BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PASİF BİR ALT EKSTREMİTE YÜRÜYÜŞ DESTEĞİNİN BİYOMEKANİK TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Seda YILDIZ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

EYLÜL 2020

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PASİF BİR ALT EKSTREMİTE YÜRÜYÜŞ DESTEĞİNİN BİYOMEKANİK TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Seda YILDIZ
(181212872008)
ORCID: 0000-0002-8882-4113

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Hüseyin LEKESİZ
ORCID: 0000-0003-3350-1509

EYLÜL 2020

BTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 181212872008 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi, Seda YILDIZ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "PASİF BİR ALT EKSTREMİTE YÜRÜYÜŞ DESTEĞİNİN BİYOMEKANİK TASARIMI'' başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri üyeleri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Hüseyin LEKESİZ** .....
Bursa Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Elif ERZAN TOPÇU** .....
Bursa Uludağ Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Nurettin Gökhan ADAR .....
Bursa Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : 2 Eylül 2020
Savunma Tarihi : 22 Eylül 2020

İNTİHAL BEYANI

Bu tezde görsel, işitsel ve yazılı biçimde sunulan tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uyularak tarafımdan elde edildiğini, tez içinde yer alan ancak bu çalışmaya özgü olmayan tüm sonuç ve bilgileri tezde kaynak göstererek belgelediğimi, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Seda YILDIZ

İmzası :

ÖNSÖZ

Lisans ve yüksek lisans dönemim boyunca bana her zaman yol gösteren, değerli bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan, farklı bir alanda kendimi geliştirmeme yardımcı olan ve tez dönemim süresince benden yardımlarını esirgemeyen danışmanım Sayın Doç. Dr. Hüseyin LEKESİZ'e teşekkürlerimi bir borç bilirim. Aynı zamanda çalışmam sırasında bana yardımcı olan Arş. Gör. Safa ŞENAYSOY ve Arş. Gör. Ali Osman GÜNEY hocalarıma teşekkür ederim.

Tüm bu süreç boyunca her zaman yanımda olan sevgili aileme, arkadaşlarıma ve sevgili kuzenim Rümeysa YAVUZ'a desteklerinden dolayı çok teşekkür ederim.

Eylül 2020 Seda YILDIZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vi**
KISALTMALAR ..... **viii**
SEMBOLLER ..... **ix**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **x**
ÖZET ..... **xiii**
SUMMARY ..... **xiv**
1.GİRİŞ **1**
1.1 Tezin Amacı 2
1.2 Temel Kavramlar 2
1.2.1 Alt ekstremite biyomekaniği 3
1.2.1.1 Diz biyomekaniği 5
1.2.1.2 Ayak ve ayak bileği biyomekaniği 7
1.2.2 Yürüyüş çevrimi 10
1.2.3 Literatür Taraması 12
1.3 Hipotez 17
2. MATERYAL VE YÖNTEM **18**
2.1 Tüm vücut ve ayak bileği serbest cisim diyagramı 18
2.2 Yürüyüş fazları için yer tepkisinin hesaplanması 21
2.2.1 Topuk temasında yer tepkisinin hesaplanması 22
2.2.2 Ayağın tam teması sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması 23
2.2.3 Basma fazı ortasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması 23
2.2.4 Topuk ayrılışı sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması 24
2.2.5 Parmak ayrılışı sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması 25
2.3 Dış iskelet bulunmayan ayak bileği modelinin matematiksel hesabı 25
2.3.1 Topuk teması sırasında kuvvetlerin hesaplanması 25
2.3.2 Ayağın tam teması sırasında kuvvetlerin hesaplanması 27
2.3.3 Basma fazı ortasında kuvvetlerin hesaplanması 28
2.3.4 Topuk ayrılışı sırasında kuvvetlerin hesaplanması 29
2.3.5 Parmak ayrılışı sırasında kuvvetlerin hesaplanması 29

2.3.6 Ayak bileği momentinin hesaplanması 30
2.4 Ön tasarım ve tasarımın doğrulanması 31
2.4.1 Ön tasarım 31
2.4.2 Ön tasarımın doğrulanması 32
2.5 Ayak bileği momentinin hesaplanması 39
2.6 Yapısal Analizin Oluşturulması 39
3.SONUÇLAR, MATEMATİK MODEL VE ANALİZLER 41
3.1 Matematiksel Modelin Sonuçları 41
3.2 Analiz Sonuçları 44
4. TARTIŞMA VE ÖNERİLER 46
KAYNAKLAR 49
ÖZGEÇMİŞ 51

KISALTMALAR

SCD : Serbest cisim diyagramı

YTK : Yer tepki kuvveti

SEMBOLLER

a :İvme

b : Vücut kütle merkezinin yürüme sırasında ayakla olan yatay uzunluğu

$\mathbf{b_p}$: Vücut kütle merkezinin yürüme sırasında ayak parmaklarına olan yatay uzunluğu

$\mathbf{b_t}$: Vücut kütle merkezinin yürüme sırasında ayak topuğuna olan yatay uzunluğu

$\mathbf{F_A}$:Aşil tendon kuvveti

$\mathbf{f_s}$:Sürtünme kuvveti

$\mathbf{F_x}$:x yönündeki kuvvet

$\mathbf{F_y}$:y yönündeki kuvvet

$\mathbf{F_{yay}}$:Yay kuvveti

$\mathbf{F_{topuk}}$:Topuk yay kuvveti

$\mathbf{F_1}$:y yönündeki ayak bileği kuvveti

$\mathbf{F_2}$:x yönündeki ayak bileği kuvveti

g :Yer çekimi ivmesi

h :Topuktan ayak bileği eklemine kadar olan dik uzaklık

$\mathbf{h_{bacak}}$:Bacak boy uzunluğu

$\mathbf{h_{boy}}$:Boy uzunluğu

k :Sürtünme kat sayısı

$\mathbf{k_{eş}}$:Eş değer yay sabiti

$\mathbf{L_{ayak}}$:Ayağın yatay uzunluğu

$\mathbf{L_{parmak}}$:Ayak parmak ucundan başparmağın bitiş kemiğine kadar olan yatay uzunluk

$\mathbf{L_{topuk}}$: Topuktan ayak bileği eklemine kadar olan yatay uzunluğu

M :Moment

m :Kütle

N :Yerden etki eden kuvvet

W :Vücut ağırlığı

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1. Yagin tarafından geliştirilen dış iskelet (Aaron M. Dollar, 2008)..... **1**

Şekil 1.2. Anatomik düzlemler (Pons, 2008)..... **3**

Şekil 1.3. (a)Fleksiyon ve (b) ekstansiyon hareketi (Hall, 2012) **4**

Şekil 1.4. (a) Dorsifleksiyon ve (b) plantar fleksiyon hareketi (Hall, 2012) **4**

Şekil 1.5. (a) Abdüksiyon ve (b) addüksiyon hareketi (Hall, 2012)..... **4**

Şekil 1.6. Dizin kemik yapısı (Hall, 2012) **5**

Şekil 1.7. Alt bacağın ve diz ekleminin yakından görünümü (Joseph Hamill, 2009) . **5**

Şekil 1.8. Dizde oluşan hareketler (Joseph Hamill, 2009)..... **6**

Şekil 1.9. Ayak bileği kemik yapısının arkadan görünümü (Hall, 2012) **7**

Şekil 1.10. Arka, orta ve ön ayak yapısı (Joseph Hamill, 2009)..... **7**

Şekil 1.11. Ayakta bulunan kemerler (Joseph Hamill, 2009)..... **8**

Şekil 1.12. Ayak bileğindeki dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi (Joseph Hamill, 2009) **8**

Şekil 1.13. Ayak ve ayak bileğindeki kaslar (Behnke, 2006)..... **9**

Şekil 1.14. Ön ve arka ayak kasları (Joseph Hamill, 2009)..... **9**

Şekil 1.15. Yürüyüş döngüsü (Watkins, 2009)..... **10**

Şekil 1.16. Askeri ekipman taşımada yardımcı olan dış iskelet (Adam Zoss, 2005) **12**

Şekil 1.17. ReWalk ™ dış iskelet modeli (Gabi Zeilig, 2012)..... **13**

Şekil 1.18. Alt ekstremite vücut ağırlığını destekleyen pasif dış iskelet (Donghai Wang, 2016)..... **13**

Şekil 1.19. Yer çekimi dengeleyici dış iskelet (Sunil K. Agrawal, 2006) **14**

Şekil 1.20. Tasarlanan pasif ayak- ayak bileği dış iskeleti ve bileşenleri (Xiangyang Wang, 2019)..... **15**

Şekil 1.21. Aşil dış iskeleti (Wietse van Dijk, 2016)..... **15**

Şekil 1.22. Pasif elastik ayak bileği dış iskeletinin ayakkabı ile entegre edilmiş hali (Seyoung Kim, 2015)..... **16**

Şekil 1.23. Pasif dış iskelet sistemi (Steven H. Collins, 2015)..... **17**

Şekil 2.1. Tüm vücut serbest cisim diyagramı..... **18**

Şekil 2.2. Ağırlık merkezinin dikey olarak yer değiştirmesi (Yürüme Analizi - 1, 2011) **19**

Şekil 2.3. Ayak bileği ekleminden kesilmiş segmentin serbest cisim diyagramı (Watkins, 2009) **20**

Şekil 2.4. Ayak bileği ekleminde bulunan noktaların konumu **20**

Şekil 2.5. Sürtünme kuvvetinin hesaplanması için tüm vücut serbest cisim diyagramı **21**

Şekil 2.6. Topuk teması tüm vücut serbest cisim diyagramı **22**

Şekil 2.7. Ayağın tam teması tüm vücut serbest cisim diyagramı **23**

Şekil 2.8. Basma fazı ortası tüm vücut serbest cisim diyagramı **24**

Şekil 2.9. Topuk ayrılışı tüm vücut serbest cisim diyagramı **24**

Şekil 2.10. Parmak ayrılışı tüm vücut serbest cisim diyagramı **25**

Şekil 2.11. Topuk teması sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı **26**

Şekil 2.12. Ayağın tam teması sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı **27**

Şekil 2.13. Basma fazı ortasında ayak bileği serbest cisim diyagramı **28**

Şekil 2.14. Topuk ayrılışı sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı **29**

Şekil 2.15. Parmak ayrılışı sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı **30**

Şekil 2.16. Yürüyüş desteği ön tasarım modelinin izometrik ve yandan görünüşü **32**

Şekil 2.17. Ayak yürüyüş desteği modeli **33**

Şekil 2.18. Topuk teması fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı **34**

Şekil 2.19. Ayağın tam temasında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı **35**

Şekil 2.20. Basma fazı ortasında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı **36**

Şekil 2.21. Topuk ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı **37**

Şekil 2.22. Parmak ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı **38**

Şekil 2.23. Analiz sınır şartları **40**

Şekil 3.1. Aşil tendon kuvvetinin değişimi **41**

Şekil 3.2. y yönündeki (F_1) kuvvetin değişimi **42**

Şekil 3.3. x yönündeki (F_2) kuvvetinin değişimi **42**

Şekil 3.4. Normalize edilmiş ayak bileği momentinin değişimi **43**

Şekil 3.5. Dış iskelet bulunmayan modelde normalize edilmiş ayak bileği momentinin karşılaştırılması **43**

Şekil 3.6. Dış iskelet bulunan modelde normalize edilmiş ayak bileği momentinin karşılaştırılması **44**

Şekil 3.7. Toplam deformasyon **44**
Şekil 3.8. Yay kuvvetinin karşılaştırılması **45**
Şekil 3.9. Yaydaki uzama miktarının karşılaştırılması **45**
Şekil 4.1. Alternatif model tasarımı **47**
Şekil 4.2. Desteğin üst kısmında bulunan mekanizma **47**
Şekil 4.3. Mekanizmanın detaylı görünüşü **47**

PASİF BİR ALT EKSTREMİTE YÜRÜYÜŞ DESTEĞİNİN BİYOMEKANİK TASARIMI

ÖZET

Yürüyüş destekleri genel olarak bilinen adıyla dış iskeletler insan uzuvları ile etkileşim halinde çalışan, 1890 yılından günümüze kadar gelişerek, kullanan kişiye yardımcı olmak için tasarlanan giyilebilir cihazlardır. Dış iskeletler insan makine etkileşiminin artmasıyla günümüz teknolojisinde askeriye ve sağlık alanı başta olmak üzere endüstriyel ve sivil hayatta da kullanılmaya başlanmıştır.

Bu tez çalışmasında uzun süre yürüyen kişiler için alt ekstremitede yürüyüş desteğinin biyomekanik tasarımı ve matematiksel modellemesi gerçekleştirilmiştir. Böylece uzun süreli yürüme nedeniyle alt ekstremitede ciddi sağlık problemleri oluşmadan çalışan kişilerin daha konforlu çalışabilmesi ve daha az metabolik enerji harcaması öngörülmektedir.

Tasarımı yapılan model, boyu 1,80 m ve kütlesi 80 kg birinin vücut ölçüleri baz alınarak oluşturulmuştur. Yürüyüş desteği olarak tasarlanan sistem için öncelikli olarak yürüyüşün basma fazı alt evrelerinde yürüyüş desteği bulunmayan modelin tüm vücut serbest cisim diyagramı ve segment olarak elde edilmiş serbest cisim diyagramları oluşturularak denge denklemleriyle bilinmeyen kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin bulunması sağlanmıştır. Yürüyüş desteği bulunmayan modeldeki denklemler oluşturulduktan sonra tasarımı yapılmış yürüyüş desteği modeliyle birlikte bulunan sistemdeki kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin değişimini bulmak için denklemler oluşturulmuştur. Bulunan denklemler, yürüyüş çevriminin salınım fazında ayağın yerle teması çok az olduğu için basma fazının alt evrelerindeki ayağın konumu kullanılarak hesaplanmıştır. Matematiksel çözüm ile birlikte yürüyüş desteği bulunan ve bulunmayan alt ekstremite için Aşil tendon kuvveti, ayak bileğine etki eden kuvvetler ve ayak bileği momenti bulunmuştur. Oluşturulan modelin bilgisayar programında analizi yapılarak sistemin toplam deformasyonu ve sistemdeki yay kuvvetleri ile yaydaki uzama miktarları elde edilmiştir.

Tasarımı ve hesaplaması yapılan model yardımıyla mekanik olarak çalışan ve yürüyüş sırasında ayağa gelen yükleri azaltarak metabolik enerjinin azalmasına yardımcı olan bir sistem önerilmiştir. Mekanik olarak çalışacak sistemde Aşil tendonuna gelen yükün azaltılması için tendona paralel ve yürüme sırasında harcanan metabolik enerjiyi azaltacak şekilde yaylar eklenerek daha sade bir sistem tasarlanmıştır. Böylece herhangi bir harici güç gereksinimine ihtiyaç duyulmadan bir yürüyüş desteği oluşturulmuştur.

Anahtar kelimeler : Alt ekstremite, Aşil tendonu, Dış iskelet, Mekanik, Metabolik enerji, Yürüyüş desteği

BIOMECHANICAL DESIGN OF A PASSIVE LOWER EXTREMITY GAIT SUPPORT

SUMMARY

Gait supports, known as exoskeletons, are wearable devices that work in interaction with human limbs and have been developed since 1890 to assist the user. Exoskeletons have begun to be used in industrial and civil life, especially in the military and health fields, with the increase of human machine interaction.

In this thesis, biomechanical design and mathematical modeling of lower extremity gait support for people working standing for a long time has been performed. Thus, it is predicted that people working without serious health problems in the lower extremities due to prolonged standing will be able to work more comfortably and spend less metabolic energy.

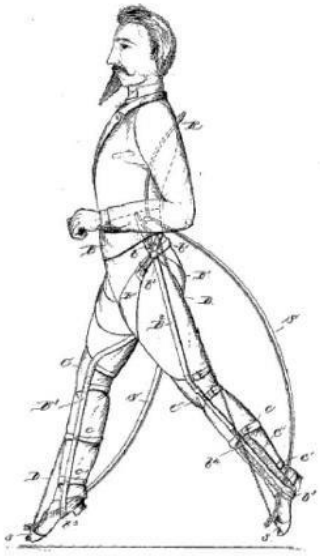
The designed model is based on the body measurements of a person with a height of 1.80 m and a mass of 80 kg. By creating static equilibrium equations, unknown forces and ankle moment have been found. After the equations in the model without exoskeleton was created, the equations were created to find the change of forces and ankle moment in the system with the designed walking frame model. The equations found using the position of the foot in the lower phases of the stance phase, as the foot contact with the ground during the swing phase of the gait cycle is very low. With the mathematical solution, the Achilles tendon strength, forces acting on the ankle and ankle moment were found for the lower extremity with and without gait support. The total deformation, the spring forces in the system and the elongation in the spring were obtained by analyzing in the computer program.

With the help of the designed and calculated model, a system that works mechanically and helps to reduce metabolic energy by reducing the loads on the feet during walking has been proposed. In the system that will work mechanically, a simpler system is designed by adding springs parallel to the tendon in order to reduce the load on the Achilles tendon and to reduce the metabolic energy consumed during walking. Thus, an exoskeletons was created without the need for any external power requirement.

Key words : Achilles tendon, Exoskeleton, Gait support, Lower extremity, Mechanical, Metabolic energy

1.GİRİŞ

Dış iskeletler insan uzuvları ile etkileşim halinde çalışan, kullanan kişiye yardımcı olmak için tasarlanan giyilebilir cihazlar olarak adlandırılır. Bilinen en eski dış iskelet benzeri aygıt (Şekil 1.1), 1890'da Nicholas Yagin adlı bir Rus tarafından geliştirilen yürüme, zıplama ve koşmaya yardımcı olan, yay ve insan gücüyle çalışan pasif bir dış iskelet örneğidir (Aaron M. Dollar, 2008).



Şekil 1.1. Yagin tarafından geliştirilen dış iskelet *(Aaron M. Dollar, 2008)*

Dış iskeletler insan makine etkileşiminin artmasıyla günümüz teknolojisinde farklı amaçlar doğrultusunda kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle askeriye ve sağlık alanında yaygın olarak kullanılan bu cihazlar günümüzde endüstride ve sivil hayatta da kullanılmaya başlanmıştır. Örneğin askeri alanda, askerlerin zorlu arazi şartlarında yanlarında bulundurduğu mühimmatları daha rahat taşıyabilmelerine yardımcı olacak bir dış iskelet sistemi Berkeley Üniversitesi tarafından geliştirilmiştir (Aaron M. Dollar, 2008).

Sağlık alanında çok farklı kullanımının olması yaşlılara ve sağlık durumu kötü olan bireylere hareket etmede destek olabilecek protezler geliştirilmesine yardımcı olmaktadır. Endüstride kullanımına ise otomobil fabrikalarında araç montaj kısmında çalışan kişilerde omuz kol desteği olarak kullanılan dış iskelet örneği verilebilir.

Dış iskeletlerin kullanıldığı bir diğer alana örnek kurtarma çalışmalarıdır. Çökmüş binalarda dış iskelet içerisinde bulunan bir cankurtaranın ağır enkazları kaldırmasına ve aynı zamanda düşen molozlardan korumasına da olanak sağlar.

Dış iskeletler motorla tahrik edilen veya motorsuz çalışan yani mekanik dış iskelet sistemleri olarak çalışma prensibine göre ikiye ayrılabilir. Bu çalışma prensiplerinin yardımıyla tüm vücut, alt veya üst vücut ekstremiteye destek dış iskeletler geliştirilmektedir. Çalışma prensiplerinin de farklılığı ve çok çeşitli kullanım alanlarının olması dış iskelet sistemlerinin gün geçtikçe daha çok geliştirilmesine yardımcı olmaktadır.

1.1 Tezin Amacı

Yürüyüş destekleri günümüz teknolojisinin gelişmesiyle giyen kişiyi korumak ve ona yardımcı olmak için tasarlanan bir dış iskelet sistemidir. Bu nedenle yapılacak olan destek, uzun süre yürümek zorunda olan veya ayakta çalışanların, daha az metabolik enerji harcamasını, daha iyi bir çalışma performansı göstermesini ve daha az alt ekstremite problemleri yaşamasına yardımcı olmayı hedeflemiştir.

Çalışma hayatı göz önüne alındığında uzun süre ayakta çalışılması sonucunda Aşil tendonu başta olmak üzere alt ekstremitede bulunan kaslara aşırı yük binmektedir. Aşil tendonu insan vücudunda alt ekstremitenin biyomekaniğinde çok önemli bir role sahiptir. Alt ekstremite kaslarına fazladan yük binmesi sonucunda yürümede aksaklıklar ortaya çıkmakta ya da uzun süreli yürüme bozukluklarına neden olabilmektedir.

Yapılacak olan çalışmayla birlikte uzun süre yürüyen ve ayakta çalışan kişiler için alt ekstremitede yürüyüş desteğinin biyomekanik tasarımının gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Böylece ciddi sağlık problemleri oluşmadan çalışan kişilerin daha konforlu çalışabilmesi öngörülmektedir.

1.2 Temel Kavramlar

Dış iskelet sistemleri sağlık ve askeriye alanları başta olmak üzere günlük yaşamı kolaylaştırmak adına yıllardır üzerinde çalışılan konulardan olmuştur.

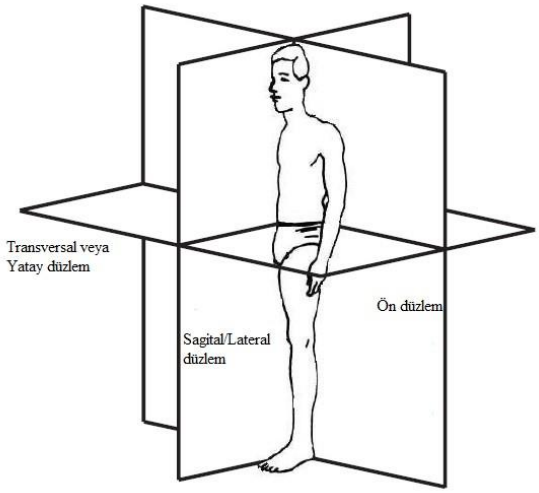
Bu kısımda sağlıklı bireyler için kullanılacak olan yürüyüş desteğinin insan ile uyumlu çalışmasının anlaşılması, alt ekstremite biyomekaniği ve yürüyüş çevrimi

incelenmiştir. Tasarlanan modelin çalışma metodunun anlaşılabilmesi için de yapılan çalışmalardan genel olarak bahsedilmiştir.

1.2.1 Alt ekstremite biyomekaniği

Biyomekanik terimi, uluslararası bilim insanları topluluğu tarafından 1970lerin başında canlı organizmaların mekanik yönlerinin incelenmesini içeren bilimi tanımlamak adına kullanılmıştır (Hall, 2012).

İnsan anatomisine göre vücut hareketlerini tanımlamada yardımcı olmak açısından anatomik düzlemler olarak adlandırılan vücut düzlemleri tanımlanmıştır. (Şekil 1.2).

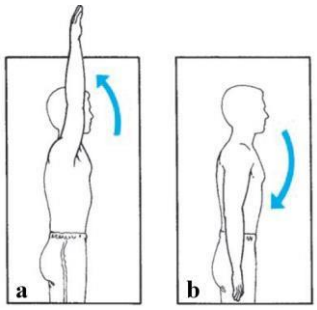


Şekil 1.2. Anatomik düzlemler *(Pons, 2008)*

Bu düzlemler, vücudu ön ve arka kısımlara bölen frontal (ön) düzlem, alt ve üst olarak bölen transversal veya yatay düzlem ve sağ ve sol parçalara bölen sagital veya lateral düzlem olmak üzere üç tanedir (Pons, 2008).

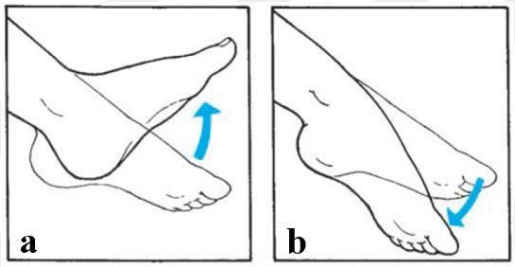
Eklem hareketleri, her zaman anatomik pozisyondan başlayarak bu düzlemlerde meydana gelen hareketler olarak tanımlanabilir.

Sagital düzlemdeki eklem hareketlerine fleksiyon ve ekstansiyon denir (Şekil 1.3). Fleksiyon, kemikler veya vücudun parçaları arasındaki açıyı azaltan bir harekettir. Ekstansiyon, eklemdeki uzvun kemikleri arasındaki açıyı artıran bir harekettir (Pons, 2008).



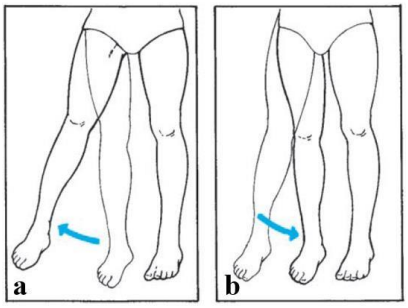
Şekil 1.3. (a) Fleksiyon ve (b) ekstansiyon hareketi *(Hall, 2012)*

Ayak bileğinde sagital düzlem rotasyonu, hem ayak alt bacağa göre hareket ettirildiğinde hem de alt bacak ayağa göre hareket ettirildiğinde meydana gelir (Hall, 2012). Ayağın üst kısmını alt bacağa getiren hareket dorsifleksiyon olarak bilinir ve bunun zıt hareketine ise plantar fleksiyon denir (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. (a) Dorsifleksiyon ve (b) plantar fleksiyon hareketi *(Hall, 2012)*

Frontal düzlemdeki eklem hareketlerine abdüksiyon ve addüksiyon denir (Şekil 1.5). Abdüksiyon, uzvun vücudun medyan düzleminden uzağa dışa doğru hareketidir. Addüksiyon, uzuv düzleminde vücuda, kol veya bacak, yaklaştıran ve abdüksiyona karşı çıkan bir harekettir.

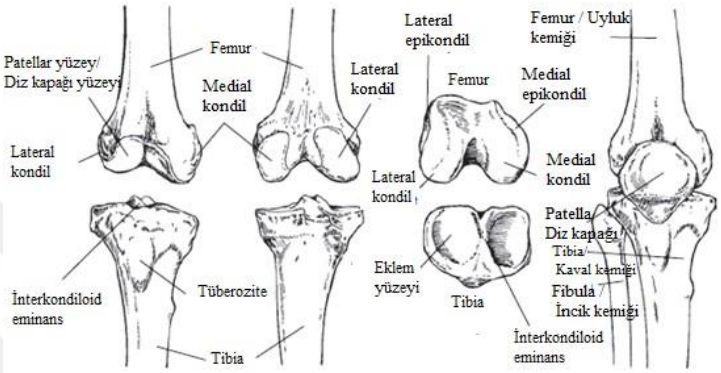


Şekil 1.5. (a) Abdüksiyon ve (b) addüksiyon hareketi *(Hall, 2012)*

Alt ekstremite ağırlık ve hareket kabiliyeti nedeniyle vücudun önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Tasarlanan yürüyüş desteği alt ekstremiteye bağlı olduğu için, kalça hariç, bu bölümde hareketi gerçekleştiren diz, ayak ve ayak bileğinin biyomekanik yapısı incelenecektir.

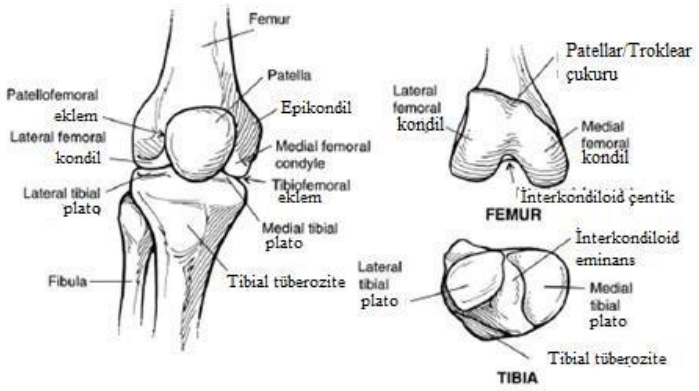
1.2.1.1 Diz biyomekaniği

Diz, çok büyük yüklerin taşınmasına ve lokomotor aktiviteleri için gereken hareketliliğe izin verir (Hall, 2012). Diz eklemi yükleri iletir, vücudun pozisyonlarını ve hareketlerini kolaylaştırır, momentumun korunmasına yardımcı olur ve bacak hareketleri için gerekli momentleri sağlar (Margareta Nordin, 2012). Diz yüksek kuvvetleri ve momentleri korur. Vücudun en uzun iki kolu, femur ve tibia arasında bulunur ve bu da dizi yaralanmalara karşı hassas hale getirir (Şekil 1.6).



Şekil 1.6. Dizin kemik yapısı *(Hall, 2012)*

Vücuttaki en büyük ve belki de en karmaşık eklem olan diz, esas olarak tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklemden oluşan iki eklemli bir yapıdır (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Alt bacağın ve diz ekleminin yakından görünümü *(Joseph Hamill, 2009)*

Yaygın olarak gerçek diz eklemi olarak adlandırılan tibiofemoral eklem, vücuttaki en uzun ve en güçlü iki kemik, femur ve tibia arasındaki eklemdir (Joseph Hamill, 2009).

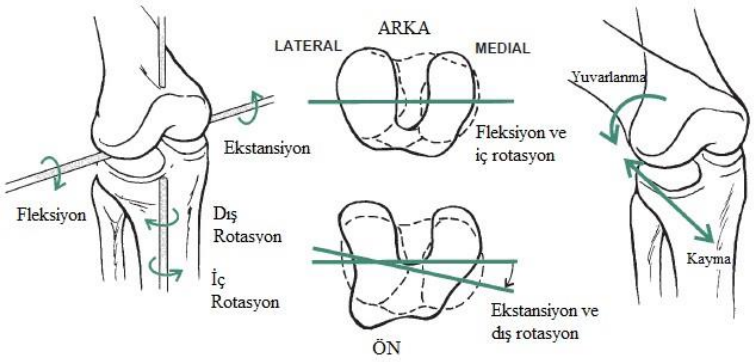
Bir menteşe ve bir pivot eklemi birleştiren modifiye menteşe eklemi olarak adlandırılır. Bu eklemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketi gerçekleşir.

Tibiofemoral eklemde, yüzey hareketi sagital düzlemde meydana gelen en büyük hareketlerle eş zamanlı olarak üç düzlemde meydana gelir. Patellofemoral eklemde, yüzey hareketi öncelikle femurda sabitlenen eksenlere göre sagital düzlemde meydana gelir (Margareta Nordin, 2012).

Diz bölgesindeki ikinci eklem, patellofemoral eklemdir. Patella arka yüzeyi, patella ve femur arasındaki sürtünmeyi azaltan eklem kıkırdağı ile kaplıdır.

Patella birkaç biyomekanik fonksiyona hizmet eder. En önemlisi, quadriseps tendonunun tibia üzerindeki çekme açısını arttırır, böylelikle kuadriseps kaslarının diz ekstansiyonu için mekanik avantajını %50'ye kadar arttırır. Patella, patellar tendon ve femur arasındaki temas alanını arttırır, böylece patellofemoral eklem temas stresini azaltır. Aynı zamanda dizin ön tarafı için bir miktar koruma sağlar ve kuadriseps tendonunun bitişik kemiklere karşı sürtünmeden korunmasına yardımcı olur (Hall, 2012).

Diz hareketi üç düzlemde eş zamanlı olarak meydana gelmesine rağmen, sagital düzlemdeki hareket hâkimdir, bu da neredeyse tüm hareketi açıklar (Şekil 1.8). Ayrıca, birçok kas diz üzerinde kuvvet üretse de, herhangi bir anda kuadriseps kas grubu baskındır ve diz üzerine etki eden kas kuvvetinin çoğunu oluşturan bir kuvvet üretir.



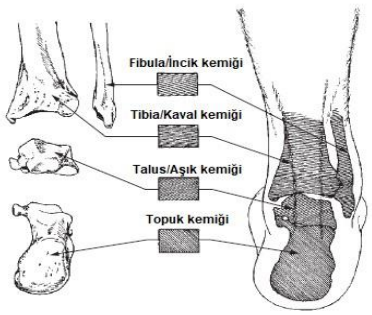
Şekil 1.8. Dizde oluşan hareketler *(Joseph Hamill, 2009)*

Tibiofemoral ve patellofemoral eklemler yüksek kuvvetlere maruz kalır. Kas kuvvetleri, her iki eklemde vücut ağırlığının birkaç katına ulaşabilen eklem reaksiyon kuvveti nedeniyle en büyük etkiye sahiptir. Diz üzerindeki toplam basınç kuvvetleri vücut ağırlığının 2 ile 4 katı arasındadır, yüksek fleksiyon aktiviteleri en yüksek kuvvete sahiptir ve medial (vücudun merkezine doğru) taraf lateral taraftan daha yüksek kuvvet taşır (Margareta Nordin, 2012).

1.2.1.2 Ayak ve ayak bileği biyomekaniği

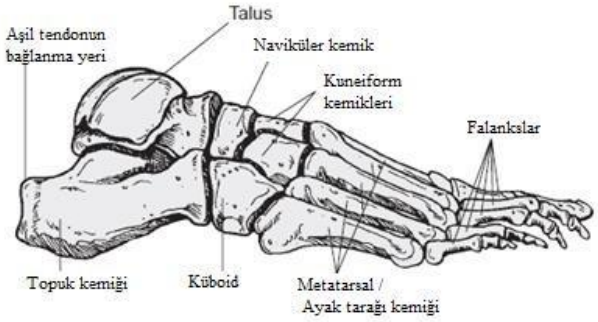
Ayak bileği eklemi, ayakta sabit durma, yürüme ve koşma gibi aktivitelerde oldukça önemli olan bir eklemdir. Özgün anatomisi sayesinde vücut ağırlığının, yürürken 1,5, koşarken de 8 katına ulaşan ağırlığı taşıma kapasitesindedir (Mutlu Akdoğan, 2016). Ayak ve ayak bileğinin temel görevi, vücut ve hareket için zemin arasında dengeli, uyarlanabilir ve etkili bir ara yüzey sağlamaktır. Bu görev, ayak ve ayak bileğinin yürüyüş çevriminde erken basma fazı sırasında değişen yüzey arazisine uyması, tüm vücut dengesini korurken kuvvetleri emmesi, iletmesi ve vücudu itmek için geç basma fazı sırasında hızlı bir şekilde yeterli sertliğe ulaşmasını gerektirir.

Ayak bileği (takloral eklem) tibia, fibula ve talusun birleşmesiyle oluşur (Şekil 1.9). Talus, hem ayak bileğinin hem de ayağın kemiği olarak kabul edilir.



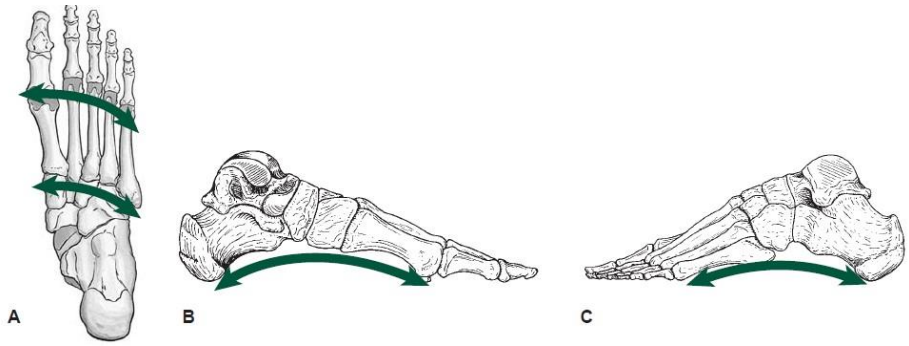
Şekil 1.9. Ayak bileği kemik yapısının arkadan görünümü *(Hall, 2012)*

Ayak çoğunlukla arka ayak, orta ayak ve ön ayak olmak üzere üç fonksiyonel üniteye sahip olarak tanımlanır (Şekil 1.10). Arka ayak talus ve topuk kemiği, orta ayak tarsal kemikleri ve ön ayak metatarsalları ve falanjları içerir. Subtalar eklem arka ayağın bir parçasıdır, enine tarsal eklem (talonaviküler ve kalkaneokuboid) ve intertarsal eklemler orta ayağın bir parçasıdır ve tarsometatarsal eklemler ve daha uzak eklemlerin tümü ön ayağın bir parçasıdır (Margareta Nordin, 2012).



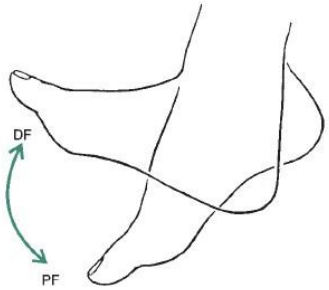
Şekil 1.10. Arka, orta ve ön ayak yapısı *(Joseph Hamill, 2009)*

Ayağın tarsalları ve metatarsalları, ikisi uzunlamasına ve biri ayak boyunca enine uzanan üç kemer oluşturur (Şekil 1.11). Bu elastik bir şok emici sistem oluşturur. Ayakta dururken, ağırlığın yarısı topuktan ve yarısı metatarslardan taşınır (Şekil 1.11.A - C). Medial ark lateral arktan çok daha esnek ve hareketlidir ve zemine temas ettiğinde şok emiliminde önemli bir rol oynar (Şekil 1.11.B) (Joseph Hamill, 2009).



Şekil 1.11. Ayakta bulunan kemerler *(Joseph Hamill, 2009)*

Ayak bileği hem yanal hem de mediyal olarak bağlarla takviye edilmiş bir menteşe eklemidir. Ayak bileği eklemindeki hareketler dorsifleksiyon ve plantar fleksiyondur (Şekil 1.12) (Hall, 2012).

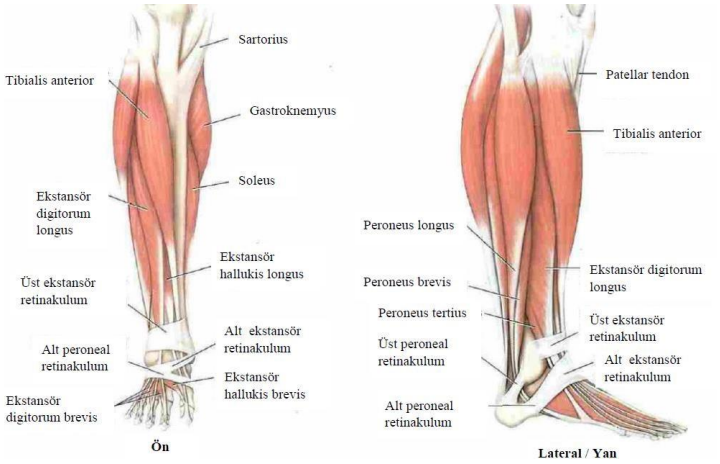


Şekil 1.12. Ayak bileğindeki dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi *(Joseph Hamill, 2009)*

Ayak bileği eklemindeki hareket aralığı, ekleme yük uygulanmasıyla değişir. Dorsifleksiyondaki hareket aralığı, talusun boynu ile tibia, kapsül ve bağlar ve plantar fleksör kasları arasındaki kemik teması ile sınırlıdır. Etkili yürüyüş için ortalama dorsifleksiyon aralığı 20° 'dir. Plantar fleksyon için ortalama hareket aralığı 50° 'dir ve yürüyüşte 20° ile 25° arasındadır (Joseph Hamill, 2009).

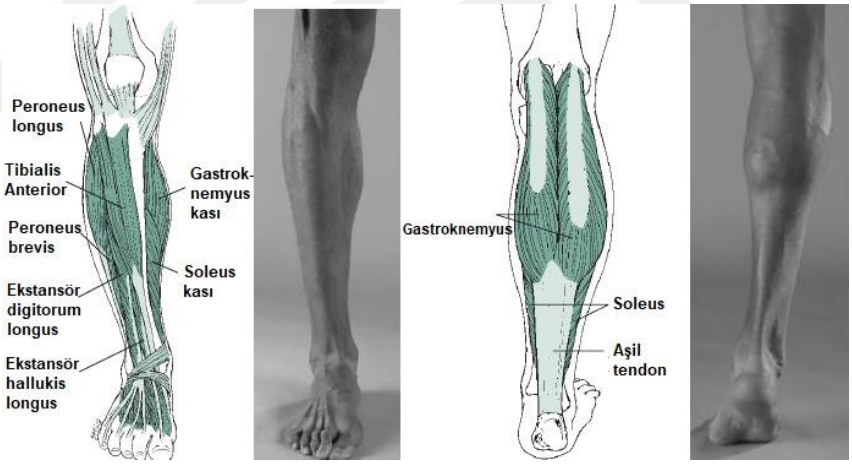
On ikisi ayağın dışından ve on biri ayağın içinden gelmek üzere Yirmi üç kas ayak bileğine ve ayağa etki eder (Şekil 1.13). Ayak kasları, çok yüksek büyüklükteki etkilerin sürdürülmesinde önemli bir rol oynar. Ayrıca hareket sırasında enerji üretir

ve emer. Kasların bağları ve tendonları daha sonra geri dönmek için enerjinin bir kısmını depolar.



Şekil 1.13. Ayak ve ayak bileğindeki kaslar *(Behnke, 2006)*

Plantar fleksiyon kuvvetinin çoğu, gastroknemyus ve soleus tarafından üretilir. Plantar fleksiyonun beyni olarak adlandırılan soleus, gastroknemyustan daha düzdür (Şekil 1.14).



Şekil 1.14. Ön ve arka ayak kasları *(Joseph Hamill, 2009)*

Ayakta dururken ayak kaslarının hareketi daha azdır, ancak normal bir yürüyüş paterni üretmek için hem dış hem de iç kasların ardışık hareket etmesi gerekir. Ön tibial kas sistemi, ayak plantar fleksiyonunu yavaşlatmak ve ayağın çarpmasını önlemek için erken duruş sırasında hareket eder. Arka baldır kas sistemi de, vücudun ayak üzerinde ilerlemesini kontrol etmek için orta ve geç duruş sırasında çalışır.

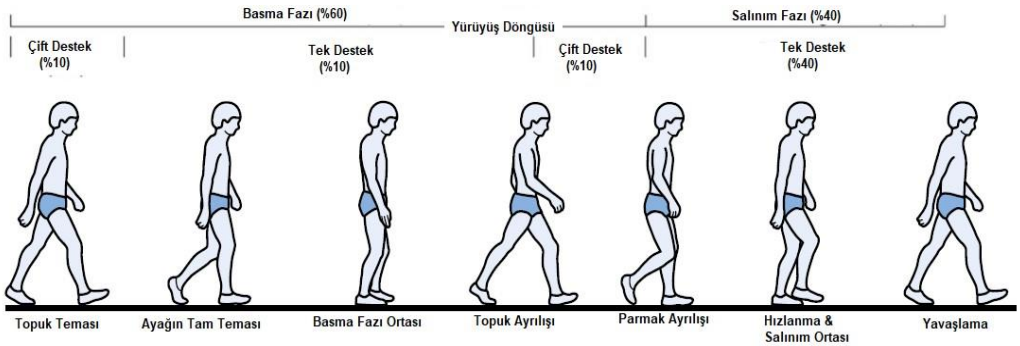
Ayak ve ayak bileği biyomekaniğinden bahsederken yapılan çalışma için de önem arz eden Aşil tendonu insan vücudundaki en sağlam ve en kalın tendondur. Ayrıca Aşil tendonun alt ekstremite biyomekaniğinde çok önemli bir role sahiptir.

Yürüyüş çevriminin %60'ını meydana getiren basma fazının sonunda, Aşil tendonundaki kas geriliminin vücut ağırlığının yaklaşık %250'si kadar olduğu bilinmektedir. Koşma esnasında bu yük, 6 ile 8 kat kadar daha artmaktadır. Bu da neredeyse tendonun kaldırabileceği toplam yük kadardır (Nihal Apaydın, 2011).

1.2.2 Yürüyüş çevrimi

Yürüme hareketi, ağırlık merkezinin öne doğru hareket etmesini sağlayan ekstremitelerde ve gövdede meydana gelen ritmik ve değişken hareketlerin tümü olarak adlandırılır (Yürüme Analizi - 1, 2011). Yürümenin amacı; vücudu istenilen hızda ve doğrultuda, farklı yönlerde hareket ettirmektir. Yürüme sırasında ilgili uzuvlardaki eklemler, kaslar, tendon ve bağlar belirgin bir şekilde çalışmaktadır (Ali Şeker, 2014).

Yürüyüş döngüsü, tek bir adım sırasında vücudun hareketini ifade eder. Yürüyüş döngüsü basma (duruş) ve salınım fazı olmak üzere ikiye ayrılır. Basma fazı yürüyüş döngüsünün yaklaşık %60'ını salınım fazı ise %40'ını oluşturur (Şekil 1.15). Sağ bacağın yürüyüş döngüsü sağ bacağın basma (duruş) fazını başlatan sağ topuk temasıyla (zeminin sağ topukla teması) başlar. Basma evresinin ilk kısmı çift destek dönemidir, yani her iki ayağın da zemine temas ettiği zamandır. Bu çift destek periyodu, sol ayağın yerden ayrıldığı (parmak ayrılışı olarak adlandırılır) ve sol bacağın öne doğru sallandığı döngünün yaklaşık %10'u kadar sürer. Sol bacağın salınım aşaması sırasında sağ bacak vücudu kendi başına destekler. Bu süre, döngünün yaklaşık %40'ı kadar sürer ve sağ bacağın tek destek aşaması olarak adlandırılır. Sol bacağın salınım aşamasının sonunda, sol ayak yere temas eder ve başka bir çift destek süresi oluşur. Döngünün yaklaşık %60'ında sağ ayak salınım aşamasına başlamak için yerden ayrılırken, sol bacak tek bir destek periyodu yaşar. Döngü sağ ayağın topuk temasıyla tamamlanır. (Watkins, 2009).



Şekil 1.15. Yürüyüş döngüsü *(Watkins, 2009)*

Basma ve salınım fazı da kendi arasında evrelere ayrılır. Topuk teması, ayağın tam teması, basma fazı ortası, topuk ayrılışı ve parmak ayrılışı basma fazının alt evreleridir. Hızlanma, salınım ortası ve yavaşlama fazları da salınım fazının alt evreleridir (Rajťúková, 2014).

Yürüme sırasında, gluteus maksimus (kalça bölgesinde bulunan en büyük kas), vücudun bacak üzerinde hareketine yardımcı olmak için topuk fazında aktiftir. Hamstringler topuk fazında kalça eklemindeki hareketi durdurmaya çalışırken kas aktivitesinin zirvesine ulaşır. Kuadriseps femorları daha sonra vücut tarafından diz eklemine uygulanan yükü (ağırlık) ve yerden gelen reaksiyon kuvvetini kontrol etmeye başlar.

Ayak bileğinde, plantar fleksiyonda ayağın yere indirilmesini eksantrik olarak kontrol etmek için topuk germe sırasında dorsiflexor kaslarında maksimum aktivite vardır. En fazla kas aktivitesi tibialis anterior, ekstansör digitorum longus ve ekstansör hallusis longus'ta görülür. Bu kas grubundaki aktivite azalır, ancak toplam duruş fazı boyunca aktiviteyi korur. Topuk fazında gastroknemyus ve soleusta çok az aktivite vardır. Ayak düzlendikten sonra aktive olmaya başlarlar ve tibianın ayak üzerinde hareketini kontrol ettikleri ve itici kuvvetler ürettikleri için itici faza devam ederler. Ayağın intrinsik kasları bu duruş bölümünde inaktiftir.

Desteğin itici bölümünde, dorsiflexor kasları hala aktiftir ve ayak parmağından hemen önce duruş fazında ikinci bir tepe oluşturur. Gastroknemyus ve soleus, ayak parmaklarından hemen önce kas aktivitesinin zirvesine ulaşır. Ayağın iç kasları, ayağı sert ve stabil hale getirmek ve kemerin durağanlığını kontrol etmek için çalışırken, duruşun itme aşamasında aktiftir. Gastroknemyus, soleus ve intrinsik kaslardaki aktivite ayak parmaklarında durur.

Salınım safhasında, hamstringler kalkıştan sonra ve tekrar ayak temasından hemen önce, salınımın sonunda aktiftir. Ayak parmaklarından sonra diz fleksiyonunu yavaşlatan ve topuk fazından önce diz uzantısını başlatan kuadriseps femoriste de benzer aktivite görülür. Salınım fazı sırasında, dorsifleksör kaslar ayak bileği ve ayaktaki tek önemli kas aktivitesini üretir. Ayağı dorsifleks pozisyonda tutarlar (Joseph Hamill, 2009).

1.2.3 Literatür Taraması

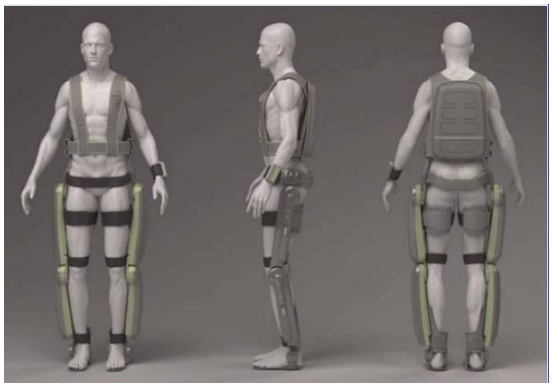
Yürüyüş desteği günümüz teknolojisinin gelişmesiyle giyen kişiyi korumak ve ona yardımcı olmak için tasarlanmıştır. Sağlık ve askeriye alanında çok sık kullanıma sahip olan bu desteklerin günlük hayatta da kullanım yeri önemlidir.

Literatürde bu konuyla ilgili yapılan çalışmalar yoğun olarak sağlık alanıyla ilgili olup, yürüme zorluğu çeken yaşlılar, felç geçirmiş veya omurilik zedelenmesi olan hastalar için uygulanmıştır (K. H. Low, 2005). Askeri alanda yapılan çalışmalarda ise genellikle ağır askeri ekipmanları taşımada yardımcı olmaktadır (Şekil 1.16) (Adam Zoss, 2005).



Şekil 1.16. Askeri ekipman taşımada yardımcı olan dış iskelet *(Adam Zoss, 2005)*

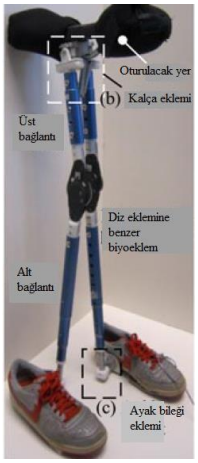
Omurilik zedelenmesi olan hastalar için yapılan bir çalışmada hem rehabilitasyon sürecinde yardımcı olacak hem de kişilerin tekrar yürümesine yardımcı olabilecek ReWalk ™ adı verilen pilot bir dış iskelet uygulaması yapılmıştır (Şekil 1.17). Altı gönüllü erkek katılımcının yardımıyla gerçekleştirilen çalışmada cihaz tüm vücudu destekleyecek şekilde tasarlanmış ve sırt kısmında motor bulundurmaktadır. Gönüllü katılımcılar, koltuk değnekleriyle 100 m yürüyebilme ve ortalama 13–14 seanstan sonra teste devam edebilme seviyesine ulaşmışlardır. Bununla birlikte, cihazın günlük işlevsel kullanımı için yeterli bir yeterlilik kazanmamışlardır. ReWalk ™ olarak adlandırılan cihazın potansiyel faydaları gözlemlenmiştir ancak etkinliklerin daha büyük bir çalışmada gösterilmesi gerektiği ve gelecekte geniş çaplı bir çalışmayla kadın katılımcıları, tetraplejili bireyleri, çocukları veya daha büyük yetişkinleri içermesi düşünülmüştür (Gabi Zeilig, 2012).



Şekil 1.17. ReWalk ™ dış iskelet modeli *(Gabi Zeilig, 2012)*

Tasarlanan başka bir dış iskelet modelinde ise dizdeki basınç yükünü hafifletmek için uyumlu eklemlerle birlikte alt ekstremite vücut ağırlığını destekleyen pasif bir dış iskelet tasarımı ve analizi yapılmıştır (Şekil 1.18). Tasarlanan diz eklemi vücut ağırlığını yürüyüş çevriminin basma fazında yere aktarır ve bacağı salınım aşamalarında serbest bırakmakla uyumludur. Pasif dış iskelet tasarımının konsept fizibilitesi ve dinamik modelleri ölçülen plantar kuvvetleri ile deneysel olarak doğrulanmıştır. Azalan diz kuvvetleri, yürüme sırasında insan vücut ağırlığını desteklenmesinde alt ekstremite dış iskeletinin etkinliğini doğrular ve ayrıca iç diz kuvvetlerinin vücut ağırlığı yüzdesi olarak hesaplanması için bir temel sağlamıştır.

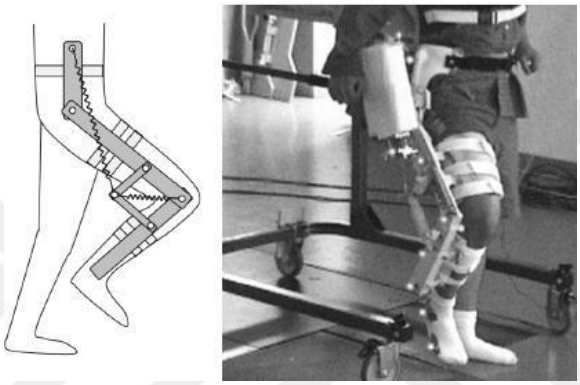
Aynı zamanda kalça yayından toplanan enerji, dış iskeletin insan yürüyüş enerjisinden tasarruf edebileceğini ortaya koymuştur (Donghai Wang, 2016).



Şekil 1.18. Alt ekstremite vücut ağırlığını destekleyen pasif dış iskelet *(Donghai Wang, 2016)*

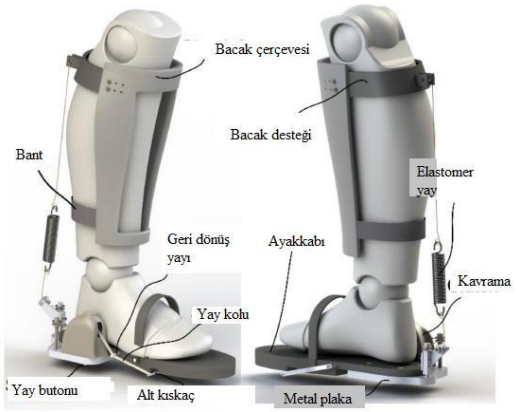
İnsan bacağı için yer çekimi dengeleyici başka bir çalışmada dış iskelet prototipi oluşturulmuştur (Şekil 1.19). Bu dış iskeleti çalıştırmak için herhangi bir aktüatör kullanmamıştır. Dış iskelet, beş sağlıklı insan ve inme sonrasında sağ hemiparezi olan

bir hasta üzerinde test edilmiştir. Bu dış iskeletin değerlendirilmesi, bacak kas EMG kayıtları, optik enkoderler kullanılarak eklem hareket aralığı ve ara yüz kuvvet-tork sensörleri kullanılarak ölçülen eklem torkları karşılaştırılarak yapılmıştır. Yürüme deneylerinde, sağlıklı denekler ve inme hastası için kalça ve diz eklemlerindeki hareket aralığında önemli bir artış olmuştur. İnmeli hasta için aralık kalça ekleminde %45, diz ekleminde %85 artmıştır. İnsan eklemlerini yerçekiminden boşaltan alt veya üst ekstremite dış iskeletlerinin, yer çekiminin insan hareketinde oynadığı rol hakkında insan anlayışını önemli ölçüde artırabileceğine ve hareket eğitimine yeni bilgiler sağlayabileceğine inanılmıştır (Sunil K. Agrawal, 2006).



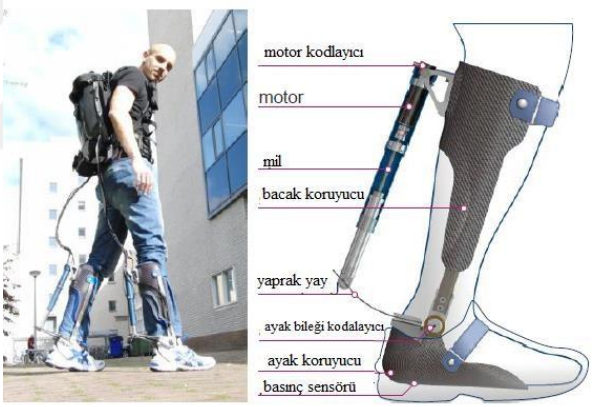
Şekil 1.19. Yer çekimi dengeleyici dış iskelet *(Sunil K. Agrawal, 2006)*

Farklı yürüyüş aşamalarındaki hareket mekanizmalarının ve enerjilerinin analizine dayanarak, kas kuvvetini taklit etmek için kas-tendon ünitesine benzer şekilde oluşturulan pasif dış iskelet tasarımında insan yürüyüşü sırasında yardım sağlayabilmesi amaçlanmıştır (Şekil 1.20). Yürüyüş aşamalarını mekanik olarak tespit etmek için, akıllı bir kavrama tasarlanmıştır. Algılama parçası, ayakkabı tabanı ve toprak arasındaki temas durumunu tespit etmek için kullanılan iki girişe sahiptir ve girişlerin her biri, yürütme parçasının durumunu bağımsız olarak kontrol edebilmiştir. Debriyaj bağlandığında, baldır kaslarının arkasında asılı olan yay devreye girmiştir. Enerji, plantar fleksiyon sürecinde depolanır ve yürüme yardımı sağlamak için sonraki adımda serbest bırakılmıştır. Farklı sertlik koşulları altında plantar kasların kuvvetini ve gücünü karşılaştırarak, yay sertliği ve sağlanan yardım arasındaki ilişki elde edilmiştir. Sistem tamamen pasif ve yüksek güvenilirlik ile kullanıcı dostudur ve insan yürüyüşü sırasında şok verme rahatsızlığına karşı koyabilmiştir (Xiangyang Wang, 2019).



Şekil 1.20. Tasarlanan pasif ayak- ayak bileği dış iskeleti ve bileşenleri *(Xiangyang Wang, 2019)*

Aşil tendonuna benzetilerek yapılan dış iskelet tasarımında seri elastik aktüatör performansına dayanarak, dış iskeletin yürüyüşün metabolik maliyetini azaltabileceği düşünülmüştür. Dış iskelet, yürüyüş sırasında sağlıklı bireyler için itme yardımı sağlamayı amaçlamıştır (Şekil 1.21). Simülasyon ve insan deneylerine dayanarak tasarımda hafifletilme ve iyileştirmeler öngörülmüştür (Wietse van Dijk, 2016).



Şekil 1.21. Aşil dış iskeleti *(Wietse van Dijk, 2016)*

Alt ekstremite desteği olarak geliştirilen başka bir çalışmada pasif elastik bir ayak bileği dış iskeletinde (PEAX) tek yönlü kavrama mekanizması kullanılmıştır. Dış iskeletin daha ileri biyomekanik çalışmalarda kullanılmak için yeterince hafif ve rahat olup olmadığını belirlemek için dikey atlama testinden geçirilmiştir. PEAX, ayak bileği torkunu doğal olarak sertlikleri ile pasif olarak desteklediklerı için Aşil tendonu ve bağlarının işlevini desteklemek üzere tasarlanmıştır. PEAX'ın ana gövdesi, germe yayları ve yağlanmış menteşe mafsalları ile birbirine bağlanan üst ve alt kısımlardan oluşur (Şekil 1.22) .

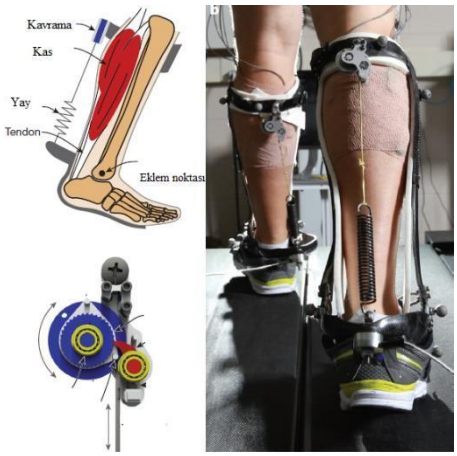
.



Şekil 1.22. Pasif elastik ayak bileği dış iskeletinin ayakkabı ile entegre edilmiş hali *(Seyoung Kim, 2015)*

Tek yönlü kavrama sistemi nedeniyle, germe yayları elastik enerjiyi sadece durdurma pimi tarafından tetiklendiğinde ayak bileği dorsifleksiyonu nedeniyle depolar. Bu kavrama mekanizması ayrıca, ayak bileği plantar fleksyonu sırasında herhangi bir rahatsızlığı önleme avantajına sahiptir, çünkü plantar fleksiyon fazı sırasında ayak bileği eklem hareketini sınırlamaz. Pilot atlama testlerinde, tüm denekler PEAX'ın hafif (yaklaşık 1 kg) ve kompakt (ayakkabılara sıkıca entegre edilmiş) tasarımı nedeniyle atlama için rahat olduğunu ve denekler giyerken maksimum dikey atlama yüksekliklerine neredeyse ulaşabildiklerini bildirmişlerdir (Seyoung Kim, 2015).

Yapılan diğer bir çalışma sonucunda yürüme sırasında kullanılan metabolik enerjiyi azaltmak için ek bir enerji kaynağı olmadan tasarlanan dış iskelet modeli oluşturulmuştur. Burada, insan yürüyüşünün metabolik hızının, pasif olarak çalışan bir ayak bileği dış iskeleti ile azaltılabileceğini gösterilmiştir. Kullanıcının baldır kaslarına paralel olarak hareket eden, kas yükünü azaltan ve böylece kasılmalarda tüketilen metabolik enerjiyi azaltan hafif elastik bir cihaz üretilmiştir. Cihaz, ayak yerdeyken ayak bileği hareketleriyle gerildiği ve gevşediği için bir yayı tutmak için mekanik bir kavrama kullanılmıştır, bu da baldırların ve Aşil tendonunun bir fonksiyonunun yerine getirilmesine yardımcı olmuştur (Şekil 1.23). Bununla birlikte, kavrama pasif olarak kuvveti korumuştur.



Şekil 1.23. Pasif dış iskelet sistemi *(Steven H. Collins, 2015)*

Dış iskelet, kimyasal veya elektrik enerjisi tüketmeden doğal koşullar altında sağlıklı insan kullanıcıları için yürüyüşün metabolik enerji harcamasını %7,26 oranında azaltmıştır (Steven H. Collins, 2015).

1.3 Hipotez

Yapılacak olan yürüyüş desteği dış iskeletlerden farklı olarak kalça hariç vücut alt ekstremitesini destekleyecektir. Aşırı yük binen kaslara bu yükün hafifletilmesi sağlanacak ve bu yük binmesinden kaynaklı sağlık problemlerinin oluşması engellenebilecektir.

Mevcut yapılan dış iskeletler vücudun tamamını desteklemekte veya ilgili bölgeye destek sağlamaktadır. Genelde bu modeller motor yardımıyla veya pasif bir kavrama mekanizmasıyla çalışmaktadır. İncelenen çalışmalar da göz önüne alındığında sistemde motor bulunması kullanıcılara fazladan bir ağırlık oluşturmaktadır. Bu ağırlığı azaltmak için ya ilgili bölge yerine vücudun tamamına destek verilmekte ya da ekstra bir yürüteç tasarlanmaktadır. Kavrama mekanizması kullanılan mekanik sistemlerde ise kavrama mekanizmasının tasarımının daha karmaşık ve üretimden kaynaklı hataların bütün sistemin çalışmasını etkileyebileceğinden yapılacak olan çalışmayla yürüyüş desteği sadece ilgili bölgeyi destekleyecek ve kişilerin rahat kullanımını sağlayacaktır. Tamamen mekanik olarak çalışacak sistemde Aşil tendonuna gelen yükün azaltılması için tendona paralel ve yürüme sırasında harcanan enerjiyi azaltacak şekilde yaylar eklenerek daha sade bir sistem tasarımı mümkündür.

Böylece herhangi bir harici güç gereksinimine ihtiyaç duyulmadan bir yürüyüş desteği oluşturulacaktır.

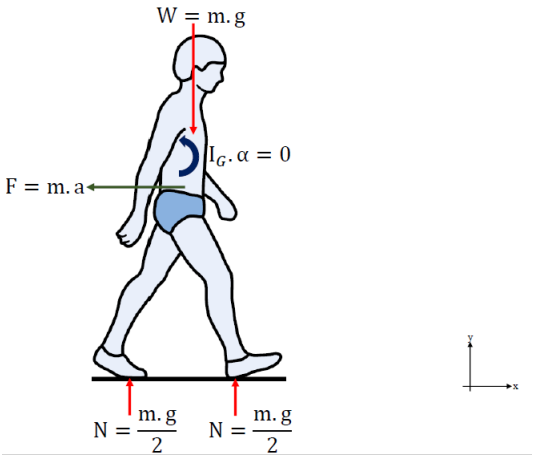
2. MATERYAL VE YÖNTEM

Yürüyüş desteği olarak tasarlanacak sistem için öncelikli olarak yürüyüşün basma fazı alt evrelerinde iskeletsiz insan modelinin tüm vücut ve segment olarak serbest cisim diyagramları çıkarılarak denge denklemleriyle bilinmeyen kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin bulunması sağlanacaktır. Yürüyüş desteği bulunmayan modeldeki denklemler oluşturulduktan sonra tasarımı yapılmış yürüyüş desteği modeliyle birlikte bulunan sistemdeki kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin değişimini bulmak için denklemler oluşturulacaktır. Bulunacak olan denklemlerde yürüyüş çevriminin salınım fazında ayağın yerle teması çok az olduğu için basma fazının alt evrelerindeki ayağın konumu kullanılacaktır.

Matematiksel çözüm ile birlikte oluşturulan modelin analizi yapılarak sistemin toplam deformasyonu ve yay kuvvetleri bulunacaktır.

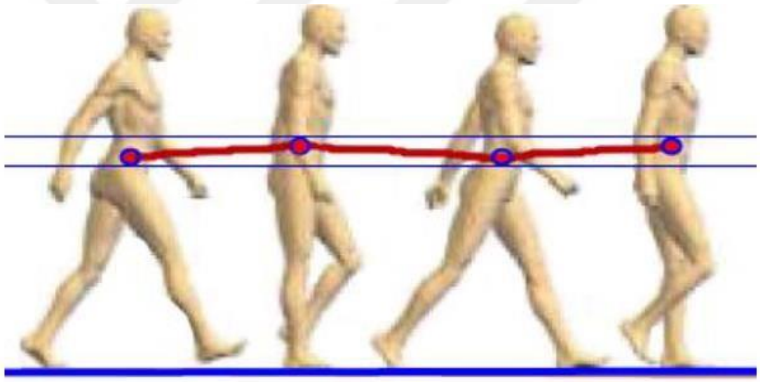
2.1 Tüm vücut ve ayak bileği serbest cisim diyagramı

Serbest cisim diyagramları tasarımcıların kullanıcıya uygulanan kuvvetleri ve dış iskeletteki gerilmeleri anlamalarını sağlar. Bu, tasarımcıların rahatlık ve güvenlik sağlarken hafif tasarımlar üretmek için daha iyi kararlar almalarını sağlar. Serbest cisim diyagramları, bir tasarımın istendiği gibi çalışıp çalışmadığını ortaya koyacaktır (Kirby Ann Witte, 2020). Matematiksel modelin oluşturulması için serbest cisim diyagramları oluşturularak denge denklemleri bu diyagramlar üzerinden yazılmıştır. İlk olarak tüm vücut serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.1). Yürüme sırasında tüm vücut hareket halindedir.



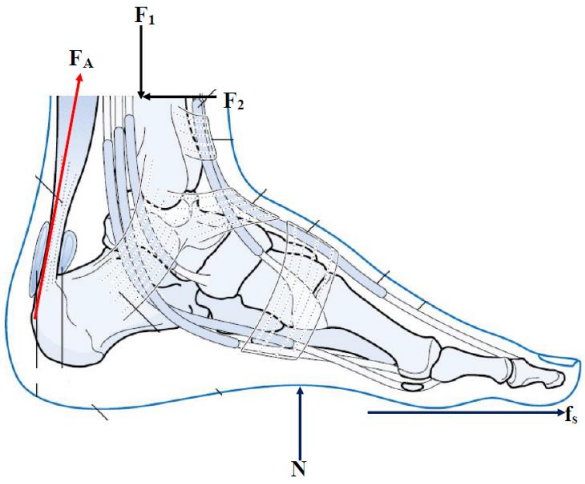
Şekil 2.1. Tüm vücut serbest cisim diyagramı

Vücut ağırlığı (m.g) düşey yönde etki eden bir kuvvettir (N = m.g) ve bu yer tepkisini belirleyen en önemli yüktür. Yürüme sırasında yere temas eden ayakta sürtünme kuvveti oluşur. Bu kuvvet de vücut kütle ve ivmesine bağlıdır. Sağlıklı bir bireyin yürüme çevrimi dikkate alındığında, ağırlık merkezinin hem öne doğru hareket ettiği hem de ritmik bir şekilde inip çıktığı gözlemlenmiştir (Yürüme Analizi - 1, 2011). Basma fazı ortasında ağırlık merkezi, yerden en yüksek seviyesindedir. Ağırlık merkezinin en alt noktada olduğu kısım ise her iki ayağın da yerle temas halinde olduğu çift destek fazıdır. Ağırlık merkezinin dikey olarak yer değiştirmesi, yetişkin erkeklerde nadiren 50 mm üzerindedir (Şekil 2.2). Bu nedenle vücut kütle merkezinin yürüme çevrimi sırasında yer değiştirmediği ve bundan dolayı dönme momentinin oluşmadığı kabul edilmiştir. Yürüme sırasında sağ ve sol bacakta bir denge söz konusudur. Yürüme fazlarına göre yer tepki kuvveti ve sürtünme kuvveti her faza göre değişmektedir.



Şekil 2.2. Ağırlık merkezinin dikey olarak yer değiştirmesi *(Yürüme Analizi - 1, 2011)*

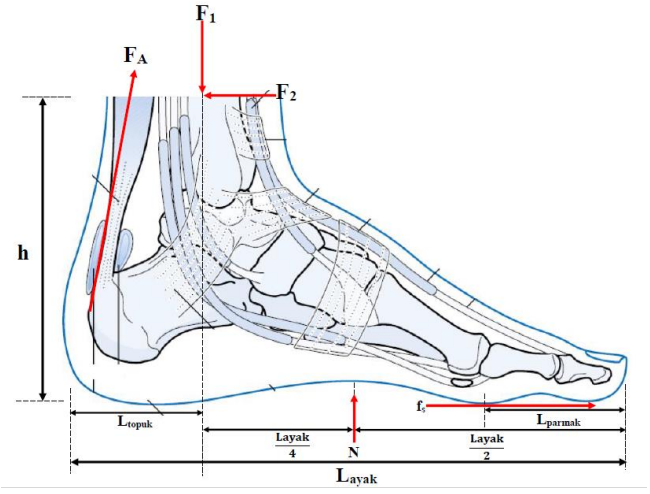
Yürüme sırasında ayak bileğine gelen kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin bulunabilmesi için segment olarak tüm vücut modelinden ayak bileği eklem noktasından kesilerek ayak bileği için serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.3). Ayak bileği serbest cisim diyagramında eklem noktasından kesildiği için o noktada pim reaksiyon kuvveti ve Aşil tendon kuvveti bilinmeyen olarak ortaya çıkmıştır. Etkinliğinin az olması nedeniyle diğer kas kuvvetleri ihmal edilmiştir. Yer tepki kuvveti ve sürtünme kuvveti de diyagramda yer alan ve değeri tüm vücut SCD denge denklemlerinden hesaplandığı için bilinen kuvvetlerdir. Bu diyagram yardımıyla denge denklemleri kullanılarak yürüme fazlarına göre kuvvet değişimleri hesaplanacaktır. Ayak bileği momenti ise Aşil tendon kuvvetinin eklem noktasındaki moment değişimiyle bulunacaktır.



Şekil 2.3. Ayak bileği ekleminden kesilmiş segmentin serbest cisim diyagramı *(Watkins, 2009)*

Ayağın basma fazının her bir evresi için yerle olan açıları yaklaşık olarak topuk fazında 20˚ dorsifleksiyon, ayağın tam temasında 5˚ plantar fleksiyon, basma fazı ortasında 0˚, topuk ayrılışı 15˚ plantar fleksiyon ve parmak ayrılışı 20˚ plantar fleksiyondur (Yürüme Analizi - 2 , 2011). Aşil tendon kuvveti dik değildir yaklaşık olarak zeminle 85˚ açı yapmaktadır (Watkins, 2009).

Ayak bileği ekleminde daha sonraki hesaplamalarda kullanılacak olan noktaların konumları Şekil 2.4'te gösterilmiştir. Hesaplanan değerlerin birimi metredir.



Şekil 2.4. Ayak bileği ekleminde bulunan noktaların konumu

Burada L_{ayak} ayak uzunluğu olup denklem 2.1'de hesabı gösterilmiştir (Winter, 2009). Denklemde yer alan h_{boy} kişinin boy uzunluğudur.

$$L_{ayak} = 0{,}152.\ h_{boy} \qquad (2.1)$$

Topuktan ayak bileğine kadar olan dikey uzaklık h olup denklem 2.2'de gibi hesaplanmıştır (Winter, 2009).

$$h = 0{,}039.\, h_{boy} \tag{2.2}$$

L_{topuk} topuğun arka kısmından ayak bileği eklemine kadar olan yatay uzaklık olup denklem 2.3'te hesabı gösterilmiştir (Jurca, 2019).

$$L_{topuk} = 0{,}20.\, L_{ayak} \tag{2.3}$$

L_{parmak} ayak parmak eklemlerinin başlangıcına kadar olan uzaklıktır ve denklem 2.4'teki gibi hesaplanmıştır (Jurca, 2019).

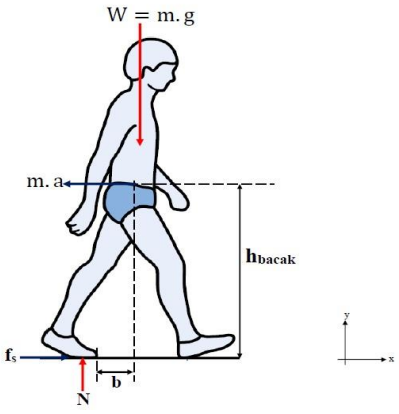
$$L_{parmak} = 0{,}34.\, L_{ayak} \tag{2.4}$$

2.2 Yürüyüş fazları için yer tepkisinin hesaplanması

Yer tepki kuvveti (YTK), düşey tepki kuvveti ile sürtünme kuvvetinin bileşkesidir ve yürüyüş fazlarına bağlı olarak her evrede farklı bir değer almaktadır. İlk olarak tüm vücut serbest cisim diyagramı kullanılarak denge denklemlerinden sürtünme kuvveti denklem 2.6'da bulunmuştur (Şekil 2.5). Sürtünme kuvvetinin yönü ayağı döner bir cisim gibi düşünerek belirlenmiştir.

$$N = m.\, g \tag{2.5}$$

$$f_s = W.\frac{b}{h_{bacak}} = (m.\, g).\frac{b}{h_{bacak}} \tag{2.6}$$



Şekil 2.5. Sürtünme kuvvetinin hesaplanması için tüm vücut serbest cisim diyagramı

Denklemde yer alan h_{bacak} değeri insan geometrik ölçüleri kullanılarak denklem 2.7'de hesaplanmıştır (Winter, 2009). Bacak boyu kişinin boyunun 0,485 katı olarak bulunmuştur.

$$h_{bacak} = 0{,}485 \, . \, h_{boy} \tag{2.7}$$

Denklemde yer alan b değeri ise ayağın tam temasında ve topuk ayrılışında adım uzunluğundan ayak uzunluğunun farkının yarısı, parmak ayrılışında ise adım uzunluğundan ayak uzunluğunun farkı alınarak yaklaşık bir değer denklem 2.8 ve 2.9'da bulunmuştur. Adım uzunluğu ortalama 0,7 m olarak kabul edilmiştir (Yürüme Analizi - 1, 2011).

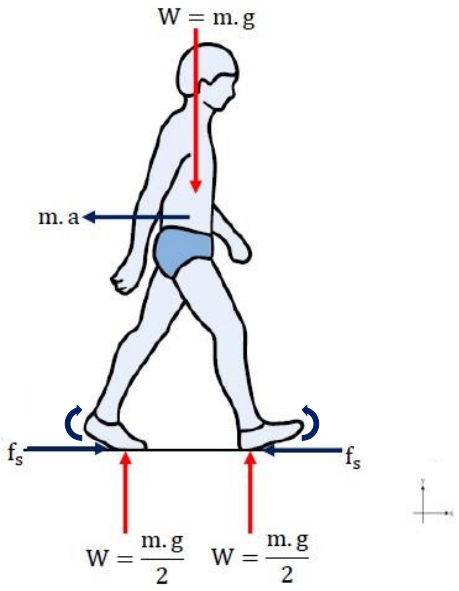
$$b_t = \frac{0{,}7 - (0{,}152 . h_{boy})}{2} \tag{2.8}$$

$$b_p = 0{,}7 - (0{,}152 . h_{boy}) \tag{2.9}$$

Sürtünme kuvveti basma fazının her alt evresi için farklı olacağı için bu kuvvet tüm vücut serbest cisim diyagramı kullanılarak ayağın o evredeki konumuna göre hesaplama yapılmıştır.

2.2.1 Topuk temasında yer tepkisinin hesaplanması

Topuk teması basma fazının ilk alt evresidir ve ayağın yerle yapmış olduğu açı 20˚ olup dorsifleksiyon pozisyonundadır (Şekil 2.6).



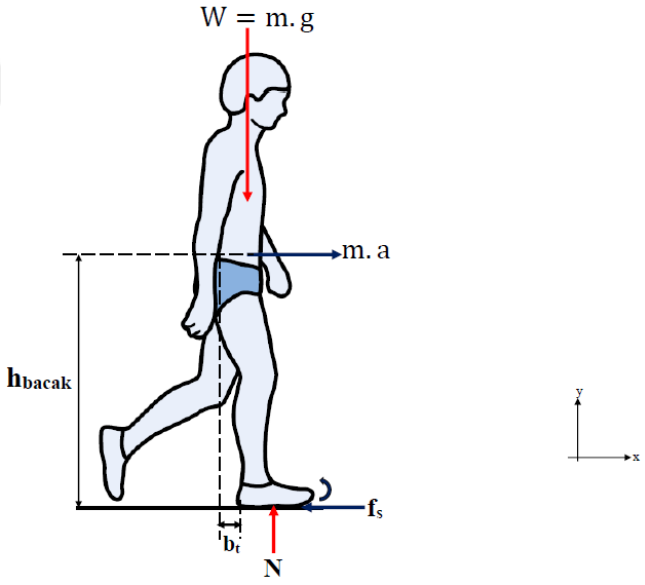
Şekil 2.6. Topuk teması tüm vücut serbest cisim diyagramı

İlk faz için iki ayak da dengede olduğu için sürtünme kuvveti denge denklemleri yardımıyla bulunamamaktadır. Burada ayağın yuvarlanma yaptığı kabulü yapılmıştır. Sürtünme kuvvetini bulabilmek için tahmini bir sürtünme kat sayısı belirlenmiştir. Burada sürtünme katsayısı (k) 0,6 olarak kabul edilmiştir (R. C. Hibbeler, 2013). Sürtünme kuvveti denklem 2.10'da bulunmuştur.

$$f_s = k.N = k.m.g \tag{2.10}$$

2.2.2 Ayağın tam teması sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması

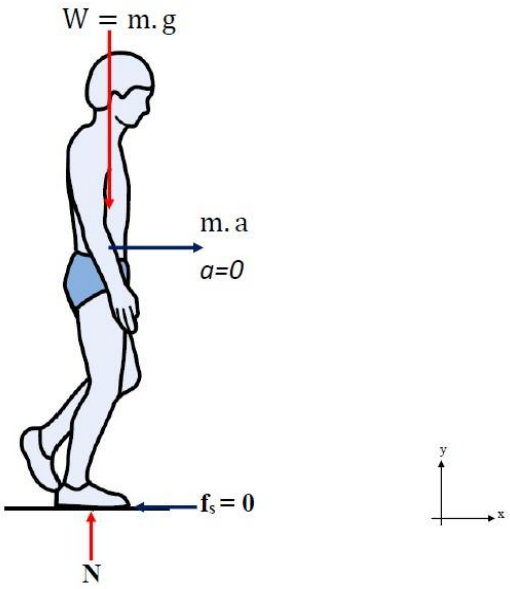
Ayağın tam teması basma fazının ikinci alt evresidir ve ayağın yerle yapmış olduğu açı 5˚ olup ayak plantar fleksiyon pozisyonundadır (Şekil 2.7). Bu fazda sürtünme kuvvetini bulurken h için bacak boyu uzunluğu, b için ise adım uzunluğundan ayak uzunluğunun farkının yarısı alınmıştır (Denklem 2.8) ve 2.6'daki denklem ile çözülmüştür. Yürüme sırasında bu fazda ayağın yere temasında sürtünme kuvveti negatif x yönündedir ve bu kuvvete dengeleyici olarak etki eden kuvvet yürüyüş yönü olan pozitif x yönündedir.



Şekil 2.7. Ayağın tam teması tüm vücut serbest cisim diyagramı

2.2.3 Basma fazı ortasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması

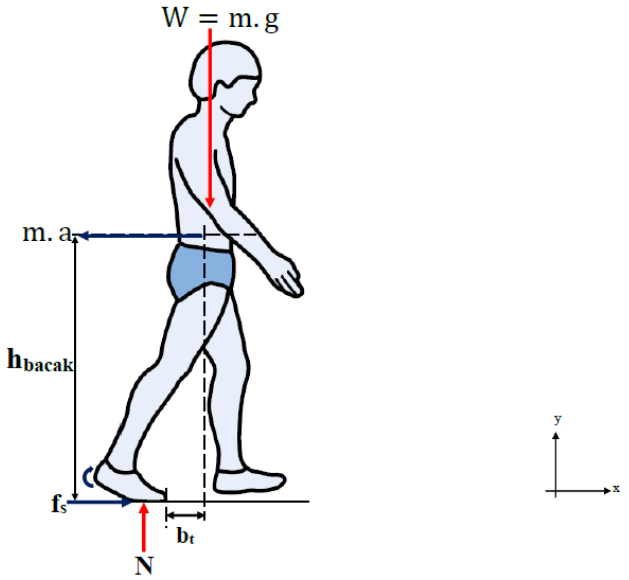
Basma fazı ortası basma fazının üçüncü alt evresidir ve ayağın yerle yapmış olduğu açı 0˚'dir (Şekil 2.8). Bu fazda ayak yer ile tamamen temas etmektedir. Bu durumda ivme sıfır olur. İvmenin sıfır olmasından dolayı denge denklemlerinden sürtünme kuvveti sıfır gelir.



Şekil 2.8. Basma fazı ortası tüm vücut serbest cisim diyagramı

2.2.4 Topuk ayrılışı sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması

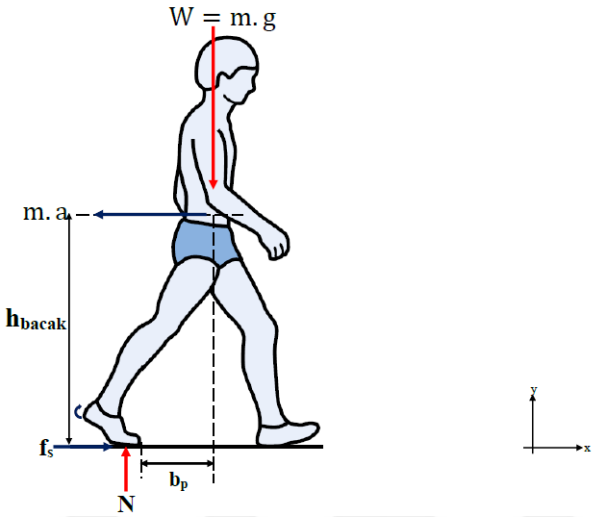
Topuk ayrılışı basma fazının dördüncü alt evresidir ve ayağın yerle yapmış olduğu açı 15˚ olup ayak plantar fleksiyon pozisyonundadır (Şekil 2.9). Bu fazda sürtünme kuvvetini bulurken h için bacak boyu uzunluğu, b için ise adım uzunluğundan ayak uzunluğunun farkının yarısı alınmıştır (Denklem 2.8) ve 2.6'daki denklem ile çözülmüştür. Yürüme sırasında bu fazda ayağın yere temasında sürtünme kuvvetinin yönü pozitif x yönüdür ve bu kuvvete dengeleyici olarak etki eden kuvvet yürüyüş yönüne ters olan negatif x yönündedir.



Şekil 2.9. Topuk ayrılışı tüm vücut serbest cisim diyagramı

2.2.5 Parmak ayrılışı sırasında sürtünme kuvvetinin hesaplanması

Parmak ayrılışı basma fazının son alt evresidir ve ayağın yerle yapmış olduğu açı 20˚ olup ayak plantar fleksiyon pozisyonundadır (Şekil 2.10). Bu fazda sürtünme kuvvetini bulurken h için bacak boyu uzunluğu, b için ise adım uzunluğundan ayak uzunluğunun farkı alınmıştır (Denklem 2.9) ve 2.6'daki denklem ile çözülmüştür.



Şekil 2.10. Parmak ayrılışı tüm vücut serbest cisim diyagramı

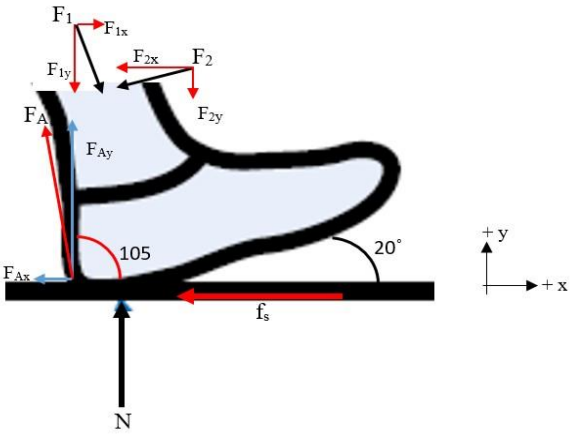
2.3 Dış iskelet bulunmayan ayak bileği modelinin matematiksel hesabı

Yürüme sırasında ayak bileğine gelen kuvvetlerin ve ayak bileği momentinin bulunabilmesi için tüm vücut modelinden ayak bileği eklem noktasından kesilerek ayak bileği için serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur. Bu diyagram yardımıyla yürüme fazlarına göre denge denklemleri kullanılarak bilinmeyen kuvvetler bulunacaktır. Ayak bileği momenti ise Aşil tendon kuvvetinin her fazdaki değerinin eklem noktasındaki momenti olarak hesaplanacaktır.

2.3.1 Topuk teması sırasında kuvvetlerin hesaplanması

Topuk temasında ayağın yerle yapmış olduğu açı 20˚ olup dorsifleksiyon pozisyonundadır. Bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı şekil 2.11'deki gibidir. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri hesaplama yapılırken koordinat dönüşümü yapılarak bulunmuştur. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri vücut ağırlığının yarısı alınmıştır. Denge denklemleri kullanılarak denklem 2.13 yardımıyla x yönündeki F_2 kuvveti, denklem 2.16 ile y yönündeki F_1 kuvveti ve denklem 2.19 ile Aşil tendon kuvveti bulunmuştur. Aynı şekilde denge

denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.20 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.11. Topuk teması sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\sum \boldsymbol{F_x} = \mathbf{0} \tag{2.11}$$

$$F_{1x} - F_{2x} - F_{Ax} - f_s = 0 \tag{2.12}$$

$$F_1.\cos(70) - F_2.\cos(20) - F_A.\sin(15) - f_s = 0 \tag{2.13}$$

$$\sum \boldsymbol{F_y} = \mathbf{0} \tag{2.14}$$

$$F_{Ay} + N - F_{1y} - F_{2y} = 0 \tag{2.15}$$

$$F_A.\cos(15) + \frac{(m.g)}{2} - F_1.\sin(70) - F_2.\sin(20) = 0 \tag{2.16}$$

$$\curvearrowright \sum \boldsymbol{M} = \mathbf{0} \tag{2.17}$$

$$\begin{aligned}(-N).\left(\left(\frac{L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right) - f_s\,.(h.\sin(20)) \\ - F_{Ay}.\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right) - F_{Ax}.(h.\sin(20)) = 0\end{aligned} \tag{2.18}$$

$$\left(-\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{L_{ayak}}{4}-\frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right)-f_s\,.(h.\sin(20))$$

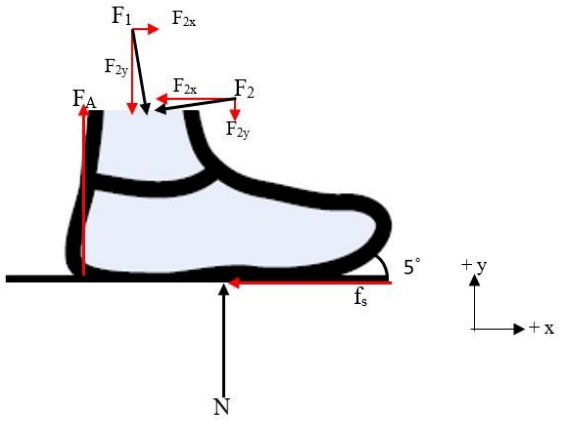
$$=F_A.\cos(15).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right)+F_A.\sin(15).(h.\sin(20)) \tag{2.19}$$

$$\begin{bmatrix}\cos(70) & -\cos(20) & -\sin(15)\\ -\sin(70) & -\sin(20) & \cos(15)\\ 0 & 0 & \cos(15).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right)+\sin(15).(h.\sin(20))\end{bmatrix}\begin{bmatrix}F_1\\F_2\\F_A\end{bmatrix}$$

$$=\begin{bmatrix}f_s\\ -\frac{(m.g)}{2}\\ \left(-\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{L_{ayak}}{4}-\frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right)-f_s\,.(h.\sin(20))\end{bmatrix} \tag{2.20}$$

2.3.2 Ayağın tam teması sırasında kuvvetlerin hesaplanması

Ayağın tam temasında yerle yapmış olduğu açı 5˚ olup plantar fleksiyon pozisyonundadır. Bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı şekil 2.12'deki gibidir. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri hesaplama yapılırken koordinat dönüşümü yapılarak bulunmuştur. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.23 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.12. Ayağın tam teması sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı

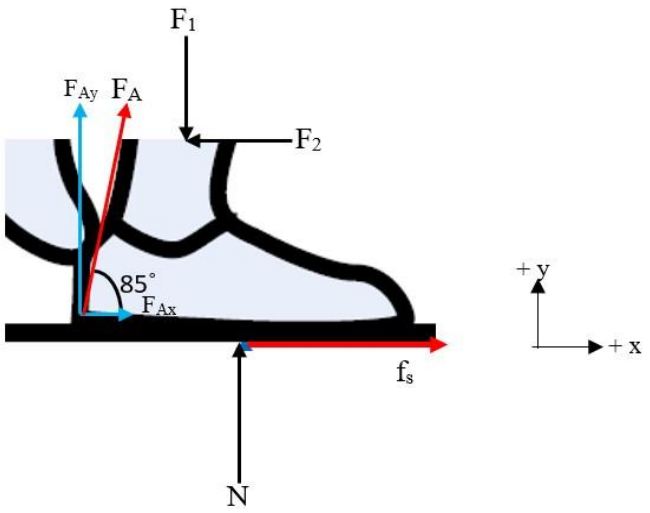
$$F_{Ax} = F_A.\cos(90) = 0 \tag{2.21}$$

$$F_{Ay} = F_A.\sin(90) = F_A \tag{2.22}$$

$$\begin{bmatrix} \cos(85) & -\cos(5) & 0 \\ \sin(85) & \sin(5) & -1 \\ 0 & 0 & \left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(5)\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -f_s \\ (m.g) \\ (m.g).\left(\frac{L_{ayak}-0{,}34.L_{ayak}}{4}.\cos(5)\right) - f_s.(h.\sin(5)) \end{bmatrix} \tag{2.23}$$

2.3.3 Basma fazı ortasında kuvvetlerin hesaplanması

Basma fazı ortasında ayağın yerle yapmış olduğu açı yapmamaktadır. Bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı şekil 2.13'teki gibidir. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri hesaplama yapılırken koordinat dönüşümü yapılarak bulunmuştur. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.24 ile çözülerek hesaplanmıştır.

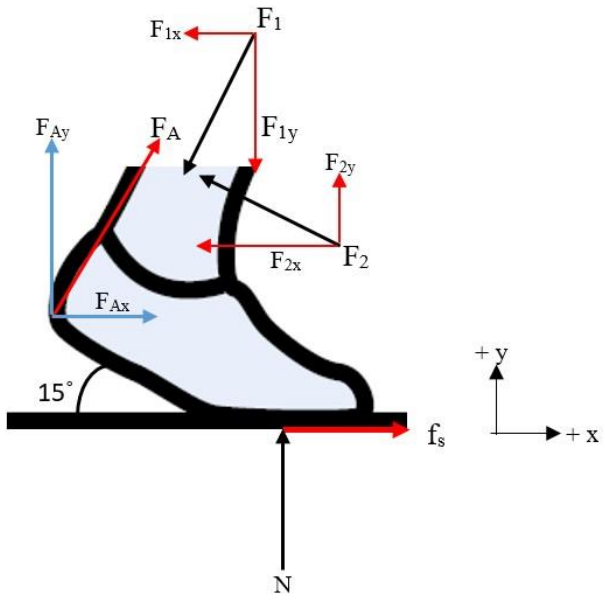


Şekil 2.13. Basma fazı ortasında ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & -\cos(85) \\ 1 & 0 & -\sin(85) \\ 0 & 0 & \sin(85).\left(\frac{L_{ayak}}{4}\right) - \cos(85).(h) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ (m.g) \\ (m.g).\left(\frac{L_{ayak}}{4}\right) \end{bmatrix} \tag{2.24}$$

2.3.4 Topuk ayrılışı sırasında kuvvetlerin hesaplanması

Topuk ayrılışı sırasında ayağın yerle yapmış olduğu açı 15˚ olup ayak plantar fleksiyon pozisyonundadır. Bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı şekil 2.14'teki gibidir. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri hesaplama yapılırken koordinat dönüşümü yapılarak bulunmuştur. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.25 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.14. Topuk ayrılışı sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı

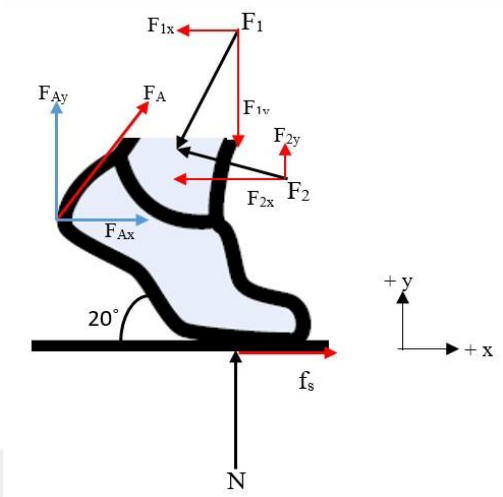
$$\begin{bmatrix} \cos(75) & \cos(15) & -\cos(70) \\ \sin(75) & -\sin(15) & -\sin(70) \\ 0 & 0 & \sin(70).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(15)\right) - \cos(70).(h.\sin(15)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} f_s \\ (m.g) \\ (m.g).\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(15)\right) + f_s.\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} + h\right).\sin(15)\right) \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

2.3.5 Parmak ayrılışı sırasında kuvvetlerin hesaplanması

Parmak ayrılışı sırasında ayağın yerle yapmış olduğu açı 20˚ olup ayak plantar fleksiyon pozisyonundadır. Bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı şekil

2.15'teki gibidir. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri hesaplama yapılırken koordinat dönüşümü yapılarak bulunmuştur. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve vücut ağırlığının yarısı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.26 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.15. Parmak ayrılışı sırasında ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\begin{bmatrix} \cos(70) & \cos(20) & -\cos(65) \\ \sin(70) & -\sin(20) & -\sin(65) \\ 0 & 0 & \sin(65).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right) - \cos(65).(h.\sin(20)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} f_s \\ \frac{m.g}{2} \\ \left(\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right) + f_s.\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} + h\right).\sin(20)\right) \end{bmatrix} \quad (2.26)$$

2.3.6 Ayak bileği momentinin hesaplanması

Ayak bileği momenti her fazda farklı değer almaktadır. Bu değerler ayak bileği eklemine yürüyüş sırasında en çok etkili olan Aşil tendon kuvvetinin yardımıyla bulunmuştur. Her faz için Aşil tendon kuvveti ayak bileği eklemine dik olan uzaklığıyla çarpılarak moment bulunur. Bulunan moment değeri kütleye bölünerek kütleden bağımsızlaştırılır (Denklem 2.27).

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(15).(h.\sin(20)) + \cos(15).\frac{L_{ayak}}{4}.cos(20)\right)\right)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\frac{L_{ayak}}{4}.cos(5)\right)\right)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(85).\frac{L_{ayak}}{4} - cos(85).h\right)\right) \quad (2.27)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(70).\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(15) - cos(70).h.\sin(15)\right)\right)$$

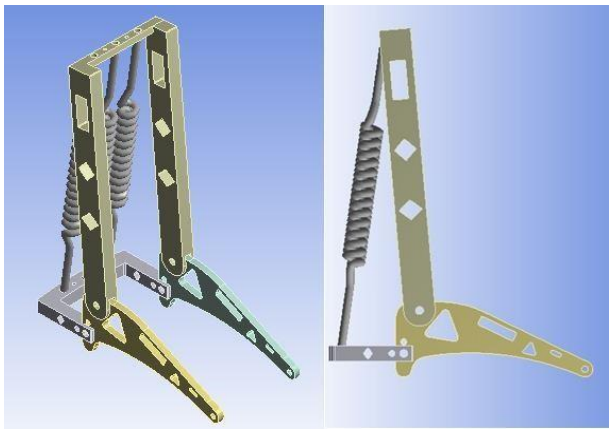
$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(65).\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20) - cos(65).h.\sin(20)\right)\right)$$

2.4 Ön tasarım ve tasarımın doğrulanması

Dış iskelet bulunmayan ayağın yürüme fazlarına göre ayağa gelen yükler ve ayak bileği momentinin hesaplanması için gerekli formüller bir önceki bölümde verilmiştir. Bu bölümde dış iskelet bulunan ayağa gelen yüklerin bulunması ve ayak bileği momentinin hesaplanabilmesi bir ön tasarım yapılarak bu tasarımın doğrulanması için denge denklemleri kullanılarak bilinmeyen kuvvetler bulunacaktır. Ayak bileği momenti ise bir önceki bölümde olduğu gibi Aşil tendon kuvvetinin her fazdaki değerinin eklem noktasındaki momenti olarak hesaplanacaktır.

2.4.1 Ön tasarım

Alt ekstremite yürüyüş desteği için yapılacak olan tasarım vücutla temas halinde olacak bir model olarak tasarlanmaya çalışılmıştır. Bu modelde kullanıcının daha rahat kullanabilmesi yürüyüş desteğinin hafifliği göz önüne alınmıştır. Ayrıca tasarım yapılırken üretiminin kolay olması için karmaşık modellerden kaçınılmıştır. Yapılan ön tasarım modeli için Steven H. Collins ve diğ. (2015) ve Seyoung Kim ve diğ. (2015) yaptığı çalışmalardaki tasarımlar incelenmiştir. Her iki tasarımın da olumlu yanları alınıp, karmaşık yönleri elimine edilerek basit bir model oluşturulmuştur. Oluşturulan modelde Steven H. Collins ve diğ. (2015) çalışmasında yer alan kavrama mekanizması ve Seyoung Kim ve diğ. (2015) çalışmasındaki kilit mekanizması sistemde kullanılmadan bir model oluşturulmuştur. Bu mekanizmalar yerine rotasyon yani mandal yayı kullanılmıştır. Böylece tasarlanan bu model kavrama ve kilit mekanizmasının karmaşık yapısından uzak ve kolay kullanılabilirliği açısından diğer modellerden farklıdır. İncelenen tasarımlar ve literatür çalışmaları doğrultusunda bir ön tasarım CATIA V5R20 programında oluşturulmuştur (Şekil 2.16).



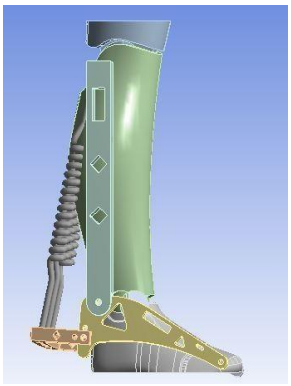
Şekil 2.16. Yürüyüş desteği ön tasarım modelinin izometrik ve yandan görünüşü

Oluşturulan dış iskelet modeli kütlesi 80 kg, boy uzunluğu 1,80 m olan biri için tasarlanmıştır. Verilen kütle ve boy uzunluğu yapılan çalışmalardaki referans değerlerin ortalaması olarak alınmıştır. Tasarım bu uzunluktaki bir kişinin geometrik ölçüleri temel alınarak oluşturulmuştur.

2.4.2 Ön tasarımın doğrulanması

Ön tasarımda yürüyüş desteğinin harcanan metabolik enerjinin azalması için Aşil tendonuna paralel ayağın arka kısmına üç adet paralel bağlanmış yay ve ayak bileği desteği ile arka kısım arasına birbirlerine paralel iki adet rotasyon yayı eklenmiştir (Şekil 2.17). Tasarlanan ön modelin doğrulanması için yürüme fazlarındaki ayağın konumu göz önüne alınarak iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramları basma fazının her alt evresi için oluşturulmuştur. Bu diyagramlar yardımıyla denge denklemleri yazılarak bilinmeyen kuvvetler ve ayak bileği momenti hesaplanacaktır.

Hesaplama sırasında arka yayların bulunduğu noktanın ayak bileğine olan yatay uzaklığı denklem 2.28, arka yay kuvveti denklem 2.29 ve rotasyon yay momenti denklem 2.30 ile bulunmuştur. Aşil tendonuna paralel olan arka yaylar kendi aralarında birbirlerine paralel bağlı oldukları için eş değer yay sabitleri alınmıştır. Arka yaylardaki uzama miktarları CATIA V5R20 programında modelin yürüme fazlarındaki açı değişimleri ayarlanarak bulunmuştur. Topuk teması ve ayağın tam teması fazları sırasında tendona paralel arka yayların basma fazı ortasında olduğu gibi serbest halde olduğu, kuvvetlere ve ayak bileği momentine etkisinin olmadığı düşünülerek denklemler oluşturulmuştur.



Şekil 2.17. Ayak yürüyüş desteği modeli

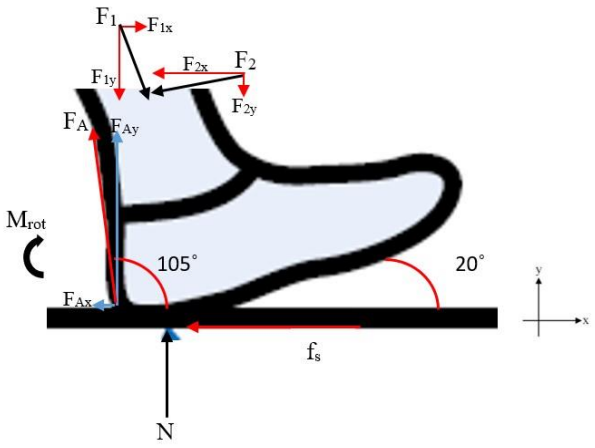
$$x_{yay} = \frac{L_{ayak}}{4} + Topuğa\ olan\ uzaklık\ (5\ cm\ olarak\ ayarlanmıştır.) \quad (2.28)$$

$$F_{yay} = k_{eş}.x \quad (2.29)$$

$$M_{rot} = k_{rot}.\theta; (\theta\ her\ faz\ açısı\ için\ değişmektedir.) \quad (2.30)$$

2.4.2.1 Topuk teması fazında dış iskelet bulunan ayak bileğindeki kuvvetlerin hesaplanması

Topuk temasında dış iskelet giydirilmemiş ayak bileği hesaplamalarına yaylar eklenerek bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.18). Bu fazda tendona paralel arka yayların basma fazı ortasında olduğu gibi serbest halde olduğu, kuvvetlere ve ayak bileği momentine etkisinin olmadığı düşünülerek denklemler oluşturulmuştur. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri ve yay kuvvetleri hesaplanırken koordinat dönüşümü yapılmıştır. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri vücut ağırlığının yarısı alınmıştır. Denge denklemleri kullanılarak denklem 2.33 yardımıyla x yönündeki F_2 kuvveti, denklem 2.36 ile y yönündeki F_1 kuvveti ve denklem 2.38 ile Aşil tendon kuvveti bulunmuştur. Aynı şekilde denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.39 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.18. Topuk teması fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\sum \boldsymbol{F_x = 0} \tag{2.31}$$

$$F_{1x} - F_{2x} - F_{Ax} - f_s = 0 \tag{2.32}$$

$$F_1.\cos(70) - F_2.\cos(20) - F_A.\sin(15) - f_s = 0 \tag{2.33}$$

$$\sum \boldsymbol{F_y = 0} \tag{2.34}$$

$$F_{Ay} + N - F_{1y} - F_{2y} = 0 \tag{2.35}$$

$$F_A.\cos(15) + \frac{(m.g)}{2} - F_1.\sin(70) - F_2.\sin(20) = 0 \tag{2.36}$$

$$\curvearrowright \sum \boldsymbol{M} = \boldsymbol{0} \tag{2.37}$$

$$\left(-\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right) - f_s\,.(h.\sin(20)) - M_{rot}$$

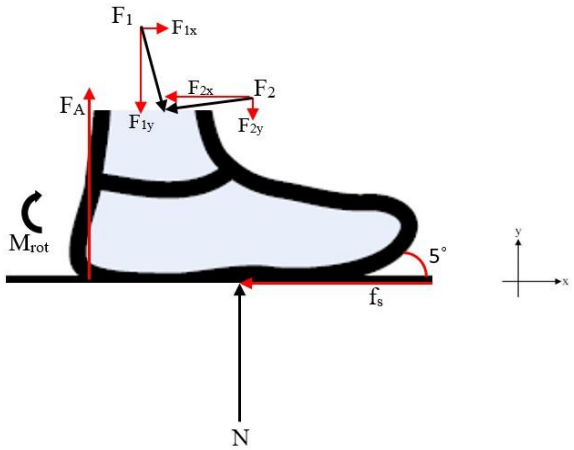
$$= F_A.\cos(15).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right) + F_A.\sin(15).(h.\sin(20)) \tag{2.38}$$

$$\begin{bmatrix} \cos(70) & -\cos(20) & -\sin(15) \\ -\sin(70) & -\sin(20) & \cos(15) \\ 0 & 0 & \cos(15).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right)+\sin(15).(h.\sin(20)) \end{bmatrix}\begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$=\begin{bmatrix} f_s \\ -\frac{(m.g)}{2} \\ \left(-\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{L_{ayak}}{4}-\frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right)-f_s.(h.\sin(20))-M_{rot} \end{bmatrix} \quad (2.39)$$

2.4.2.2 Ayağın tam temasında dış iskelet bulunan ayak bileğindeki kuvvetlerin hesaplanması

Ayağın tam temasında dış iskelet giydirilmemiş ayak bileği hesaplamalarına yaylar eklenerek bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.19). Bu fazda tendona paralel arka yayların basma fazı ortasında olduğu gibi serbest halde olduğu, kuvvetlere ve ayak bileği momentine etkisinin olmadığı düşünülerek denklemler oluşturulmuştur. Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri ve yay kuvvetleri hesaplanırken koordinat dönüşümü yapılmıştır. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.40 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.19. Ayağın tam temasında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı

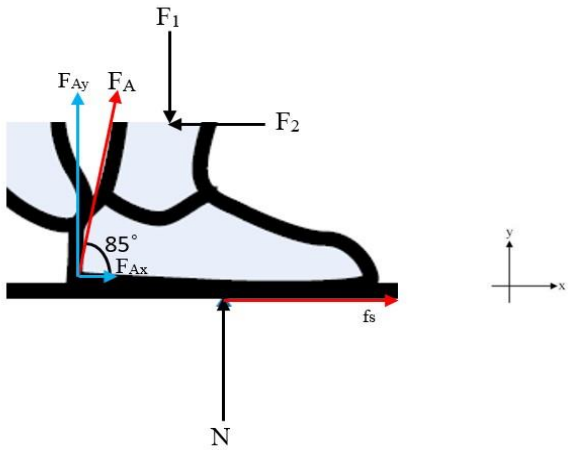
$$\begin{bmatrix} \cos(85) & -\cos(5) & 0 \\ \sin(85) & \sin(5) & -1 \\ 0 & 0 & \left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(5)\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} -f_s \\ (m.g) \\ (m.g).\left(\frac{L_{ayak} - 0{,}34.L_{ayak}}{4}.\cos(5)\right) - f_s(h.\sin(5)) - M_{rot} \end{bmatrix} \quad (2.40)$$

2.4.2.3 Basma fazı ortasında dış iskelet bulunan ayak bileğindeki kuvvetlerin hesaplanması

Basma fazı ortasında dış iskelet giydirilmemiş ayak bileği hesaplamalarına yaylar eklenerek bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.20).

Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri ve yay kuvvetleri hesaplanırken koordinat dönüşümü yapılmıştır. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Bu fazda arka ve rotasyon yayları serbest halde olduğu için bu kuvvet ve moment sıfır alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.41 ile çözülerek hesaplanmıştır.

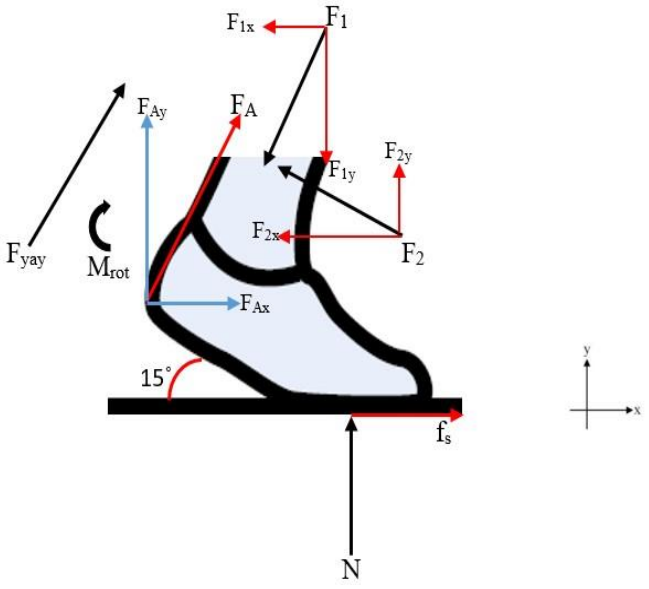


Şekil 2.20. Basma fazı ortasında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & -\cos(85) \\ 1 & 0 & -\sin(85) \\ 0 & 0 & \sin(85).\left(\frac{L_{ayak}}{4}\right) - \cos(85).(h) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ (m.g) \\ (m.g).\left(\frac{L_{ayak}}{4}\right) \end{bmatrix} \quad (2.41)$$

2.4.2.4 Topuk ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileğindeki kuvvetlerin hesaplanması

Topuk ayrılışı fazında dış iskelet giydirilmemiş ayak bileği hesaplamalarına yaylar eklenerek bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.21). Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri ve yay kuvvetleri hesaplanırken koordinat dönüşümü yapılmıştır. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri diğer ayak yerle tam olarak temas halinde olmadığı için değeri vücut ağırlığı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.42 ile çözülerek hesaplanmıştır.



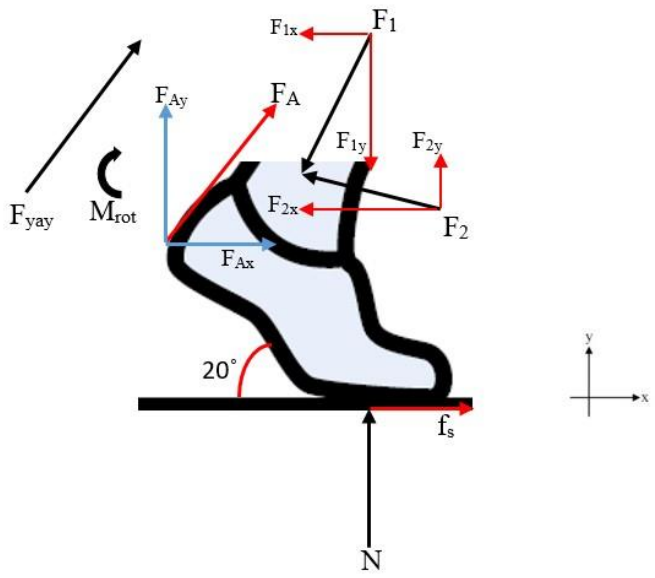
Şekil 2.21. Topuk ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\begin{bmatrix} \cos(75) & \cos(15) & -\cos(70) \\ \sin(75) & -\sin(15) & -\sin(70) \\ 0 & 0 & \sin(70).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(15)\right) - \cos(70).(h.\sin(15)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} f_s + F_{yay}.\cos(51) \\ (m.g) + F_{yay}.\sin(51) \\ (m.g).\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(15)\right) + f_s.\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} + h\right).\sin(15)\right) + F_{yay}.\left(\left(\cos(51).h.\sin(15)\right) - \left(\sin(51).x_{yay}.\cos(15)\right)\right) - Mrot \end{bmatrix} \quad (2.42)$$

2.4.2.5 Parmak ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileğindeki kuvvetlerin hesaplanması

Parmak ayrılışı fazında dış iskelet giydirilmemiş ayak bileği hesaplamalarına yaylar eklenerek bu faz için ayak bileği serbest cisim diyagramı oluşturulmuştur (Şekil 2.22). Ayak bileğinde x ve y yönünde oluşan eklem kuvvetleri ve yay kuvvetleri hesaplanırken koordinat dönüşümü yapılmıştır. Yerden etki eden kuvvet N ile ifade edilmiş ve değeri vücut ağırlığının yarısı olarak alınmıştır. Denge denklemleri matris formda yazılarak x ve y yönündeki ayak bileği eklem kuvvetleri (F_2 ve F_1) ve Aşil tendon kuvveti denklem 2.43 ile çözülerek hesaplanmıştır.



Şekil 2.22. Parmak ayrılışı fazında dış iskelet bulunan ayak bileği serbest cisim diyagramı

$$\begin{bmatrix} \cos(70) & \cos(20) & -\cos(65) \\ \sin(70) & -\sin(20) & -\sin(65) \\ 0 & 0 & \sin(65).\left(\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20)\right) - \cos(65).(h.\sin(20)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_A \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} f_s + F_{yay}.\cos(47) \\ \left(\frac{m.g}{2}\right) + \sin(47) \\ \left(\frac{m.g}{2}\right).\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} - \frac{L_{topuk}}{2}\right).\cos(20)\right) + f_s.\left(\left(\frac{3.L_{ayak}}{4} + h\right).\sin(20)\right) + F_{yay}.\left((\cos(47).h.\sin(20)) - \left((\sin(47).x_{yay}.\cos(20))\right)\right) - Mrot \end{bmatrix} \quad (2.43)$$

2.5 Ayak bileği momentinin hesaplanması

Ayak bileği momenti yürüyüş desteği bulunmayan modelde olduğu gibi yürüyüş desteği bulunan dış iskelet sisteminde de her fazda farklı değer almaktadır. Bu değerler ayak bileği eklemine yürüyüş sırasında en çok etkili olan Aşil tendon kuvvetinin yardımıyla bulunmuştur. Her faz için Aşil tendon kuvveti ayak bileği eklemine dik olan uzaklığıyla çarpılarak moment bulunur. Bulunan moment değeri kütleye bölünerek kütleden bağımsızlaştırılarak normalize edilmiş ayak bileği momenti bulunur. (Denklem 2.44).

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(15).(h.\sin(20)) + \cos(15).\frac{L_{ayak}}{4}.cos(20)\right)\right)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\frac{L_{ayak}}{4}.cos(5)\right)\right)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(85).\frac{L_{ayak}}{4} - cos(85).h\right)\right) \quad (2.44)$$

$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(70).\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(15) - cos(70).h.\sin(15)\right)\right)$$

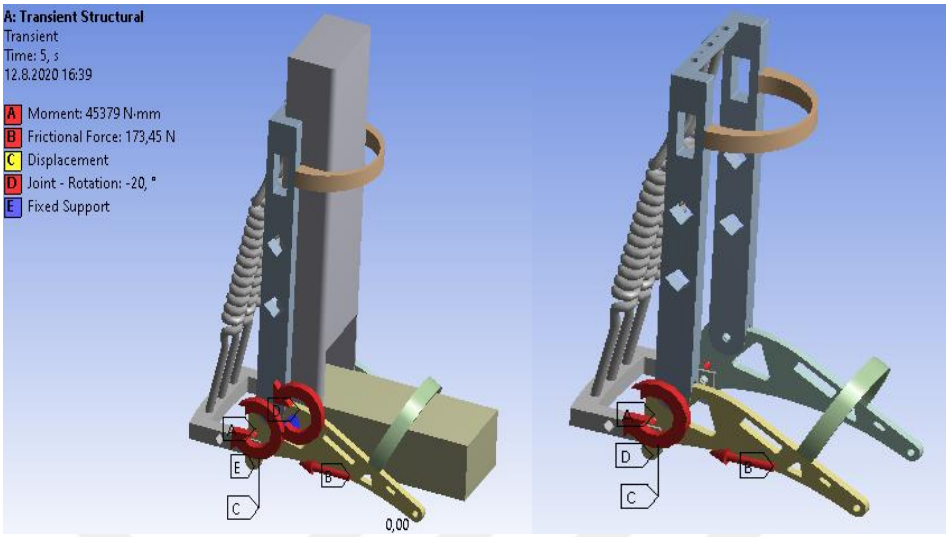
$$M_{normalize} = \frac{1}{m}.\left(F_A.\left(\sin(65).\frac{L_{ayak}}{4}.\cos(20) - cos(65).h.\sin(20)\right)\right)$$

2.6 Yapısal Analizin Oluşturulması

Oluşturulan modelin analizi ANSYS Workbench Transient Structrual analiz modülü içerisinde gerçekleştirilecektir. Bu modül, yürüyüş çevriminin ayak ve bacak hareketlerinin gerçeğe yakın bir şekilde yansıtması için kullanılmıştır.

Malzeme olarak programın malzeme kütüphanesinde bulunan Alüminyum alaşımı seçilmiştir. Modele ait sınır şartları Şekil 2.23'teki gibidir. Sistemin kontak bağlantıları

bağlı kontaklar (Bonded contact), döner mafsallar (Revolute joints) ve yaylar yardımıyla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.23. Analiz sınır şartları

Dış iskelet modelinin montajında bacak ve ayak için temsili bir tasarım yapılmıştır. Modeli sabitlemek için ayak bileği eklemini desteklemekte olan parçaların alt köşeleri sabit destek noktası olacak şekilde seçilmiştir. Arka yayların bağlandığı alt destek noktası da yayın hareketi doğrultusunda z ekseni boyunca serbest hareket yapacak şekilde sınır şartı verilmiştir.

Moment değeri, kullanılacak olan rotasyon yayının moment değeri hesaplanarak yazılmıştır. Aynı şekilde sürtünme kuvveti de yürüyüşe zıt olacak şekilde her faz için hesaplanan değerler olarak verilmiştir.

Yürüyüş hareketinin basma fazı evresine benzemesi için ayak bileği mafsalı olarak tasarlanan modelde mafsal hareketi olarak döndürme (Joint rotation) seçilmiştir. Burada her faza ait ayak bileğinin yer ile yaptığı açı değeri girilerek basma fazına yakın bir hareketin oluşması sağlanmıştır.

3.SONUÇLAR, MATEMATİK MODEL VE ANALİZLER

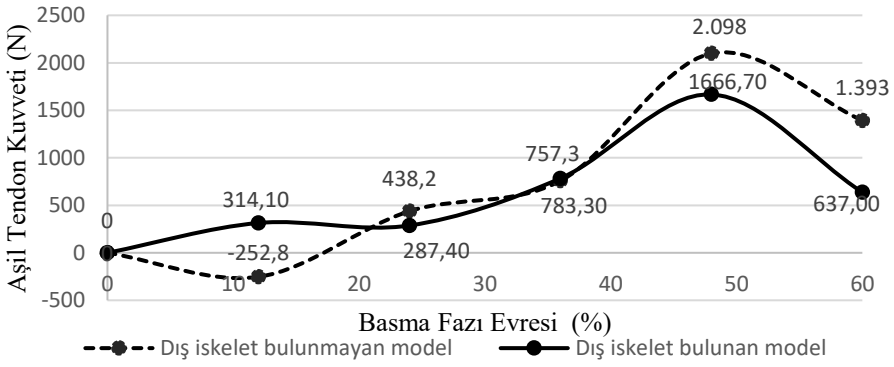
İkinci bölümde elde edilen denklemler yardımıyla ayak bileğine etki eden kuvvetler ve ayak bileği momenti MATLAB R2017b programı ile hesaplanmıştır. Böylece dış iskelet bulunan ve bulunmayan ayak bileğindeki kuvvetler ve ayak bileği momentinin değeri bulunmuştur. Bulunan sonuçlar yürüyüş çevriminin basma fazı için grafik haline getirilmiştir.

Sayısal çözüm ile birlikte ANSYS Workbench 2019 R3 programının yardımıyla oluşturulan yürüyüş desteğinin analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda sistemin uygulanan yük sonucu toplam deformasyonu bulunmuştur. Aynı zamanda hesaplamada verilen arka yay kuvveti ve arka yayın uzama miktarı analiz programının yardımıyla aynı sonuca yakın bir değer olarak elde edilmiştir.

3.1 Matematiksel Modelin Sonuçları

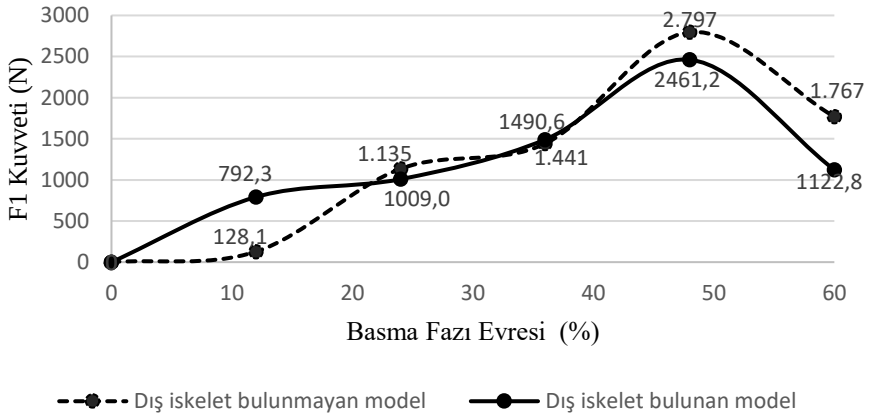
Aşil tendon kuvveti, ayak bileğine etki eden kuvvetler ve ayak bileği momentinin sonuçları alınarak yürüyüş desteği bulunan ve bulunmayan modelin sonuçları grafik haline getirilerek karşılaştırılması yapılmıştır.

Aşil tendon kuvvetinin değişimine ait grafik Şekil 3.1'deki gibidir. Basma fazının ilk evresi olan topuk teması sırasında Aşil tendon kuvveti dış iskelet bulunmasına rağmen bulunmayan modele göre yüksek gelmiştir. Ancak diğer alt evrelerde bu değerin dış iskelet bulunan model kullanıldığı zaman düştüğü ya da birbirine yakın geldiği hesaplanmıştır. Kuvvetin ilk alt evrede yüksek gelme nedeni olarak yürüyüş sırasında ayağın ön kas grubunda bulunan Tibialis anterior kasının aktif olduğunun göz ardı edilmiş olması olabilir.

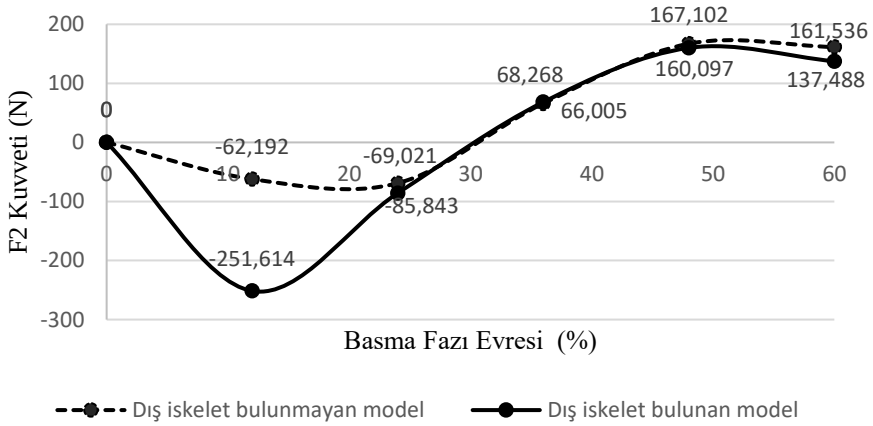


Şekil 3.1. Aşil tendon kuvvetinin değişimi

Ayak bileği eklemindeki y eksenine ait kuvvetin (F_1) ve x eksenine ait kuvvetin (F_2) değişimine ait grafik Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'teki gibidir. Aşil tendon kuvvetinin değişiminde olduğu gibi basma fazının ilk evresi olan topuk teması sırasında ayak bileği eklemindeki kuvvetlerin dış iskelet bulunmasına rağmen bulunmayan modele göre yüksek gelmiştir. Ancak diğer alt evrelerde bu değerin dış iskelet bulunan model kullanıldığı zaman düştüğü ya da birbirine yakın geldiği hesaplanmıştır. Bulunan kuvvetlerin ilk alt evrede yüksek gelme nedeni daha önce belirtildiği gibi yürüyüş sırasında ayağın ön kas grubunda bulunan Tibialis anterior kasının aktif olarak çalışmasının göz ardı edilmiş olması düşünülmektedir.



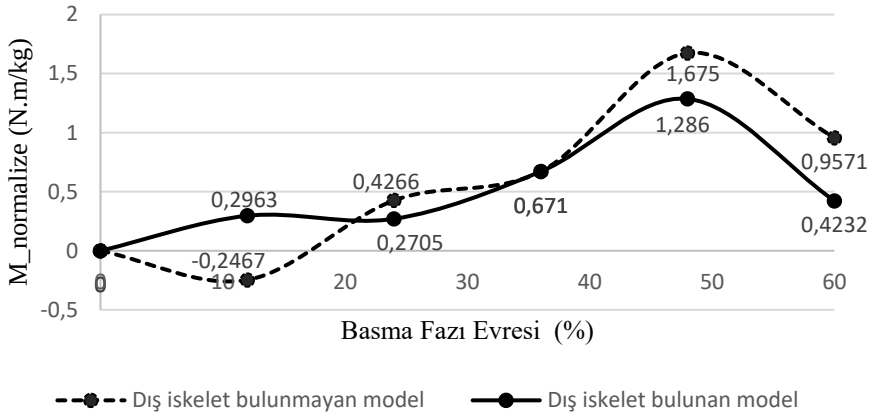
Şekil 3.2. y yönündeki (F_1) kuvvetin değişimi



Şekil 3.3. x yönündeki (F_2) kuvvetinin değişimi

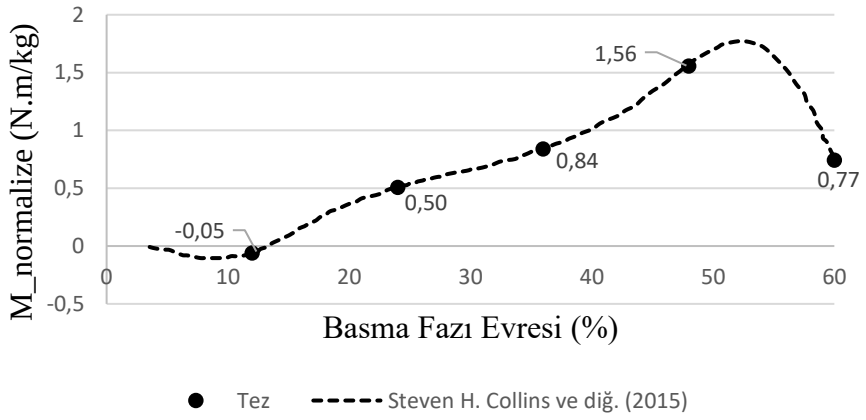
Normalize edilmiş ayak bileği momentinin değişimine ait grafik Şekil 3.4'teki gibidir. Ayak bileği momentinin normalize olması kütleye bölünmesiyle bulunmuştur. Böylece hesaplanan değer kütleden bağımsız bir parametre haline gelmiştir.

Normalize edilmiş ayak bileği momentinin sonucu da basma fazının ilk evresi olan topuk teması sırasında Aşil tendon kuvvetinin değişiminde olduğu gibi dış iskelet bulunmasına rağmen bulunmayan modele göre yüksek gelmiştir. Ancak diğer alt evrelerde bu değerin dış iskelet bulunan model kullanıldığı zaman düştüğü ya da birbirine yakın geldiği hesaplanmıştır.



Şekil 3.4. Normalize edilmiş ayak bileği momentinin değişimi

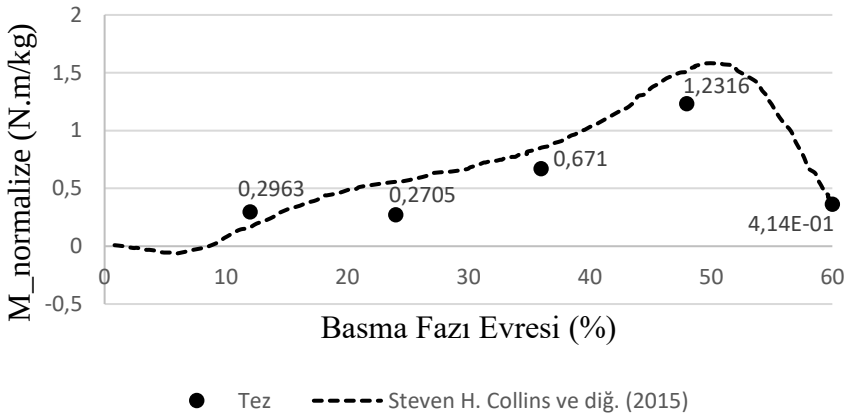
Normalize edilmiş ayak bileği sonuçları Steven H. Collins ve diğ. (2015) yaptığı çalışmadan elde edilen grafiksel sonuçlar ile karşılaştırılmış (Şekil 3.5) ve dış iskelet bulunmayan model ile sonuçlar birbiri ile tamamen örtüşmüştür. Bu da bu tez çalışmasında kurulan matematiksel modeli doğrulamaktadır.



Şekil 3.5. Dış iskelet bulunmayan modelde normalize edilmiş ayak bileği momentinin karşılaştırılması

Aynı şekilde dış iskelet bulunan model ile karşılaştırıldığında (Şekil 3.6) ise makaledeki çalışma baz alınarak tek yay için hesaplamalar yapılmış ve ilk alt evre dışında bulunan sonuçların daha düşük olduğu belirlenmiştir. Sonuçların daha düşük

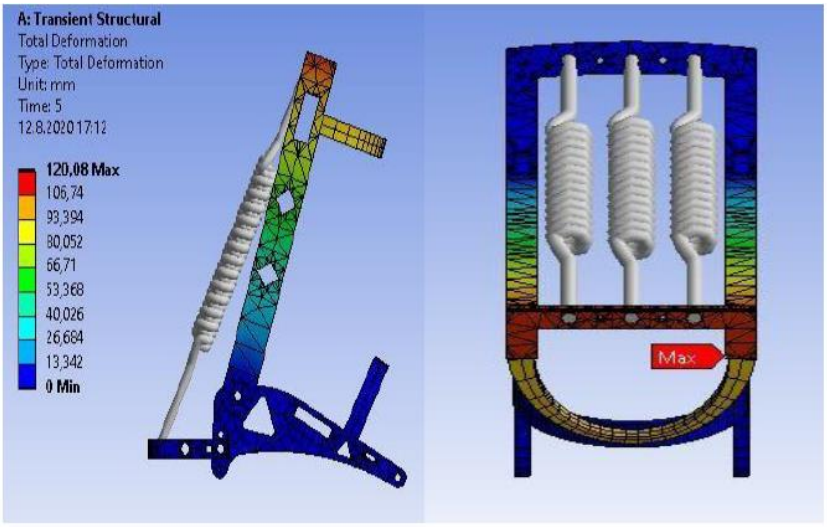
olmasının nedeni arka yaylara ait yay sabitinin farklı olması ve rotasyon yayının eklenmesidir.



Şekil 3.6. Dış iskelet bulunan modelde normalize edilmiş ayak bileği momentinin karşılaştırılması

3.2 Analiz Sonuçları

Yapılan hesaplamalar doğrultusunda oluşturulan modelin analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda modelin toplam deformasyonu bulunmuştur (Şekil 3.7). Toplam deformasyonun maksimum olduğu nokta arka yayların bağlandığı üst nokta olarak görülmüştür. Ancak bulunan deformasyon sistem için öngörülebilir bir durumdur.

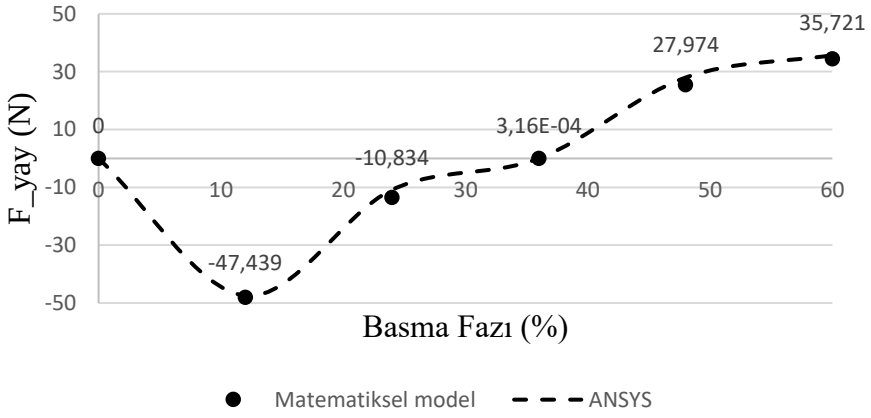


Şekil 3.7. Toplam deformasyon

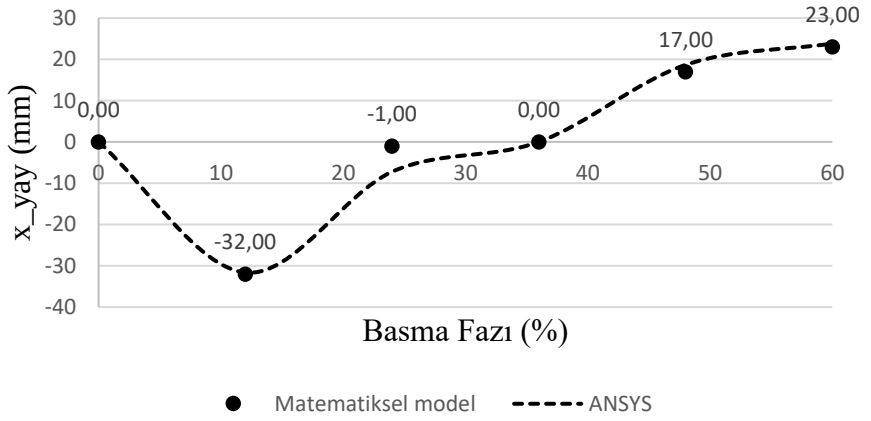
Toplam deformasyon dışında arka yaylara ait kuvvet ve yay uzama miktarları da program tarafından bulunmuştur. Matematiksel modelde arka yaylara ait kuvvet

hesaplamayla, uzama miktarı ise çizim programı yardımıyla bulunmuştur. İlk üç evrede yay kuvvetinin ve deformasyonunun bulunması matematiksel ve program verileri neticesindedir. Üretim olarak hem çeki hem bası yayının bulunmaması nedeniyle topuk teması ve ayağın tam teması sırasında yay basma fazı ortasındaki gibi serbest konumda olacağı, yayın gerilmeye başlaması bu evreler sonrasında olacağı düşünülmüştür.

Analiz sonucunda elde edilen veriler ve matematiksel modelde kullanılan veriler tek bir yay için karşılaştırılarak grafik haline getirilmiştir. Yay kuvveti Şekil 3.8'de yaydaki uzama miktarı ise Şekil 3.9'daki grafiklerde verilmiştir. Her iki grafikte de sonuçlar birbirine çok yakın gelmiştir. Bu da yapılan matematik modelde yapılan kabullerin geçerliliğini ortaya koymaktadır.



Şekil 3.8. Yay kuvvetinin karşılaştırılması



Şekil 3.9. Yaydaki uzama miktarının karşılaştırılması

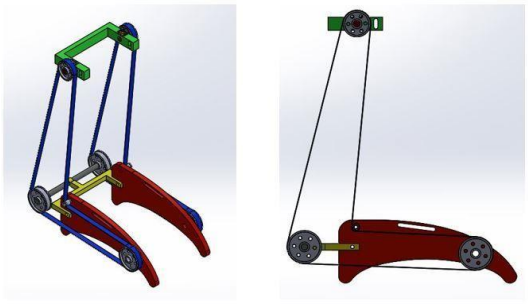
4. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında yaylar yardımıyla tamamen mekanik çalışan uzun süre yürümek zorunda olan veya ayakta çalışmak zorunda olan kişilerin daha az metabolik enerji harcamasını, daha az alt ekstremite problemleri yaşamasına yardımcı olmayı hedefleyen bir yürüyüş desteğinin biyomekanik tasarımı yapılmıştır. Mekanik olarak çalışması planlanan yürüyüş desteğinin kavrama mekanizması bulundurmaması ve diz altından bacağa destek vermesi yapılan diğer çalışmalardan farkını göstermektedir. Harici bir motorun bulunmaması hem ağırlık hem de maliyet olarak sistemin yükünü hafifletmektedir. Tasarım açısından da incelendiğinde kolay kullanım avantajı sağlamaktadır.

Yapılan tasarım, elde edilen matematiksel model ve ANSYS analizi yardımıyla doğruluğu ispatlanmıştır. Ulaşılan sonuçlar doğrultusunda Aşil tendon kuvveti ve ayak bileği momentinin basma fazının ilk alt evresi dışında değerinin azalması yapılan tasarım sonucunda metabolik enerjinin azalacağı düşünülmektedir. Aşil tendonu kuvveti ile metabolik enerjinin direkt bağlantılı olduğu Steven H. Collins ve diğ. tarafından net olarak ifade edilmiştir. Ancak kuvvet tek başına bir faktör değildir. Kasılma hızı da metabolik enerjiyi etkileyecektir. Önerilen sistemde, kasların kasılma hızında önemli bir değişiklik beklenmemektedir.

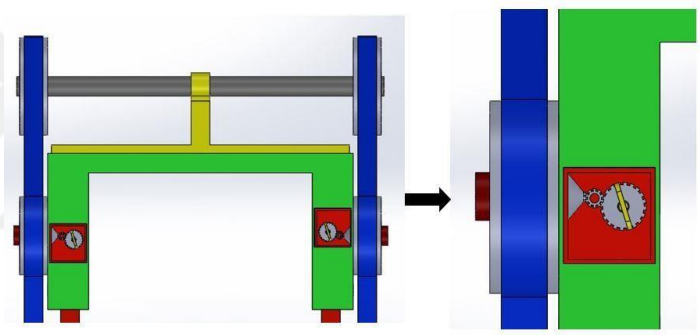
Yürüyüş çevrimi süresince gastroknemyus, soleus kasları ve Aşil tendonu başta olmak üzere ayak bileğindeki kaslar ve tendonlar her faz boyunca aktif olarak çalışmaktadır. Basma fazının ilk evresi olan topuk temasında ön kas gruplarından Tibialis anterior kası soleus ve gastroknemyus kasından daha aktiftir. Tez çalışması sırasında ön kas grubunun aktivitesinin göz ardı edilmesi bulunan sonuçların ilk evre için yürüyüş desteği bulunmayan modeldeki değerden yüksek gelmesinin nedeni olarak düşünülmektedir.

Ayrıca bir miktar kasların kasılma hızının da değişmesine yol açabilir ki bu da istenmeyen bir durumdur. Ön kas grubunun çalışmasını azaltmak için alternatif bir model tasarımı sunulmuştur. Alternatif modelde yaylar yerine kayış ve kasnakların kullanılması düşünülmüştür (Şekil 4.1).

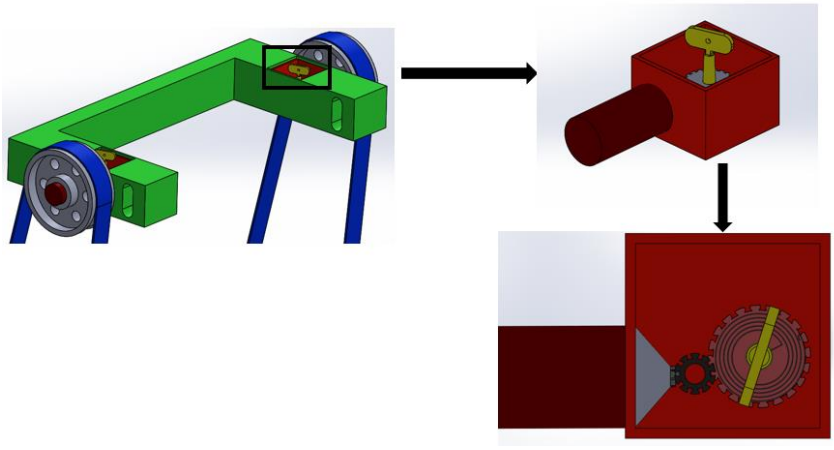


Şekil 4.1. Alternatif model tasarımı

Sisteme ilk hareketi vermesi için saat kurma mekanizması (wind up mekanizması) gibi çalışan desteğin üst kısmına bir mekanizma yerleştirilmiştir (Şekil 4.2). Yerleştirilen mekanizma içerisinde yay ve dişliler bulunmaktadır (Şekil 4.3). Bu sisteme bağlı bir mil yardımıyla üst kısımda bulunan kasnaklar ilk gergi yardımıyla çalışmaya başlayarak yürüyüş boyunca ayağın hareketiyle birlikte sistem çalışmaya devam etmesi düşünülmektedir.



Şekil 4.2. Desteğin üst kısmında bulunan mekanizma



Şekil 4.3. Mekanizmanın detaylı görünüşü

Tasarlanan alternatif model sayesinde kapalı bir döngü oluşturularak sistemin kayış ve kasnaklar yardımıyla çalışması düşünülmektedir. Oluşturulan bu model ile birlikte

yürüyüş çevrimi boyunca ön ve arka kas gruplarının daha az çalışması öngörülmektedir. Kasların daha az çalışması Aşil tendonuna gelen yükü ve ayak bileği momentini azaltacağı için harcanan metabolik enerjiyi de azaltması beklenmektedir.

Sonuç olarak tasarımı ve hesaplaması yapılan ilk model ve önerilen alternatif model yardımıyla mekanik olarak çalışan ve yürüyüş sırasında ayağa gelen yükleri azaltarak metabolik enerjinin azalmasına yardımcı olan bir sistem önerilmiştir. Böylece bu destek yardımıyla uzun süre yürümek zorunda olan veya ayakta çalışmak zorunda olan kişilerin daha az yorulması ve alt ekstremiteye bağlı sağlık sorunlarının önüne geçilmesi beklenmektedir.

KAYNAKLAR

Aaron M. Dollar, H. H. (2008). Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*, 144-158.

Adam Zoss, H. K. (2005). On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems* (s. 3465-3472). IEEE.

Ali Şeker, M. A. (2014). Yürüme biyomekaniği. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 314-324.

Behnke, R. S. (2006). *Kinetic anatomy.* Human Kinetics.

Donghai Wang, K.-M. L. (2016). A passive gait-based weight-support lower extremity exoskeleton with compliant joints. *IEEE Transactions on Robotics*, 933-942.

Gabi Zeilig, H. W. (2012). Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *The journal of spinal cord medicine*, 96-101.

Hall, S. J. (2012). *Basic biomechanics.* New York: McGraw-Hill.

Joseph Hamill, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement.* Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business.

Jurca, A. Ž. (2019). Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia . *Scientific Reports* , 9(1), 1-10.

K. H. Low, X. L. (2005). Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technologies. *International Conference on Mechatronics & Automation* (s. 1099-1106). Niagara Falls: IEEE.

Kirby Ann Witte, S. H. (2020). Design of lower-limb exoskeletons and emulator systems. *In Wearable Robotics*, 251-274.

Margareta Nordin, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer.

Mutlu Akdoğan, Y. A. (2016). Ayak bileği ve distal tibia anatomisi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 158–165.

Nihal Apaydın, S. Ü. (2011). Aşil Tendonu'nun fonksiyonel anatomisi ve biyomekanik özellikleri. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 61-68.

Pons, J. L. (2008). *Wearable robots:biomechatronic exoskeletons.* John Wiley & Sons.

R. C. Hibbeler, K. B. (2013). *Engineering mechanics statics* . Pearson.

Rajťúková, V. M. (2014). Biomechanics of lower limb prostheses. *Procedia Engineering*, 382-391.

Seyoung Kim, Y. S. (2015). Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness. *Review of Scientific Instruments* , 86(9), 095107.

Steven H. Collins, M. B. (2015). Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* , 212-215.

Sunil K. Agrawal, S. K.-L. (2006). A gravity balancing passive exoskeleton for the human leg. *In Robotics: Science and Systems*, (Vol. 302).

T.C. MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI. (2011). Yürüme analizi - 2 . *Ortopedik Protez Ve Ortez* . Ankara , Ankara, Türkiye : T.C. Milli Eğitim Bakanlığı.

T.C. MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI. (2011). Yürüme analizi - 1. *Ortopedik Protez Ve Ortez*. Ankara, Ankara, Türkiye: T.C. Milli Eğitim Bakanlığı.

Watkins, J. (2009). *The pocket podiatry guide: functional anatomy.* Elsevier Limited.

Wietse van Dijk, C. M. (2016). Evaluation of the Achilles ankle exoskeleton. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* , 151-160.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanıcs and motor control of human movement* . John Wıley & Sons.

Xiangyang Wang, S. G. (2019). Design of a purely mechanical sensor-controller ıntegrated system for walking assistance on an ankle-foot exoskeleton. *Sensors* , 19(14), 3196.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad **: SEDA YILDIZ**

Doğum Tarihi ve Yeri **: 28.06.1995 / BURSA**

E-posta **:** yilldizseda@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** **:** 2018, Bursa Teknik Üniversitesi, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** **:** 2020, Bursa Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği