

AKTİF PROTEZLER İÇİN BİYOMEKANİK ENERJİ ÜRETECİ TASARIMI

AKIN OĞUZ KAPTİ*, ERKUL KURULAY

*Sakarya Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Esentepe Kampüsü, Sakarya. E-mail: aokapti@sakarya.edu.tr

ÖZET

Aktif protezlerin fonksiyonlarını kısıtlayan faktörlerden birisi pil ünitelerinin sınırlı şarj süreleri ve ağırlıklarıdır. Bu nedenle, pile olan bağımlılığın azaltılması için, kişinin günlük aktiviteleri sırasındaki hareketlerinden enerji üretmeye yönelik çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmada, aktif kontrollü alt ekstremitte protezlerinin enerji ihtiyacının karşılanmasında yeni bir yaklaşım olarak, diz eklemi hareketlerinden elektrik enerjisi üreten bir biyomekanik enerji üretici tasarımı sunulmaktadır. Bu üretici; jeneratör, planet dişli sistemi ve diz eklemine sadece ekstansiyon hareketini ileten tek yönlü kavramadan oluşmaktadır. Tasarımda düşük ağırlık, düşük ek metabolik güç tüketimi gereksinimi ve yüksek elektriksel güç üretimi hedeflenmiştir. Sistemin toplam çevrim oranı 104 ve diz eklemine uygulayacağı reaksiyon torku 6 Nm'dir. Sahnma ekstansiyonu fazı için elde edilebilecek ortalama elektriksel güç 17 (siklusun tümü için 5,8 W) olmaktadır. Bu değerler, birçok protez ve benzeri medikal sistemlerin ve cep telefonu, navigasyon cihazı ve diz üstü bilgisayar gibi taşınabilir elektronik cihazların pil ünitelerinin şarj edilmesi için yeterli görünmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik enerji üretici, aktif protezler, insan yürüyüşü.

BIOMECHANICAL ENERGY HARVESTER DESIGN FOR ACTIVE PROSTHESES

ABSTRACT

One of the factors restricting the functions of active prostheses is limited charge times and weights of the batteries. Therefore, some biomechanical energy harvesting studies are conducted for reducing the dependence on batteries and developing the systems that produce energy by utilizing one's own actions during daily living activities. In this study, as a new approach to meet energy needs of active-controlled lower limb prostheses, the design of a biomechanical energy harvester that produces electrical energy from the movements of the knee joint during gait were carried out. This harvester is composed of the generator, planetary gear system and one-way clutch that transmit just the knee extension. Low weight, low additional metabolic power consumption requirement and high electrical power generation are targeted in design process. The total reduction ratio of the transmission is 104, and the knee joint reaction torque applied by the system is 6 Nm. Average electrical powers that can be obtained are 17 W and 5,8 W for the swing extension phase and the entire cycle, respectively. These values seem to be sufficient for charging the battery units of many prostheses and similar medical systems, and portable electronic devices such as mobile phones, navigation devices and laptops.

Keywords: Biomechanical energy harvester, active prostheses, human walking.

1. GİRİŞ

İnsan zengin bir mekanik enerji kaynağıdır. Ortalama bir insanın günlük enerji kullanımı, 800 adet AA (2500 mAh) pile eşdeğer bir enerji seviyesi olarak, $1,07 \cdot 10^7$ J/gün şeklinde verilmektedir [1]. Bu enerji, özgül enerjisi bugün kullanılmakta olan pillerden, pil türüne bağlı olarak, 35-100 kat daha yüksek olan yiyeceklerden elde edilmektedir [2]. Bu enerjinin küçük bir kısmının elektrik enerjisi şeklinde hasat edilebileceği düşüncesinden hareketle, taşınabilir cihazların çalıştırılması ve pil ünitelerinin şarj edilmesi için kişinin kendi hareketlerinden yararlanarak enerji üretmeye yönelik olarak çeşitli yöntemler geliştirilmiştir [3, 4]. Bu yöntemler genel olarak biyomekanik enerji üretimi (biomechanical energy harvesting) şeklinde adlandırılmaktadır. Üretilen enerji özellikle yarı aktif ve aktif protezlerde ve mobil elektronik cihazlarda kullanılmaya potansiyeli taşımaktadır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılmakta olan pasif alt ekstremite protezlerinin eksikliklerini gidermek üzere yarı aktif ve aktif protezler geliştirmeye yönelik olarak yapılan çalışmalar son yıllarda hız kazanmıştır. Yarı aktif protezler, sahip olduğu sensör elemanlarla yürümenin hangi fazında olduğunu algılayarak eklem rijitliğini aktif olarak kontrol eden protezlerdir (C-leg [5], Rheo Knee [6], Proprio Foot [7], iWalk Ankle [8]). Aktif protezler ise, üzerlerinde taşıdığı enerji kaynağı ve motor elemanlarla eklem hareketlerini aktif olarak yaptıran protezlerdir (Belgrade Leg [9], Power Knee [10], Sparky Leg [11], Goldfarb Leg [12], SEA [13]). Bu tür sistemlerin fonksiyonlarını ve kullanımlarını kısıtlayan faktörler, motor ve batarya seti kullanımını gerektirmesi, protezi kullanan kişinin ihtiyaç duyulan enerjiyi beraberinde taşımak zorunda olması ve taşınabilir enerji kaynağı olarak kullanılmakta olan pil/batarya ünitelerinin sınırlı şarj süreleri ve ağırlıklarıdır. Bu durum, özellikle herhangi bir güç kaynağına erişimin mümkün olmadığı durumlarda büyük sorun oluşturmaktadır. Bu nedenlerden dolayı pile olan bağımlılığın azaltılması ve günlük aktiviteler sırasında enerji üretmeyi sağlayacak sistemler geliştirilmesi yönünde çeşitli çalışmalar yapılmaktadır.

Bu çalışmada, tek taraflı aktif alt ekstremite protezi kullanıcılarının enerji ihtiyacının karşılanmasında yeni bir yaklaşım olarak, diz eklemine yürüyüş sırasındaki hareketlerinden elektrik enerjisi üreten bir biyomekanik enerji üreticinin tasarım kriterleri incelenmiş ve planet dişlili bir üreticinin tasarımı yapılmıştır. Bu tür sistemlerin diğer bir muhtemel kullanım alanı da, yerleşim yerlerinin uzağındaki kırsal alanlarda cep telefonu, navigasyon cihazı, diz üstü bilgisayar gibi mobil elektronik cihazların çalıştırılmasıdır. Yarı aktif protezler, aktif protezler ve mobil elektronik cihazların pil/batarya özellikleri Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Yarı aktif protezler, aktif protezler ve mobil elektronik cihazların pil/batarya özellikleri.

		Güç (W)	Li-ion Batarya Özellikleri	Süre (h)
Yarı aktif protezler	C-leg (Diz) [5]	< 1	230 g	40
	Rheo knee (Diz) [6]	< 1	230 g (1,9 Ah)	36
	Proprio foot (Bilek) [7]	< 1	230 g	36
Aktif protezler	Power knee (Diz) [10]	150	490 g 50,4 V/1,6 Ah/80 Wh	12
	Goldfarb leg-1 (Diz) [16]	150	280 g 13,2 V/2,3 Ah/30 Wh	5 km
	Goldfarb leg-2 (Diz+bilek) [17]	Diz: 150 W (75 Nm) Bilek: 250 W (130 Nm)	700 g 29,6 V/3,9 Ah/115 Wh	12 km
Mobil elektronik cihazlar	Cep telefonu (Nokia 6301) [18]	0,9	18 g	3
	Navigasyon cihazı (Navking X20) [19]	1,5	26 g 3,7 V/1,2 Ah/4,4 Wh	3
	Diz üstü bilgisayar (Dell Inspiron) [20]	28	720 g	4

2. MATERYAL VE METOD

Ortalama bir insan çeşitli aktiviteler sırasında 100-1000 W güç tüketmektedir (uyuma: 81 W, yatma: 93 W, oturma: 116 W, ayakta durma: 128 W, konuşma: 128 W, gezinme: 163 W, yürüme-6 km/h: 407 W, yüzme: 582 W, dağ tırmanışı: 698 W, maraton: 1048 W, sürat koşusu: 1630 W) [14]. Bu tablo, birkaç W düzeyinde de olsa enerji hasadı

yapılabilmesi durumunda, aktif protezler ve mobil elektronik cihazlar için alternatif bir enerji kaynağı elde edilebileceğine işaret etmektedir. Radyo, cep telefonu, el feneri gibi cihazlar için el çarkı tarzında üreteçler ticari olarak mevcut olan ürünlerdir. Ancak, bu tür üreteçler kullanıcının özel zaman ayırmasını ve özel bir hareket yapmasını gerektirmektedir. Bunun aksine, biyomekanik enerji hasadı cihazları kullanıcının günlük aktivitelerinde zaten yapmakta olduğu hareketleri kullanmaktadır. Örneğin kendi kendini şarj eden saatlerde, 5 μ W güç üreten jeneratörü çalıştırmak için kol hareketleri kullanılmaktadır [15].

Biyomekanik enerji hasadı için kullanılacak yöntemler Tablo 2’de özetlenmiştir [14, 21]. Bu yöntemlerden piezoelektrik malzeme kullanımı, kolay uygulanabilir olma avantajına rağmen, mekanik enerjiyi elektrik enerjisine dönüştürme veriminin çok düşük ($< 5\%$) olmasından dolayı uygun değildir. Ayrıca, girişteki mekanik gücün düşük hız-yüksek tork şeklinde karakterize edilen bir konfigürasyona sahip olması gerekmektedir. Dolayısıyla, normalde 70 rpm ve 40 Nm pik değerlere sahip diz hareketinin hızını azaltan ve torkunu artıran bir transmisyon gereklidir [22]. Paradiso’nun bir çalışmasında, ayakkabıya yerleştirilen piezoelektrik malzemeyle yürüyüşün topuk vuruşu ve parmak ayrılması evrelerinde elde edilen ortalama elektriksel güç 8,3 mW olmuştur [14]. Elektroaktif polimer, piezoelektrik malzemeye göre daha yüksek hızlara müsaade eder ve verimi de daha yüksektir. Ancak, çıkış değerleri yüksek voltaj-düşük akım şeklinde karakterize olduğundan kapsamlı dönüştürme işlemi gerekir ve bu da verimi düşürür [22]. Kornbluh’un çalışmasında mevcut ayakkabıların topuğuna yerleştirilebilen elektroaktif polimer tabanlı bir sistemle 800 mW elde edilmiştir [23]. Piezoelektrik ve elektroaktif polimerle karşılaştırıldığında, mekanik gücün batarya şarjı için uygun formdaki elektrik enerjisine dönüştürülmesinde, hafif bir elektromanyetik jeneratörün daha uygun bir yöntem olduğu görülmektedir. Giriş hız-tork karakteristiği açısından dize doğrudan bağlamaya uygun olmamakla beraber, diz eklemi hareketini uygun forma getirecek bir transmisyon sistemiyle, diğer alternatiflere nazaran daha iyi bir seçenek sunmaktadır [3].

Diğer bir yöntem, elektrik üretmek için kişinin kendi vücut ağırlığının kullanılmasıdır. Teorik olarak, 70 kg kütleli kişinin, 1 Hz yürüyüşünde, ayakkabı tabanında 5 mm deplasman için 3,5 W güç söz konusu olmakla birlikte, ayakkabı tabanına yerleştirilen elektroaktif polimerle üretilen güç 800 mW mertebesinde kalmaktadır [14]. Termoelektrik malzemeyle vücut ısısından elektrik elde etmek uygulanma potansiyeli olan yöntemlerden bir diğeridir. Kas veriminin % 25 olması yiyeceklerden elde edilen enerjinin büyük kısmının ısı olarak atmosfere atıldığını göstermektedir. Dolayısıyla, bu enerjinin hasadına yönelik girişimler tutarlı gözükmemektedir. Ancak, bu yöntemde verim çok düşük olduğundan (% 2,15), yürüme sırasında ortama salınan ortalama 100 W ısının tamamı hasat edilse bile elde edilecek elektrik 2 W olacaktır. Bunu sağlamak için de, termoelektrik malzemedan yapılmış ve dalgıç elbisesi gibi tüm vücudu saran bir elbise giymek gerekecektir. Ayrıca, termoelektrik malzemenin ısı iletkenliği çok yüksek olduğundan, soğuk havalarda izolasyon gerekir, sıcaklık farkı azalır ve sistem giymek için çok ağır olur. Tüm bunlar, bu yöntemin pratik olmadığını ve protezler ya da mobil elektronik cihazlar için uygun olmadığını göstermektedir [4]. Sadece, termoelektrik malzemeyle enerjisini koldan alan saatlerde olduğu gibi, vücudun küçük bir kısmını kaplamayı gerektirecek düşük güç uygulamaları için uygun olabilir [24].

Enerji üretimi seviyesinin μ W-mW mertebesinde kalmasından dolayı, yukarıda değinilen yöntemlerin protezler ve mobil elektronik cihazlar için uygun olmadığı, bunların yerine eklem hareketlerinin, özellikle en yüksek negatif kas işi oranına sahip olan diz eklemi daha uygun olduğu görülmektedir. Kalça ve omuz eklemleri küresel yapıda olduklarından, bu eklemler için geliştirilecek sistemin çok daha kompleks bir mekanizmaya sahip olması gerekecektir.

Biyomekanik enerji hasadı alanındaki üç önemli çalışma Şekil 1’de verilmiştir. Sırt çantası içinde taşınmakta olan yükün düşey doğrultuda yaptığı hareketteki mekanik enerjiyi elektrik enerjisine çeviren ve depolayan biyomekanik enerji üreteçleri konusunda çeşitli çalışmalar yapılmıştır [25-28]. Rome ve ark. [25] tarafından geliştirilen sistemde (Şekil 1a), yükün 36 kg ve yer değiştirmenin 5 cm olması durumunda her adımdaki mekanik iş 18 J, saniyede iki adım atılması durumunda mekanik güç 36 W olmaktadır. Yükün vücuda rijit olarak bağlı olması durumunda önemli miktardaki bu mekanik enerji kaynağı kullanılamaz. Dolayısıyla, vücutla yük arasında diferansiyel hareket oluşturarak mekanik enerjiyi elektrik enerjisine dönüştürmek için asılı yüklü sırt çantası tasarlanmıştır.

Donelan ve ark. [3, 29-31], diz eklemi hareketlerinden yararlanarak elektrik enerjisi elde etme fikrini temel alan bir enerji üretici geliştirmiştir (Şekil 1b). Üretecin çalışma prensibi, bir jeneratörü doğru zamanlarda devreye sokup, normalde kaslar tarafından yapılan negatif işin yerini cihazın almasını sağlayarak kasların negatif iş yapmasına yardımcı olmak ve böylece bir yandan da elektrik üretmektir. Sürekli üretim modunda (kontrol sistemi devre dışı

birakıldığı ve güç üretim devresinin hep açık kaldığı mod) ortalama giriş mekanik gücü 6,8 W, ortalama çıkış elektriksel gücü 4,4 W ve verim % 64,7 olarak bulunmuştur. Bu değerler jeneratif frenleme modunda (elektriksel güç üretim devresinin sadece salınım ekstansiyonundaki negatif iş bölgesinde açık olduğu mod) sırasıyla 4,4 W, 2,4 W ve % 54,6 olarak bulunmuştur.

Tablo 2. Biyomekanik enerji hasadı için kullanılan yöntemler [14, 21].

Enerji kaynağı		Performans		
Piezoelektrik		10 mW		
Elektroaktif polimer		800 mW		
Titreşim mikrogeneratörü		4 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$ (insan hareketi-Hz) 800 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$ (makina har.-kHz) (ω^3 ve y_0^2 ile doğru orantılı)		
Termoelektrik		60 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ($\Delta T= 5^\circ\text{C}$ için, verim \leq %1)		
El butonu		50 $\mu\text{J}/\text{N}$		
El jeneratörü		30 W/kg		
Topuk vuruşu		3,5 W (teorik olarak 70 kg kütleli kişinin, 1 Hz yürüyüşünde, ayakkabı tabanında 5 mm deplasman için)		
Eklem hareketleri [21]		Güç (W)	Tork (Nm)	Negatif İş (%)
	Ayak bileği	66,8	140	28,3
	Diz	36,4	40	92
	Kalça	38	80	19
	Dirsek	2,1	2	37
	Omuz	2,2	2	61

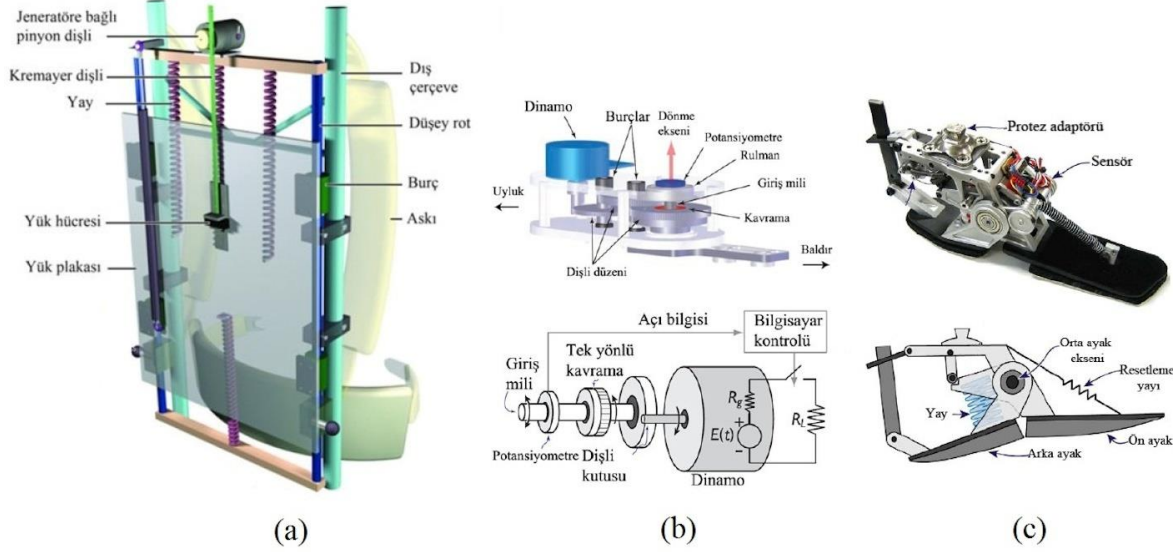
Collins ve ark. [32, 33], ayak tabanına yerleştirilen ve mekanik enerjiyi depolayarak protez kullanıcılarının yürüyüşünü kolaylaştıran bir biyomekanik enerji üretici geliştirmiştir (Şekil 1c). Basma fazı başında vücut ağırlığı etkisi altında sıkışarak enerji depolayan yay, salınma fazına geçişte depoladığı enerjiyi serbest bırakarak metabolik enerji gereksinimini azaltmaktadır. Klasik protez ayak kullanıldığında metabolik enerji tüketimi normal ayağa göre % 23,1 artarken, bu sistemde artış oranı % 13,8 olmakta ve böylece % 9,3 lük iyileşme sağlanmaktadır.

Bu çalışmalara bakıldığında, Rome ve ark. tarafından geliştirilen sırt çantası uygulamasıyla önemli seviyede elektrik elde edilebilmekle birlikte, normal şartlarda yük taşımayan ya da taşıyamayacak durumda olan kişiler için uygun bir seçenek olmadığı görülmektedir. Ancak, kırsal alanda görev yapan ve zaten belirli bir yükü taşımak durumunda olan askeri birlikler ya da araştırma ekipleri için uygun olabilir. Collins ve ark. tarafından geliştirilen sistem elektrik üretmek yerine protez kullanıcısı kişilerin yürüyüşünü kolaylaştırmayı amaçlamaktadır. Ayakaltına uygulanan diğer sistemler de enerji üretimi konusunda yetersiz kalmaktadır. Donelan ve ark. tarafından geliştirilen sistem ise yeterli miktarda enerji üretmesi, kullanıcıya düşük ilave metabolik yük getirmesi, sistemden yararlanabilecek kişi sayısının fazlalığı ve kullanıcıların günlük hayattaki faaliyetlerini engellememesi gibi avantajlar getirmektedir.

3. TASARIM

Yürümede enerji hızlanma, frenleme ve ayağın yere teması sırasında meydana gelen şok etkisinin sönmülmesi için harcanmaktadır. Enerji harcaması dakikadaki oksijen tüketim miktarı ile ölçülmektedir. Bir insanın maksimum efor sırasında kilosu başına dakikada kullandığı oksijen miktarına maksimum oksijen tüketim kapasitesi denir. 1,3 m/s hızda yürüyen bir kimse maksimum oksijen tüketim kapasitesinin % 38'ini kullanmaktadır [34]. Pozitif kas işinde, aktif kas lifleri kasılarak kuvvet üretir ve metabolik enerjiyi % 25 verimle mekanik enerjiye dönüştürür (1 W mekanik güç üreten kasın 4 W metabolik güce ihtiyaç duyması ve aradaki 3 W'lık farkın ısı şeklinde atılması

demektir). Negatif kas işinde ise, aktif kas lifleri kuvvet üretirken dış kuvvetler nedeniyle uzamaya zorlanır. Bu pasif bir frenleme değildir ve kaslar negatif iş yapmak içinde metabolik enerjiye ihtiyaç duyarlar. Negatif işte verim ~ 120 olarak ortaya çıkmaktadır (-1 W mekanik güç üreten kasın $0,83$ W metabolik güce ihtiyaç duyması ve $1,83$ W'lık gücün ısı şeklinde atılması demektir) [35]. Pozitif kas işini artırarak elektrik üretmek konvansiyonel üretimdir ve harcanan eforu ciddi anlamda artırır. Negatif kas işini azaltarak yapılacak elektrik üretiminin ise harcanan eforu artırmaz.



Şekil 1. Biyomekanik enerji hasadı alanındaki çalışmalar: a) Sırt çantası uygulaması [25], b) Diz eklemi uygulaması [3], c) Ayak tabanı uygulaması [32].

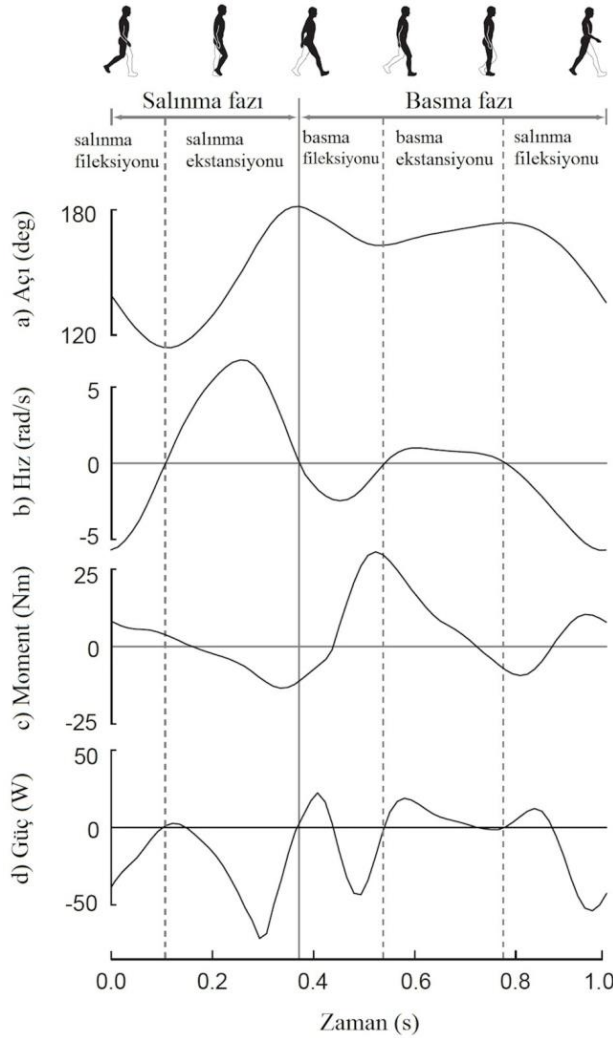
Biyomekanik enerji üretici tasarımı için hedef bölge olarak diz eklemi seçilmiştir. Bunun nedeni diz ekleminde ağırlıklı olarak negatif işinin yapılması ve yürüme sırasında diz ekleminde oluşan deplasmanın sırt çantası ya da ayakkabı tabanı uygulamalarına göre daha yüksek olmasıdır. Bir jeneratörün doğru yerde ve doğru zamanda devreye girmesi, normalde kaslar (ya da diğer unsurlar) tarafından yapılan negatif işin yerini alması, elektrikli hibrit araçlardaki rejeneratif frenlemeyle gücün geri kazanılmasına benzemektedir [36]. Güç üretimi devresinin seçici olarak devreye girip-çıkmasıyla sadece negatif kas işinin kullanılması ve ilave metabolik güç gereksiniminin olmaması beklenmektedir.

Yürüme sırasında tüm alt ekstremit eklemlerindeki mekanik güçler, yürüme hızı ve kişinin kütlesine bağlı olarak çok farklı paternler gösterirler. Yürüme sırasındaki diz eklemi paternleri Şekil 2'de verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi, eklem gücünün karakteri koşullardan bağımsız olarak zamana göre değişken, çift yönlü ve kesiklidir. Yürüme siklusunun dört evresi (basma fileksiyonu, basma ekstansiyonu, salınma fileksiyonu, salınma ekstansiyonu), her biri diz eklemi açısıl hareketinin yön değiştirdiği noktalarla belirlenen bölgeler olarak görülmektedir. Basma fazı sonunda başlayan diz fileksiyonu salınma fazında da devam eder. Bu bölümde eklem gücünün negatif olduğu görülmektedir. Daha sonra gelen salınma ekstansiyonu bölümünde, topuk teması öncesinde bacağı yavaşlatmak üzere diz fileksiyon grubu kasları aktivitesiyle diz eklemi gücü yine negatiftir. Jeneratif frenleme için, büyük miktarda negatif işin yapıldığı bu salınma ekstansiyonu bölgesi seçilmiştir. Ortalama yürüme hızında her bir bacak için salınma ekstansiyonu bölgesindeki negatif iş $\sim 8,4$ J dür. Ayrıca, bu bölgede yapılan negatif iş, diğer fazlarla karşılaştırıldığında yürüme hızına daha az bağımlıdır. Yürüme hızı $1,5$ m/s den 1 m/s ye düştüğünde, basma fileksiyonu işi % 56 azalırken salınma ekstansiyonu işi % 19 azalmaktadır [37].

Diz hareketlerinden enerji hasadı yapacak bir cihazın belirli tasarım kriterlerini sağlaması gereklidir. Bu cihaz, öncelikle, mekanik gücü elektriksel güce dönüştürecek olan ve vücuda giyileceğinden küçük ve hafif olması gereken efektif bir mekanizmaya sahip olmalıdır. Bu mekanizma, zamana göre değişken, çift yönlü ve kesikli olan diz eklemi gücünü elektriksel güç için uygun bir forma dönüştürmelidir. Cihazın ağırlık merkezi diz ekleminin merkezine en yakın konumda olmalıdır. Jeneratif frenlemeyi elde etmek üzere sistemin ne zaman devreye gireceği ve ne zaman devreden çıkacağı belirlenmelidir. Yürüyüş ritmini bozmadan elektriksel güç üretimini maksimize edecek şekilde sistem parametreleri optimize edilmelidir.

Yürüyüşün herhangi bir anında elektrik elde etmek için kullanılacak belirli bir miktar mekanik enerji bulunur. Daha fazlasını hasat etmeye çalışmak kullanıcının yürüyüşünün aksamasına veya durmasına neden olacaktır. Parametre seçiminde bu kriterler göz önünde bulundurulmuştur. Giriş milinin diz fleksiyonu sırasında serbest dönmesine izin veren ve sadece ekstansiyon hareketini ileten tek yönlü mekanik bir kavramanın kullanılması öngörülmüştür. Giriş miline yerleştirilen potansiyometre ile diz açısının sıfır çizgisinden geçtiği noktalar üzerinden yürüme siklusunun fazları ve diz eklemi açısı belirlenmektedir. Kontrol algoritması, diz açısı ve açılma hızı bilgilerini kullanarak, sistemin etkin olması planlanan salınma ekstansiyonu bölgesini belirler.

Belirli bir jeneratör ve transmisyon sistemi için yürüyüşü olumsuz etkilemeden elektriksel güç üretimini artırmak için sistem parametreleri dikkatlice seçilmelidir. Bu parametrelerin en önemlilerinden birisi dize uygulanacak reaksiyon torkudur. Kaslardan dolayı ortaya çıkan eklem gücü tamamıyla cihaz tarafından devralınırsa eklem torkuna eşit bir cihaz reaksiyon torku üretilebilir. Ancak, diz eklemi kasları sürekli olarak kalça eklemi torkuna da katkıda bulunmaktadır ve yürüme için kalça eklemi torku mutlaka gereklidir. Ayrıca, tasarlanan sistem diz eklemi ekstansiyon halinde olduğu durumlarda çalışacağından, pozitif güç gerektiren basma ekstansiyonu sırasında dize uygulanan reaksiyon torkunun fazla olması durumunda kullanıcının yürüyüşünü zorlaştıracaktır. Dolayısıyla, kas kaynaklı diz torkunun tamamının cihaz kaynaklı torkla değiştirilmesi istenilen bir durum değildir. Bu nedenle, cihaz reaksiyon torku ortalama diz eklemi torkunun yarısına yakın bir değer olarak 6 Nm seçilmiştir.



Şekil 2. Normal yürümede diz eklemi ortaya çıkan a) açı, b) açısal hız, c) moment, d) güç paternleri [37].

1,5 m/s hızla yürüme sırasında diz eklemine ortalama açılma hızı 2,2 rad/s ve diz eklemine ortaya çıkan eklem momenti 14 Nm kadardır [38]. Sistemin tasarımında öncelikli olarak minimum ağırlık, minimum ek metabolik gereksinim ve maksimum elektriksel güç hedeflenmiştir. Dize uygulanan reaksiyon torku, elektriksel yük direnci, jeneratörün elektromotor kuvvet katsayısı, iç direnci ve verimi, dişli sisteminin çevrim oranı ve verimi gibi birçok parametre bu değerlere farklı şekillerde kısıtlamalar getirmektedir. Dolayısıyla bu parametreler arasında optimizasyon yapılması gerekmektedir.

Diz eklemine düşük hız-yüksek tork ile karakterize edilen mekanik gücünün, elektriksel güç üretimi için uygun olan yüksek hız-düşük tork ile karakterize mekanik güce dönüştürmek için dişli sistemiyle redüksiyon sağlanması gerekmektedir. Diz eklemi açılma hızı ω_d ; planet dişli sistemi toplam çevrim oranı i_p ve verimi η_p ; jeneratör açılma hızı ω_j , elektromotor kuvvet sabiti k_j , iç direnci R_j , verimi η_j , ürettiği gerilim V , akım şiddeti I ve reaksiyon torku T_j ; elektriksel yük direnci R_y , dize etki eden reaksiyon torku T_r ve mekanik gücü elektriksel güce dönüştürme toplam verimi η_T olmak üzere aşağıdaki eşitlikler yazılabilir [3]:

$$V = k_j \cdot \omega_j = k_j \cdot \omega_d \cdot i_p = I \cdot (R_j + R_y) \quad (1)$$

$$I = k_j \cdot \omega_d \cdot i_p / (R_j + R_y) \quad (2)$$

$$\eta_T = \eta_p \cdot \eta_j = \eta_p \cdot R_y / (R_j + R_y) \quad (3)$$

$$T_r = T_j \cdot i_p / \eta_p = k_j \cdot I \cdot i_p / \eta_p = k_j \cdot I \cdot i_p / \eta_p \\ = k_j^2 \cdot i_p^2 \cdot \omega_d / (R_j + R_y) \cdot \eta_p \quad (4)$$

Denklemler, yük direncinin, planet dişli sistemi çevrim oranı ve veriminin, jeneratör sabiti ve iç direncinin tasarımdaki önemli parametreler olduğunu göstermektedir. R_j ve k_j jeneratörün yapısına ve malzemesine bağlı olarak ortaya çıkan sabitlerdir. Kütle ve boyut sınırlamaları sebebiyle bu parametrelerin birbirinden bağımsız seçilmesi mümkün değildir. Örneğin elektromotor kuvvet sabitinin artması için yapılacak değişiklikler boyutunun ve kütesinin de artmasına neden olacaktır. Benzer şekilde jeneratör iç direncini düşürmek için daha kalın kesitli teller kullanılması da kütle artışı ile sonuçlanacaktır. Yine benzer şekilde elektriksel yükün artırılması ile verim artacak fakat reaksiyon torku düşecektir. Tasarımdaki parametre sayısını azaltmak, bazı parametreleri elemek amacıyla öncelikle kullanılacak motor belirlenmiştir. Motor belirlenirken motorun çıkabildiği maksimum devir sayısının ve elektromotor kuvvet sabitinin yüksek, bununla birlikte ağırlığının ve iç direncinin düşük olmasına dikkat edilerek Maxon EC-45 fırçasız dc-motor seçilmiştir (Elektromotor kuvvet sabiti 0,025 Vs/rad, max. devir 10.000 rpm, nominal tork 0,969 Nm, iç direnç 0,413 Ω , nominal güç 50 W, kütle 110 g, verim 0,85) [39]. Yük direnci, toplam çevrim oranı ve toplam sistem verimi 3 ve 4 denklemlerinden

$$0,85 = R_y / (0,413 + R_y); R_y = 2,34 \Omega$$

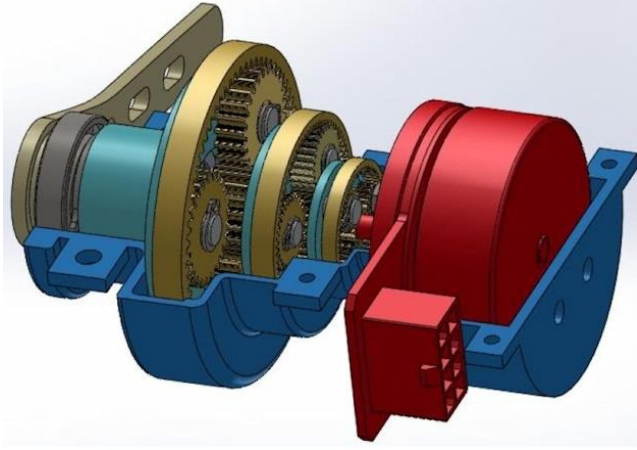
$$6 = 0,025^2 \cdot i_p^2 \cdot 2,2 / (0,413 + R_y) \cdot 0,9; i_p = 103,97$$

$$\eta_T = 0,9 \cdot 0,85 = 0,76 \text{ olarak bulunmuştur.}$$

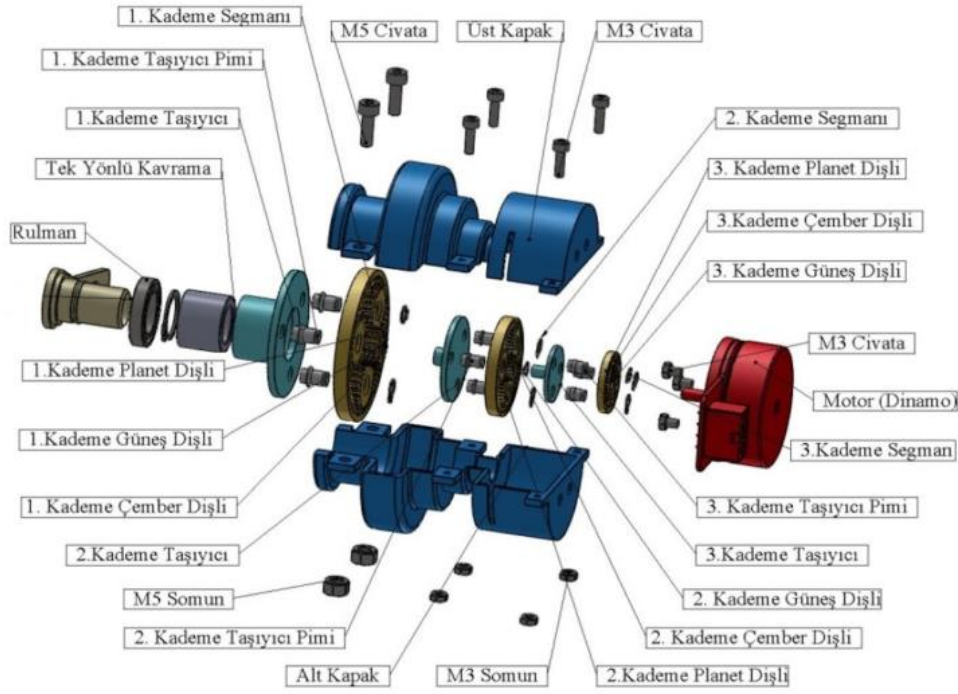
Belirlenen çevrim oranını minimum ağırlık ve boyutlarla elde edebilmek için üç kademeli planet dişli sistemi kullanılması öngörülmüştür. Toplam çevrim oranı 104 olacak şekilde planet dişli sisteminin ve cihazı diz desteğine bağlayan ekstansiyon kolunun tasarımları yapılmıştır. Yapılan tasarım çalışmaları ve hesaplamalar doğrultusunda oluşturulan sistemin katı modeli Şekil 3'te, montaj resmi Şekil 4'te ve planet dişli sistemi parametreleri Tablo 3'de verilmiştir. Tasarlanan sistem dizin sadece ekstansiyon hareketini jeneratöre iletacaktır. Dolayısıyla burada tek yönlü çalışan bir kavramaya gerek duyulmuştur. Minimum boyut ve ağırlık ve mümkün olan maksimum tork kapasitesi göz önünde bulundurularak tek yönlü kavrama seçimi yapılmıştır (tork kapasitesi 17,3 Nm, iç çap 14 mm, dış çap 20 mm, kütle 20 g). Dişli çarklar için yüksek sertliğe sahip 16MnCr5 sementasyon çeliği ve diğer parçalar için hafif olması amacıyla 6061-T6 alüminyum alaşımı şeklinde malzeme seçimi yapılmıştır.

Tablo 4. Planet dişli sistemi parametreleri

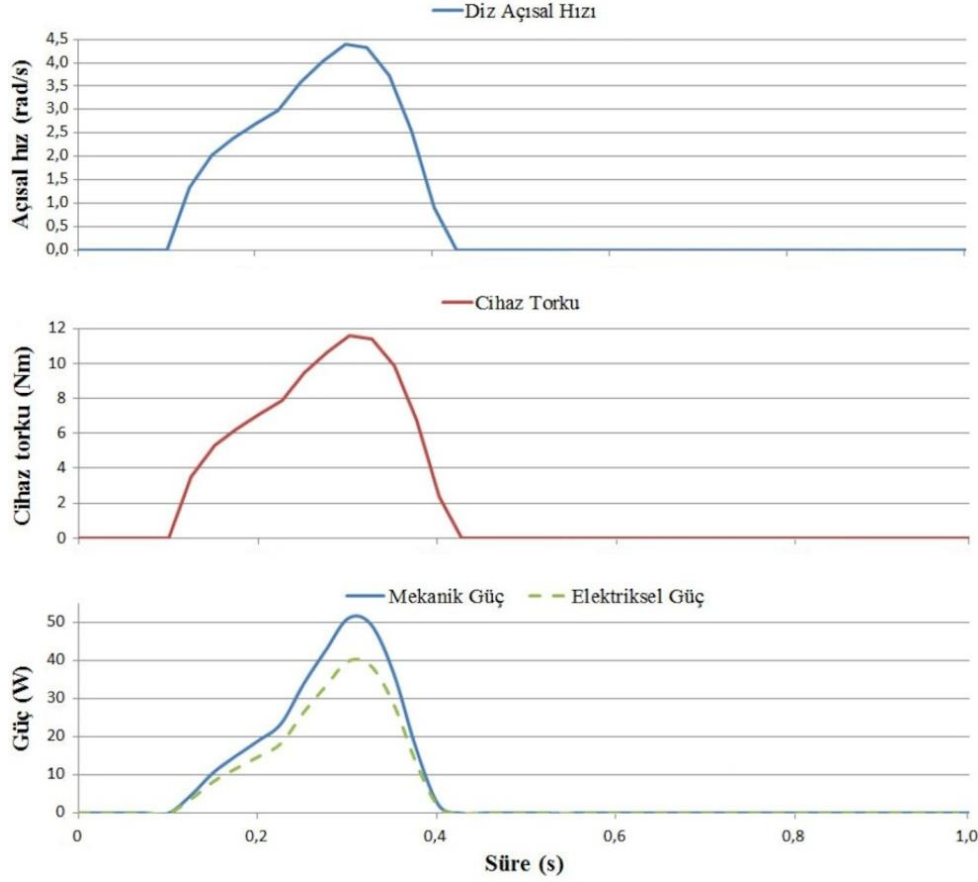
	1. Kademe	2. Kademe	3. Kademe
İç güneş dişli diş sayısı	18	20	18
Planet dişli diş sayısı	25	29	22
Çember dişli diş sayısı	68	78	62
Modül (mm)	0,7	0,4	0,3
Çevrim oranı	4,78	4,9	4,44
Çıkış torku ($T_{diz}=15$ Nm)	3,03	0,60	0,13



Şekil 3. Tasarlanan biyomekanik enerji üreticinin katı modeli.



Şekil 4. Tasarlanan biyomekanik enerji üreticinin montaj resmi.



Şekil 5. Salınma ekstansiyonu evresinde diz eklemine ait açısal hız, cihaz reaksiyon torku ve gücü.

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Tasarlanan sistemin yürüme sırasında ürettiği güç için diz eklemine ait hız profili kullanılarak oluşturulan grafik Şekil 5’te verilmiştir. Salınma ekstansiyonu fazında, ortalama ve azami diz açısal hız değerleri 2,5 ve 4,4 rad/s; cihaz reaksiyon torku değerleri 6,6 ve 11,6 Nm; sisteme giren mekanik güç değerleri 21,9 ve 51,2 W; elektriksel güç 17,1 ve 40 W, ve siklusun tümü boyunca elde edilen ortalama elektriksel güç ise 5,8 W olmaktadır. Hesaplamalarda sistemin ataleti ihmal edilerek dizin ekstansiyon hareketi sonlandığında sistemdeki hareketin tamamen durduğu ve sistemin maksimum verimle çalıştığı kabul edilmiştir. Bu değer, birçok protez ve benzeri medikal sistemler için ve cep telefonu, navigasyon cihazı, diz üstü bilgisayar gibi taşınabilir elektronik cihazlar için yeterli görünmektedir. Elde edilen gücün yeterliliğini kıyaslamak ve somut bir örnek oluşturmak amacıyla, ortalama özelliklere sahip Nokia 6700s cep telefonunun şarj özellikleri incelenmiştir. Söz konusu telefonun piline ait teknik verilere (3,7 V/3,2 Wh/860 mAh) göre pilin şarj olması için $3,2 \text{ Wh} / 5,8 \text{ W} = 33$ dakika yürümek yeterli olmaktadır.

Sistemin performansının net olarak belirlenmesi için ilave metabolik güç tüketiminin ölçülmesi gereklidir. Konvansiyonel üretimde COH (cost of harvesting) değeri $COH = 1/(\eta_T \cdot \eta_{kas}) = 1/(0,76 \cdot 0,25) = 5,3$ olmaktadır. Bu, 1 W elektriksel güç üretmek için 5,3 W ilave metabolik güç gerekeceğini ifade etmektedir. Negatif kas işi bölgesini hedefleyen bir biyomekanik enerji hasadı sisteminin COH değeri ($COH = \Delta \text{Metabolik güç} / \Delta \text{Elektriksel güç}$) sıfıra yaklaştığı oranda sistem başarılı kabul edilebilir. Aksi durumda, yapılan işin bir enerji hasadından daha çok ekstra pozitif kas işiyle gerçekleşen konvansiyonel üretim olduğu sonucu ortaya çıkar. Sistem ağırlığının vücut üzerinde taşıyor olmasının getireceği ilave metabolik güç gereksinimi de ayrıca dikkate alınmalıdır.

Elektromyografik çalışmalar diz fleksör kaslarının salınma ekstansiyonu başladıktan bir süre sonra aktif olduklarını ve basma fileksiyonuna geçildikten sonra ise bir süre daha aktivitelerini devam ettirdiklerini göstermektedir. Diğer taraftan, basma fileksiyonunda tek yönlü kavrama diz hareketini sisteme iletmeyecek, ancak dişli sistemi ve jeneratör ataletleri dolayısıyla hala hareket halinde olacaklardır. Bu sebeplerden dolayı, güç üretim devresi salınma

ekstansiyonu fazı başında belirli bir gecikmeyle devreye girmeli ve salınma ekstansiyonu fazı sonunda da belirli bir gecikmeyle devreden çıkmalıdır.

Daha küçük ve hafif transmisyon sistemi, bağlantı aparatının karbon fiber gibi hafif ve mukavim malzemeden yapılması, sistemin bacak üzerinde distalden proksimale doğru kaydırılması ya da bacak yerine uyluk üzerinde konumlandırılması cihazın taşınmasından dolayı gereken metabolik güç gereksinimini azaltacak ve sistem performansını artıracak uygulamalardır.

Bu çalışmada salınma ekstansiyonu evresine yoğunlaşmış olmakla beraber, yürüme siklusunun diğer bölümlerinde de enerji hasadı yapılabilecek, basma ve salınma fazlarının fileksiyon evreleri gibi, başka negatif kas işi bölümleri de bulunmaktadır. Ancak, bu evrelerde diz eklemi hareket yönü değişmekte ve farklı çevrim oranları gerekli olmaktadır. Bu evrelerin değerlendirilebilmesi için jeneratörün sürekli aynı yönde ve farklı çevrim oranlarıyla dönmesini sağlayacak bir mekanizma geliştirilmesi gerekmektedir. Ayrıca, diz eklemine göre daha az negatif kas işine sahip olmakla beraber, ayak bileği ve kalça eklemleri de biyomekanik enerji hasadında dikkate alınabilirler. 2 adım/s hızda yürüten 80 kg kütleli kişinin ayak bileği eklemindeki max. moment 140 Nm, güç 67 W, iş 33 J (% 28 negatif iş), kalça eklemindeki max. moment 80 Nm, güç 38 W, iş 19 J (% 19 negatif iş) olarak ortaya çıkmaktadır [21].

Kas fonksiyonları sadece net eklem gücü üzerinden açıklanamayacak kadar karmaşıktır. Tüm eklemler eş zamanlı ve zıt yönlü çalışan kas gruplarıyla askıya alınmış durumdadır. Dolayısıyla net eklem gücü, eş ve zıt yönlü kasların pozitif ve negatif güç üretimlerinin bir sonucudur. Bir jeneratör ile eklem hareketine karşı direnç oluşturulduğunda, net eklem gücünün pozitif olduğu bir bölgede bile olsa, negatif güç üreten kaslara yardımcı olunmuş olur. Kaslar birden fazla eklemi etkileyebildiklerinden, bir eklemden pozitif güç üreten bir kas, bir başka eklemden negatif güce katkı sağlıyor olabilir. Ayrıca, eklem bölgesindeki bağlantı dokuları (tendon, kıkırdak, eklem bağı, bursa), negatif gücün potansiyel bir sebebi olarak, hareketin bir fazında depoladıkları enerjiyi diğer fazda geri verirler. Jeneratör kullanımıyla eklem hareketine karşı direnç oluşturmak bu enerji depolama ve geri verme sistemini bozarak pozitif kas işini artırıcı yönde etki yapabilir. Pozitif işi tek kaynağı kaslardır. Negatif işin ise, en önemli kaynağı kaslar olmakla beraber, hava direnci, ayakkabı tabanında sönümleme, yumuşak doku hareketleri gibi başka kaynakları da vardır. Bu kaynaklar pasiftir ve mekanik enerjiyi sönümlemek için ilave metabolik enerji tüketimi gerektirmezler. Bir enerji hasadı cihazının yerini aldığı negatif işin ne kadarının kaslar tarafından yapıldığı net değildir. Ekstremitenin karmaşık fizyolojik yapısıyla bağlantılı tüm bu sebeplerden dolayı, eklemlerde jeneratif frenlemeyle ilgili tüm çalışmalar deneysel olarak test edilene kadar sadece birer öngörü olarak değerlendirilmelidir.

KAYNAKLAR

- [1] McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance. 5 edition. New York, NY, Lippincott, Williams & Wilkins; 2001.
- [2] Starner T. Human-powered wearable computing. IBM Systems Journal, 35:618-629, 1996.
- [3] Li Q, Naing V, Donelan JM. Development of a biomechanical energy harvester. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 6:22, 2009.
- [4] Riemer R, Shapiro A. Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 8: 22, 2011.
- [5] C-Leg: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_en/ifu_647h215_d_gb_f_e_c_leg.pdf
- [6] Rheo Knee: <http://www.ossur.co.uk/lisalib/getfile.aspx?itemid=7000>
- [7] Proprio Foot: <http://www.ossur.com/lisalib/getfile.aspx?itemid=12360>
- [8] iWalk Ankle: <http://www.iwalkpro.com/home.html>
- [9] D. Popović, R. Tomović, D. Tepavać, L. Schwirtlich. Control aspects of active above knee prosthesis. Int. J. Man-Machine. St. 35:751-767, 1991.
- [10] Power Knee: <http://www.ossur.co.uk/lisalib/getfile.aspx?itemid=22244>
- [11] Sugar TG. A novel selective compliant actuator. Mechatronics, 12:1157-1171, 2002.
- [12] Varol HA, Sup F, Goldfarb M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis, IEEE T. Biomed. Eng. 57:542-55, 2010.
- [13] Paluska D, Herr H. The effect of series elasticity on actuator power and work output: Implications for robotic and prosthetic joint design. Robot. Auton. Syst. 54:667-673, 2006.
- [14] Paradiso JA. Energy harvesting for mobile computing. Responsive Environments Group, MIT Media Lab, (<http://www.media.mit.edu/resenv>).
- [15] Paradiso JA, Starner T. Energy scavenging for mobile and wireless electronics. Ieee Pervas Comput, 4:18-27, 2005.

- [16] Fite K, Mitchell J, Sup F, Goldfarb M. Design and Control of an Electrically Powered Knee Prosthesis, Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands
- [17] Sup F, Varol HA, Goldfarb M. Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: Initial results with an amputee subject, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 19:71-78, 2011.
- [18] Nokia 6301: <http://www.nokia.com/A4140021>
- [19] Navking X20: <http://www.navking.com/>
- [20] Dell Inspiron: <http://support.dell.com/support/edocs/systems/ins1525/en/index.htm>
- [21] Winter DA, Patla EA, Frank SJ, Walt ES. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, 70:15-22, 1990.
- [22] Kymissis J, Kendall C, Paradiso JA, Gershenfeld N. Parasitic power harvesting in shoes. In Second IEEE International Conference on Wearable Computing; Oct IEEE Computer Society Press, 132-139, 1998.
- [23] Kornbluh RD, Pelrine R, Pei Q, Heydt R, Stanford S, Oh S, Eckerle J. Electroelastomers: Applications of dielectric elastomer transducers for actuation, generation, and smart structures. *Smart Structures and Materials: Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies*. San Diego, CA, 254-270, 2002.
- [24] Kishi M, Nemoto H, Hamao T, Yamamoto M, Sudou S, Mandai M, Yamamoto S: Micro-Thermoelectric Modules and Their Application to Wristwatches as an Energy Source. Eighteenth International Conference on Thermoelectrics Proceedings, ICT'99, Baltimore, 301-307, 1999.
- [25] Rome LC, Flynn L, Goldman EM, Yoo TD. Generating electricity while walking with loads. *Science*, 309:1725-1728, 2005.
- [26] Feenstra J, Granstroma J, Sodano H. Energy harvesting through a backpack employing a mechanically amplified piezoelectric stack. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 22:721-734, 2008.
- [27] Foissac M, Millet GY, Geysant A, Freychat P, Belli A. Characterization of the mechanical properties of backpacks and their influence on the energetics of walking. *Journal of Biomechanics*, 42:125-130, 2009.
- [28] Xu X, Hsiang SM, Mirka GA. The effects of a suspended-load backpack on gait. *Gait&Posture*, 29:151-153, 2009.
- [29] Doke J, Donelan JM, Kuo AD. Mechanics and energetics of swinging the human leg. *The Journal of Experimental Biology*, 208:439-445, 2005.
- [30] Donelan JM, Li Q, Naing V, Hoffer A, Weber DJ, Kuo AD. Biomedical energy harvesting, generating electricity during walking with minimal user effort. *Science*, 319:807-810, 2008.
- [31] Kuo AD. Harvesting energy by improving the economy of human walking *Science*. 309:1686-1687, 2005.
- [32] Collins S. Controlled energy storage and return in a prosthetic foot. *Dynamic Walking*, T.U.Delft, 2008,
- [33] Collins SH, Kuo AD. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. *Public Library of Science*, 5, 2010.
- [34] Berker N, Yalçın S. *Yürüme Analizi*. Avrupa Tıp Kitapçılık, İstanbul, 2001
- [35] Margaria R. Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. *Int. Z Angew Physiol*, 25:339-351, 1968.
- [36] Demirdoven N, Deutch J. Hybrid cars now, fuel cell cars later. *Science*, 305:974-976, 2004.
- [37] Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clin Orthop*, 147-154, 1983.
- [38] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd edition, New York, Wiley, 1990.
- [39] Maxonmotor: <http://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/index>.