

Ayak ve ayak bileği çevresi tendon biyomekaniği

Biomechanics of tendons around the foot and ankle

Lercan Aslan¹, Cemil Cihad Gedik²

¹Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, İstanbul

²Missouri Üniversitesi-Kansas City, Ortopedi Departmanı, Missouri

Ayak ve ayak bileği, insanların yürümesini, koşmasını ve denge durmasını sağlayan karmaşık bir mekanik sistemdir. Bu sistem, yüksek enerji depolayan Aşil tendonundan pozisyonel ekstansör tendonlara kadar, her biri belirli fonksiyona uyarlanmış, görevlerine göre birbirinden farklı mekanik özelliklere sahip tendonlar içerir. Bu derleme, kanıta dayalı klinik karar verme için gerekli biyomekanik temeli sağlamak amacıyla, tüm önemli ayak ve ayak bileği tendonlarının yapısal, malzeme ve fonksiyonel özelliklerine ilişkin güncel kanıtları sentezlemektedir. Bu sistemin tendon biyomekaniğini anlamak, tendinopatilerin teşhisinde, tedavi planlamasında ve sonuçların optimize edilmesinde temel öneme sahiptir.

Anahtar sözcükler: ayak; ayak bileği; tendon biyomekaniği; Aşil tendonu

The foot and ankle form a complex mechanical system that enables humans to walk, run, and balance. This system includes tendons, each with a highly varied mechanical property, adapted to a specific function, ranging from the high-energy-storing Achilles tendon to positional extensor tendons. This review synthesizes current evidence on the structural, material, and functional properties of all major foot and ankle tendons to provide the biomechanical basis necessary for evidence-based clinical decision-making. Understanding the tendon biomechanics of this system is fundamental to the diagnosis, treatment planning, and outcome optimization of tendinopathies.

Key words: foot; ankle; tendon biomechanics; Achilles tendon

Tendonlar kasları kemiklere bağlayan yoğun bağ dokudan oluşur. Tüm tendonlar, mekanik özelliklerini doğrudan yöneten, korunmuş çok seviyeli bir organizasyona sahiptir. Tip I kollajen, kuru tendon ağırlığının %65-85'ini oluşturur ve üçlü sarmal tropokollajen moleküllerinden (300 nanometre (nm) uzunluk) mikrofibrillere, fibrillere (50-500 nm çap), liflere ve demetlere kadar, tendonun tüm yapısını oluşturan bir hiyerarşi hâlinde düzenlenmiştir.^[1,2] Tip III (onarım sırasında hızlı çapraz bağlar oluşturur), tip V (fibril çapını düzenler) ve tip XII (kayganlık sağlar) dâhil olmak üzere diğer kollajenler, mekanik davranışa katkıda bulunur. Bu organizasyon, elektron mikroskopunda görülebilen karakteristik 67 nm D-periyot bantlama desenini üretir ve tendon fonksiyonu için gerekli olan kıvrım morfolojisini oluşturur.^[3]

Polarize ışık altında görülebilen dalgalı kollajen lifi dalgalanmaları olan kıvrım morfolojisi, gerilme-gerinim eğrisinin başlangıç bölgesini açıklar. İlk yükleme sıra-

sında (%0-2 gerinim), kıvrımlar düzleşirken tendonlar kolayca gerilir; doğrusal bölge, lifler tamamen lineer olarak hizalandığında yaklaşık %4 gerinimde gözlenir.^[4,5] Bu fizyolojik sınırın ötesinde plastik deformasyon başlar, %8-15 gerilme oranında yırtılmaya kadar ilerleyici çapraz bağ oluşumu (*cross-link*) ve lif yetmezliği meydana gelir. Ayak ve ayak bileği tendonları normal aktiviteler sırasında bu güvenli yüklenmeden doğrusal aralığa kadar çalışır, ancak Aşil tendon gibi enerji depolayan tendonlar koşu sırasında üst sınırlara kadar yaklaşır.

Proteoglikanlar kuru ağırlığın yalnızca %1-5'ini oluşturur ancak tendon mekaniğinde kritik roller oynar.^[6] Proteoglikan içeriğinin yaklaşık %80'ini oluşturan dekorin, kollajen fibril oluşumunu düzenler ve fibriller arası köprüler oluşturur.^[7] Aggrekan gibi daha büyük proteoglikanlar, sıkıştırılmış tendon bölgelerinde yoğunlaşarak hidrasyon ve sıkıştırma direnci sağlar.^[8] Ayrıca elastin ve tenasin C gibi glikoproteinler, mekanik stabiliteyi artırır

İletişim / Contact: Doç. Dr. Lercan Aslan • **E-posta / E-mail:** leaslan@ku.edu.tr

ORCID ID: Lercan Aslan, 0000-0003-1358-3236 • Cemil Cihad Gedik, 0000-0002-7431-063X

Geliş / Received: 23 Ocak 2026 • **Revizyon / Revised:** 9 Şubat 2026 • **Kabul / Accepted:** 11 Şubat 2026

ve tendonların yüklenmeden sonra dinlenme uzunluğuna geri dönmesini sağlar.^[9] Su içeriği (%60-80 ıslak ağırlık), fizyolojik yükleme koşulları altında tendon davranışını karakterize eden viskoelastik özellikleri (sürünme, stres gevşemesi ve histerezis) sağlar.^[10]

Viskoelastik davranışın temel bileşenleri şunlardır:

- **Sürünme (creep):** Sabit bir yük altında tendonun zamanla artan gerinim göstermesi;
- **Stres gevşemesi (stress relaxation):** Sabit bir uzama/gerinim düzeyi korunurken tendon içi gerilimin zamanla azalması;
- **Histerezis:** Yükleme-boşaltma sırasında gerilme-gerinim eğrileri arasındaki alanı temsil eden ve ısıya dönüşen enerji kaybı (darbe sönmülme).

Tenositler, hücre dışı matrisi aktin hücre iskeletine bağlayan integrin aracılı fokal adezyonlar yoluyla mekanik yükü algılar. Sinyal kaskadları nihayetinde kollajen sentezini ve matris yeniden şekillenmesini düzenler.^[11] Yaklaşık %8 gerilimde mekanik yükleme, kollajen I ve III, tenasin-C ve integrin alt birimleri de dahil olmak üzere matris protein ekspresyonunu artırır.^[12] Döngüsel yükleme, librisin üretimini uyararak lifler arası sürtünmeyi azaltır.^[13] Öte yandan, stres yoksunluğu tendon atrofisine, kollajen ekspresyonunun azalmasına, lif hizalanmasının bozulmasına ve matriks metalloproteinaz aktivitesinin artmasına neden olur.^[4] Bu biyoloji, rehabilitasyon protokollerinin temelini oluşturur. Erken kontrollü yük verme, hizalanmış kollajen sentezini uyarır, yapışıklıkları önler ve immobilizasyon kıyasla daha iyi sonuçlar sağlar.^[4]

AŞIL TENDONU

Aşıl tendonu, insan vücudundaki en güçlü ve en kalın, ancak aynı zamanda en sık yırtılan tendondur.^[14] Gastroknemius ve soleus kasları tarafından oluşturulan bu tendon temel olarak ayağın plantar fleksörüdür, hareket için kuvvet iletimi, yürüme ve koşma gibi döngüsel aktiviteler sırasında elastik enerji depolaması da dâhil olmak üzere temel işlevleri vardır.^[15] Ayrıca triseps surae kas kompleksiyle topuk kemiği arasında birincil kuvvet iletili görevi görür ve koşu sırasında vücut ağırlığının 6-8 katını aşan kuvvetlere düzenli olarak dayanır.^[16] Aşıl tendonunun biyomekaniğini anlamak, sıklıkla karşılaşılan Aşıl tendon bozukluklarının patofizyolojisini anlamak için çok önemlidir.^[17,18]

Soleus (~%60 kuvvet katkısı), medial gastroknemius (~%30) ve lateral gastroknemius (~%10) kaslarından kaynaklanan üç ayrı subtendon, proksimalden distale doğru yaklaşık 90°'lik bir spiral çizer.^[19] Bu bükülmüş mimari, stresi tendon kesiti boyunca daha eşit bir şekilde dağıtır

ve paralel lif düzenlemelerine kıyasla kırılma yükünü %40'a kadar arttırabilir.^[20] Gastroknemius ve soleus farklı görevleri vardır. Gastroknemius hem diz eklemine hem de ayak bileğini geçer, daha fazla hızlı kasılan life sahiptir ve patlayıcı güç üretir. Soleus ise diz eklemine geçmez, daha fazla yavaş life sahiptir ve bir postür kası olarak çalışır.^[21] Aşıl tendon ayrıca arka ayağın pozisyonuna göre eversiyon veya inversiyon yaptırabilir.^[21]

Gastroknemius ve soleus yürüyüşte ayak bileğinin ana plantar fleksörleridir ve duruş fazının büyük bölümünde aktiftir. Özellikle soleus, ayakta hareketsiz durma esnasında yer reaksiyon kuvvetinin oluşturduğu dorsifleksiyon momentine karşı koyarak postüral stabilite sağlar; bu stabilizasyon adım atmaya geçildiğinde, tibia'nın öne ilerleyip ayak bileği maksimum dorsifleksiyona ulaştıktan sonra itiş (*push-off*) kuvvetine dönüşür. gastroknemius/soleus zayıflığı belirgin yürüme ve duruş bozukluğuna yol açar; stabilizan etkinin kaybı hastada öne düşme eğilimini artırabilir ve derin posterior kas grubunda bu kaybolan plantar fleksiyon gücünü yerine koymak için kompensasyon gelişir, bu kaslardaki güçlenme ise parmak ve ayak deformitelerine zemin hazırlayabilir. Ayrıca ekinus (yetersiz dorsifleksiyon), pronasyonla telafi edilerek plantar fasiit ve ön ayak ağrısı gibi tekrarlayıcı stres patolojilerini kolaylaştırabilir.^[22]

Mekanik Özellikler ve Viskoelastik Davranış

İnsan Aşıl tendonu, kullanılan mekanik test yöntemine bağlı olarak 71-86 MPa nihai çekme dayanımı, 0,8-1,2 GPa elastik modülü ve 150-400 Newton/milimetre (N/mm) arasında değişen sertlik sergiler.^[23] Kopma gerilimi yaklaşık %7-10 uzamada meydana gelirken, maksimal izometrik kasılma sırasında fizyolojik gerilimler yalnızca %2,5-4'e ulaşır.^[23,24] Tendon, sürekli yükleme altında sürünme (*creep*), sabit gerilimde gerilim gevşemesi (*stress relaxation*) ve döngüsel yükleme sırasında %14-22 histerezis dâhil olmak üzere belirgin viskoelastik davranış sergiler.^[25]

Hareket sırasında tendon, verimli bir biyolojik yay görevi görerek yürüyüş sırasında 7,8 J ve hızlı koşu sırasında 11,3 J'ye kadar enerji depolar.^[26] Bu enerji geri dönüşümü, tendon kas-tendon ünitesi uzunluk değişiminin çoğunu emerken, triseps surae kas liflerinin neredeyse izometrik olarak kasılmasına izin vererek metabolik maliyeti azaltır.^[27,28]

Aşıl tendonundaki gerilim dağılımı belirgin şekilde düzensizdir. Yürüyüş sırasında derin (soleus) subtendon, yüzeysel katmanlara göre daha fazla yer değiştirme yaşarken, proksimal bölge erken yüklenme sırasında en yüksek gerilimleri biriktirir.^[29-31] Özellikle, orta kısımda yüksek uzunlamasına gerilimler yalnızca nihai kırılma yükünün yaklaşık %99'unda ortaya çıkar; bu da

bu hassas bölgeyi yırtılmadan hemen öncesine kadar koruyan bir gerilim kalkını mekanizmasını düşündürmektedir.^[32,33]

Yaş ve Cinsiyet İlişkili Etkiler

Yaşlanma, kesit alanındaki telafi edici artışlara rağmen tendon biyomekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur.^[34] Young modülü, genç popülasyonlardan yaşlı popülasyonlara doğru %26-35 oranında azalır; buna ileri glikasyon son ürünlerinin birikimi, kollajen lifi düzensizliği ve tip I'e göre tip III kollajenin artışı eşlik eder.^[34,35]

Yırtılmalar karakteristik olarak hipovasküler orta kısımda, kalkaneus insersiyonunun 2-6 santimetre (cm) proksimalinde meydana gelir.^[36,37] Histolojik çalışmalar, kollajen düzensizliği, hiperselülerite ve tip III kollajen içeriğinin artması da dâhil olmak üzere, hemen hemen tüm akut yırtılmalarda dejeneratif değişiklikler ortaya koymaktadır.^[36,38] Orta kısım tendinopatisi, tekrarlayan gerilme aşırı yüklenmesinden kaynaklanırken, insersiyonel tendinopati, uç noktadaki dorsifleksiyonda ek sıkıştırma kuvvetlerini içerir.^[37] Her iki durum da artan kesit alanına rağmen azalmış sertlik (*stiffness*) ve Young modülü gösterir ve sonuç olarak kuvvet iletim kapasitesini bozar.^[39]

Gianakos ve ark. tarafından yapılan bir sistematik analizde Aşıl tendonunun biyomekanik ve morfolojik özelliklerinde belirgin cinsiyet farkları olduğu gösterilmiştir. Erkeklerde tendon uzunluğu, kalınlığı ve kesit alanı ile birlikte sertlik (*stiffness*), tepe kuvvet ve yüklenme hızı genel olarak daha yüksek bulunurken; kadınlarda daha fazla şekil değiştirme (kesitsel alan deformasyonu), gerinim (*strain*) ve uyumluluk (*compliance*) eğilimi bildirilmiştir. Bu profil, erkeklerin günlük ve atletik aktivitelerde tendona daha yüksek yükler bindirebileceğini ancak artmış sertliğin yük altında "uyum sağlama" kapasitesini azaltarak tekrarlayıcı stresle hasara yatkınlığı artırabileceğini düşündürmektedir.^[40]

TİBİALİS POSTERİÖR TENDONU

Tibialis posterior tendonu (PTT), medial longitudinal kemerin birincil dinamik stabilizatörü olarak işlev görür böylece kalkaneonaviküler ligamenti korur ve arka ayağı stabilize eder. Tibialis posterior tendonunun arka ayak inversiyonu Chopart eklemi kilitleyerek gastrosoleus kompleksinin metatars başları üzerinden etkin itiş oluşturmaya izin verir.^[41] Medial malleolün arkasından geçtiğinden dolayı ayrıca ayak bileğinde zayıf bir plantar fleksiyon yaptırır. Tibialis posterior tendonunun kompleks çoklu yapışmaları, arka ayakta ön ayağa kuvveti dağıtarak medial longitudinal kemerin segmentler boyunca dinamik desteğini sağlar.^[21,42]

Tibialis posterior tendonu, posterior tibia, fibula ve interosseöz membrandan kaynaklanır ve medial malleolün arkasında kritik bir 90° yön değişikliğinden geçerek öncelikle naviküler tüberkül üzerine yapışır (ayak izi: 12,1 × 6,9 mm).^[42,43] İkincil yapışma noktaları, Sempre ve ark. popülasyonunun %66'sında kuneiform, küboid ve metatars tabanlarına uzanarak kuvvet dağılımını sağlar. Tendonun kesit alanı normalde yaklaşık 16 mm²'dir ve 22,5 mm²'yi aşan değerler %93 duyarlılıkla disfonksiyonu gösterir.^[42]

Kadavra çalışmaları, PTT'nin elastik modülünün 0,45 ± 0,16 GPa olduğunu ve alt ekstremitte tendonları için tipik olan 50-150 MPa aralığında çekme dayanımına sahip olduğunu bildirmektedir.^[44] Sertliği yaklaşık 379 N/mm'dir.^[45] Tendon, fleksör ve ekstansör ayak tendonlarına kıyasla daha yüksek gerinim gösterir ve bu da eş değer stres altında daha fazla deformasyona uğradığına işaret eder.^[46]

Elektromiyografik çalışmalar, duruş sırasında iki fazlı PTT aktivasyonunu göstermektedir: Eksantrik şok emilimi için topuk temasında ilk tepe noktası, parmak ucu kalkış sırasında topuğu inversiyona aldığı ve bunun sonucunda transvers tarsal eklemi kilitlediğinde orta duruşta ikinci bir tepe noktası.^[42,47] Yürüme, maksimum izometrik kasılma genliğinin %20-25'ini üretirken, koşma aktivasyonu %70-80'e çıkarır. Önemli olarak, PTT gerilimi, subtalar eklem pronasyonundaki varyansın %74'ünü ve bu eklemdaki enerji emiliminin %53'ünü açıklar.^[42,44]

Tibialis posterior tendonu işlev bozukluğu, ilerleyici bir biyomekanik değişim sürecini başlatır.^[48,49] Tibialis posterior tendonu yetersizliği ilerledikçe, stres pasif stabilizatörlere aktarılır.^[50] Çalışmalar plantar fasyanın birincil kemer koruyucusu olarak görev yaptığını, yay (*spring*) bağının ön ayak abdüksiyonunu önlediğini ve deltoid bağının arka ayak valgusunu kısıtladığını göstermektedir.^[51] İleri PTT yaralanmalarının %81-92'sinde *spring* bağlarda zayıflama görülür.^[52] Yürüyüş analizi, II. evre disfonksiyonun daha fazla ayak bileği plantar fleksiyonu, orta ayak dorsifleksiyonu ve gecikmiş tepe arka ayak eversiyonu (duruş fazının %45,8'ine karşılık %38,1'i) ile telafi edici proksimal eklem adaptasyonlarına yol açtığını ortaya koymaktadır.^[49,53] Bu biyomekanik kompensasyon mekanizması da ilerleyici çöken ayak deformitesinin (*progressive collapsing foot deformity*) alt yapısını oluşturmaktadır.

TİBİALİS ANTERİÖR TENDONU

Biyomekanik açıdan bu yapı, ayak bileğinin birincil dorsifleksörü ve ayağın invertörü olarak görev yaparken, aynı zamanda medial longitudinal arkın dinamik

desteğini sağlar. Tibialis anterior (TA) tendonu, ayak bileği seviyesinde yaklaşık 162 ± 15 mm uzunluğunda ve $20,5 \pm 2$ mm² kesit alanına sahiptir.^[5] Tendonun distal yerleşim anatomisi değişkenlik gösterir ve sınıflandırma çalışmaları altı farklı morfolojik tip belirlemiştir; en yaygın olanı medial kuneiform ve birinci metatarsal tabanına çift bantlı yerleşimdir ve ortalama ayak izi alanları $48-85$ mm²'dir.^[54-56] Tendonun ön yarısında, tendonun ekstansör retinakulumun altından geçtiği $45-67$ mm'lik damarsız fibrokartilajinöz bölge vardır. Bu bölge spontan yırtılmaların birincil bölgesidir.^[57]

Yapılan biyomekanik testler, TA tendonunun Young modülünü maksimum izometrik kasılma altında $1,2$ GPa olarak, sertliğini ise 161 ± 26 N/mm olarak belirlemiştir.^[5] Nihai çekme dayanımı 100 MPa'ya yaklaşırken, fizyolojik maksimum gerilim yalnızca $25 \pm 2,5$ MPa'ya ulaşmaktadır; bu da yaklaşık dört katlık bir güvenlik faktörü sağlamaktadır.^[5] Kadavra örneklerinde yapılan testler, tendonun nihai yüklerin 776 ± 43 N olduğunu, halkalı greft konfigürasyonları için 4122 N'ye kadar arttığını göstermektedir; bu veriler, özellikle TA allogreftlerinin kullanıldığı ön çapraz bağ (ÖÇB) rekonstrüksiyon uygulamaları için önemlidir.^[58]

Tibialis anterior kas-tendon ünitesi, yürüme sırasında iki fazlı bir aktivasyon modeli sergiler: Topuk vuruşunda ilk bir patlama ve salınım öncesi ile erken salınım fazlarında ikinci bir patlama.^[59,60] İlk temasta tepe elektromiyografi (EMG) aktivitesi, maksimum kasılmanın yaklaşık %45'ine ulaşarak plantar fleksiyonu kontrol etmek ve ayak çarpmasını önlemek için eksantrik kuvvetler üretir. Bu yükleme yanıtı sırasında, kas-tendon ünitesi $6,5 \pm 1,4$ mm uzarken fasiküller nispeten izometrik kalır bu da tendonun enerji emici bir rolü olduğunu gösterir.^[61]

Eklemler temas kuvvetleri aktivite yoğunluğuyla önemli ölçüde artar: Düz zeminde yürüyüş sırasında vücut ağırlığının $3,1$ katı olan kuvvetler, merdiven çıkma sırasında vücut ağırlığının $5,4$ katına çıkar ve ön-arka kayma kuvvetleri vücut ağırlığının $0,6$ katından $1,3$ katına çıkar. Maksimum istemli dorsifleksiyon momenti $50,1 \pm 15,5$ Nm'ye ulaşır ve TA kası toplam dorsifleksiyon kuvvetinin yaklaşık %80'ini oluşturur.^[62]

PERONEAL TENDON KOMPLEKSİ

Peroneal tendon kompleksi (peroneus longus ve brevis), ayak bileği-subtalar kompleksinde frontal düzlem kontrolünün ve inversiyon stresine karşı dinamik stabilitenin ana kas-tendon sistemidir. Duruş fazında özellikle ani inversiyon momentlerine karşı eksantrik kontrol sağlayarak lateral stabilizeyi artırır; itiş fazında ise peroneus longus birinci rayı plantar fleksiyona getirip medial kolonu kilitleyerek yük aktarımını ve itiş verimini destekler.

Peroneus longus, lateral fibula kondilinden ve fibula shaftının proksimal üçte ikisinden kaynaklanır, lateral malleolün üzerinde tendon hâlini alır ve küboid tünelden geçerek plantar medial kuneiform ve birinci metatarsal tabanına yapışır. Peroneus brevis, lateral fibula'nın alt üçte ikisinden kaynaklanır, retromalleolar olukta longusun derininde ve anteromedialinde yer alır, beşinci metatarsal stiloid çıkıntısına yapışır. Peroneus brevisin longus ve keskin posterolateral fibula kenarı arasında konumlanması, boylamasına yırtıklar için mekanik zemin oluşturur.^[63]

Stabilize edici yapılar entegre bir sistem olarak çalışır peroneal tendonlar ile üst peroneal retinakulum (superior peroneal retinakulum, SPR) ilişkisi önemlidir. Bu yapı peroneal subluksasyona karşı birincil kısıtlayıcı ve daha da önemlisi, anterolateral ayak bileği instabilitesine karşı ikincil bir kısıtlayıcı olarak işlev görür. Anatomik çalışmalar, SPR'nin kalkaneal bandı ile kalkaneofibular ligament arasında paralel bir hizalama olduğunu ortaya koymaktadır.^[63] Çalışmalar ilerleyici lateral ligament yaralanmasıyla birlikte artan SPR gerilimini göstermekte ve lateral ligament yırtıklarının SPR yaralanmalarıyla %78 oranında birlikte görülmesini açıklamaktadır.^[64] Ayrıca, peroneal tüberküle sıkıca bağlı olan inferior peroneal retinakulum, brevis (üst) ve longus (alt) arasında iki ayrı tünel oluşturur. Beş mm'yi aşan tüberkül çıkıntısı, peroneus longus sıkışması ve stenozan tenosinovit ile ilişkilidir.^[63]

Kantitatif biyomekanik veriler, klinik uygulamayla ilgili mekanik eşikleri belirler. Peroneus longus, $1950-2500$ N (sağlam tendon) nihai çekme dayanımına ve 446 ± 233 N tendon çekme dayanımına sahiptir.^[65] Bu değerler, doğal ÖÇB dayanımını (1725 N) aşarak, bağ rekonstrüksiyonunda peroneus longus kullanımını desteklemektedir. Peroneus brevis, $4,7 \pm 1,17$ N/mm sertliğe sahiptir ve kadavra üzerinde yapılan döngüsel testler, %66 uzulmasına defektli (3 cm'lik yırtıklar) tendonların $50-200$ N arasında döngüsel yüklemeye dayanabildiğini göstermiştir; bu bulgular, yeterli tendon kaldığında konservatif debridmanı desteklemektedir.^[66]

Dinamik Fonksiyon

Genellikle evertör olarak tanımlansalar da, peroneal tendon fonksiyonu daha fazla inceliklidir. Biyomekanik moment kolu çalışmaları, peroneus longusun en büyük eversiyon moment koluna (31 mm) sahip olduğunu, brevisin ise iç/dış rotasyonda $20,5$ mm'ye sahip olduğunu göstermektedir. Paradoksal olarak, kadavra çalışmaları, peroneus brevisin daha etkili bir evertör olduğunu göstermektedir; eş değer yüklerde longusa göre $2,1^\circ$ daha fazla naviküler dış rotasyon ve $0,9^\circ$ daha fazla kalkaneal valgus üretir. Peroneus brevis, toplam arka ayak

eversiyon gücünün %63'ünü üretirken, plantarfleksiyon hareketine sadece %4 katkıda bulunur.^[63]

Elektromiyografi çalışmaları bölümlere ayrılmış peroneus longus aktivasyonunu ortaya koymaktadır: posterior bölme öncelikli olarak eversiyona katkıda bulunurken, anterior bölme plantarfleksiyonu yönlendirir; bu da farklı nöromusküler bölmelerle bipennat organizasyonu yansıtır. Bu bölgesel çalışma, rehabilitasyon hedeflemesi açısından önemli sonuçlar doğurmaktadır.^[67]

Yürüme döngüsü analizi, orta duruş tek bacak desteği sırasında peroneal aktivasyonun zirve yaptığını ve peroneal kasların orta duruştan terminal duruşa kadar %37 katkıda bulunduğunu göstermektedir.^[68] Çalışmalar, zorlu arazide peroneal aktivasyonda dramatik artışlar olduğunu göstermektedir. İçe doğru eğimli yüzeylerde, düz yüzeylere göre çok daha fazla aktive olmaktadır; bu da peroneal kasların karşılaması gereken yan stabilite taleplerini göstermektedir.^[69]

Atletik aktiviteler sırasında, peroneal kaslar öngörücü bir ön aktivasyon sergiler. Düşme inişi çalışmaları, yere temas etmeden 200 milisaniye önce peroneus longus ve brevis EMG'sinde önemli ölçüde artış olduğunu ve kalça abdüktör yorgunluğundan sonra koruyucu bir telafi olarak başlangıç zamanlamasının ilerlediğini göstermektedir.^[70]

FLEKSÖR HALLUSİS LONGUS, FLEKSÖR DİGİTORUM LONGUS, EKSTANSÖR HALLUSİS LONGUS, EKSTANSÖR DİGİTORUM LONGUS TENDONLARI

Fleksör hallusis longus (FHL), fibulanın arka kısmından kaynaklanır ve tibia ile talusun arkasında, sustentaculum talinin (tarsal tünelde) altındaki fibro-osseöz bir tünelden geçerek sinovyal bir kılıf içinde ilerler. Daha sonra orta ayakta fleksör digitorum longusun (FDL) üzerinden geçer, bu kesişmeye "Henry düğümü" adı verilir ve başparmağın distal falanksının plantar tabanına yapışır. Bu büyük tendon, itme sırasında önemli bir kuvvet ileterek yüksek yük taşıma kapasitesine sahiptir (ayak parmağı kalkışında vücut ağırlığının yaklaşık %52'si).^[71] Fonksiyonel olarak, FHL, başparmağın birincil fleksörüdür ve triseps surae ve FDL'nin devreye girmesinden sonra, yürüyüşün ayak parmağı kalkışı aşamasında son itmeyi sağlar. Ayrıca birinci metatars başını stabilize etmeye ve medial longitudinal kemeri desteklemeye yardımcı olur. Klinik olarak, FHL, tekrarlayan zorlu plantar fleksiyon (özellikle balede) nedeniyle aşırı kullanım yaralanmasına (dansçı tendiniti) yatkındır. Ayrıca FHL, kronik Aşıl tendonu yırtıklarında sıklıkla cerrahi transfer için kullanılır; bu da ayak bileği fonksiyonunun restorasyonu karşılığında başparmak fleksiyon gücünün bir kısmından ödün verilmesi anlamına gelir.^[72]

Fleksör digitorum longus (FDL), posterior tibiadan (soleal çizginin altında) kaynaklanır ve medial malleolün arkasından (fleksör retinakulumun derininde) tibialis posterior kasının yanında ilerler. Ayağın tabanına girer ve ardından 2-5. ayak parmaklarının distal falankslarının plantar tabanlarına yapışan dört tendona ayrılır. Fleksör digitorum longustan daha ince (daha küçük kesit alanı) olan FDL, ayak parmaklarının yerden kalkmasında FHL'e göre daha az kuvvet üretir. Fleksör hallusis longusun katkısının yaklaşık yarısı (plantar fleksör kuvvetinin yaklaşık %1,8'i vs %3,6'sı) ve her bir küçük ayak parmağı fleksör tendonu, yerden kalkma sırasında vücut ağırlığının yaklaşık %9'u kadar gerilime maruz kalır.^[71] Fonksiyonel olarak, 2-5. ayak parmaklarını bükerek (kavrama ve dengeye yardımcı olur) ve ayak bileği plantar fleksiyonuna yardımcı olur. Yürümenin itme aşamasında, FDL kasının kasılması ayak parmaklarını aşağı doğru çekerek ayak parmaklarının yerden kalkması sırasında maksimum kavrama ve itme gücü sağlar ve ayakta durma sırasında zemini kavrayarak dengeyi korumaya yardımcı olur. Uygulamada, FDL tendonu genellikle ayak cerrahisinde kullanılır: Yetişkinlerde sonradan oluşan düz tabanlıkta yetersiz tibialis posterior tendonunun yerine geçmesi için naviküler kemiğe transfer edilir.^[73,74] Bu tendon transferi, kemik işlemleriyle birlikte, ayak parmaklarının fonksiyonuna minimum etkiyle arka ayak stabilitesini başarılı bir şekilde geri kazandırabilir.

Ekstansör hallusis longus (EHL), fibulanın orta kısmından ve interosseöz membrandan kaynaklanır ve bacağın ön bölmesinde, üst ve alt ekstansör retinakulumların altından geçerek başparmağın distal falanksının dorsal tarafına yapışır. Birincil işlevi, metatarsophalangeal ve interfalangeal eklemlerde başparmağın dorsifleksiyonudur (ekstansiyonu). Bu, yürümenin salınım fazında ayak parmağının yerden kalkması için biyomekanik olarak kritiktir ve EHL ayrıca ayak parmağının yerden kalkmasına geçiş sırasında kontrollü başparmak ekstansiyonuna katkıda bulunur. Ek olarak, ayak bileği dorsifleksiyonuna yardımcı olur ve geç duruş sırasında medial kemeri ve birinci kolonu (*first ray*) stabilize etmeye yardımcı olur.^[54] Ekstansör hallusis longus tendonu nispeten incedir ancak boyutuna göre yüksek çekme dayanımına sahiptir, kadavra testleri, ekstansör tendonların fleksörlerden yaklaşık %20 daha fazla strese dayanabileceğini göstermektedir. Klinik olarak, EHL disfonksiyonu, aktif başparmak dorsifleksiyonunun kaybına yol açarak düşük ayak parmağına veya tam tersi aşırı aktivasyonu ise, karşıt bir fleksörün olmaması sonucu yukarı doğru kıvrık bir deformiteye neden olur. Tendonun ayağın sırtındaki deri altı seyri, onu ayak veya ayak bileği sırtı ameliyatları ve travmalar sırasında savunmasız hâle getirir. Anatomik varyasyonların

(örneğin aksesuar uzantılar) farkında olmak önemlidir, çünkü EHL bazen tendon transferlerinde veya greftlerde (örneğin başparmak pençe deformitesini düzeltmek için) yer alır ve tüm uzantıların dikkatli bir şekilde tanımlanmasını ve korunmasını gerektirir.^[75]

Ekstansör digitorum longus (EDL), lateral tibial kondil ve proksimal fibuladan kaynaklanır ve ön bölgede, EHL kasının hemen lateralinde uzanır. Tendonu, ekstansör retinakulumun altından geçer ve daha sonra dorsal ekstansör kılıf mekanizması yoluyla 2-5. ayak parmaklarının orta ve distal falanklarına yapışan dört dala ayrılır. Ekstansör digitorum longus kası, lateral dört ayak parmağını (esas olarak metatarsofalangeal eklemlerde) dorsifleksiyona getirir ve tibialis anterior, EHL ve fibularis tertius kaslarıyla birlikte ayak bileğinde dorsifleksiyon hareketine yardımcı olur. Salınım fazında, EDL kasılması ayağı kaldırmaya ve ayak parmaklarını yerden yüksekte tutmaya yardımcı olur ve topuk yere temas edene kadar ayak parmaklarını düz hâlde tutar. Biyomekanik özellikleri açısından, uzun ayak parmağı ekstansörlerinin nihai çekme dayanımı, fleksörlere göre biraz daha yüksektir. Ayrıca farklı viskoelastik davranışlar sergilerler; ekstansör tendonlar küçük gerilmelerde daha serttir ve daha yüksek gerilmelerde daha esnek hâlde gelirken, fleksör tendonlar daha esnek başlar ve yüklerle birlikte sertleşir. Klinik olarak, izole EDL yaralanması nadirdir ancak derin peroneal sinir felci veya ön kompartman sendromu gibi durumlarda, EDL zayıflığı ayak düşmesine ve ayak parmaklarının sürüklenmesine katkıda bulunur. Tersine, EDL'nin aşırı aktivitesi (genellikle zayıf tibialis anterioru telafi etmek için) ayak parmaklarını ekstansiyona zorlar ve ayak parmağı deformitelerine (örneğin pençe parmak) katkıda bulunabilir. Bu tür deformitelerin cerrahi tedavisinde, dengeli ayak parmağı fonksiyonunu geri kazandırmak için EDL tendon uzatma veya transferleri gibi işlemler kullanılabilir.

KAYNAKLAR

1. Thankam FG, Dilisio MF, Gross RM, Agrawal DK. Collagen I: A kingpin for rotator cuff tendon pathology. *Am J Transl Res* 2018;10(11):3291.
2. Chowdhury SR, Mh Busra MF, Lokanathan Y, Ng MH, Law JX, Cletus UC, et al. Collagen type I: A versatile biomaterial. In: *Novel biomaterials for regenerative medicine*. 2018:389-414. [Crossref](#)
3. Gathercole L, Keller A. Crimp morphology in the fibre-forming collagens. *Matrix* 1991;11(3):214-34. [Crossref](#)
4. Wang JH, Guo Q, Li B. Tendon biomechanics and mechanobiology-A minireview of basic concepts and recent advancements. *J Hand Ther* 2012;25(2):133-40; quiz 141. [Crossref](#)
5. Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol* 1999;521(Pt 1):307-13. [Crossref](#)
6. Samiric T, Parkinson J, Ilic MZ, Cook J, Feller JA, Handley CJ. Changes in the composition of the extracellular matrix in patellar tendinopathy. *Matrix Biol* 2009;28(4):230-6. [Crossref](#)
7. Screen HR, Berk DE, Kadler KE, Ramirez F, Young MF. Tendon functional extracellular matrix. *J Orthop Res* 2015;33(6):793-9. [Crossref](#)
8. Yoon JH, Halper J. Tendon proteoglycans: Biochemistry and function. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2005;5(1):22-34.
9. Martin J, Mehr D, Pardubsky P, Buckwalter J. The role of tenascin-C in adaptation of tendons to compressive loading. *Biorheology* 2003;40(1-3):321-9. [Crossref](#)
10. Chen D, Smith LR, Khandekar G, Patel P, Yu CK, Zhang K, et al. Distinct effects of different matrix proteoglycans on collagen fibrillogenesis and cell-mediated collagen reorganization. *Sci Rep* 2020;10(1):19065. [Crossref](#)
11. Mousavizadeh R, Hojabrpour P, Eltit F, McDonald PC, Dedhar S, McCormack RG, et al. $\beta 1$ integrin, ILK and mTOR regulate collagen synthesis in mechanically loaded tendon cells. *Sci Rep* 2020;10(1):12644. [Crossref](#)
12. Popov C, Burggraf M, Kreja L, Ignatius A, Schieker M, Docheva D. Mechanical stimulation of human tendon stem/progenitor cells results in upregulation of matrix proteins, integrins and MMPs, and activation of p38 and ERK1/2 kinases. *BMC Mol Biol* 2015;16(1):6. [Crossref](#)
13. Stańczak M, Kacprzak B, Gawda P. Tendon cell biology: Effect of mechanical loading. *Cell Physiol Biochem* 2024;58(6):677-701. [Crossref](#)
14. Doral MN, Alam M, Bozkurt M, Turhan E, Atay OA, Dönmez G, et al. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18(5):638-43. [Crossref](#)
15. Patel D, Zamboulis DE, Spieser EM, Birch HL, Clegg P, Thorpe CT, et al. Structure-function specialisation of the interfascicular matrix in the human Achilles tendon. *Acta Biomaterialia* 2021;131:381-90. [Crossref](#)
16. Lee KKW, Ling SKK, Yung PSH. Controlled trial to compare the Achilles tendon load during running in flatfoot participants using a customized arch support orthoses vs an orthotic heel lift. *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20(1):535. [Crossref](#)
17. Schepsis AA, Jones HP, Haas AL. Achilles tendon disorders in athletes. *Am J Sports Med* 2002;30(2):287-305. [Crossref](#)
18. Ge Z, Tang H, Chen W, Wang Y, Yuan C, Tao X, et al. Downregulation of type I collagen expression in the Achilles tendon by dexamethasone: A controlled laboratory study. *J Orthop Surg Res* 2020;15(1):70. [Crossref](#)
19. Mylle I, Crouzier M, Hollville E, Bogaerts S, Vanwanseele B. Triceps surae muscle forces during dynamic exercises in patients with Achilles tendinopathy: A cross-sectional study. *Scand J Med Sci Sports* 2023;33(11):2219-29. [Crossref](#)
20. Shim VB, Handsfield GG, Fernandez JW, Lloyd DG, Besier TF. Combining in silico and in vitro experiments to characterize the role of fascicle twist in the Achilles tendon. *Sci Rep* 2018;8(1):13856. [Crossref](#)

21. Chiodo CP. Understanding the treatment of acute and chronic tendon rupture and tendinopathy. In: *Foot Ankle Clin* 2017;22(4):657. [Crossref](#)
22. Dayton P. Anatomic, vascular, and mechanical overview of the Achilles tendon. *Clin Podiatr Med Surg* 2017;34(2):107-13. [Crossref](#)
23. Wren TA, Yerby SA, Beaupré GS, Carter DR. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech (Bristol)* 2001;16(3):245-51. [Crossref](#)
24. Enomoto S, Oda T. Estimation of the effects of achilles tendon geometry on the magnitude and distribution of local strain: A finite element analysis. *Biomechanics* 2023;3(4):583-95. [Crossref](#)
25. Freedman BR, Gordon JA, Soslowsky LJ. The Achilles tendon: Fundamental properties and mechanisms governing healing. *Muscles Ligaments Tendons J* 2014;4(2):245-55. [Crossref](#)
26. Kharazi M, Bohm S, Theodorakis C, Mersmann F, Arampatzis A. Quantifying mechanical loading and elastic strain energy of the human Achilles tendon during walking and running. *Scientific Reports* 2021;11(1):5830. [Crossref](#)
27. Blazeovich AJ, Fletcher JR. More than energy cost: Multiple benefits of the long Achilles tendon in human walking and running. *Biological Reviews* 2023;98(6):2210-25. [Crossref](#)
28. Drigny J, Remilly M, Hingrand C, Mauvieux B. Longitudinal changes in Achilles tendon and triceps surae muscle architecture during a 156-km mountain ultramarathon. *J Appl Physiol* 2024;137(5):1182-93. [Crossref](#)
29. Clark WH, Franz JR. Age-related changes to triceps surae muscle-subtendon interaction dynamics during walking. *Sci Rep* 2021;11(1):21264. [Crossref](#)
30. Adam NC, Smith CR, Herzog W, Amis AA, Arampatzis A, Taylor WR. In vivo strain patterns in the Achilles tendon during dynamic activities: A comprehensive survey of the literature. *Sports Med Open* 2023;9(1):60. [Crossref](#)
31. Bogaerts S, De Brito Carvalho C, Scheys L, Desloovere K, D'Hooze J, Maes F, et al. Evaluation of tissue displacement and regional strain in the Achilles tendon using quantitative high-frequency ultrasound. *PLoS One* 2017;12(7):e0181364. [Crossref](#)
32. Nagelli CV, Hooke A, Quirk N, De Padilla CL, Hewett TE, van Griensven M, et al. Mechanical and strain behaviour of human Achilles tendon during in vitro testing to failure. *Eur Cell Mater* 2022;43:153-61. [Crossref](#)
33. Maas H, Noort W, Baan GC, Finni T. Non-uniformity of displacement and strain within the Achilles tendon is affected by joint angle configuration and differential muscle loading. *J Biomech* 2020;101:109634. [Crossref](#)
34. Pardes AM, Beach ZM, Raja H, Rodriguez AB, Freedman BR, Soslowsky LJ. Aging leads to inferior Achilles tendon mechanics and altered ankle function in rodents. *J Biomech* 2017;60:30-8. [Crossref](#)
35. Zellers JA, Eekhoff JD, Walk RE, Hastings MK, Tang SY, Lake SP. Human Achilles tendon mechanical behavior is more strongly related to collagen disorganization than advanced glycation end-products content. *Sci Rep* 2021;11(1):24147. [Crossref](#)
36. Tarantino D, Palermi S, Sirico F, Corrado B. Achilles tendon rupture: Mechanisms of injury, principles of rehabilitation and return to play. *J Funct Morphol Kinesiol* 2020;5(4). [Crossref](#)
37. Munteanu SE, Barton CJ. Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: A systematic review. *J Foot Ankle Res* 2011;4(1):15. [Crossref](#)
38. Eriksen HA, Pajala A, Leppilahti J, Risteli J. Increased content of type III collagen at the rupture site of human Achilles tendon. *J Orthop Res* 2002;20(6):1352-7. [Crossref](#)
39. Chimenti RL, Flemister AS, Tome J, McMahon JM, Houck JR. Patients with insertional Achilles tendinopathy exhibit differences in ankle biomechanics as opposed to strength and range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther* 2016;46(12):1051-60. [Crossref](#)
40. Gianakos AL, Hartman H, Kerkhoffs GM, Calder J, Kennedy JG. Sex differences in biomechanical properties of the Achilles tendon may predispose men to higher risk of injury: A systematic review. *Journal of ISAKOS* 2024;9(2):184-91. [Crossref](#)
41. Kaye RA, Jahss MH. Foot fellows review: Tibialis posterior: A review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot Ankle* 1991;11(4):244-7. [Crossref](#)
42. Semple R, Murley GS, Woodburn J, Turner DE. Tibialis posterior in health and disease: A review of structure and function with specific reference to electromyographic studies. *J Foot Ankle Res* 2009;2:24. [Crossref](#)
43. Willegger M, Seyidova N, Schuh R, Windhager R, Hirtler L. The tibialis posterior tendon footprint: An anatomical dissection study. *J Foot Ankle Res* 2020;13(1):25. [Crossref](#)
44. Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. Subtalar joint pronation and energy absorption requirements during walking are related to tibialis posterior tendinous tissue strain. *Sci Rep* 2017;7(1):17958. [Crossref](#)
45. Haut Donahue TL, Howell SM, Hull ML, Gregersen C. A biomechanical evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts. *Arthroscopy* 2002;18(6):589-97. [Crossref](#)
46. Morales-Orcajo E, Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias M, Bayod J. Structural and material properties of human foot tendons. *Clin Biomech (Bristol)* 2016;37:1-6. [Crossref](#)
47. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009;2:35. [Crossref](#)
48. Malakoutikhah H, Madenci E, Latt LD. A computational model of force within the ligaments and tendons in progressive collapsing foot deformity. *J Orthop Res* 2023;41(2):396-406. [Crossref](#)
49. Dami A, Chicoine D, Payen E, Bouchard M, Belzile EL, Corbeil P, et al. Lower limbs biomechanical deficits associated with stage 1 and 2 posterior tibialis tendon dysfunction during walking. *Gait Posture* 2024;110:10-6. [Crossref](#)
50. Cifuentes-De la Portilla C, Larrainzar-Garijo R, Bayod J. Biomechanical stress analysis of the main soft tissues associated with the development of adult acquired flatfoot deformity. *Clin Biomech (Bristol)* 2019;61:163-71. [Crossref](#)

51. Kamiya T, Uchiyama E, Watanabe K, Suzuki D, Fujimiya M, Yamashita T. Dynamic effect of the tibialis posterior muscle on the arch of the foot during cyclic axial loading. *Clin Biomech* 2012;27(9):962-6. [Crossref](#)
52. Balen PF, Helms CA. Association of posterior tibial tendon injury with spring ligament injury, sinus tarsi abnormality, and plantar fasciitis on MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176(5):1137-43. [Crossref](#)
53. Rabbito M, Pohl MB, Humble N, Ferber R. Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41(10):776-84. [Crossref](#)
54. Olewnik Ł, Podgórski M, Polguy M, Topol M. Anatomical variations of the tibialis anterior tendon: A cadaveric study. *Surg Radiol Anat* 2019;41(9):1071-81. [Crossref](#)
55. Zielinska N, Tubbs RS, Paulsen F, Szewczyk B, Podgórski M, Borowski A, et al. Anatomical variations of the tibialis anterior tendon insertion: An updated and comprehensive review. *J Clin Med* 2021;10(16). [Crossref](#)
56. Willegger M, Seyidova N, Schuh R. Anatomical footprint of the tibialis anterior tendon: Surgical implications for foot and ankle reconstruction. *BMC Musculoskelet Disord* 2023;24(1):621. [Crossref](#)
57. Petersen W, Stein V, Bobka T. Structure of the human tibialis anterior tendon. *J Anat* 2000;197(Pt 4):617-25. [Crossref](#)
58. Almqvist KF, Jan H, Vercruyse C, Verbeeck R, Verdonk R. The tibialis tendon as a valuable anterior cruciate ligament allograft substitute: Biomechanical properties. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15(11):1326-30. [Crossref](#)
59. Uzun B, Taylan O, Gültekin B, Havitçioğlu H. Dynamic measurements of musculus tibialis anterior ligaments with different angles. *J Biomech* 2011;44:2. [Crossref](#)
60. Lichtwark GA, Wilson AM. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol* 2005;208(24):4715-25. [Crossref](#)
61. Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. Tibialis anterior tendinous tissue plays a key role in energy absorption during human walking. *J Exp Biol* 2019;222(Pt 11). [Crossref](#)
62. Kaya Keles CS, Hiller J, Zimmer M, Ates F. In vivo tibialis anterior muscle mechanics through force estimation using ankle joint moment and shear wave elastography. *Sci Rep* 2025;15(1):32461. [Crossref](#)
63. Davda K, Malhotra K, O'Donnell P, Singh D, Cullen N. Peroneal tendon disorders. *EFORT Open Rev* 2017;2(6):281-92. [Crossref](#)
64. Rosenberg ZS, Bencardino J, Astion D, Schweitzer ME, Rokito A, Sheslier S. MRI features of chronic injuries of the superior peroneal retinaculum. *AJR Am J Roentgenol* 2003;181(6):1551-7. [Crossref](#)
65. Bi M, Zhao C, Zhang Q, Cao L, Chen X, Kong M, et al. All-Inside anterior cruciate ligament reconstruction using an anterior half of the peroneus longus tendon autograft. *Orthop J Sports Med* 2021;9(6):2325967121991226. [Crossref](#)
66. Trache T, Camenzind RS, Bachmann E, Viehöfer A, Jud L, Wirth S, et al. A biomechanical analysis of peroneus brevis split lesions, repair, and partial resection. *Foot Ankle Int* 2022;43(5):710-6. [Crossref](#)
67. Mendez-Rebolledo G, Guzmán-Venegas R, Orozco-Chavez I, Cruz-Montecinos C, Watanabe K, Martinez-Valdes E. Task-related differences in peroneus longus muscle fiber conduction velocity. *J Electromyogr Kinesiol* 2023;71:102795. [Crossref](#)
68. Magrath WJ, Qiu CS, Hanwright PJ, Tuffaha SH, Khavanin N. A systematic review of muscle synergies during a walking gait to define optimal donor-recipient pairings for lower extremity functional reconstruction. *Plast Reconstr Surg Glob Open* 2022;10(8):e4438. [Crossref](#)
69. Bavdek R, Zdolšek A, Strojnik V, Dolenec A. Peroneal muscle activity during different types of walking. *J Foot Ankle Res* 2018;11:50. [Crossref](#)
70. Suda EY, Amorim CF, Sacco Ide C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19(2):e84-93. [Crossref](#)
71. Pasapula C, Yanguma N, Solorzano BD, Kobeza T, Cifuentes-De la Portilla C, Aziz MA. Biomechanical evaluation of the flexor digitorum longus and flexor hallucis longus transfer used for the treatment of adult acquired flatfoot deformity: A finite element study. *Biomechanics* 2025;5(1):9. [Crossref](#)
72. Fauquette P-J, Amouyel T, Thiounn A. Treatment of chronic Achilles tendon ruptures by endoscopic flexor hallucis longus transfer with double fixation: Results in 36 patients at a mean follow-up of 38 months (range, 12-58 months). *Orthop Traumatol Surg Res* 2025;104559. [Crossref](#)
73. Marsland D, Morris AM, Gould AER, Calder JDF, Amis AA. Systematic review of tendon transfers in the foot and ankle using interference screw fixation: Outcomes and safety of early versus standard postoperative rehabilitation. *Foot Ankle Surg* 2022;28(2):166-75. [Crossref](#)
74. Marsland D, Stephen JM, Calder T, Amis AA, Calder JD. Flexor digitorum longus tendon transfer to the navicular: Tendon-to-tendon repair is stronger compared with interference screw fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2020;28(1):320-5. [Crossref](#)
75. Olewnik Ł, Landfald IC, Aragonés P. Revisiting the extensor hallucis longus tendon: Anatomical classification and orthopedic implications. *J Clin Med* 2025;14(19). [Crossref](#)