 있다. 발목 운동과 관련된 근육들은 각각 기시점과 정지점의 위치가 다르기 때문에 모멘트팔도 다를 수밖에 없다[그림 3]. 그리고 각 근육의 길이, 수축 속도가 달라서 개별 근육의 힘 계산은 발목 접촉의 부하를 예측하는데 중요하다. 각 근육들의 특성이 다르기 때문에 예측된 근육의 힘이 너무 크거나, 역동역학으로부터 계산된 관절 모멘트와 근육들의 힘 값의 밸런스가 맞지 않으므로 정적 최적화 기법이 필요하다.⁷⁾

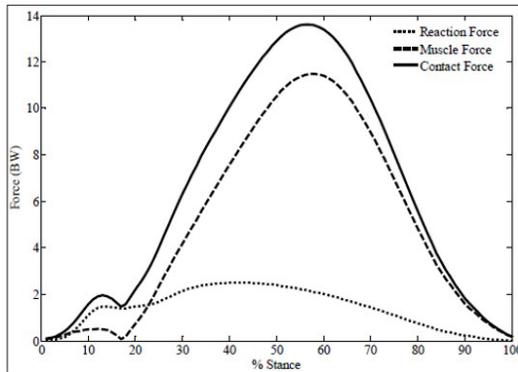
7) Giltch, U., & Baumann, W. (1997). The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of biomechanics*, 30(11-12), 1123-1131.

관절 접촉력

다수의 연구자들이 보행 중 관절접촉력을 계산하기 위해 정적 최적화 기법을 사용하였다.^{8),9),10),11)} 관절접촉력은 관절 운동에 관여하는 모든 개별적인 근육들에 힘의 합과 관절반력을 합한 값이다. 관절반력은 근육의 힘을 고려되지 않은 오로지 중력과 분절의 가속도로 계산된 결과이기 때문에 관절접촉력이 보다 생리학적 측면으로 보았을 때도 신뢰성 있는 변인이다. 일반적으로 관절반력은 근육의 힘보다 작은 편이다[그림 4]. Sasimontkul et al (2007) 연구¹²⁾에서는 정적 최적화 기법을 활용하여 달리기 도중 발목 관절접촉력을 예측하였다. 그 결과, 이 연구에서 예측된 발목 주변 근육의 힘과 관절접촉력의 수치들이 스트레인 게이지를 사용한 선행연구 결과와 유사한 값이 도출되었다.¹³⁾



[그림 3] 발목 관절 근육들의 기시점/정지점
출처: OpenSim Workshop



[그림 4] 접촉력, 근육의 힘, 관절반력 그래프

출처: Edwards (2009)¹⁴⁾

유한요소 모델

근골격계 모델링 중 하나인 유한요소 방법은 1950년 중반에 처음으로 등장하였고, 생체역학 연구에는 1970년대에 적용될 바 있다. 유한요소 해석은 컴퓨터 수치 해석 기법이다. 복잡하고 개별적 특성을 가진 물체들의 기하학 정보를 단순화시켜 새로운 기하학 형태(각뿔, 정육면체 등)로 변형시키고 적합한 계산식에 적용하여 어떤 물체의 기하학적

- 8) Heller, M. O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Claes, L., Haas, N. P., & Duda, G. N. (2001). Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clinical biomechanics*, 16(8), 644–649.
- 9) Pedersen, D. R., Brand, R. A., & Davy, D. T. (1997). Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 30(9), 959–965.
- 10) Stanfield, B. W., Nicol, A. C., Paul, J. P., Kelly, I. G., Graichen, F., & Bergmann, G. (2003). Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of biomechanics*, 36(7), 929–936.
- 11) aylor, W. R., Heller, M. O., Bergmann, G., & Duda, G. N. (2004). Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(3), 625–632.
- 12) Sasimontkul, S., Bay, B. K., & Pavol, M. J. (2007). Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3503–3509.
- 13) Komi, P. V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics*, 23, 27–34.
- 14) Edwards, W. B. (2009). Internal structural loading of the lower extremity during running: Implications for skeletal injury. Iowa State University.

정보의 변위, 변형력, 응력 등을 예측하는 데 이용된다. 유한요소 모델은 보행 중 또는 착지 시 뼈 부하 및 강도, 특정 위치에 대한 골절 부위에 관한 연구사례도 있었고,^{15),16)} 최근에는 달리기 자세에 따른 정강이뼈 응력과 변형력을 예측하는 연구들도 진행되었다.^{17),18)}

정강이뼈 유한요소 모델링의 일반적인 프로세스는 다음과 같다[그림 5]. CT나 MRI와 같은 의료영상을 촬영한 후, 정강이뼈 구조의 기하학적 형태를 단순화하고 3차원 공간에서 뼈 외곽선의 형상을 재구축하기 위한 세그먼테이션 단계를 거치게 된다. 그 다음 뼈의 내부를 정해진 요소로 나누는 메시 생성을 하고, 이후 정강이뼈에 대한 물성치를 부여한다. 뼈는 크게 해면뼈와 겹질뼈으로 구분할 수 있는데, 이에 대한 물성치 값들을 각각 입력을 해야만 뼈의 실제 기하학 정보와 최대한 일치 시킬 수 있다. 측정된 관절접촉력을 유한요소 모델링이 된 정강이뼈에 입력 하면 뼈의 응력과 변형력 분포도를 해석할 수 있다. 이 유한요소 모델은 피로골절 메커니즘 관련 연구에 도움을 줄 수 있는 기법이지만, 아직까지 많은 제한점을 가지고 있다. 최근 영상기술이 발달하였지만 컴퓨터 화면으로부터 정확하게 뼈의 외곽선을 구분하는 것에 한계가 있고 3차원 형상 구성과 메시 설정은 기존 선행연구에 있는 결과로 일반화 하기는 어렵다. 마찬가지로 각 사람들마다 생체조직들이 다르므로 뼈에 대한 물성치 값도 다를 것이며, 이것도 소수 몇 개의 선행연구 결과만 가지고는 일반화 하는데 신뢰성이 부족하다. 최근 이러한 제한점들을 보완하기 위해 정밀한 세그먼테이션 및 메시를 생성할 수 있는 소프트웨어 개발 연구가 활발히 진행되고 있으며, 각 조직마다의 비균질성 등을 고려한 물성치 연구도 진행되고 있다.



[그림 5] 유한요소 모델링 프로세스

출처: Gardiner & Weiss (2003)¹⁹⁾

- 15) Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., & Claes, L. (1998). Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of biomechanics*, 31(9), 841–846.
- 16) Lotz, J. C., Cheal, E. J., & Hayes, W. C. (1991). Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: part I—linear analysis. *Journal of biomechanical engineering*, 113(4), 353–360.
- 17) Edwards, W. B., Taylor, D., Rudolph, T. J., Gillette, J. C., & Derrick, T. R. (2010). Effects of running speed on a probabilistic stress fracture model. *Clinical Biomechanics*, 25(4), 372–377.
- 18) Chen, T. L., An, W. W., Chan, Z. Y. S., Au, I. P. H., Zhang, Z. H., & Cheung, R. T. H. (2016). Immediate effects of modified landing pattern on a probabilistic tibial stress fracture model in runners. *Clinical Biomechanics*, 33, 49–54.
- 19) Gardiner, J. C., & Weiss, J. A. (2003). Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. *Journal of orthopaedic research*, 21(6), 1098–1106.

맺음말

이 글에서는 피로골절의 정의와 위험요소, 피로골절 메커니즘 연구를 위한 근골격계 모델의 개요, 프로세스 그리고 제한점에 대해 알아보았다. 정강이뼈 피로골절 발생은 반복적인 뼈의 부하가 국소부위에 피로를 누적시켜 생길 수 있는 미세골절로 어떠한 동작을 하였을 때 뼈의 변형력 또는 응력을 예측하는 것이 중요하다. 이렇게 측정하기가 까다로운 생체 내 역학적 파라미터를 예측하는데 근골격계 모델은 안전하고 경제적으로 활용할 수 있다는 장점이 있다. 비록 현재 모델링에 대한 검증이 100% 완벽한 것은 아니지만 최근 의료영상 및 컴퓨터 프로그래밍 기술의 발달로 근골격계 모델을 이용한 생체역학 연구는 더욱 빠르게 발전할 것으로 보인다. 현재 근골격계 모델은 다른 스포츠손상 메커니즘 연구에도 적용되고 있을 뿐만 아니라 정형외과적 인공관절삽입 수술이나 재활의학 등 다양한 분야에서도 사용되고 있다. 향후 이러한 연구들이 융합 및 발전되어 보다 편리하고 쉽게 모델링을 할 수 있길 기대하고, 스포츠 퍼포먼스 향상을 위한 복잡한 스포츠 동작들에도 적용될 수 있기를 바란다.