

급성발목염좌 예방을 위한 인공인대 메커니즘 개발

Development of Artificial Ligaments Mechanism for Acute Ankle Sprain Prophylaxis

*윤정훈¹, #김철웅^{1,2}, 박민형¹, 이순혁³

*Jung-Heum Yoon¹, #Cheol-Woong Kim(woong25@korea.ac.kr)^{1,2}, Min-Hyung Park¹ and Sun-Hyuk Lee³

¹(주)트리플씨메디칼 R&D Center, ²고려대학교 공학기술연구소, ³고려대학교 의과대학 정형외과

Key words : Ankle Ligaments, Acute Ankle, Sprain, Quasi-linear Viscoelastic, Artificial Ligaments, Ankle Brace, Ankle Support

1. 서론

발목염좌는 스포츠 활동을 하거나 보행 중 특히 많이 겪는 부상 중의 하나이며, 그 중 약 90%가 내반(inversion) 손상이다. 즉 발목이 안쪽으로 균형을 잃어 넘어지면 자기 체중의 힘이 계속 이어져 내반의 정도가 더욱 심해지게 된다. 이 때 비골근육이 내반에 저항하려고 하지만 외상으로 이보다 더 강하고 빨리 힘의 불균형이 일어나게 되어 외측인대복합체(lateral ligament complex)는 그 긴장을 감당하지 못하게 된다. 특히 전방거비인대(Anterior Talofibular Ligament, 이하 ATaF)에 대한 스트레스가 급격하게 증가하여 신전(stretch)과 손상(rupture)이 일어나 급성발목염좌(Acute Ankle Sprain, AAS)가 발생하게 되는 것이다. 내반의 정도가 심할 경우 종비인대(Calcaneofibular Ligament, CF)가 동반 손상되며, 후거비인대(Posterior Talofibular Ligament, PTaF)는 ATaF에 비하여 2.5배 강하기 때문에 손상을 잘 받지 않는다. AAS는 한번 발생하게 되면 섬유 조직이 신전되거나 손상되어 약해진 상태에서 인대의 기능이 저하되어 내반이 일어나는 횡수가 증가하며, 치료가 이루어지지 않거나 효과적인 치료를 받지 않을 경우 만성발목불안정(chronic ankle instability)으로 발전될 수 있다. 나아가 인대가 파열된 채로 치료를 받지 않고 생활 할 경우 연골 조직이 점차적으로 손상되어 수술이 불가피한 경우로 발전하게 된다.

본 논문에서는 AAS를 예방하고 보호하기 위하여 발목 보호 기능을 효율적으로 제공하기 위한 SSRA™(상표등록)제품을 Fig.1과 같이 네가지 타입으로 개발하여 특허 출원하였으며, SSRA™에 적용한 생체의 인대 조직이 가지고 있는 특성을 모사한 스마트 스트랩(smart strap)의 메커니즘을 제시하고자 한다.

2. 이론

생체의 연부 조직들은 시간중속적인 준선형 점탄성(quasi-linear viscoelastic, 이하 QLV) 거동을 보인다. 선형과 비선형 점탄성 모델은 인대와 다른 생체 조직들의 기계적 거동을 표현하는데 현상학적으로 자주 사용되는 모델이다. 일반적으로 점탄성 거동

은 일정한 변형률에서 응력의 시간에 대한 변화를 측정하는 응력완화 실험과 일정한 응력에서 변형률을 시간의 함수로 측정하는 크립 실험을 통해서 알 수 있는데, Funk 등은 최근 연구에서 시간 중속적인 QLV 모델이 인대의 거동에 부합함을 증명하였다.⁶⁾ QLV는 시간 중속 반응 $J(t-\tau)$ 가 응력 중속 반응 $\epsilon^e(\sigma)$ 로부터 분리 가능하다고 가정하면 다음과 같이 표현된다.

$$\epsilon(t) = \int_0^t J(t-\tau) \frac{\partial \epsilon^e(\sigma)}{\partial \sigma} \frac{\partial \sigma}{\partial \tau} d\tau \quad (1)$$

컴플라이언스(compliance)의 크기는 응력에 의존적이고, 크립 곡선의 전체 형태가 응력에 독립적이라는 것을 의미한다. 또한, "reduced relaxation function"이라고 부르는 시간 중속 반응 $G(t-\tau)$ 가 변위 중속 반응 $\sigma^e(\epsilon)$ 으로부터 분리 가능하다고 가정하면 다음과 같이 표현된다.

$$\sigma(t) = \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e(\epsilon)}{\partial \epsilon} \frac{\partial \epsilon}{\partial \tau} d\tau \quad (2)$$

이것은 강성의 크기가 변위에 의존적이고, 이완 곡선의 전체 형태가 변위에 독립적이라는 것을 의미한다. 탄성 응답(elastic response) 기능 $\sigma^e(\epsilon)$ 는 각각의 표본에 대하여 시간이 0일 때 힘-변위 값으로부터 등시곡선(isochrone)이 얻어지며, 데이터 포인트는 일반적으로 다음의 식으로부터 얻어지는 곡선과 일치된다.

$$\sigma^e(\epsilon) = A(e^{B\epsilon} - 1) \quad (3)$$

3. 결과 및 고찰

인대는 Fig. 2에서와 같이 인가되는 변형률이 높을수록 더 높은 강성을 가지게 되어 변위를 제한하고 회복하려는 탄성이 커진다. 또한 인체의 골격구조가 버틸 수 있는 강도의 외부 충격을 흡수하는 역할을 한다. 인대의 최대 변형률은 20% 정도로 알려져 있다. Funk 등은 45, 47과 58세의 성인 남성이 기증한 사체의 발목 인대로 ~280mm/s의 빠른 변형률로 실험하여 Table.1

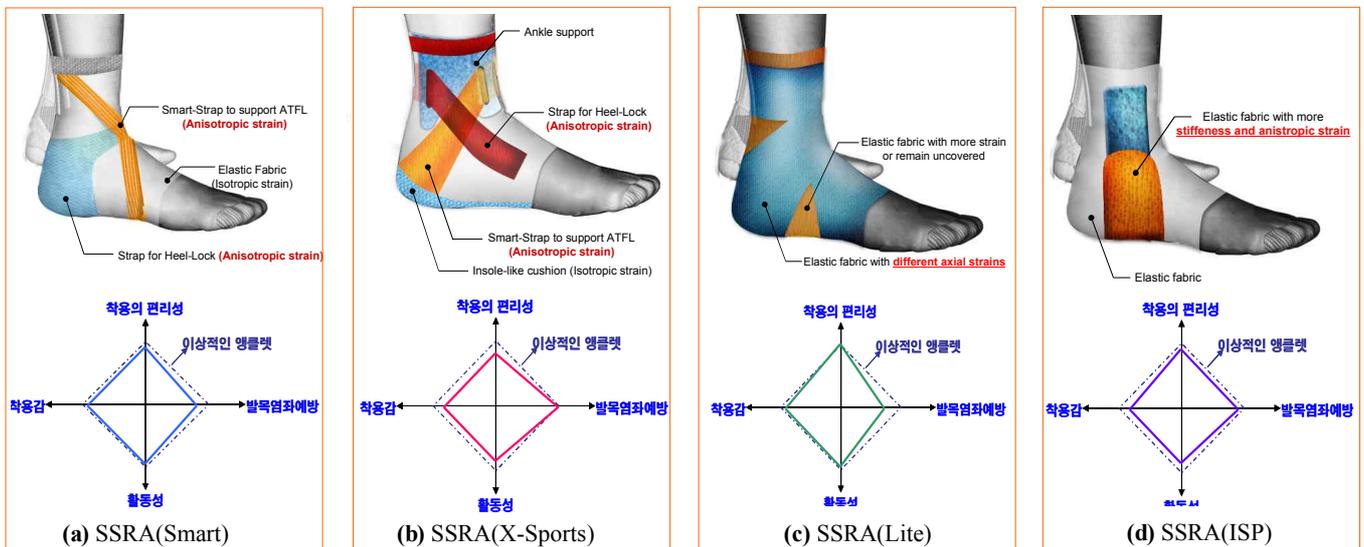


Fig. 1 Smart Strap Reinforced Ankle (SSRA™) using 2-level smart strap.

에서와 같이 ATaF 인대의 경우 약 297.1±80.3N, CF 인대의 경우 약 598.0±52.7 N 이 인가되면 손상된다고 보고하였다.⁽⁵⁾ Attarian, Siegler, Parenteau 등이 한 실험에서 각각 최대 응력이 차이를 보이는 이유는 실험 방법과 실험에 사용한 인대의 연령 및 성별의 차이가 있기 때문이다. 더불어 변형을 20%대역에서의 인장강도는 보행 및 운동 시 발목에 인가되는 힘이 체중의 3~5.5배에 이르는 힘이 가해지므로 70kg 성인 남성의 경우 최대 3850N의 힘이 발목 인대에 가해질 수 있다. 따라서 인장강도가 체중에 따라 매우 큰 물질을 사용해야 한다. 이상적인 발목고정기는 정지상태나 움직임 때, AAS의 가장 직접적인 원인인 거골하관절(Subtalar joint)을 축으로 발생하는 내번모멘트(Inversion moment)를 줄여주어야 하며, 발바닥을 향해 발목을 구부린 경우(Planar flexion) 증가되는 내번모멘트를 줄이기 위한 등자부(Stirrup)가 존재해야 한다. 또한 운동선수들의 경기능력, 특히 민첩성(Agility)이 감소하지 않도록 고유각각(Proprioception)을 유지해야 하며, AAS가 발생 하였을 경우 발목의 외측인대복합체와 같은 기능을 가질 수 있는 고정력이 분포되어야 한다. 고정기를 착용하지 않은 정상 발목과 같은 발목의 내측/외측 회전(Internal/external rotation)이 가능해야 하며, 회외운동(Supination)역치값(Threshold)의 상승을 통한 자세안정성(Postural stability)

증가와 신경생리학적 메카니즘을 향상시킬 수 있는 고정부가 되어야 한다. 따라서, 급성발목염좌를 예방하기 위한 최적의 인공인대의 특성은 거시적으로 Fig.3의 2단계의 QLV 특성을 가지는 스마트 스트랩을 이용해야 한다. 이러한 기능을 가지는 인공인대는 점탄성재료와 섬유강화 복합 재료의 Hybrid형 재료를 이용하는 방법과 섬유 및 기능성 재료를 복합적으로 직조하여 제작이 가능하다. 예를 들어서, 탄소섬유 보강 고분자 복합재료(Carbon Fiber Reinforced Polymer, CFRP) 혹은 아라미드 섬유 보강 고분자 복합재료(Aramid Fiber Reinforced Polymer)의 경우 특정 방향으로 배열한다면 원하는 방향으로 편향하여 스텝을 가지는 QLV의 성질을 띠도록 제작할 수 있다. 이런 재료와 최근 신소재들을 융합하여 최대 20% 이상 변형되지 않도록 제한하는 발목보호용 보조기를 만들 수 있다.

4. 결론

SSRA™은 기존의 압박을 가하여 발목을 안정시키는 Lace-up, 단단한 형태의 Rigid brace, 발목의 안정과 어느정도의 운동성을 보장하는 Semi-rigid brace 등과는 달리 발목 인대의 기능을 최대한 유지하면서 AAS를 방지하는 기능을 가질 수 있는 신개념의 제품이다. 본 연구에서 제시하고자 하는 생체모사형 인공인대는 2단계의 특성으로 변위가 ~10% 구간에서는 발목의 움직임을 제한하거나 압박감이 없으며, 10%~20% 구간에서는 변형률에 따라서 강성이 급격히 상승하는 비선형 점탄성 구간으로 내변이 50° 이상 꺾이지 않도록 제한하는 역할을 하는 것이다. 향후 추가 연구를 통하여 손상된 인대의 재건을 위한 인공인대의 개발에도 유용할 것으로 판단되며, 인공인대 성능의 평가기준으로 활용 가능할 것으로 생각한다.

후기

본 논문은 2008년도 문화체육관광부의 스포츠산업 기술개발 사업의 지원을 받아 연구되었음 (과제번호 : S07-2008-22)

참고문헌

1. Lakes and R. Vanderby, "Interrelation of creep and relaxation: a modeling approach for ligaments," *J. Biomechanical Engineering*, 121, pp612-615, 1999.
2. Provenzano, P., Lakes, R. S., Keenan, T, Vanderby, R. Jr., "Non-linear ligament viscoelasticity," *Annals of Biomedical Engineering*, 29, pp908-914, 2001.
3. Hingorani, R., Provenzano, P., P., Lakes, R. S., Escarcega, A., Vanderby, R. Jr., "Nonlinear viscoelasticity in rabbit medial collateral ligament," *Annals of Biomedical Engineering*, 32, pp306-312, 2004.
4. Duenwald, S. E., Vanderby, Jr., R., Lakes, R. S., "Constitutive equations for ligament and other soft tissue: evaluation by experiment," *Acta Mechanica*, accepted, 2009.
5. J. R. Funk, G. W. Hall, J. R. Crandall, W. D. Pilkey, "Linear and Quasi-Linear Viscoelastic Characterization of Ankle Ligaments," *ASME*, Vol. 122, 2000.
6. Woo SL-Y, Peterson RH, Ohiand KJ, Sites TJ, Danto MI. "The effects of strain rate on the properties of the medial collateral ligament in skeletally immature and mature rabbits: A biomechanical and histological study," *J Orthop Res*, 8, pp712-721, 1990.
7. Dr. J. Shawn Leatherman "Shoulder Injury/Post Surgery Exercise Guide," *Suncoast Healthcare Articles*, Wednesday, May 16, 2007.
8. Provenzano, Paolo P., Hurschler, Christof , Ray Vanderby Jr, "Microstructural Morphology in the Transition Region Between Scar and Intact Residual Segments of a Healing Rat Medial Collateral Ligament," *Connective Tissue Research*, 42, 2, pp123-133, 2001.

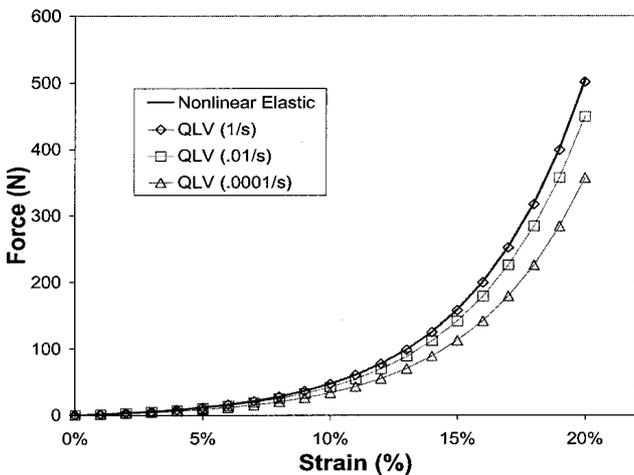


Fig. 2 Nonlinear elastic and viscoelastic (QLV) models of the anterior tibiofibular (ATiF) ligament in response to ramp displacements at varying strain rates⁽⁵⁾

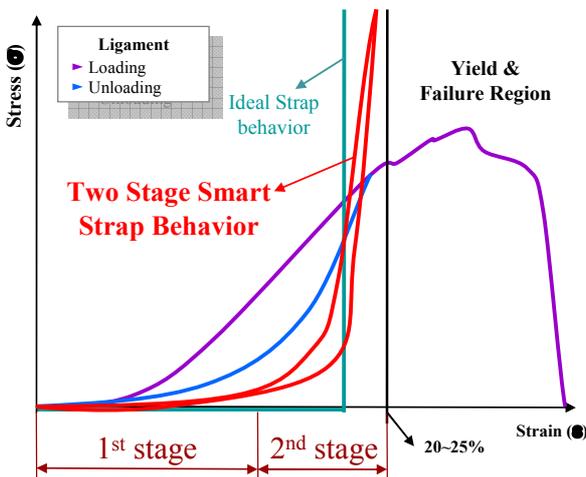


Fig. 3 Two-stage Artificial ligament mechanism for Smart Strap

Table. 1 Failure loads reported in the literature.⁽⁵⁾

Ligament	Funk et al.	Attarian et al.	Siegler et al.	Parenteau et al.
ATaF	297.1±80.3 N	138.9 N	231 N	0-286 N
CF	598.0±52.7 N	345.7 N	307 N	120-290 N