

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİNDEN
YARARLANARAK ENERJİ ÜRETİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak. Müh. Aydın ÖZCAN

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ

Enstitü Bilim Dalı : MAKİNE TASARIM VE İMALAT

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI

Haziran 2010

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİNDEN
YARARLANARAK ENERJİ ÜRETİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

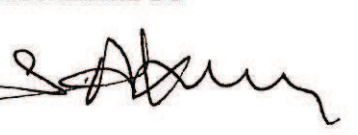
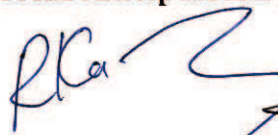
Mak. Müh. Aydın ÖZCAN

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ

Enstitü Bilim Dalı : MAKİNE TASARIM VE İMALAT

Bu tez 15/06/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç.Dr. Akın Oğuz KAPTI Prof.Dr.Recep KOZAN Doç.Dr. Saadettin AKSOY



TEŐEKKÜRLER

Tezin hazırlanması aşamasında önemli katkılarda bulunan danıŐman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI'ya, bana her zaman destek olan değerli eŐime, öğrenim hayatım boyunca her türlü maddi ve manevi yardımları için aileme ve Atölye imkânlarını sağladığı için Kromel Mak. A.Ő.'ye teŐekkürlerimi bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xiv
SUMMARY.....	xv
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
ÖNCEKİ ÇALIŞMALARIN İNCELENMESİ.....	2
2.1.Yüklerle Birlikte Yürürken Elektrik Üretimi.....	2
2.2.İnsan Bacağının Öne Ve Arkaya Hareketinik Mekanik Ve Enerji Yapısı.....	9
2.2.1. Özet.....	9
2.2.2. Giriş	10
2.2.3. Malzemeler ve Metodlar.....	12
2.2.4. Deneysel Prosedür.....	14
2.2.5. Sonuçlar.....	17
2.2.6. Yorumlar	18
2.3.İnsan Yürüyüşünde Ekonomik Harcama İle Daha Fazla Enerji Depolama.....	22
BÖLÜM 3.	
PIEZOELEKTRİK SİSTEMLERİN İNCELENMESİ.....	27

3.1 Piezoelektrik Etkinin Oluşumu.....	27
3.2 Piezoelektrik Etki.....	28
3.2.1 Eksen Terminolojisi.....	29
3.2.1.1 Elastikiyet.....	29
3.3 Piezoelektrik Denklemi.....	30
3.3.1. Temel Piezoelektrik Modları.....	31
3.3.2 Kutuplama.....	31
3.3.2.1 Kutuplama sonrası uygulanan gerilim.....	32
3.3.2.2 Kutuplama sonrası uygulanan kuvvet.....	32
3.3.2.3 Kırılma.....	32
3.4 Piezoelektrik bükücüler.....	33
3.5 Basit Stack Piezoelektrik Dönüştürücü.....	33
3.6. Sonuç.....	34
3.7. Kullanım Alanları.....	34

BÖLÜM 4.

DC JENERATÖRLERİN İNCELENMESİ.....	35
4.1. Doğru Akım Jeneratörleri.....	35
4.1.1. Lenz Kanunu.....	35
4.1.2. Jeneratör Prensipleri.....	36
4.1.3. DC Jeneratörden DC Gerilim Çıkışı	37
4.2. DC Jeneratör Yapısı..	39
4.2.1 Stator	39
4.2.2 Rotor	39
4.2.3 Komütatör.....	39
4.2.4 Fırçalar	39
4.3. DC Jeneratörde Endüklenen Gerilim.....	39
4.4. DC Jeneratörün Doyum Eğrisi.....	40
4.5. Jeneratör Gerilim Oluşturma Süreci	40
4.6. DC Jeneratörün Gerilim Regülasyonu	41
4.7. DC Jeneratörün Kayıpları	41
4.7.1 Mekanik Kayıplar	41

4.7.1.1 Eddy Akım Kaybı	42
4.7.1.2 Histerezis Kaybı	42
4.8. DC Jeneratörün Verimi	42
BÖLÜM 5.	
BATARYALARIN İNCELENMESİ.....	43
5.1. NICD (Nikel Cadmiyum) ve NIMH (Nikel Metal Hibrit) Piller..	43
5.2. Lityum Ion Piller.....	44
5.2.1 Avantajları	45
5.2.2 Dezavantajları	45
5.2.3 Uyarılar	46
BÖLÜM 6.	
ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİNDEN YARARLANARAK ENERJİ ÜRETME.....	47
6.1. Minimum Kullanım Gücü İle Elektrik Üretme.....	47
BÖLÜM 7.	
TASARIM VE MODELLEME.....	54
7.1.Tasarım.....	54
7.2.Prototip.....	58
BÖLÜM 8.	
TEST VE DENEYLER.....	63
8.1.Malzemeler ve Metotlar.....	63
8.2.Deneysel Prosedür.....	64
8.3.Sonuçlar.....	68
BÖLÜM 9.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	69
9.1.Sonuç ve Değerlendirme.....	69

KAYNAKLAR.....	70
EKLER.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	81

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Cm	: Santimetre
Kg	: Kilogram
J	: Joule
W	: Watt
ΔH	: Yer değiştirme
d./dak	: devir / dakika
km	: kilometre
CO ₂	: Karbondioksit
VO ₂	: Kullanılan maksimal oksijen tüketimi
GPS	: Genel konum sistemi
Hz	: Hertz
W/kg	: Watt /kilogram
ω_n	: Sarkacın doğal frekansı
ω	: Frekans
θ	: Açısal yer değiştirme, Dirseğin yapmış olduğu açı
T	: Bacağın hareketsiz durumu ile normale dönmüş olan kas kuvvetinin anlık durumudur.
$\theta(t)$: t zamanına bağlı açısal yer değiştirme
A	: Sabit genişlik
T ₀	: Mafsal(Dönme) momenti
\dot{W}	: Sarkaç üzerinde yapılan net iş
$W^{(+)}$: Sarkaç üzerinde yapılan pozitif iş
\dot{F}_τ	: Örneğin tahmini verimi
M	: Vücut külesi
l	: Bacak uzunluğu
g	: Yer çekimi ivmesi
$\dot{W}^{(+)}$: Ortalama pozitif mekanik iş

Respirometre	: Solunum egzersiz cihazı
m/s	: metre / saniye
L	: İletkenin etkin uzunluğu (m),
v	: İletkenin hızı (m/s)
F	: Kuvvet
A	: Yükün uygulandığı Alan
r	: Mafsal ile bacağıın kütle merkezi arasındaki mesafe (bacağıın hareketsiz anıdır).
\dot{E}	: Net metabolik değer
O ₂	: Dioksit
W/kg	: Watt / kilogram
Tendon	: Kasların iskelete bağlandığı yer
PZT	: Kurşun-zirkonat-titanat
PbTiO ₂	: Kurşun-titanat
PbZrO ₃	: Kurşun-zirkonat
BaTiO ₃	: Baryum-titanat
C	: Kondansatörün Kapasitesi
A	: Kondansatörün yüzey alanı
ϵ_r	: Bağlı dielektrik sabiti
ϵ_0	: Havanın dielektrik sabiti = $8,85 \times 10^{-12}$ farads / meter
ϵ	:Dielektrik sabiti
V	: Voltaj
t	:Kalınlık ya da Yüzey ayırıcısı
D	: Elektriksel yer değıştirme
Q	:Yük
Dielektrik	: Elektrik akımlarını geçirmeyen
E	: Elektrik alanı
d _{ab} , a	: Elektriksel yön
b	: Mekaniksel yön
D _i	: Elektrik yer değıştirme vektörü
E _j	: Alan vektörü
ϵ_{ij}	: Dielektrik sabiti

d_{ab}	: Elektromekanik sabitler
a	: Elektriksel yön
b	: Mekaniksel yön
σ	: Gerilme
λ	: Gerinim
F	: Kuvvet
A	: Kuvvetin uygulandığı alan
S,E,Y	: Yong modülü
d_{ij}	:Piezoelektrik Katsayısı, zorlanmanın uygulanan alana veya yük yoğunluğunun uygulanan mekanik gerilmeye oranı
e	: İndüklenen gerilim (V),
d	: Verilen bir kuvvet tarafından oluşturulan yük veya verilen bir gerilim tarafından oluşturulan eğilme
σ_j	: Gerilme vektörü
λ_i	: Gerinim vektörü
e	: Endüklenen gerilim
A	: Manyetik akı yoğunluğu (Wb/m ²)
B	: Manyetik akı yoğunluğu (Wb/m ²)
N	: Kuzey yönü
S	: Güney yönü
AC	: Alternatif akım
DC	: Doğru akım
emf	: Elektromagnetik kuvvet
E_c	: İletken başına endüklenen emf (V)
E_g	:Endüklenen emf (V)
P	: Jeneratörün kutup sayısı,
Φ	: Kutup başına akı (Wb)
N	: Hız (rpm)
Z	: Toplam endüvi iletkeni sayısı
A	: Paralel yolların sayısı
R_f	: Alan direnci
R_a	: Endüvi direnci

R_L	: Yük direnci
I_a	: Endüvi akımı
I_L	: Yük akımı
I_f	: Bobinden akan akım
V_t	: U gerilimi
E_g	: U gerilimi
P_o	: ıkış gücü
P_v	: Değişken güç
P_{in}	: Giriş gücü
η	: Jeneratör verimi
NICD	: Nikel Cadmiyum
NIMH	: Nikel metal hibrit
Li-ion	: Lityum iyon
COH	: Alışılmış retim açısından verim
I_{ij}	: evrim oranı
z_i	: Diş sayısı
I_T	: Toplama evrim oranı
P	: Güç (Watt)
V	: Gerilim (Volt)
R	: Direnç (Ohm)

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	İnsanların Yürüyüş Modu.....	4
Şekil 2.2.	DC motor jeneratörü.....	5
Şekil 2.3.	Jeneratörden çıkan elektrik çıkışı ve yer değiştirme.....	6
Şekil 2.4.	Yürüme hızı ve yükünün jeneratördeki elektrik güç çıkışı ve mekanik güç gösteren grafik.....	8
Şekil 2.5.	Deneysel aparat.....	14
Şekil 2.6.	Sarkaç modeli.....	19
Şekil 2.7.	Mafsal momentinin çalışma döngüleri	21
Şekil 2.8.	Güç elde etme amaçlı yürüyüş enerji depolayıcının basit modeli ve insan yürüyüşü.....	24
Şekil 3.1.	Elastikiyet.....	30
Şekil 3.2.	Kalınlık Genişlemesi.....	31
Şekil 3.3.	Kalınlık Kırpılması.....	31
Şekil 3.4.	Yüzey kırılması.....	31
Şekil 3.5.	Piezoelektrik bükücüler.....	33
Şekil 3.6.	Piezoelektrik Dönüştürücü.....	34
Şekil 4.1.	Mekanik - Elektrik Enerji çevrimi	35
Şekil 4.2.	Basit Bir Jeneratörün iç yapısı	36
Şekil 4.3.	Düzgün bir manyetik alanda sabit hızla saat yönünde dönen bobin	37
Şekil 4.4.	Bobinin akı yönüne paralel hareket etmesi	37
Şekil 4.5.	A ve B bobinlerinin akı çizgilerine dik hareketi	37
Şekil 4.6.	A ve B bobinin yer değiştirmesi	38
Şekil 4.7.	İndüklenen gerilim maksimum	38
Şekil 4.8.	Bobinin akı yönüne paralel hareket etmesi.....	38
Şekil 4.9.	Sinüsoidal Voltaj - Pulsating Voltaj.....	38

Şekil 4.10.	Dc Jeneratör üzerindeki fırçaların gösterimi.....	39
Şekil 4.11.	Dc Jeneratörün doyum eğrisi.....	40
Şekil 4.12.	Jeneratör gerilimi oluşturma eğrisi.....	41
Şekil 5.1.	Lityum İyon Batarya çeşitleri.....	43
Şekil 6.1.	Döngüsel hareket esnasında üretken frenlemenin avantajları ve güç üretimi.....	50
Şekil 6.2.	Biyomekanik enerji depolayıcı.....	51
Şekil 6.3.	Yürüme sırasındaki güç üretimini zamanlama.....	52
Şekil 6.4.	Sürekli üretimden dolayı kaynaklanan elektrik ve üretken frenleme.....	53
Şekil 7.1.	Açısal Hareketin Elektriksel Gerilime dönüşümünün Simülasyonu.....	54
Şekil 7.2.	Türev Bloğunun İçi.....	55
Şekil 7.3.	Dişli Grubu Bloğu.....	55
Şekil 7.4.	Doğrultucu Bloğunun İçi.....	55
Şekil 7.5.	Doğrultucu Devresi.....	56
Şekil 7.6.	Dizin Açısal Hareketinin Zamana göre değişimi.....	56
Şekil 7.7.	Dizin Açısal Hızının Zamana göre değişimi.....	57
Şekil 7.8.	DC Jeneratörden elde edilen gerilimin zamana göre değişimi.....	57
Şekil 7.9.	Prototip tasarım modeli.....	59
Şekil 7.10.	Prototip Fotoğrafı.....	59
Şekil 7.11.	Prototip Fotoğrafı.....	60
Şekil 7.12.	Prototip Fotoğrafı.....	60
Şekil 7.13.	Prototip Fotoğrafı.....	60
Şekil 7.14.	Prototip Fotoğrafı.....	61
Şekil 7.15.	Prototip Fotoğrafı.....	61
Şekil 7.16.	Prototip Fotoğrafı.....	62
Şekil 7.17.	Prototip Fotoğrafı.....	62
Şekil 7.18.	Prototip Fotoğrafı.....	62
Şekil 8.1.	Prototip Montaj Teknik Çizimi.....	63

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 8.1. Denek-1 test değerleri	65
Tablo 8.2. Denek-2 test değerleri	66
Tablo 8.3. Denek-3 test değerleri	67
Tablo 8.4. 3 Denek üzerinde yapılan testlerin ortalamalarını gösteren grafik	68

ÖZET

Anahtar Kelimeler: Alternatif enerji kaynağı, Lityum-iyon batarya, Biyomekanik, DC Jeneratör.

Günümüzde yer değiştirebilir bataryalar kullanıcıların taşınması gereken ağır ve büyük hacimler oluşturabilir. Bu problemi çözmek için, bu araştırmada ilave çaba harçayarak elektrik üreten biyomekanik enerji sistemi tasarlanmıştır.

Yürüme, koşma, merdiven çıkma, merdiven inme v.b. Sırasında vücut ağırlığından kaynaklanan kuvvetlerin ve hareket sırasında ortaya çıkan dinamik etkilerin, elektrik enerjisi üretiminde kullanılabilmelerini mümkün kılacak yeni bir mekanizma tasarlanmıştır. Yapılan mekanizma ile dizin açısal hareket ve hız'ın zamana göre algoritmaları MATLAB yazılım ortamında programlanmıştır.

Yapılan tasarımda insan vücudu üzerine bağlantısı yapılarak, taşınması sağlanan basit bir yapı ile hareket-dişli kutusu ve Dc jeneratörden oluşan mekanik enerjiden faydalanarak Elektrik enerjisi elde etmek düşünülmüştür.

ENERGY HARVESTING BY UTILIZING THE MOVEMENTS OF LOWER EXTREMITY

SUMMARY

Keywords: Alternative energy source, Litium-ion battery, biomechanics, DC generator.

Nowadays, interchangeable batteries can create heavy and large volumes of weight which users need to carry with themselves. In order to solve this issue, extra effort has been spent on this research to design a biomechanical energy system which produces electrical energy.

A new mechanism has been designed to enable production of the electrical energy. To activate this mechanism, various types of parameters can be used. These can be listed such as; walking, running, climbing up and down stairs and etc. As a consequence of these parameters, electrical energy can be obtained with respect to the forces gained by body weight and applied movement.

The algorithms have been programmed in MATLAB software environment by cofiguring the mechanism with index of angular movement and speed with respect to time.

According to the design, it is aimed to obtain electrical energy by mounting a simple mechanism with a dynamic gearbox and a dc generator on a human body.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Bu araştırmada extra çaba harcayarak elektrik üreten biyomekanik enerji toplayıcı sistem tasarlanmıştır. Bu sistemde pozitif kas gücü kullanan insan kaynaklı alışılmış jeneratörlerin aksine, yeni teknoloji ile negatif iş gücü oluşturan kaslara katkıda bulunmaktadır. Bu işlem insan yürüyüşü sırasında mekanik hareketin dişli kutusu yardımıyla gücünün artırılarak Dc motor yardımı ile Elektrik enerjisi üretmektir. Enerji toplayıcılar, birleşim bölgeleri ve dirseklerde tümsek oluştururlar ve dönme fazı sonunda üretilen enerjiyi kullanırlar. Enerji toplamamın maliyeti, ya da gerektirdiği güç tasarlanan ekipmanın ağırlığı ve yürüyen kişiye getirdiği ek çabadır. Ekstra çaba ile esas elektrik gücünü üretme güç verilmiş protez kanatları şarj etme açısından ve diğer medikal aygıtlara da enerji verme açısından bu metodu kullanılabilir hale getirmektedir.

BÖLÜM 2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALARIN İNCELENMESİ

2.1 Yüklerle Birlikte Yürürken Elektrik Üretimi

Taşınan yüklerin dikeyde yaptığı hareketle mekanik enerjisi normal yürüme anında elektrik enerjisine çeviren askı yük sistemli enerji depolayıcı tasarlanmıştır.[1] (Bu yüklerin ağırlığı 20 kg. ile 38 kg. arasındadır). (7.4 Watt a kadar ya da 300 katı kadar artış gösterir). Beklenmedik bir şekilde oluşturulan ilave çaba ile elektrik üretimi sırasında gerekli olabilir. Bu genelde, yürüyüş biçiminde ya da yüklenme biçiminde değişiklik olduğu zaman gerçekleşmektedir. Bu da yürüme için gerekli olan metabolik enerjisi artırır. Bu elektrik üretimi bilim adamlarına ve araştırmacılara ve acil yardım ekiplerine ağır batarya aletlerini yerinden kaldırma ve uzak alanlarda rahat çalışma olanakları sağlamaktadır.[1]

Geçen yüzyıllarda, insanlar teknolojiye son derece bağımlı kalmışlardır. Özellikle elektronik eşyalar için bu geçerlidir. Geçen son 10 yılda elektronik aygıtlar daha fazla mobil hale gelmiştir. Elektronik aygıtlar insanlara medikal alanda, iletişim alanında ve GPS alanında büyük kolaylık sağlamaktadır. Günümüzde bütün bu aygıtlar bataryalar ile enerji depolayarak kullanılabilir, bu bataryalar sınırlı enerji depolama kapasiteleri olup ilave güç anlamına gelmektedirler. Ayrıca asıl ilerleme aygıtlardaki güç gereksinimlerini büyük ölçüde azaltma konusunda ve bataryalarda ki güç yoğunluğunu artırma konusunda olmuştur. Fakat yenilenebilir enerji kaynaklarında kayda değer bir gelişme olmamıştır.[1]

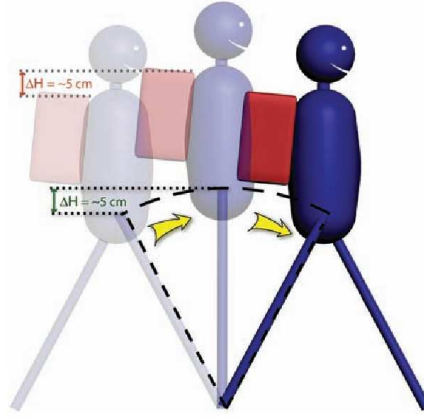
Sınırlı enerji ve bataryaların ağır olması gibi faktörler geniş alanlarda ve ağır yükler taşıyan insanlar için yüksek elektrik talebine karşı olumsuz etkenler olarak arz etmektedirler.

Günümüzde yer değiştirebilir bataryalar kullanıcıların taşınması gereken ağır ve büyük hacimleri oluşturabilir. Bu problemi çözmek için pasif bir aygıtlar geliştirilmiştir.[1] Yürüme sırasında yükleri dikey hareketle hareket ettirerek mekanik enerji üreten askı yüklü enerji depolayıcılar bu pasif aygıtlardandır. Ve bu aygıtlar mekanik enerjiyi elektrik enerjisine çevirirler. Canlının hareketleri sırasında çevre canlı vücudu üzerinde bir etki yapmaz(aerodinamik sürtünme kuvveti hariç) insanlar çevre üzerinde bir iş yapmazlar dahası bütün mekanik işler üretilir ve vücut içerisine dağılır. Bu da mekanik enerjiyi hapsedip elektrik enerjisine çevirme işlemini oldukça zorlaştırır çünkü aygıtlar ya cerrahi olarak vücut içersine yerleştirilmeli ya da vücudun içine bir yere monte edilmelidir. Bu da kişinin günlük faaliyetlerini ve rahatlığını etkiler bu yüzden araştırmacılar aygıtları takılabilir kısımlara yerleştirmeyi düşünmektedirler. [1] Bu tür aygıtlar sadece küçük bir elektrik enerjisi üretmektedirler. Bu sınırlandırma için öncelikli sebep set bir yüzeyin olması, esasında herhangi bir mekanik işin ayakta yapılmıyor olması özellikle yere temas eden kısım, çünkü normal şartlarda dikey kuvvet uygulaması dikey düzlemde gerçekleşmemektedir.

Ayrıca ayakkabı ile elektrik üretme konusunu şöyle söyleyebiliriz. [13] Ayak kısa bir mesafe alır çünkü taban ve topuk sıkışma yapmaktadır bu problemdir. Bunun yanında kayda değer bir çaba ayağa takılan ekipmanlar konusunda enerji üretme teknolojisinde sarf edilmiş olup gelişme kaydedilmiştir. Küçük boyutlarda mekanik enerji kaynağı sınırlı olarak kalmıştır.[1]

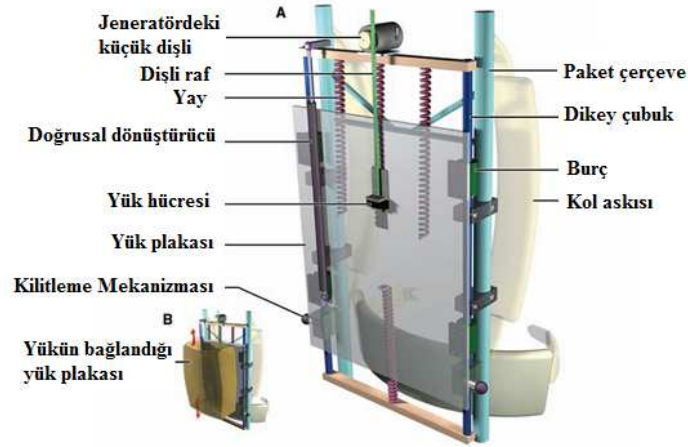
Yürüme sırasında yer çekimi alanında ağır yüklerle yapılan düşey hareket mekanik enerji kaynağını önemli bir kısmını temsil etmekte yüksek miktarda elektrik üretmek içinde potansiyel bir fırsat oluşturmaktadır. Yürüme sırasında kişi, çalışan sarkaç gibi hareket eder, tek ayak yere konur ve vücut bundan destek alır bu sırada dirsek yukarıya ve aşağıya hareket eder bu hareket mesafesi ise 4 ve 7 cm arasındandır. Böylelikle eğer birisi enerji depolayıcının içinde yük taşıyorsa tabi gövdeye sabit olarak aynı dikey mesafede yukarı ve aşağıya hareket etmelidir. Mekanik enerjinin değeri eğer yük ağırsa transfer edilmelidir. 36 kg'lık yük yükleniyorsa 18 J'luk mekanik enerji transfer olur. 5 cm yer değiştirme olduğunu kabul ederek ve 22 adımda 1/sn, 35 W ye eşit olur ayrıca büyük miktarda bir mekanik enerji kaynağı da

burada söz konusudur. Eğer yük gövdeye sabit bir şekilde bağlı ise kullanışlı olmaz. Şu sonuca vardık ki yükü gövdeden ayırmak farklı hareketlere izin verir ve bu ayırma elektrik üretimi ile mekanik enerji çıkımı için gereklidir bu yüzden bir aygıt geliştirilmiştir. [2] Askı yüklü enerji depolayıcı (Bkz. Şekil 2.1) olarak vücut ile yük arasında kullanılabilir bu kullanım farklı hareketlerle sonuçlanabilir ve yüksek miktarda elektrik enerjisi için potansiyel bir güçtür. [1]



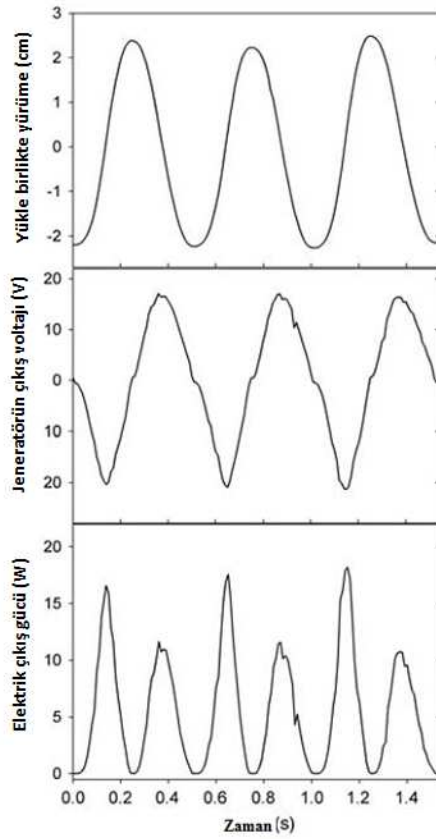
Şekil 2.1. İnsanların Yürüyüş Modu [1]

İnsanlar, sarkaç şeklinde bir yürüyüş yaparlar, bu durumda dirsekler, 5 cm'lik dikey sapma ile genişleyen bacağın üzerinde bir yay çizerler. Arka taraftan yapılan yükleme sabit olarak gövdeye bağlıdır ve aynı dikey sapmayı yapar bu sapma da elektrik üretimini sağlar.[2]



Şekil 2.2. Dc motor jeneratörü [1]

Askı yüklü enerji depolayıcıda çerçeve gövdeye sabitlenmiş fakat yük plaka üzerinde montajlıdır. Bu yük çerçeveye yay ile asılıdır. (a). Yürüme sırasında yük dikey çubuklara sabitlenmiş olarak aşağı ve yukarıya doğru hareket eder (b). Elektrik üretimi yürüme sırasında yukarı ve aşağı doğru hareket eden yük plakasına bağlı olarak sağlanır. Ve montajlı dc motoru üzerinde birbirine girmiş şekilde durur. Bu dc motor jeneratör olarak görev yapar ve çerçeveye rijit olarak bağlıdır.[1]



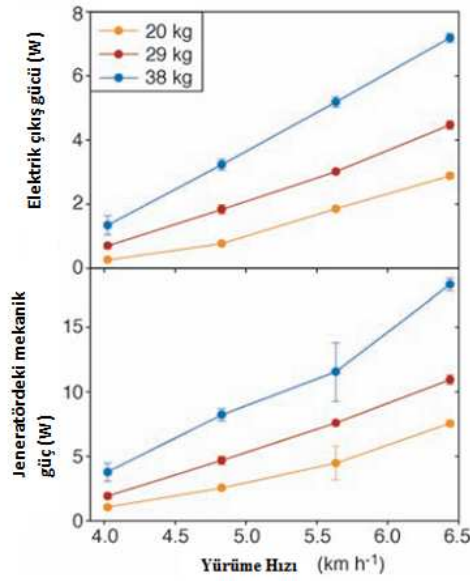
Şekil 2.3. Jeneratörden çıkan elektrik çıkışı ve yer değiştirme [1]

Kişi 38 kg yük ile yürüdüğü sırada jeneratörden çıkan elektrik çıkışı ve yer değiştirmeyi göstermektedir. Bu aşamada sistemin çerçevesine uygun olarak yükün bağıl hareketi 4,5 cm'dir. (üst panel) askının lineer hızı geri dönüşümlü olarak jeneratöre bir ivme kazandırmıştır bu değer 5.000 d/dak.'ya kadardır. Orta panel jeneratördeki voltajı göstermektedir. Böylece rezistans olarak hesaplanan elektrik gücü alt panelde gösteriliyor. Ortalama elektrik gücü, bu noktada 5,6 W'dır. Elektrik gücünün bu gösterimi joule ısınma deneyinde doğrulanmıştır. [2]

Altı erkek, 4,0 ila 6,4 km / saat hızda yürümüşlerdir (2,5 den 4,0 mph ye) . Bunun yanında denekler, 20, 29, 38 kg'lık yüklerle çerçevenin sabit kısmına bağlı olarak bu hareketi gerçekleştirmişlerdir. Bu sabit kısım ise 5,6 kg'dır. Ortalama elektrik gücü, yürüme hızı ile artış göstermiştir ve taşınan yükün ağırlığı ile artmıştır. Daha sonra ise % 10'luk eğimde yürürken mevcut yükte elektrik gücü üretimi ve hız, yatayda yapılanaya ya eşittir ya da büyüktür. Yatayda elde edilen maksimum elektrik gücü çıkışı 7.37 W ya da önceki değerlerden 300 kat daha fazladır.[2]

Jeneratör tarafından dönüştürülen mekanik güç, askılar üzerine uygulanan ortalama kuvvetin bir ürünüdür. Çerçeveye uygun olarak yükün yer değiştirmesi ve adım frekansı da bu gücün oluşmasında önemli bir etkidir. Jeneratör içindeki mekanik gücü hız ve yüklerle artırır. Bu yüzden mekanik gücün elektrik enerjisine dönüşüm katsayısı bu hız ve yük aralıklarında neredeyse sabittir (% 30 -40). [1]

Taşınabilir aygıtlara güç vermek için (ya da şarj bataryaları için) voltaj ve devreyi alternatif olarak polarize etmek için düzeltilmelidir. Askı yükleri elektrik güç çıkışında küçük bir azalma olmasına rağmen (%5) verimli olabilmeli, böylelikle net bir voltaj değeri için akımı kullanarak askı yükleri çok aygıtlı sistemi güçlendirebilir. örnek cep telefonları yada GPS alıcıları bunların hepsi 1W dan az elektrik harcar bu enerji depolayıcı sistemi kullanırken elektrik üretiyorsa aygıt sınırlı olarak kullanılıyor olmalıdır. Bu gerçekleşebilir çünkü mekanik enerji sürekli olarak sistemden uzaklaştırılır jeneratör yardımıyla, kaslar yerini değiştirmek için elektrik üretimi sırasında kaslar ilave mekanik iş yaparlar. Mesela jeneratöre giren mekanik güç 12.15 W'dur. Bu güç saatte 5,6 km hızla 29 kg'lık yük taşıyarak üretilir. Çünkü insan kasında mekanik enerji üretim verimliliği %25 tir. Gövde hareketi aksi durumda da aynı ise metabolik güç girdisi 48,6 W artar. Her iki durumda da sırtlarında çanta ile yürüyüş yapan denekler'de CO₂ üretimi, V_{O₂} tüketimi hesaplanmıştır. (bağlı hareket olmadığı, mekanik enerji kaybı, elektrik enerji üretimi olmadığı ve bağlı hareket ile elektrik üretimi olduğu düşünülmüştür). Tekrarlı çift protokol özellikle küçük farklılıkları çözmek için tasarlanmıştır. Belirtmek gerekir ki metabolik değer kitli enerji depolayıcı 19,1 W ya göre artış gösterir. (Bkz. Şekil 2.3) bu da tahmin edilenden daha azdır ve belirli bir mekanik çalışma ve üretim verimliliği sağlar.[2]



Şekil 2.4. Yürüme hızı ve yükünün Jeneratördeki Elektrik güç çıkışı ve mekanik güç girişini gösteren grafik. [1]

Bu sonuçlar göstermiştir ki elektrik metabolik olarak önceden tahmin edilenden daha ucuz üretilir. Fakat yüklemelerde ve taşımalarda bazı değişiklikler yapılması önerilebilir. Bu 29,5 W'lık veya jeneratöre kıyasla iş yapmak için gerekli olan metabolik gücün 3/5'i kadar azalmayı sağlar. Metabolik harcamada kayda değer tasarruflar, Afrikalı kadın yük taşıyıcıları iş yaparken ortaya çıkmıştır. Ve bu tasarruflar kinetik ve potansiyel enerji arasında çok iyi transfere bağlanmaktadır. Ayrıca bu çalışmada kayıpları giderme mekanizması tam çözülebilmemiş değildir. Ve ilk kinematik analiz metabolizma da azaltmanın temelinde olabilecek olan yürüme faaliyetinin biyo mekanizmasında önemli değişiklikleri ortaya çıkarmıştır. Özellikle adım frekansında değişiklik yoktur. Her bir adım sırasında dirseklerin ortalama dikey yer değiştirmesi kapalı durum için 67,4 açık durum için 55,5 ya da 11,5 kat daha azdır. Dahası kişiye yüklenen en yükteki azalma (SE=1,67 n=4 payda, P=0,008)%11,8'dir. Bununla birlikte zincir döngüsüne yürüme döngüsüne uygun olarak bu kuvvetin fazındaki değişimde söz konusudur. Çünkü bu faktörler büyüklüğü ve kuvvetlerin zaman aralığını etkiler ayrıca kütlelerin merkezini konumunu da etkiler bu faktörler pozitif çalışmanın çift destek fazında yapılması gerekir. [1]

Sonuç olarak tahmin edilen metabolik güç girdisinden daha az olmasına rağmen bireyler elektrik üretimini güçlendirmek için yemek taşımak gerekmektedir. Bu ağırlıklarının elektrik enerjisini üretmek için geçerli olan batarya ağırlıklarını kıyasla kaçınılmazdır. Yemeğin belirli enerjisini lityum bataryalarında üç kat büyüktür ve zinc-air bataryalarından da 35 kat büyüktür. Elektrik üretiminin metabolik verimliliği elektrik üretimi için gerekli olan ekstra yemek tüketimi ve 20 ila 6,8 kat az ağırlıktadır. Böylelikle ne kadar hızlı olunursa o kadar daha fazla ağırlıktan tasarruf edilecektir. Buna ilave olarak mevcut yükte denek'i serinletmek için ekstra mekanik enerjiyi doğrudan kullanmanın yanı sıra en yüksek kuvvetteki %12 lik azalma ilave ergonomik tasarruflar sağlar. Geçmiş tarihlere bakılırsa insanlar kaslarla yapılan hareketleri arttırmak için pasif aygıtlar icat ederek birçok problemi çözmüşlerdir. Askı yüklü enerji depolayıcı ile bu önemli problemi 21. Yy da çözmek için kullanılacak farklı bir ekipman geliştirmek dünya için çok yararlı olacaktır. [1]

2.2.İnsan Bacağının Öne Ve Arkaya Hareketinin Mekanik Ve Enerjik Yapısı

2.2.1. Özet

İnsan bacağının hareketiyle ne kadar metabolik enerjinin ortaya çıktığı hesaplandığında aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmıştır.[] Yürümenin farklı dinamik modeli göstermiştir ki adım uzunluğu ve adım frekansının ortaya çıkardığı yürüme için metabolik artış ölçülebilir. Basit sarkaç dinamik yapısı gösteriyor ki yüksek adımlı frekansta yürümenin yaptığı harcama bacakların öne ve arkaya hareketiyle bağdaştırılabilir. Benzer harcama doğal frekansından biraz daha hızlı olan harici hareket içinde beklenebilir. Bacaklar üzerindeki çalışmayı hesaplayacak bir aparat yapılmıştır, 0,5 - 1,1 Hz frekansında ve sabit değerde öne ve arkaya hareket eden bir bacağın ortaya çıkardığı metabolik harcamada ölçülmüştür.[2] Mekanik çalışmanın sınır değerleri 0,02-0,27 W/kg arasındadır, bacak hareketi için net metabolik değer 0,41 den 2,10 W/kg' ma çıkmıştır. Bu sıradaki frekans gücü dördttür ve kısa süre için kuvvet uygulamasının hipotez mahiyetinde maliyeti hesaplanmıştır. Kıyaslayacak olursak 0,9 Hz de bacakları öne ve arkaya hareket ettirmek net enerjinin $(2,8 \mp 0,8 Wkg^{-1})$ 1,3 ünü kullanabilir.[2]

2.2.2. Giriş

Bacağın öne ve arkaya hareketi insan hareketinin önemli bir parçasıdır. Bacakların ileri ve geri hareketi bir sarkaca benzetilmiştir. Durum gösteriyor ki sarkaç dinamik hareketi öne ve arkaya hareket fazının temelidir. Sarkaç minimum enerjiyle kendi doğal frekansında hareket edebilir fakat mekanik kuvvet ve çalışma gereksinimleri hareketin frekansıyla artış gösterir. Yüksek frekanstaki salınım yapan bacak bu yüzden metabolik enerji harcar. Yürüme metabolik harcama ile sonuçlanıp adım frekansı ile doğru orantılı olarak artar ve kısmı olarak hareket eden bacakların yaptığı harcama ile açıklayabilir. Burada hızlı bacağa metabolik açıdan çok fazla harcama yapıp yapmadığı test edilmiştir. [2]

Aktif bacak hareketinin metabolik maliyeti daha önceleri koşan hayvanlarla test edilmiştir. Taylor şunu iddia etmiştir ki koşmanın yaptığı harcama zeminle yapılan kısa süreli temaslarda vücut ağırlığına destek olmak için kuvvet üretimi sayesinde bastırılmıştır. Bu, bacakların öne ve arkaya hareketine kıyaslandığında tercih edilmektedir. Ama koşan köpekleri ya da koşan koyunları yüklerle yüklemek bu yüklerin merkeze uygulanması sonucu ortaya çıkan harcamaya nazaran daha fazladır. Bu tecrübe de gösteriyor ki koyunları bu noktada hareket ettirmek daha fazla enerji gerektirmektedir. Marsh enerji harcamasını, öne ve arkaya hareketi sırasında ölçebilmek için kan akışını daha doğru ölçümlerle yapmaya çalışmıştır. Koyunlar tarafından kullanılan enerjinin %26 sı daha çok öne ve arkaya hareket fazında olmuştur.[2]

Bacakları öne ve arkaya vücuda bağlı olarak hareket ettirmek neticesinde ortaya çıkan harcama, insan yürürken ortaya çıkacak harcamadan daha fazladır. Griff küçük enerjinin yürüme sırasında bacakları hareket ettirmek için yeterli olduğunu düşünmüştür, çünkü enerji harcama taşınan yüke göre artış göstermektedir. Fakat harcama, koyunların yüklü olduğu andakinden birkaç kat fazladır. Hareket eden bacakların yaptığı harcamalar için ortaya atılan diğer bir iddia yürümenin matematik modellemesinden ortaya çıkarılmıştır. Bir hipotez öne sürüldüğünde mekanik çalışma kütle merkezine tekrar yönlendirmek için yapılmak zorundadır. Özellikle bir adımdan diğerine geçerken bu söz konusudur. Metabolik enerji, bu işlemi yapmak

için gereklidir, söz konusu işlem küçük adımlar atarak minimuma indirilebilir. Fakat mevcut hızda asıl metabolik enerji minimum değerde uzun adımlar sırasında ortaya çıkar. Hızlı fakat kısa adımlarda ayrı bir harcama (yakma) 'yı gündeme getirmektedir. Bunu da hesaba katmak için, 4. kuvvette adım frekansı ile artış gösteren yüksek adım frekanslı yürüme hareketi için tasarlanan model metabolik bir harcamaya ihtiyaç duymuştur. Kuvvet ve çalışma vücuda bağlı olarak bacakların hareket ettirmek için gerekli olup önerilen bu yüksek adım frekansı ile ortaya çıkan harcamayı açıklığa kavuşturmuştur.[2]

Özellikle kısa sürelerde kuvvet uygulamak – hızlı hareket eden bacaklara uygulanır ve kuvvet / zaman hipotezi olarak adlandırılır – potansiyel olarak yüksek frekanslı adımlara karşı yapılan iş olarak nitelendirilir. Kuvvetin ve işin büyüklüğüne bağlı durumuna bakmadan modelimiz, vücuda bağlı olarak bacakların yaktığı asıl enerjinin ne vücudun kütle merkezi ile ne de vücut ağırlığı ile bağlantılı olmadığını ortaya çıkarmıştır.

Bu maliyeti hesaplamanın basit yolu, yürümeden bacağın kendisini hareket ettirmektir. Yükleme durumları bacağın izole edilmiş hareketi ile asıl yürüme arasında farklılık göstermektedir.[2]

Fakat dönme hareketi ve bacak açısı arasındaki aralık uyum gösterebilir. Bacak hareketinin metabolik maliyeti kaslar tarafından üretilen çalışmaya bağlıdır ve ayrıca kuvvet / zaman harcaması da yürüme sırasında tahmin edilebilir. Fakat bu kısmi sebebe rağmen, bu olasılıklar gösteriyor ki doğal frekansa nazaran yüksek frekansta hareket için metabolik harcama artacaktır. [2]

Bu çalışmanın amacı insan bacağının sadece kısmi hareketi ile yapacağı metabolik ve mekanik enerji harcamalarını hesaplamaktır. Ayrıca bacak hareketinin harcamasına ne kadar etki edeceği hesaplamıştır. [2]

2.2.3. Malzemeler ve Metodlar

Dönme hareketini hesaplamak için basit bir aparat geliştirilmiştir. Doğal frekansın üzerinde farklı frekanslarda ama sabit değerlerde bulunan insan hareket örneklerinden bilgiler toplanarak oluşturulmuştur. Metabolik harcamaya katkıda bulunanlar çalışmanın şiddeti ve kuvvet / zaman hipotezidir. Deneyleri açıklamadan önce, bu muhtemel katkıda bulunan etmenlerden dolayı artan tahminleri nitelendirmek için basit bir sarkaç hareketi kullanılmıştır.[2]

Model

Basit sarkaç modeli, bacağıın mekanik hareketini gösteriyor (Bkz. Şekil-2.5) Küçük dirsek kullanmak ve dikeyden θ açısı kadar sapma ölçümü ile denklem:

$$\ddot{\theta} + \omega_n^2 \theta = T \quad (2.1)$$

Doğal frekans ω_n (*in rad s⁻¹: in Hz, $f_n \triangleq \frac{\omega_n}{2\pi}$*) temel de hareketsizlik durumuna bağlıdır. Yani bacağıın kütle merkezinin konumudur. Ayrıca elastik elemanların da etkisi söz konusudur. Sarkaç hareketi, yaklaşık olarak sabit genişlik A ile frekans değeri ($\omega \triangleq 2\pi f$) olarak kabul edilebilir.

$$\theta(t) = A \cos \omega t \quad (2.2)$$

Bacağıın aktif hareketi kas kuvveti ve dönmeyi gerektirir. Bu da salınım hareket frekansının karesi ile artış gösterir.

$$T(t) = A (-\omega^2 + \omega_n^2) \cos \omega t \quad (2.3)$$

T_0 , genişliği bu yüzden şu formüle göre;

$$T_0 x |\omega^2 - \omega_n^2| \quad (2.4)$$

Metabolik harcama kısaca bacaktaki iş gücüdür. Bu iş gücü de salınım frekansının küpü ile artış gösterir. Sarkaç üzerindeki net yapılan iş ise:

$$\dot{W} = \frac{2\omega}{\pi} \int_0^{\pi} T \cdot \theta \dot{dt} \quad (2.5)$$

İle gösterilir.

Sarkacın her bir döngüsü hem pozitif hem de negatif yapılan işi içerir. Denklem 'de yerine koyduğumuzda pozitif net çalışma değeri, sarkaç hareketi için:

$$W^{(+)} = \frac{A^2}{\pi} \omega |\omega^2 - \omega_n^2| \quad (2.6)$$

Metabolik harcamaya katkıda bulunan diğer unsur ise yürüme modelimizden çıkardığımız kuvvet / zaman harcamasıdır. Bu harcama ise dönme hareketinin 4.kuvveti ile (türevi) çıkarılabilir. Adım uzunluğunun hız ile ilişkisini açıklamak için bu katsayı gereklidir. Kuvvet / zaman hipotezindeki formülümüzde, bir hamleyle kas kuvveti üretildiği zaman metabolik harcama hamle süresine oranla uygulanan kuvvet ile artış gösterir. Araştırılan kuvvet, dönme genişliği (miktarı) ile orantılıdır. Hamle süresi ise dönme periyodu ile orantılıdır. [2]

$$\dot{F}_\tau \propto \frac{T_0}{\tau} f \quad (2.7)$$

Denklemleri yerine koyarak şu modeli elde ederiz:

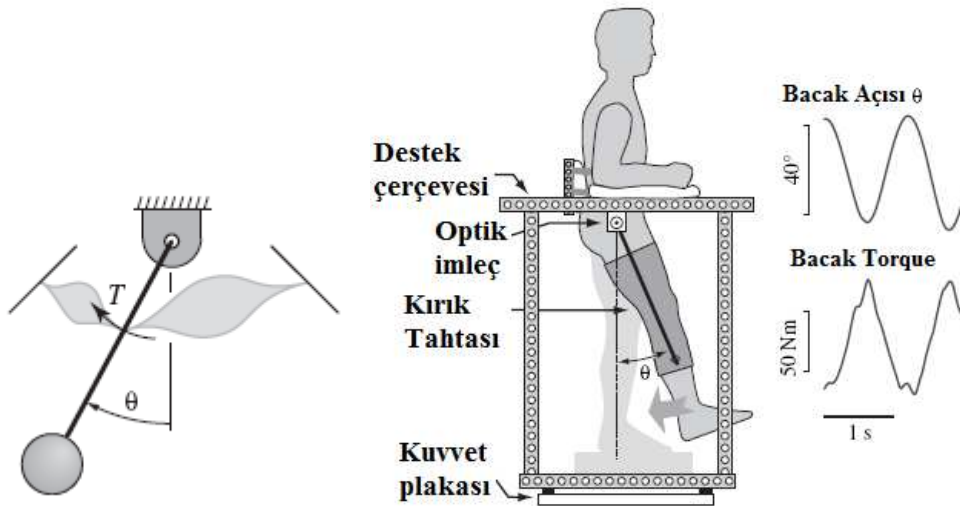
$$\dot{F}_\tau x |\omega^4 - \omega^2 \cdot \omega_n^2| \quad (2.8)$$

Dördüncü kuvvet yaklaşımı hareketin doğal yapısının üzerindeki hızlı hareketlere uygulanır, çünkü yüksek kuvvet gereksinimi ve kısa süre söz konusudur. Yavaş hareketler için iş gücü metabolik harcamada daha baskın etkin unsurdur.

İzole edilmiş bacak hareketinin mekanik ve metabolik enerjisi deneysel olarak da açıklanabilir. Bacak hareket mekanizmasının sarkaç modeline karşı kıyaslanması için çok uygundur. Fakat metabolik harcamaya karşı katkısını kıyaslamak oldukça zordur. Çünkü metabolik değer sadece çalışma ve kuvvete bağlı değil ayrıca diğer faktörlere de bağlıdır. Bir harcamayı diğerine karşı test etmekten ziyade, Dördüncü kuvvet türevindeki bileşenine kıyaslanan metabolik değerdeki artış ile hem iş gücünü hem de kuvvet/ zaman değerini içeren harcama karşılaştırılması test edilmiştir. [2]

2.2.4. Deneysel Prosedür

On iki yetişkinde yapılan, farklı frekanslarda bacak dönme hareketinin metabolik ve mekanik harcamaları ölçülerek aşağıdaki sonuçlar gözlemlendi. Bütün deneyler, (6 erkek, 6 bayan, vücut kütlesi $M = 64,8 \pm 8,3 \text{ kg}$ bacak uzunluğu $l = 0,88 \pm 0,07 \text{ m}$, ortalama değerler) olmak üzere sağlıklı ve hiçbir klinik’de anormallik göstermemişlerdir. Deneyden önce, bu uygulamada bulunmak için deneklerin izinleri alınmıştır. 0,5 - 1,1 arasında 7 farklı salınım hareketi her bir denneğin sol bacağı üzerinde test edilmiştir. Denekler yorgunluk gibi etkenleri azaltmak için rastgele seçilmiştir. [2]



Şekil 2.5. Deneysel aparat [2]

Denekler, sabit çerçeveye bağlı iken bacak salınım hareketini gerçekleştirirler vücut ağırlıkları ise her iki kola ve diğer bacağına binmektedir. Denekler metal çerçeveye bir bacakları θ açısı yapacak şekilde yerleştirilmişlerdir. Çerçevenin altındaki kuvvet plakası zemin reaksiyon kuvvetlerini ölçer ve mafsalda meydana gelen bacak dönüşümü hesaplanabilir. [2]

Bacakların değişimi ve reaksiyon etkileri boyunca bacaklarda yapılan çalışmalarını ölçmek için bir aksam geliştirilmiştir. Metal çerçeve içeren bu aparat vücudun üst kısmına destek olup kuvvet platformunun üst kısmına bağlanmıştır. Denekler çerçeve içinde bir bacakları içerde kalacak şekilde ayakta beklenmiş böylece diğer bacakları

serbestçe salınım yapabilecektir. Vücutlarının üst kısmı çerçeveye bağlanmıştır. Vücut ağırlıkları ise bir bacak ve diğer iki dirseklerine binmiştir. Hafif bir dirsek tahtası bacağı doğru tutmak için kullanılmıştır. Mafsal boyunca bir eksen etrafında dönen optik okuyucu hareket eden bacağa bağlı olarak dikey eksene göre yaptığı acıyı ölçmek için kullanılır. Bu acı 45° büyüklükte olup bir bilgisayar ekranından deney yapılan kişiye gösterildi. Denekler hareket frekansını 2 katına çıkaracak şekilde bir aygıt aracılığı ile iki hedef arasında bacaklarını hareket ettirirler böylece her yönde bacağın salınım hareketi için duyulabilir şekilde yardımcı olur. Denekler birkaç dakikalık uygulamadan sonra aygıtı uyum göstermeye başladılar. Ergonometre çerçevesinin altında kuvvet ölçen platform aracılığı ile reaksiyon kuvvetleri ölçülmüştür. Bu platform kuvvetleri toplayarak ve momentlerde duyarlı bir şekilde 120 Hz lık frekansta çalışır. Tek bir bacağın hareket ettiğini var sayarak zemin reaksiyon kuvvetleri mafsal etrafındaki reaksiyon kuvvetlerine eşittir. [2]

Dönme momentini ve bacakta gerçekleştirilen işi hesaplamak için kinematik ve reaksiyon kuvvet verileri kullanılmıştır. Hareket eden bacak üzerindeki ortalama pozitif mekanik iş, $W^{(+)}$ yarı dalgalı düzeltilmiş mekanik gücü (T ve $\dot{\theta}$ ürünü) birleştirerek ve toplam veri toplama süresini bölerek ortaya çıkmıştır. Aynı boyutlarda mekanik çalışmada gerçekleştirilmiştir. Çünkü bacak üzerinde net olarak yapılmış bir iş yoktur. Ayrıca mafsal momenti T_0 esas bileşenin genişliğinde hesaplandığında bu işlem iki katına çıkarılmıştır. Bacak frekansı kesilerek düşük geçirgenli bir filtre yerleştirilmiştir. Kuvvet / zaman ise (Bkz. Denklem 2.7)'den türetilmiştir.

Açık devreli bir respirometre sistemi kullanılarak salınım yapan bacağın metabolik harcaması hesaplanmıştır. Her bir deney 6 dakika yapılmış, bunun ilk 3 dakikası deneklere oksijen verilerek dingin bir konuma geçmeleri beklenmiş son 3 dakikada ise veri toplanması yapılmıştır. Her bir deneydeki ilk deneyler her bir salınım bittikten sonra hareketsizken kalan enerjiyi hesaplamak için yapılmıştır. Bu sırada denek ergonometre çerçevesine bağlı şekilde bir bacağının üzerinde beklemektedir. Bu dayanma değeri, net bir sayıyı göstermesi için ayarlanmış her bir veriden çıkarılmış temel başlangıç olarak kullanılmıştır. Denemeler 2-8 rastgele bir sıraya konmuş bacak salınım hareketleridir. Her bir salınım arasında da kısa dayanma

periyotları vardır. Sonuç olarak bir yürüme deneyi yapılmış ve her bir deney 1,3 m/s hızda motorize bir mil üzerinde yürümüştür. [2]

Net metabolik değer \dot{E} ortalama oksijen tüketiminden bu değer sakin duruş şekli baz alınarak ortaya çıkarılmıştır. Bu değer için $1 \text{ ml/s}^{-1} \text{ O}_2$ 'de 20,9 W'luk bir değeri düşünülürse, ayrıca laktik asit konsantrasyonu hesaba katılmamıştır bütün deneylerde $<0,9$ olarak egzersizler aerobik tabanlıdır. Deneklerdeki bazı farklılıklar da hesaba katılacak olursa vücut ölçüleri gibi, sayısız değişkenleri kullanarak (M, g ve l) olmak üzere analiz gerçekleştirilmiştir. Mesela enerji değerleri W ve E , (Bkz. Denklem 2.9) faktörü ile boyutsuz hale getirilmiştir. Veri sunumu'nun doğruluğu için frekanslar Hz birimi ile belirtilmiştir. Enerji değerleri ise W kg-1 birimi ile bildirilmiştir.[2]

İlk olarak izole edilmiş ve salınım yapan sarkaca benzeyen bacağın derecesi ölçülmüştür. Ölçülmüş T_o , W ve F_t yi kıyaslamak için dönüştürme testleri kullanılmıştır. Frekanslar bakımından dönüştürme denklemleri:

$$A^2 = M g^{1.5} l^{0.5} \quad (2.9)$$

$$T_o = C_T \cdot |f^2 - f_n^2| + D_T \quad (2.10)$$

$$\dot{W}^{(+)} = C_W \cdot |f^3 - f \cdot f_n^2| + D_W \quad (2.11)$$

$$F_t = C_F \cdot |f^4 - f^2 \cdot f_n^2| + D_F \quad (2.12)$$

Olarak verilir ve her birinde C ve D sabitleri vardır. Teorik olarak normal frekans söz konusu iken hiçbir bacağa salınım için ilave iş gerekmemektedir. Yine de pratikte denekler tüm frekanslarda biraz iş yapmışlardır. Bunun sebebi bacaktaki enerji kaybı ve deneysel aparat eksikliğinden kaynaklıdır. Ayrıca bazı kontroller metronomdaki vuruşlar için gereklidir. Belki de bu kavramlar kuvvet ve çalışma ile de alakalıdır. Bu yüzden (Bkz. Denklem 2.10 ve 2.12)'deki sıfır olasılıkları da hesaba katılmıştır. Bu iki dönüşümü kullanarak net metabolik E ve kuvvet/zaman hipotezi kıyaslanmıştır.[2] Bunların ilki:

$$\dot{E} = C_E \cdot |f^4 - f^2 \cdot f_n^2| + D_E \quad (2.13)$$

Bu denklem ne kadar metabolik maliyetin harcandığını ve ne kadar arttığını görmek için bir fonksiyon olarak görebiliriz. Bu testte, denekler vücutlarında metabolik değerlerde bir dengelenme göstermişlerdir. Bu yüzden bütün dönüşümler içinde farklı tekil dengelere izin verildiğinde. \dot{E} ve \dot{F}_t arasında lineer bir uyum olarak ikinci dönüşüm söz konusudur.

$$\dot{E} = C_{EF} \cdot F_t + D_{EF} \quad (2.14)$$

Çünkü kuvvet / zaman hipotezi sadece salınım yapan bacağa uygulanmaktadır. Bu testler sadece 0,7 nin üzerindeki frekanslara uygulanabilir.

Ayrıca yürüme ile bacak salınımları da kıyaslanmıştır mekanik açıdan bütün salınım frekanslarında 1,3 m/s de yürüyen işlem için gösterilmiş verilere karşı mafsaldaki yapılan iş döngüsü kıyaslanmıştır. 1.3 m/s de yürüme ve salınım yapan bacak arasındaki metabolik değerlerde kıyaslanmıştır. [2]

2.2.5. Sonuçlar

Dönme momenti ve pozitif mekanik yapılan iş açısından salınım yapan bacağın mekanik tepkisi sarkaç modeli ile iyi uyum gösterilmektedir(Bkz. Şekil 2.6). Mafsaldaki dönme genişliği T_0 salınım frekansının karesi oranında artmıştır. Uyum gösteren bu model bacak hareketsizlik özelliği 0.64 ± 0.02 Hz den türetilmiş doğal frekans'tan farklı olmayacak şekilde $f_n=0.64$ Hz frekansında ortaya çıkan 1,47 N-m'ye eşittir. Mafsaldaki yapılan pozitif mekanik iş $\dot{W}^{(+)}$ ayrıca hızlı bir biçimde artmıştır fakat salınım frekansının küpü yani (Bkz. Denklem 2.11)'de gösterildiği gibi olmuştur. 0,02 W/Kg doğal frekansta ortaya çıkan bir değer olup en yüksek frekans olan 0,27 W/Kg kadar çıkar.

Kuvvet / zaman F_t değeri (Bkz. Denklem 2.12)'ye uyarak salınım kuvvetinin dördüncü kuvvetiyle artış göstermiştir. [2]

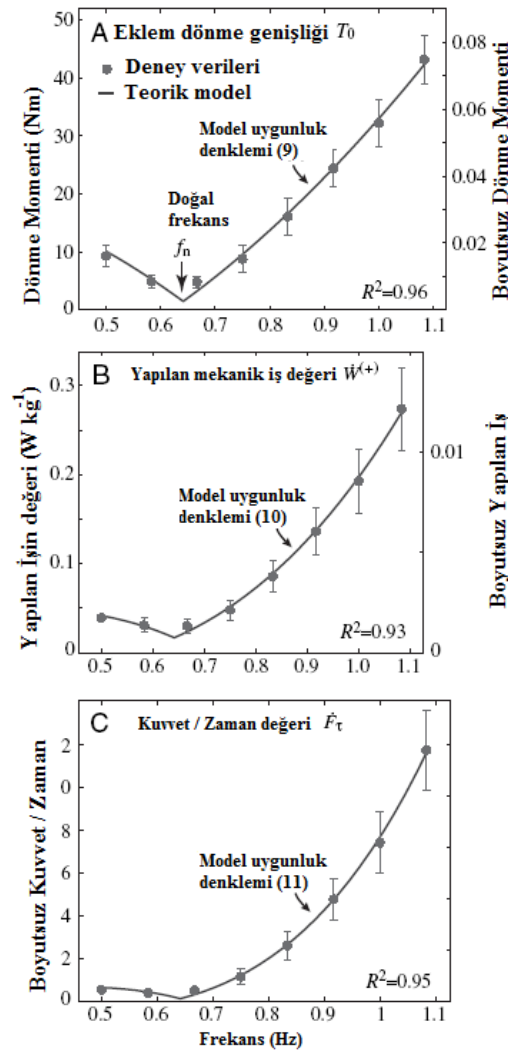
Metabolik değeri inceleyerek kuvvet/zaman hipotezine uyum gösterecek şekil de salınım frekansını arttırdığı ortaya çıkarılmıştır. $R_2=0,92$. Sonuçlar $0,41 \pm 0,26$ W/Kg ile $2,10 \pm 0,31$ W/Kg arasında değişmektedir. Dönüşüm kat sayıları (Bkz. Denklem 2.13 dür). İkinci dönüşüm gösteriyor ki E, F_t ile iner olarak artıyor. 1.3

m/sn de yürürken denek'ler 0,9 Hz'lik frekansı seçmişlerdir ve 2,8 W/kg lık enerji tüketmişlerdir. Deneklerin iç döngüsü göstermiştir ki mafsalsal dönme momenti ve açıları yürüme sırasında kıyaslanmıştır. [2]

2.2.6. Yorumlar

Sarkacın mekanizması göstermiştir ki keskin artış gösteren kuvvet ve iş bacağı hızlı hareket ettirebilmek için gereklidir. Kısa süre için kuvvet ve kas işlerini sonuçları metabolik enerji gerektirebilir. Mekanik ve metabolik ölçümlerdeki gözlemlenen artış şunu doğrulamıştır ki sarkaç mekanizması bacak hareketiyle ilgilidir. Net bir çalışma gerçekleştirilmesinde bile kuvvet ve iş gücü bacağı doğal bir frekanstan daha hızlı çevirebilmek için her bir döngü için gereklidir. Mekanik ihtiyaçlardaki keskin artış kaslara yönelik olmalı ve metabolik harcamada artışa sebep olmaktadır.

Mekanik iş metabolik harcamanın temel kaynağıdır. Bazı aktif iş gücü neredeyse kas fiberleri tarafından gerçekleştirilir fakat dirseklerde gerçekleştirilen iş gücü kadar gerekli değildir. Tendondaki ve diğer yapılardaki elastisite bacaklarda iş gücünün gerçekleşmesini sağlayabilir. [2]



Şekil 2.6. Sarkaç modeli [2]

Dönme momenti açısından iş gücü, frekans fonksiyon olarak bacak salınımı ve kuvvet / zaman, itme gücü verilmiş sarkaç modeli ile modellendirilmiştir. Dirsek dönme momenti büyüklüğü T_0 , doğal frekansın üstünde “f” nin karesi ile artış göstermektedir. Mekanik iş gücü değeri “f”nin kübü ile artış göstermektedir. Kuvvet/zaman değeri F_d , f'nin dördüncü kuvvetiyle artış göstermektedir. Data uyumluluğu, vücut kütlesiyle, boyutsuz değişkenler, yer çekimi sabiti ve bacak uzunluğu gibi temel birimler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Diğer birimler ise yeterlilik için gösterilmiştir. [2]

Buna ek olarak en büyük kuvvetler hız en düşük olduğu zaman bacakların en uç noktalarındaki hareketlerde meydana gelir. Böylece kas fiberleri yaklaşık olarak

izometrik olabilir. Asıl kas fiberleri, bacak salınım yaptığı zaman çalışır ve burada metabolik harcama hakkındaki kesin bir bilgi yoktur.

Metabolik harcama, kısa süreli kuvvet uygulamaları ile de artış gösterebilir. Bu durum F_t ye uyumlu olduğu gösterilmiştir kuvvet / zaman hipotezi ile uyumludur. Önceden incelenenler ise değişken formüllerle ve koşma halindeki vücut ağırlığına destek kadar, farklı durumlarda kısa süreli kuvvet uygulamalarının dâhil olduğu metabolik harcamalarda artış göstermektedir. Bu harcama, az olan kas kopma durumlarını giderme gibi iyileştirmelerin artışına da dayandırılabilir. Fakat bu açıklama yalnız başına, harcamadaki artışını açıklamak için yeterli olmayabilir.

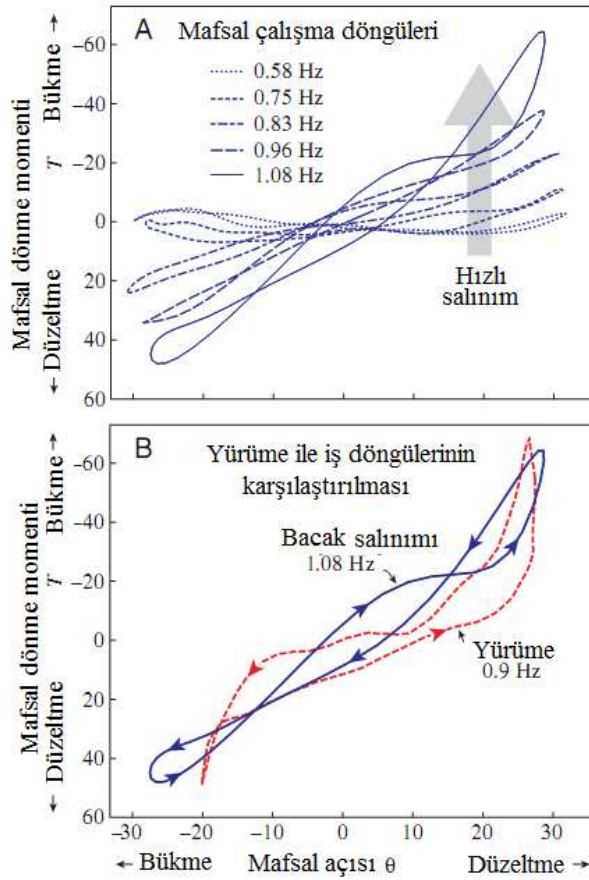
(Bkz. Şekil 2.6.) Metabolik değer, bacağın doğal frekansından daha hızlı frekanslar için izole edilmiş bacak salınımının frekansı ile artış göstermiştir. Bütün frekanslar için gösterilen veriler uygulanmıştır. Fakat eğri uyumu, sadece hızlı bacak salınımı için datalar üzerinde uygulanmıştır.

(Bkz. Denklem 2.14) metabolik değer arttığını gösteren E ve F_t Mekanik iş gücünün değeri büyük oranda katkıda bulunur. Fakat tam olarak bütün metabolik harcama boyunca kuvvet / zaman kavramından ayrılamaz. Fiber tipi iyileştirmeler yapılmış olmuş olsa bile, izole edilmiş kas ölçümleri gösteriyor ki, kısa süre için kuvvet uygulamanın enerji harcamasında meydana gelen artışını göstermektedir.

Sonuçlar gösteriyor ki, metabolik değer iş gücüne ve kuvvet / zaman kavramlarına dayanmaktadır. Fakat bağıl katkılar arasında fazla farklılık göstermezler. Dördüncü derecedeki harcamaya göre uyum gösteriyor ki kuvvet / zaman hipotezi bu olaydan hariç tutulamaz. Bu iki harcamanın toplamı için hipotezin eksikliği söz konusu iken yapılan iş gücüne diğer etkenleri eklemek fazla verimli olmayabilir (bu durum genellikle lineer olmayan biçimdedir). Harcamaların ilerideki değişkenlikleri, kuvvet ve süre ile oynayabilecek deneyler gerektirebilir. [2]

İzole edilmiş salınım yapan bacağın durumu, sadece mafsalın dönme momenti ve genişliği bakımından fakat küçük frekansla insan yürüyüşü ile kıyaslanabilir. Buradaki problemimiz hareket eden bacağı, kütle merkezine etkide bulunan vücuttan ayrı tutabilmektedir. Fakat yürüyüşteki asıl yüklerin eksikliği, hareket eden

bacağın salınımının olmaması hem kuvvetle hem de kinematik yürüyüşle uyum gösteremez. $F= 1.08$ Hz de, mafsal dönme momentlerinin aralığı ve açısı 1.3 m/s deki yürüyüşle fazlaca benzeşmektedir.(Bkz. Şekil 2.7) , fakat 0.9 Hz deki uzun adım frekansına benzemez. Salınım frekansı ve uzun adım frekansı alternatif olarak benzeşebilir, $f= 0.9$ Hz, dönme momentleri, yürüyüştekilerden düşük olur. Düşük frekansta benzer dönme momentleri ve frekansları kullanarak, şartlar yürüyüş sırasında bacakta gerçekleştirilenden daha az iş gerektirir.[2]



Şekil 2.7. Mafsal momentinin çalışma döngüleri [2]

Ayrıca yürüyüşte meydana gelen bacak hareketini sınırlandırmak için bir tahta kullanılmıştır. Bunun yerine bacakların dönmeye izin verilebilseydi bacak teorik olarak en yüksek frekansta dönmeye başlardı. Ama yukarıda söylendiği gibi yüksek hızda aynı dönme momenti daha az metabolik güç gerektirir anlamına gelmez. Ayrıca aktif dönme momenti bacakta meydana geldiğinde bir metabolik harcama söz konusudur. Ayrıca bacak hareketine düşük dönme momentinde aynı salınım

frekansını yapmasına ve ayrıca düşük iş gücü ve metabolik harcama yapmasına olanak sağlamış olunur. Fakat amacımız yürümedeki dönme momentini tahmin etmektir. Ayrıca bacaklar için düz tahta yürüyüş sırasında burada küçümsenebilecek az bir harcamanın çıkmasını sağlar.[3]

Bu deneydeki daha önemli olan bir sınırlandırma şudur ki bacak salınımı sırasında denekler vücutlarını sabit tutmak için kayda değer bir güç sarf etmişlerdir. Buna vücudu düzenek üzerinde rijit bir biçimde tutmak da dâhildir. Yürüme sırasında yandaki bacak hareketi de reaksiyon kuvvetlerinin ortaya çıkmasına sebep olur. Reaksiyon kuvvetleri açısından izole edilmiş tek bir bacağın salınımı, iki bacağın salınımına göre kıyaslanabilir.

En çok ölçülü yürüyüş kıyaslaması ise 0,9 hz'deki salınım yapan bacağın durumudur. Bu da yaklaşık olarak 0.95 W / kg'lık bir harcama yapacaktır. Bu işlem ölçülüdür çünkü büyük bir olasılıkla dönme sırasındaki momenti ve yürüyüş sırasında bacaklardaki hareketi ihmal etmektedir. Bu işlemde dizleri hareket ettirme sırasında ortaya çıkan harcamayı içermez ve tek bir bacak salınımı için reaksiyon kuvvetleri yürüme sırasında her iki bacak için olanlara benzerdir. [2]

Gerçekte yürüme faaliyeti sırasında deneysel olarak iki bacağın vücut ağırlığına etkisine ya da vücuda destek etkisi yapmasına mani olamayız. Bacak yer ile temas ettiğinde, bir kasa bir aktivite ya da başka bir aktivite yaptırmak isteğe bağlıdır. Fakat burada bacakları salınım fazına yakın şekilde hareket ettirilse bile, büyük bir metabolik harcama söz konusu olabilir.[2]

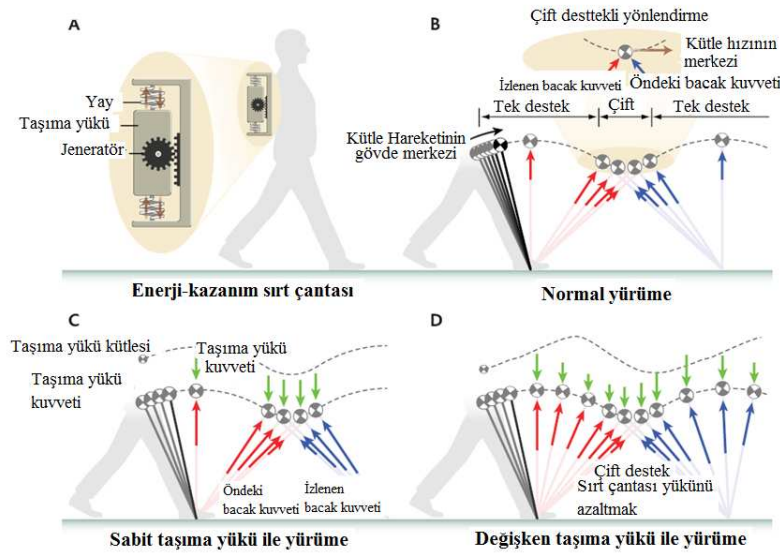
2.3.İnsan Yürüyüşünde Ekonomik Harcama İle Daha Fazla Enerji Depolama

İnsanlar, herhangi bir yemeği enerjiye çevirirken yüksek derecede esneklerdir. Fakat başka biçimdeki hareket edebilir enerjiler için istekleri söz konusu ise fazla esnek değillerdirler. Birçok durumda artan enerji ihtiyaçları söz konusu iken insanlar gerekli olan elektriği kendileri üretmezler mi? Elle idare edilen jeneratörler hem ucuz hem de kısa vadede kullanılmaktadırlar. Ama uzun vadede yürüme gibi faaliyetler ile elektrik üretmek söz konusudur. Yürümek kavramı insanların zaten

günlük enerjilerinin bir kısmını harcamaları anlamına gelmektedir. Bu konu için araştırmacılar, yeni bir aygıt ortaya çıkarmışlardır ki yürüme gibi aktivitelerden daha fazla enerji depolayan bir özelliğe sahip olup bu aygıtı giyen deneklere'de düşük enerji harcama olanağı sağlamaktadır. Bu aygıt enerjiyi titreşim halindeki gövdenin salınımı ile ortaya çıkmaktadır. Aygıt bir yük taşıırken yürüme faaliyeti için gerekli olan mekanik işi azaltmaktadır. [3]

Enerji depolayan aygıt diğer uygulamalara nazaran daha verimli olmaktadır. Ortak olan nokta ise ayakkabının sıkışmasında elektrik üretme prensibidir mesela piezo elektrik kristalleri burada söz konusudur ayakkabının oturumu burada en tutarlı etkindir. Çünkü aygıtı giyen kişiye bütün vücut ağırlığını aygıtı yüklemeye olanak vermektedir. Fakat ayakkabıyı yerinden kaldırmak yürüyüşü düzenli olarak dağıtmayı engellemektedir. Sonuçlar göstermiştir ki, düşük gücün ortalama olarak 1W'lık elektrikten daha az elektrik üretmiştir. Alternatif olarak aygıtı bacaklara paralel olarak yerleştirilmiştir, bunun yanında bacakların hareketi durmuştur. Bu tür aygıtlar verimsizdir ve insana ilave güc sarf ettirir. Enerji depolama aygıtının bu olaya yaklaşımı tamamen farklıdır. Kavram olarak, gücün üretildiği titreşim gösteren yük taşıyıcının olduğu yerde deneğin hareketi boyunca sabit kalarak bir kol saati aracılığı ile döngü halindeki mekanizmayı gösterir. Ne kuvvet ne de ayakkabının yerden kalkması uygulanmamıştır her ikisi de aygıtın kendi dinamik özelliklerinden sağlanmaktadır. Bu fikir geniş bir vadede az bir faydası olmaktadır. Saat mekanizması burada çok kullanışlıdır çünkü aygıtın hareketsizliği küçük ve güc ihtiyacı çok azdır. Buna rağmen aygıt hem rahat hem de etkindir ayrıca 4 w'lık elektrik gücü üretmektedir.[3]

Enerji depolayıcı aygıt ayrıca bir merak konusudur. Çünkü nasıl çalıştığı ilginç bir kavramdır sabit bir yük uygulaması sırasında yürürken metabolik enerji harcamaktadır ve bunu jeneratör üzerinde kullanmaktadır.



Şekil 2.8. Güç elde etme amaçlı yürüyüş enerji depolayıcının basit modeli ve insan yürüyüşü [3]

(A) yük uygulamasının olduğu yerde yani taşınacak kütle için enerji depolayıcının şematik göstergesinde yük uygulayıcı helezon yaylarla bağlıdır ve elektrik enerjisi yük uygulayıcısı yukarı ve aşağı uygulandıkça üretilir.(B den D ye) şematik çizim hipotezin kuvvetler vücudu kütle merkezine nasıl uygulandığını göstermektedir. Normal yürüme işleminde (B) vücut alternatif olarak önce 1 sonra 2 bacak tarafından desteklenmektedir. Tek bacak desteği doğrudan doğrudur. Ve kütle merkezli bir sarkaç gibi hareket eder. Ve bu sırada enerji girdisine gerek yoktur. Çift bacak desteği sırasında bacaklar kuvveti kütle merkezine sarkaç yayları arasında uşekli boyunca yönlendirmek için uygulanmaktadır. Hareket eden bacaklar pozitif iş yapar ve önde olan bacak ise negatif iş yapar bu sırada metabolik enerji harcar.(C) enerji depolayıcının yük uygulayan kısmı çerçeveye sabitlenmiştir ve vücudun kütle merkezine ilave kuvvetler uygulamaktadır. Tek destekli tersine hareket eden sarkaç enerji depolayıcı olarak kalır fakat ilave pozitif ve negatif iş yapar bu durum iki bacaklı destek söz konusu iken geçerlidir. (D) yük uygulayıcı serbest kalır ve dikey olarak titreşim gösterir. Eğer hareket uygun tarzda ise enerji depolayıcının yük hareketi kütle merkezinde (C) deki 2 bacaklı desteğe nazaran daha azdır. Yük, bacak doğrusal ise tek bacaklı destek sırasında daha büyüktür. Bu yük ilave ekstra bir kuvvet uygulaması sağlayabilir. Bazı kas kuvvetinin yaptığı işler sanki jeneratöre bir girdi gibi gerekli olur fakat yapılan işi yeniden yönlendirmek söz konusu iken yedeklemeler ile genişleyebilir. Bu durum (D) deki enerji depolayıcının nasıl daha

ekonomik güç üretebileceğini göstermektedir. Jeneratör üzerinde bir 12 W'lık bir iş gerçekleştirmek için sabit bir yük uygularken yürüyüş aktivitesi aksların %25'lik veriminden dolayı metabolik enerji harcar fakat enerji depolayıcı ile denekler 2 türlü harcamanın toplamından daha az enerji harcamışlardır. Bir işi gerçekleştirmek içi kasların asıl kapasitesine ters olarak büyük bir gelişme göstermiştir. Alternatif fazlar dahilinde yürüme aktivitesi ile bacaklar düz tutulmuş ve tersinir sarkaç gibi hareket etmektedirler. Bu, vücut ağırlığının küçük bir efor ile taşınmasını sağlayabilir ve vücudun kütle merkezinin her iki yay içerisinde rahat hareket etmesine olanak sağlar. Bazı enerjiler sarkaç fazı sırasında harcanmalıdır. Fakat yürüme sırasındaki enerji harcamasına açıklamak için yeterli değildir ve enerji depolayıcının avantajını ortaya çıkarmaktadır. [3]

Açıklama sarkaç modelli yürüme adımları arasın da ki geçişlerde aranabilir. Kütle merkezi mafsallara yakın olarak yerleştirilmiş ve bu adım adım geçişler sırasında her iki bacağın zeminle temas etmesi sırasında u şekilli yer değiştirmeler de taşır. Kuvvet bir bacak ile ve o bacak doğrultusunda diğer bacak ise önde ve negatif iş yaparak çalışır. Öndeki bacağın kuvveti kütle merkezinin yer değiştirmesi ne tarafa doğru oluyorsa arada kalan açı negatif iş demektir. Ve kütle merkezi diğer sarkaç yayları arasında ise yadsınamaz demektir. Bu negatif iş, enerji kaybı gibi boşa harcamış olarak düşünülebilir. Bacaklar üzerindeki gerçekleştirilen pozitif iş büyüklüğü bu kaybı giderir, tıpkı sabit bir yürüme hızında gerekli olduğu gibi. Pozitif ve negatif iş pozitif metobolik enerji harcamasına sebep olur. Şimdi düşünelim ki vücudun kütle merkezine ilavedir yük uygulaması bir adımdan diğer adıma geçiş için gerekli olan işi arttırmaktadır. Dikey olarak titreşim gösteren yük uygulaması vücut üzerinde olur. Sarkaç modelli farzda enerji harcaması ilave yüklerle nazaran fazla etkili değildir. Ve adımdan adıma geçiş çok hassas bir durumdadır. (Çünkü bacaklar bir iş gerçekleştirmektedir.)

Yük uygulaması aşağıya doğru daha fazla kuvvet uygulama ile bir avantaj sağlayabilir. Bu işlem sarkaç fazında adımdan adıma geçiş işleminden daha kazançlıdır. Bu faktör adımdan adıma geçiş sırasında gerekli olan işi azaltabilir ve en yüksek kuvvetler enerji depolayıcı tarafından enerji rahatlığı sağlayarak uygulanabilir. Prototip aygıt hareketinin asıl fazı denek söz konusu iken hipotezin

enerji depolayıcısının avantajlı olup olmadığını açıklamak için göstermektedir. Enerji depolayıcı burada farklıdır çünkü daha düşük metabolik enerji harcarken daha kayda değer miktarda elektrik gücü üretmektedir. Bu depolamalar ağır yük taşıyan kişiye eş değer olacak şekilde kıyaslanabilir fakat aynı kişi birkaç batarya taşımayı engellerken birkaç batarya taşımayı reddedecek kadar istekli olabilir. Enerji depolayıcı ayrıca insan yürüyüşünün önemli bir kısmını ortaya çıkarmaktadır kaslar mekanik değil fakat metabolik olarak harcama yapmakla işleri gerçekleştirmektedir. Enerji depolayıcının uyguladığı yük bu işi düşürebilir mevcut anlaşılan kavram henüz tamamlanmamıştır. Fakat enerji depolayıcının kas kuvvetindeki gereksinimleri neden azaltmadığı konusunda net bir sebep yoktur. Hem ekonomik açıdan hem de daha rahat bir şekilde avantajlı durumda iken yükü taşıyor ise elektrik enerjisi üretebilir. [3]

BÖLÜM 3. PIEZOELEKTRİK SİSTEMLERİN İNCELENMESİ

Piezoelektrik etki çoğu malzemede olan bir özelliktir. Piezoelektrik ismi, yunanca “basınç” anlamındaki “piezo” ve “elektrik” terimlerinin birleştirilmesiyle oluşmuştur. Bu yüzden, basitçe çevirisi “basınç-elektrik” olarak verilebilir. Bir piezoelektrik malzemeye bir kuvvetin ya da mekanik gerilmenin uygulanması malzemede bir elektriksel yük gelişimiyle sonuçlanır. Bu durum direk piezoelektrik etki olarak adlandırılır. Ters uygulandığında, aynı malzemeye bir elektriksel yükün uygulanması mekanik boyutlarda bir değişime/gerilmeye yol açacaktır. Buna da, ters piezoelektrik etki denir. [4]

Piezoelektrik olguyu bulan kardeşler Pierre Curie ve Paul jacques Curie, bazı kristal türlerinin, üzerine bir ağırlık konduğunda ya da eksenleri boyunca sıkıştırıldıklarında, kristalin yüzeyleri arasında bir gerilimin oluştuğunu gözlemlemişlerdi. Piezoelektrik etki adını verdikleri bu olayın keşfini bir yıl sonrada ters piezoelektrik etkinin açıklanması izlemiştir. [4]

Birkaç seramik malzemenin piezoelektrik etki sergilediği tanımlanmıştır. Bunların arasında PZT, $PbTiO_2$, $PbZrO_3$ ve $BaTiO_3$ yer almaktadır. Bu seramikler aslında piezoelektrik etkiden çok kutuplanmış elektro-kısıtlayıcı etki sergiler. Bir malzemenin gerçek piezoelektrik olması için tek bir kristalden oluşması gerekir. Seramik ise rastgele yönlü çok sayıda kristal tanelerinden oluşmuş bir kristal yapıya sahiptir. Bu tanelerin rastgele yönlerde olması net piezoelektrik etkinin “sıfır” olması ile sonuçlanır. Kristal tanelerinin çoğunun piezoelektrik etkilerini bir yönde hizalamak için seramik kutuplanmalıdır. Piezoelektrik terimi literatürde çoğu zaman kutuplanmış elektro-kısıtlayıcı etkinin yerine kullanılmıştır. [4]

3.1 Piezoelektrik Etkinin Oluşumu

Bilindiği gibi katı maddeler yüklü parçacıklardan oluşur ve bir katı madde içindeki

negatif ve pozitif yüklü parçacıklar dengededir (yani katı madde elektriksel olarak yüksüzdür). Ancak mekanik bir yolla malzeme üzerine bir kuvvet uygulamak, yüzey yüklerinin oluşmasına neden olabilir. Bir kristalde piezoelektrik özelliğin gözlenmesi, bu yüzey yüklerinin oluşmasına bağlıdır. Fakat simetri özellikleri bu yüklerin oluşması için gerekli koşulları kısıtlamaktadır. Bu nedenle simetri merkezi olmayan kristaller bu iş için en uygun malzeme grubunu oluşturmaktadır. Elektriksel olarak yüksüz ve yapısal simetri merkezi bulunmayan bir kristale uygulanan basınç, artı yüklerin merkezi ile eksi yüklerin merkezinin birbirlerinden hafifçe ayrılmasına ve kristalin karşılıklı yüzeylerinde zıt yüklerin ortaya çıkmasına neden olur. Yüklerin bu şekilde ayrılması bir elektrik alanı yaratır ve kristalin karşılıklı yüzeyleri arasında ölçülebilir bir potansiyel fark oluşur. Piezoelektrik etkiyi ifade eden bu sürecin terside geçerlidir. Ters piezoelektrik etkide de, karşılıklı yüzeyleri arasında bir elektrik gerilimi uygulanan bir kristalde boyutsal bir şekil değişimi oluşmaktadır. [4]

3.2 Piezoelektrik Etki

Piezoelektrik etkiyi anlamak için yaygın dielektrik malzemeleri anlayarak başlamalıyız. Yüksek geçirgenlikli dielektrikleri tanımlayan denklemler aşağıdaki gibidir: [4]

$$C = \frac{K \epsilon_r A}{t} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{t} = \frac{\epsilon A}{t} \quad (3.1)$$

$$\theta = CV \xrightarrow{ve} \theta \frac{\epsilon AV}{t} \quad (3.2)$$

Ayrıca, D 'yi yük yoğunluğu veya yükün kapasitör alanına oranı olarak tanımlayabiliriz:

$$D = \frac{\theta}{A} = \frac{\epsilon V}{t} \quad (3.3)$$

Ve elektrik alanının tanımı da:

$$E = \frac{V}{t} \text{ veya } D = \epsilon E \quad (3.4)$$

Bu denklemler bütün izotropik dielektrikler için geçerlidir. Piezoelektrik seramik malzemeler kutuplanmamış durumda izotropiktir, fakat kutuplanmış durumda

anizotropik olurlar. Anizotropik malzemelerde, hem elektrik alanı hem de elektriksel yer değiştirme mekanik kuvvet vektörüne benzer şekilde üç boyutlu vektörlerle ifade edilmelidir. Bu durum D dielektrik yer değiştirmenin E elektrik alanına oranının, kapasitör yüzeyinin kristal (veya kutuplanmış seramik) eksenlerine göre yönüne bağlı olmasının doğrudan bir sonucudur. Bu da elektriksel yer değiştirme için genel denklemin durum denklemi şeklinde yazılabileceği anlamına gelir. [4]

$$D_i = \varepsilon_{ij} E_j \quad (3.5)$$

Elektrik yer değiştirme elektrik alanına her zaman paraleldir, böylece her bir elektrik yer değiştirme vektörü D_i , E_j alan vektörleri ile ε_{ij} , dielektrik sabitlerinin çarpımlarının toplamına eşittir: [4]

$$\begin{aligned} D_1 &= \varepsilon_{11} E_1 + \varepsilon_{12} E_2 + \varepsilon_{13} E_3 \\ D_2 &= \varepsilon_{21} E_1 + \varepsilon_{22} E_2 + \varepsilon_{23} E_3 \\ D_3 &= \varepsilon_{31} E_1 + \varepsilon_{32} E_2 + \varepsilon_{33} E_3 \end{aligned} \quad (3.6)$$

Neyse ki, piezoelektrik seramikler için (tek kristalli piezoelektrik malzemelere karşın) dielektrik sabitlerin çoğu sıfırdır. Sıfır olmayan terimler: [4]

$$\varepsilon_{11} = \varepsilon_{22}, \varepsilon_{33} \quad (3.7)$$

3.2.1 Eksen Terminolojisi

Piezoelektrik etki, daha önce de belirtildiği gibi, mekanik etkileri elektriksel etkilere dönüştürür. Bu etkiler, yukarıda gösterildiği gibi, kutuplanmış eksene göre yönelimlerine oldukça bağlıdır. Bu yüzden, sabit bir eksen numaralandırma standardı oluşturmak gerekmektedir.

Elektromekanik sabitler için:

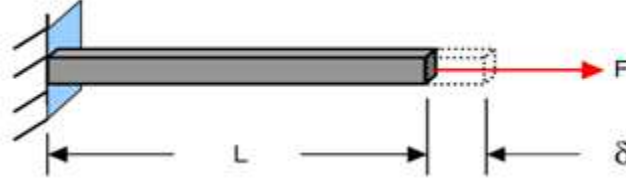
$$d_{ab}, a = \text{Elektriksel yön}, b = \text{Mekaniksel yön} \quad (3.8)$$

3.2.1.1 Elastikiyet

Bütün malzemeler, sertlikleri ne olursa olsun, temel elastikiyet kanununa uyarlar. Piezoelektrik malzemenin elastikiyet özellikleri onun belli bir uygulama için ne

kadar uygun olacağını belirler. Tanımlanması gereken kavramların başında gerilme ve zorlanma gelmektedir:

Verilen herhangi bir malzemedeki çubuk için, [4]



Şekil 3.1. Elastikiyet [4]

$$\text{Gerilme} = \sigma = F/A \quad (3.9)$$

$$\text{Gerinim} = \lambda = \delta/L \quad (3.10)$$

Gerilme ve zorlanma arasındaki ilişki malzemenin elastikiyet sınırları içerisinde, zorlanmanın gerilmeyle orantılı olduğu Hooke Kanunu ile ifade edilir.

$$\lambda = S\sigma \quad (3.11)$$

Ve ya, anizotropik bir malzeme için;

$$\lambda_i = S_{ij}\sigma_j \quad (3.11)$$

Not: Gerilme ve zorlanmayı birbirine bağlayan sabit elastikiyet ya da Young katsayısıdır ve çoğu zaman S, E veya Y ile gösterilir.

3.3 Piezoelektrik Denklemi

Daha önce normal dielektrik malzemedeki yapılmış bir kapasitöre elektrik gerilimi uygulandığında, kapasitörün plakalarında (elektrodlarında) yük oluştuğu bahsedilmiştir. [4] Piezoelektrik malzemedeki yapılmış bir kapasitörün elektrodlarında mekanik bir gerilme uygulanmasıyla böyle bir yük üretilebilir. Buna direkt piezoelektrik etki denir. Tersine, malzemeye bir elektrik alanı uygulanması mekaniksel bir zorlanmaya sonuçlanır. Buna da ters piezoelektrik etki denir. Bu ilişkiyi tanımlayan denklem piezoelektrik denklemdir: [4]

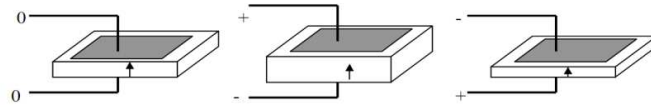
$$D_i = d_{ij}\sigma_j \quad (3.12)$$

d, verilen bir kuvvet tarafından oluşturulan yükü veya verilen bir gerilim tarafından oluşturulan eğilmeyi ölçer. Böylece, bunu piezoelektrik denklemini alan ve zorlanma cinsinden tekrar tanımlamak için kullanabiliriz

$$D_i = \frac{\sigma_j \lambda_i}{E_j} \quad (3.13)$$

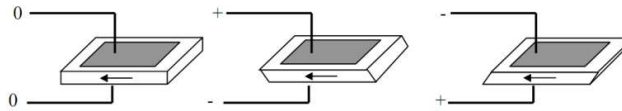
3.3.1. Temel Piezoelektrik Modları

1-Kalınlık Genişlemesi



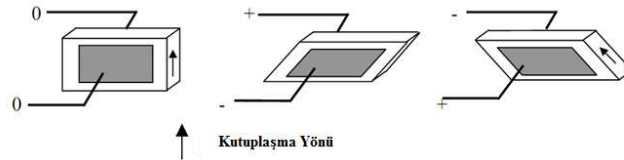
Şekil 3.2. Kalınlık Genişlemesi [4]

2-Kalınlık Kırılması



Şekil 3.3. Kalınlık Kırılması [4]

3-Yüzey kırılması



Şekil 3.4. Yüzey kırılması [4]

3.3.2 Kutuplama

Piezoelektrik seramik malzemeler, daha önce de belirtildiği gibi, rastgele ferroelektrik domenler sıralanmadıkça piezoelektrik değildir. Bu sıralama

"kutuplama" denen bir işlemle elde edilir. Kutuplama malzemedede bir D.C. gerilim endüklemekten ibarettir. Ferroelektrik domenler net bir piezoelektrik etki ortaya çıkaracak şekilde endüklenmiş alana sıralanırlar. Bütün domenlerin tam olarak sıralanmadığı dikkate alınmalıdır. Bazı domenler sadece kısmen sıralanırlar bazıları da hiç sıralanmazlar. Sıralanan domenlerin sayısı kutuplama gerilimine, sıcaklığına ve gerilimin malzemeye uygulanma süresine bağlıdır. Kutuplama sırasında, malzeme kutuplama elektrotları arasındaki boyutta kalıcı olarak uzarken, elektrotlara paralel boyutta kısalır. Malzeme, gerilim ters çevrilerek tersine kutuplanabilir. Bu işlem malzemelerin sıcaklığını Currie noktasının ötesine artırır veya büyük bir mekanik gerilme endükler. [4]

3.3.2.1 Kutuplama sonrası uygulanan gerilim

Orijinal kutuplama gerilimi ile aynı polaritede elektrotlara uygulanan gerilim, elektrotlar arasındaki boyutu daha da uzatırken elektrotlara paralel boyutu kısaltır. Elektrotlara ters yönde gerilim uygulamak ise elektrotlar arasındaki boyutu kısaltırken elektrotların paralel boyutunu uzatır. [4]

3.3.2.2 Kutuplama sonrası uygulanan kuvvet

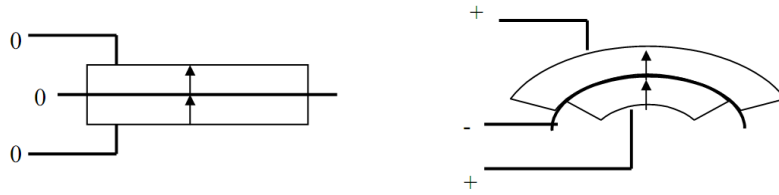
Kutuplama yönünde (kutuplama elektrotlarına dik yön) sıkıştırıcı bir kuvvet uygulamak ya da kutuplama yönüne paralel yönde bir çekme kuvveti uygulamak elektrotlarda orjinal kutuplama gerilimi ile aynı polaritede bir gerilim üretir. Kutuplama yönünde bir çekme kuvveti uygulamak ya da kutuplama yönüne paralel yönde bir sıkıştırıcı kuvveti uygulamak ise ters polaritede bir gerilim ile sonuçlanır.[4]

3.3.2.3 Kırılma

Kutuplama elektrotlarını kaldırıp yeni bir elektrot takımına kutuplama yönüne dik bir alan uygulamak mekanik kırılmaya yol açar. Seramiği fiziksel olarak kırmak ise yeni elektrotlarda gerilim üretecektir. [4]

3.4 Piezoelektrik bükücüler

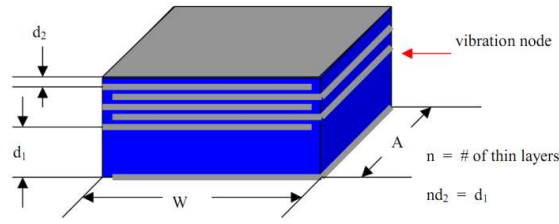
Piezoelektrik bükücüler, büyük yer değiştirme kapasitelerine sahip aktüatörler oluşturmak için sıklıkla kullanılır. Bükücü, bimetalik yayın hareketine çok benzer bir şekilde çalışır. Piezoelektrik malzemeden iki ayrı çubuk ya da plaka metalleştirilir ve kalınlık genişlemesi modunda kutuplanır. Daha sonra bir + -+ - yığını olacak şekilde birleştirilirler ve mekaniksel olarak birbirine tutturulurlar. Bazı durumlarda, iki plakanın arasına ince bir membran yerleştirilir. Dıştaki elektrodlar birbirine bağlanır. İç ve dış elektrodlar arasına bir alan uygulanır. Bu durumda, bir plaka için alan kutuplama gerilimiyle aynı yönde diğeri kutuplama yönüne terstir. Bu sonuç şu şekilde açıklanabilir. Bir tabakanın kalınlığı artıp boyu kısılırken diğerrinin kalınlığı azalıp boyu artıyordur. Bu da bükülme durumunun gerçekleşmesi demektir.



Şekil 3.5. Piezoelektrik bükücüler [4]

3.5 Basit Stack Piezoelektrik Dönüştürücü

Piezoelektrik trafosu piezoelektrik cihazların modellenmesini açıklamak için ideal bir araç olarak ortaya çıkmıştır. Çünkü hem direk hem de ters piezoelektrik etkileri kullanır. Trafo önce birinci tarafındaki elektrik enerjisini mekanik enerjisine çevirerek çalışır. Bu enerji cihazın akustik rezonansındaki bir titreşim şeklindedir. Üretilen mekanik enerji daha sonra trafonun ikinci tarafına mekanik olarak akuple edilir. Trafonun ikinci tarafı mekanik enerjiyi tekrar elektrik enerjisine dönüştürür. Aşağıdaki şekil yığın trafosunun temel yerleşimini göstermektedir. Trafo alt yarısında (d_1 boyutu) sürülmektedir. Bu da kalınlık modu titreşimiyle sonuçlanır. Bu titreşim üst yarıya akuple edilir ve çıkış gerilimi daha ince olan (d_2) boyutundan alınır. [4]



Şekil 3.6. Piezoelektrik Dönüştürücü [4]

3.6. Sonuç

Piezoelektrik seramikler (özellikle PZT) için farklı uygulamaların sayısı oldukça fazladır. Burada öne çıkan temel ilkeler piezoelektrik yapıları ve cihazları hem anlamak hem de tasarlamaktır. Özel uygulamalar için veya özel şekillerde cihazlar üretmek çok katmanlı PZT seramiklerin kullanılmasıyla mümkün olmaktadır. [4]

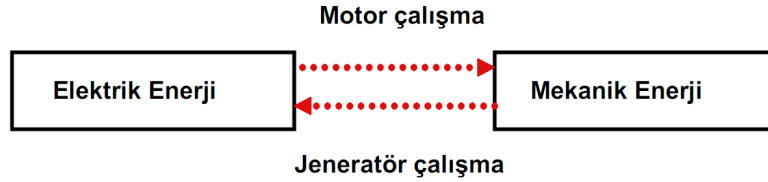
3.7. Kullanım Alanları

Günümüzde birçok kristalin piezoelektrik özelliğinden yararlanılmakta ve her birinin, kendine özgü özellikleriyle farklı kullanım alanları ortaya çıkmaktadır. Piezoelektrik kristaller, her tür elektronik donanımda, çakmaktarda, masa ve kol saatlerinde, akustik ve hassas ölçüm yapan mikroskoplarda, yüksek frekansta ses üretimi için ultrasonik aygıtlarda, yarı-iletken ve entegre devre teknolojilerinde, en hassas termometrelerin yapımında olduğu kadar, günlük hayatımızda kullandığımız daha bir çok aygıtta kullanılmaktadır. Kol saatlerinin içerisinde bulunan kuvars (quartz) kristaline kol hareketlerimiz vasıtasıyla basınç uygulanır ve böylece saatin belli bir miktar enerji gereksinimini karşılanmış olur. Kullandığımız çakmaktarda da durum böyledir; ateşleme butonuna basmamızla çakmak düzeneğinde bulunan kuvars kristaline basınç uygulamış oluruz ve oluşan elektrik akımı bir akı halinde geçiş yaparken gazı tutuşturur. Günümüzde her ne kadar kompakt diskler kullanılıyorsa da pikaplarda da piezoelektrik düzeni işlemektedir. Pikap üzerine titreşimler yoluyla açılan çukurlara kaydedilen ses, pikap çalıcıların iğnelere yerleştirilen piezoelektrik maddenin yardımıyla, iğne ses çukurlarından geçerken titreşimlerin tekrar elektrik akımına dönüşüp cihaz tarafından işlenebilmesini sağlar. [4]

BÖLÜM 4. DC JENERATÖRLERİN İNCELENMESİ

4.1. Doğru Akım Jeneratörleri

Mekanik enerjinin elektrik enerjisine dönüştürülmesi jeneratör çalışması olarak bilinir. Elektrik enerjisinden mekanik enerjiye dönüşüm ise motor çalışması olarak adlandırılmıştır. [5]



Şekil 4.1. Mekanik - Elektrik Enerji çevrimi

Elektromanyetik İndüksiyon

Bir iletken manyetik akı çizgilerini kestiğinde, o iletkende gerilim endüklenir.

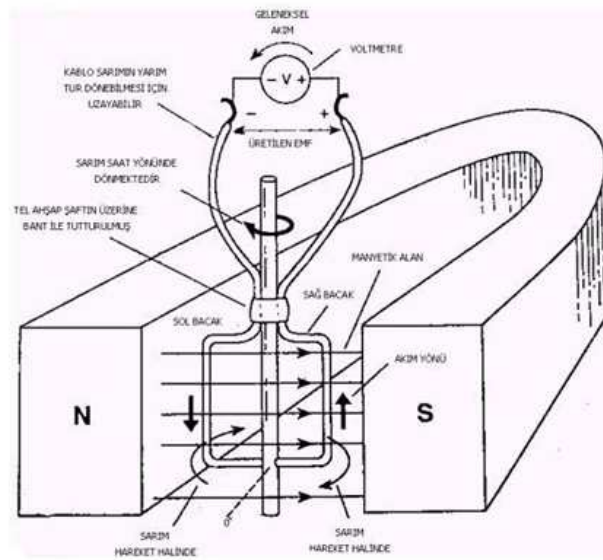
$$e = v \cdot i \cdot n \cdot d = N d\phi / dt \quad (4.1)$$

4.1.1. Lenz Kanunu

Endüklenen gerilimin yönünü belirler. İletken manyetik alanda hareket edip ak çizgilerini kestiğinde gerilim endüklenir. Bu gerilimin sonucu olarak, eğer iletken kapalı devre ise, iletkenden akım akar. Bu akım tarafından oluşturulan manyetik alan her zaman iletkenin hareketine ters olacaktır. Bu Lenz Kanunu olarak bilinir. [5]

4.1.2. Jeneratör Prensipleri

Sarılı kablo bir şafta yerleştirilmiş ve bir manyetik alanın ortasına kilitlenmiştir. Manyetik alan, çizgilerle belirtilmiştir, mıknatısın kuzey kutbundan güney kutbuna doğru yola devam eder. Bu alan görülemez fakat orada bulunmaktadır. Bunu ispatlamak için bir çiviye mıknatısı yaklaştırdığımızda mıknatıs tarafından çekildiğinde görürüz. Sarılı kablonun uçlarına bir voltmeterin bağlı olduğuna bakın. Sarımın 90 derece pozisyonu gösterilmiştir, sarımın kenarları kutuplara en fazla yaklaştırılmış ve sarımın yüzü manyetik alana paraleldir. [5]



Şekil 4.2. Basit Bir Jeneratörün iç yapısı [5]

Sarım 0 derecede başlarsa ve saat yönünde 180 derece hızlıca çevirildiğinde, voltmeterin iğnesi yörüngesinde hareket edip anlık bir voltaj gösterecek ve daha sonra sıfıra inecektir. Sarım manyetik alan çizgilerini kesince, tel sarımın her tarafında oluşan elektromotif güç, metre devresine giden aynı yönde bir akım yaratır ve metre hareket eder. Oluşan voltajın genliği üç faktöre bağlıdır

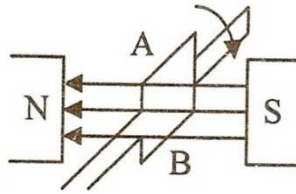
- Manyetik alanın gücü
- Dönen sarımın hızı ve tel sarımın tur sayısı
- Herhangi bir faktör arttırıldığında oluşan voltajlar.

Sarım saatin ters yönünde 180 derece yine çevrilirse, voltmeterin iğnesi ters yönde hareket edecektir. Ancak, ikinci 180 derece çevirmeden önce metrenin uçları ters hareket ederse, metrenin iğnesi ilk çevirmedeki yöne doğru yönelecektir. Böylece,

sarım sürekli çevrilirken her 180 derece noktasında uçlar ters çevrilirse, oluşan voltajın zamana karşı çizimi dalga şekline benzeyecektir. Bu doğru akım jeneratörün temelidir. [5]

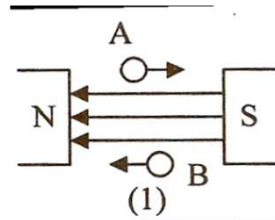
4.1.3. DC Jeneratörden DC Gerilim Çıkışı

Jeneratörle gerilim elde etmek için aşağıdaki maddelerin oluşması gereklidir. Bir manyetik alan İletken veya iletken grubu İletkenin manyetik alan içinde hareketi:



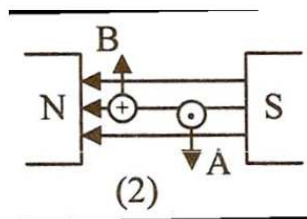
Şekil 4.3. Düzgün bir manyetik alanda sabit hızla saat yönünde dönen bobin [5]

Konum 1'de, bobin akı çizgilerine paralel hareket ediyor ve hiç akı çizgisi kesmiyor. Sonuç olarak da herhangi bir gerilim üretilemez.



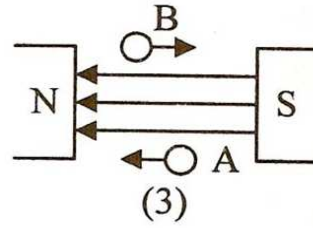
Şekil 4.4. Bobinin akı yönüne paralel hareket etmesi [5]

Konum 2 'de, indüklenen gerilim maksimumdur çünkü A ve B bobinleri akı çizgilerine dik açılarda hareket ediyor.



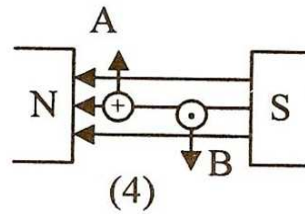
Şekil 4.5. A ve B bobinlerinin akı çizgilerine dik hareketi [5]

Konum 3 'te, jeneratör gerilimi yine sıfırdır çünkü konum 1 'in tersidir. Sadece A bobini bu sefer alt taraftadır.



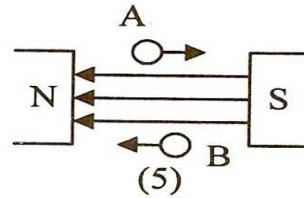
Şekil 4.6. A ve B bobinin yer değiştirmesi [5]

Konum 4 'te, İndüklenen gerilim yine maksimumdur çünkü konum 2 'nin tersidir



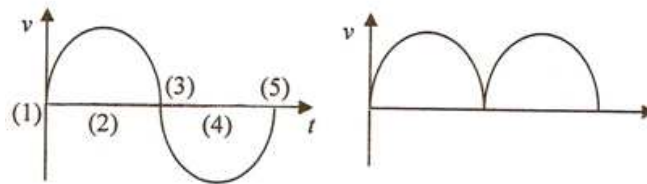
Şekil 4.7. İndüklenen gerilim maksimum [5]

Konum 5 konum 1 ile aynı özelliktedir.



Şekil 4.8. Bobinin akı yönüne paralel hareket etmesi [5]

Bobinde endüklenen gerilim AC formdadır. Jeneratör bobininin uçlarına bir yük bağlanırsa yükten alternatif akım akar. Endüklenen bu gerilim komütatör denen bir cihazla DC 'ye çevrilebilir.



Şekil 4.9. Sinüsoidal Voltaj - Pulsating Voltaj [5]

4.2. DC Jeneratör Yapısı

4.2.1 Stator

DC jeneratörün durağan kısmıdır. Jeneratör için mekanik destek sağlar ve manyetik alan kutuplarını barındırır.

4.2.2 Rotor

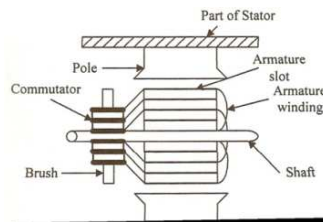
İç kısımdır ve kutuplar içinde döner. Cephesinde slotlar bulunmaktadır. Endüvi Sarımı slotlar içine yerleştirilen yalıtılmış bakır iletkenlerdir. Slotlar içinde çeşitli şekilde sarılırlar.

4.2.3 Komütatör

Çevirici olarak kullanılır. Sert bakır levhalardan yapılmıştır. İşlevi, endüvi sarımlarında üretilen AC gerilimi yük devresinde DC 'ye çevirmektir. Bu yüzden mekanik doğrultucu olarak da bilinir.

4.2.4 Fırçalar

Fırçalar karbondan yapılır ve kontrol yayının uygun basıncıyla komütatöre değeri. Ana işlevleri komütatör ve yük devresi arasında düzgün elektriksel bağlantıyı sağlamaktır.



Şekil 4.10. Dc Jeneratör üzerindeki fırçaların gösterimi [5]

4.3. DC Jeneratörde Endüklenen Gerilim

Faraday 'ın elektromanyetik endüksiyon kanununa göre üretilen net emf iletken

başına emf ile paralel yol boyunca seri iletkenlerin sayısının çarpımına eşittir. [5]

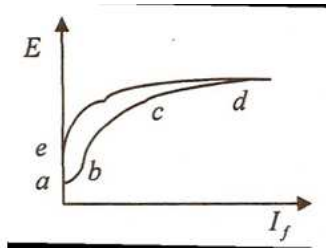
$$E_g = PZ\phi N60A \quad (4.2)$$

Bu durumda elektromanyetik tork

$$T_{em} = PZ\phi I_a 2\pi A \quad (4.3)$$

4.4 DC Jeneratör ün Doyum Eğrisi

Şönt alan bobininden akan akım sıfır iken, $I_f = 0$, a noktasındaki gibi küçük bir gerilim vardır. Şönt alanı arttıkça endüklenen gerilim de b ve c noktalarındaki gibi orantılı olarak artar, [5]

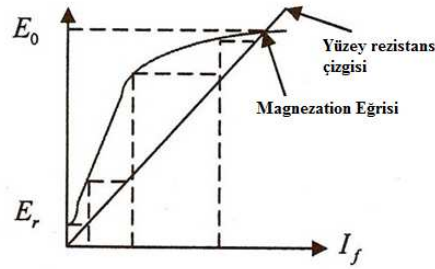


Şekil 4.11. Dc Jeneratörün doyum eğrisi [5]

c noktasından sonra, akım artışıyla, endüklenen gerilim d noktasındaki gibi daha küçük bir artış sergiler. Bu noktaya doyum noktası denir. d noktasından sonra, akım artsa bile endüklenen gerilimin büyüklüğü aynı olacaktır. Akım azaltılırsa, gerilim e noktasından geçen farklı bir yolu izleyecektir. [5]

4.5. Jeneratör Gerilim Oluşturma Süreci

Sabit hızda dönen şönt jeneratörü düşünün. Gerilim oluşturma süreci aşağıdaki adımlarla açıklanabilir: Jeneratörün endüvisi şönt alan olmadan belli bir hızda sürülür. Kutuplardaki artık akıdan dolayı jeneratör uçlarında küçük bir gerilim E_r görülür. Sonra jeneratör şönt alanla sürülür. Alan sargısından küçük bir akım akar bu da mmf üretir. Bu mmf de artık akıya ilaveten bir akı oluşturur. Artan mmf toplam akıyı artırır ki bu da üretilen gerilimi artırır. [5]



Şekil 4.12. Jeneratör gerilimi oluşturma eğrisi [5]

Artan gerilim üretimi i_f 'yi artırır. Sonuçta, mmf artar ve V_g 'yi artırır. Bu inşa süreci V_{NL} 'ye kadar devam eder. V_{NL} , R_f doğrusunun alt değeri ile mıknatıslanma eğrisinin kesişim noktasından elde edilebilir. Bu noktadan sonra i_f 'yi arttırmak, manyetik malzemenin özelliğinden dolayı üretilen gerilimi arttırmayacaktır.

4.6. DC Jeneratörün Gerilim Regülasyonu

Jeneratör yükündeki artışla uç gerilimindeki değişikliği tanımlamak için kullanılır. Yüksüz durum ile tam yük durumu arasındaki gerilim değişikliği olarak tanımlanır. Tam yük geriliminin yüzdesi olarak da ifade edilebilir.

4.7. DC Jeneratörün Kayıpları

Bakır Kayıpları Bakır telden akım geçtiğinde, I^2R kayıpları meydana gelir. Kayıpları başlıca şu şekilde sıralayabiliriz; Endüvi bakır kaybı, Şönt bakır kaybı, Seri bakır kaybı, Ara kutup alanı bakır kaybı. Kompanzasyon alanı bakır kaybı. [5]

4.7.1 Mekanik Kayıplar

Mekanik kayıplar aşağıdaki sebeplerden meydana gelir. Mil ve yataklar arasındaki sürtünme, komütatör ve fırçalar arasındaki sürtünme, dönen endüvi ve etrafındaki hava arasındaki sürtünme demir kaybı. Bu kayıp ikiye ayrılır, eddy akımı kaybı ve histerezis kaybı olarak.

4.7.1.1 Eddy Akım Kaybı

Endüvinin manyetik alandaki dönmesinden gerilim endüklenir. Bu gerilim ile endüviden küçük miktarda akım akar. Bu akım eddy akımı olarak bilinir ve bundan kaynaklanan güç kaybına eddy akım kaybı adı verilir.

4.7.1.2 Histerezis Kaybı

Endüvi iletkenleri kutuplar arasında İletkenin yeni konumunda, manyetik alanda değişir. Bu yüzden, manyetik alanın yön değiştirmesinden bu kayıp ortaya çıkar.

4.8. DC Jeneratörün Verimi

Çıkış gücünün giriş gücüne oranı olarak tanımlanır. Jeneratörün verimi yüke bağlıdır. O yüzden yükle birlikte değişir.

$$\text{Jeneratör çıkışı, } P_o = V_t I_l \quad (4.4)$$

$$\text{Değişken güç, } P_v = I_a^2 R_a \quad (4.5)$$

$$\text{Giriş gücü, } P_{in} = P_o + P_v + P_c$$

$$\text{Jeneratör verimi, } \eta = P_o / P_{in} \quad (4.6)$$

Verimin paydası maksimum olduğunda verim minimum olacaktır. Sabit kayıp değişken güce eşit olduğunda verim maksimumdur. [5]

BÖLÜM 5. BATARYALARIN İNCELENMESİ

5.1. NICD(NİKEL CADMİYUM) ve NIMH (NİKEL METAL HİBRİT) Piller

NICD piller bazı durumlarda yeni pil teknolojileri’de tercih edilmektedir. NIMH pillere göre daha küçük kapasiteye sahip olmalarına rağmen, düşük empedansları nedeniyle kısa süreli yüksek akım istenen yerlerde (portatif el aletleri) tercih sebebidirler. NIMH pillerin kapasiteleri NICD’lara göre çok daha yüksektir. Ancak, daha hızlı bir (kendi başlarına boşalma) süresine sahiptirler. Yani, şarj olmuş bir NIMH pil, şarj olmuş bir NICD pile göre neredeyse iki misli daha kısa bir sürede durduğu yerde deşarj olur. [5]



Şekil 5.1. Lityum İyon Batarya çeşitleri [6]

Bu bakımdan, şarj ettiğimiz pil kullanılmadan uzun süre şarjını korumasını istiyorsak NIMH piller buna cevap veremezler. NIMH piller NICD pillere göre hızlı şarj (quick charge) yönünden de farklıdır. Her iki tip de kapasitelerine eşit veya daha yüksek bir akımla şarj edilirler. [5]

Quick charge tekniği, 1 pilin 1 saat veya 1 saatten daha kısa bir sürede şarj edilmesini sağlar. Şayet bir pili bir saat süreyle kapasitesi kadar bir akımla şarj edersek bu sürenin sonunda pil tam kapasitesine ulaşamaz. Tam kapasitesine ulaşabilmesi için pili ya kapasitesinin üzerinde bir akımla bir saat şarj etmeli, ya da

kapasitesi kadar bir akımla bir saatten daha fazla bir süre şarj etmeli. Tabii bütün bu süreler ve akımlar pilden pile değişkenlik gösterir.

5.2. Lityum Ion Piller

Bir çeşit yeniden doldurulabilir pillerdir. Çoğunlukla elektronik araçlarda kullanılır. Ağırlıklarına-büyükliklerine oranla verebildikleri yüksek enerji ile en iyi pil çeşitlerinden biridir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. [5]

Son yıllarda pil teknolojisindeki en büyük buluş Lithium - ion piller olmuştur. Diğer şarj edilebilen pillere göre bu pillerin kapasiteleri çok daha yüksektir.

Bu piller hem yüksek ve hem de düşük şarj'a karşı çok hassastırlar. Maksimum enerjilerine ulaşabilmeleri için maksimum voltaj gereklidir. Ancak, aşırı voltajla şarj bu pillerin hasara uğramasına sebep olur. Li+ pilleri gerek şarj, gerekse deşarj ederken voltaj ve akım sınırlamasına dikkat etmek gerekir.

Li+ batarya paketlerinin içinde düşük veya yüksek voltaj durumlarında devreyi kesen sistemler ve aşırı akıma karşı sigorta düzenekleri bulunmaktadır. NICD ve NIMH bir akım kaynağı ile şarj edilebilirken, Li+ pillerin şarjörleri hem akım, hem voltaj kaynağı olmak durumundadır.

Bir Li+ pili hasarsız olarak şarj etmek istersek şarjörün çıkış voltajının %1 den fazla oynamaması gerekir. Görüldüğü gibi Li+ , çok ileri teknoloji ürünü, hafif, kapasiteleri yüksek, bir pil 3,6 W verir, yani bir Li+ = 3 NICD veya NIMH pile eşittir. 500 defadan daha fazla şarj edilebilir, şarj olduktan sonra kendi kendine deşarjı, bir ayda kapasitesinin %10'undan daha azdır. NICD ve NIMH piller gibi (memory effect) hafıza kaybı yoktur.

Kullanma sırasında şarj edilebiliyor, deşarj sırasında linear bir yol takip ettiğinden o andaki kapasitesinin ne olduğu ölçülebilir. Yani diğer pillerde olduğu gibi bir anda güç kaybı meydana gelmez. [5]

5.2.1. Avantajları

Lityum ion piller diğer kimyasallarla hazırlanan denklerine oranla sıklıkla çok daha hafiftirler. Bunun sebebi lityum iyon pillerin en st seviyede doldurulabilme yoğunluklarıdır. Li ion piller küçük ve taşınabilirdir. Li ion piller için hafıza etkisi sorunu yoktur, dolayısıyla bu pilleri şarj etmek için tam olarak boşalmalarını beklemek gerekmez. Ayrıca yine aynı nedenden dolayı şarjı yarıda kesmek pil için olumsuz bir etki yaratmaz.

5.2.2. Dezavantajları

Lityum iyon pillerin en belirgin kusuru kullanım ömürlerinin üretim tarihlerinden itibaren başlamasıdır. retildiklerinden sonra şarj edilseler de edilmeseler de ömürleri üretim tarihinden itibaren azalmaya başlamaktadır.

%100 şarj seviyesindeki ve çoğunlukla 25°C derece sıcaklıkta bulunan tam dolu tipik bir dizüstü bilgisayar pili, geri dönüşü olmayacak şekilde her yıl kapasitesinin %20 sini kaybeder. Bu kapasite kaybı ürünün üretim tarihinden itibaren başlar ve pil hiç kullanılsa bile devam eder. Değişik depolama/saklama dereceleri değişik pil ömrü kayıplarına yol açmaktadır. 0°C derecede %6, 25°C derecede %20 ve 40°C derecede %35 kayıpla karşılaşılabilir. [5]

Eğer lityum iyon pil %40 dolu olarak depolanırsa/saklanırsa pil kapasitesindeki kayıp değerleri düşer. Bu değerler %40 dolu pilde 0°C derecede %2'ye, 25°C derecede %4'e, 40°C derecede ise %15'e düşer.

Eğer pil %0 a kadar boşaltılırsa bu durum "tam boşaltma" olarak adlandırılır ve bu durum pilin kapasitesini düşürür. Yaklaşık olarak 100 tam boşaltma pilin kapasitesinde %75 ten %80'e kadar bir kapasite kaybına yol açar. Dizüstü bilgisayarlarda ya da cep telefonlarında kullanıldığında bu kayıpların anlamı üç-beş yıllık bir kullanımın ardından pilin kapasitesinin kullanılmayacak kadar düşecek olmasıdır.

Li-iyon piller hafıza etkisinden etkilenmezler ancak nikel metal hidrür ya da nikel kadmiyum piller kadar uzun ömürlü değildirler. Hatalı kullanıldıklarında çok tehlikeli olabilirler. İleri kimya bilgisi ve gelişmiş çalışmalar gerektirdiklerinden çoğunlukla daha pahalıdır.

5.2.3. Uyarılar

Lityum iyon piller yüksek ısıya ya da doğrudan güneş ışığına maruz bırakılırlarsa kolayca tutuşabilir ya da patlayabilir. Asla sıcak bir havada arabada bırakılmamalıdır. Bir Li-ion pilin kısa devre olması da tutuşmasına ya da patlamasına yol açabilir. [5]

BÖLÜM 6. ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİNDEN YARARLANARAK ENERJİ ÜRETMEK

6.1. Minimum Kullanım Gücü İle Elektrik Üretme

İnsanlar kas kuvveti ile içlerindeki kimyasal enerjiyi %25 'lik bir küçük güç ile pozitif mekanik kuvvete dönüştürürler. Bu çalışma 100 watt'lık yüksek bir değerde enerji gerçekleştirebilir. Birçok aygıt insan kuvveti kapasitesini elektriğe çevirmek için avantajlı bir şekilde kullanılabilir. Buna en güzel örnekler, rüzgâr kuvveti ile çalışan radyolar, cep telefonu bataryaları ve el montajlı jeneratörlerdir. Bu alışılmış metotların sınırlı derecede olması sebebi ile kullanıcıların diğer aktivitelerden meydana gelen enerjinin harcanması durumunda daha dikkatli olmalarını gerektirmektedir. Bu konu da, bizi kısa süreli enerji üretme gibi sonuçlara yönlendirmiştir. Uzun süreli elektrik gücü üretimi için her gün yapılan yürüme, koşma ya da merdiven çıkma hareketleri enerji üretimlerini daha tercih edilebilir hale getirmiştir.

Yürüme ile temel elektriği üretmek başlı başına yoğun bir çalışmadır. Birçok enerji üretimi araştırmaları 0,8 watt'lık enerji üreten aygıtların montajlı olduğu sıkıştırılmış dış lastik tabanlı enerji üretimi üzerinde çalışmıştır. Bu aygıt enerji toplamada meydana getirdiği düşük değerde bir metabolik güç teşkil etmektedir. [7]

$$COH = \frac{\Delta \text{Metabolik Güç}}{\Delta \text{Elektriksel Güç}} \quad (6.1)$$

Burada Δ enerji toplamadan (aygıtı taşıırken) ve enerjiyi toplarken yapılan yürüme hareketleri arasındaki enerji farkını temsil eder. COH alışılmış güç üretimi için mekanik çalışmayı elektriğe dönüştüren ve kimyasal enerjiyi de pozitif enerjiye dönüştüren aygıtlardaki verimlilik anlamı taşımaktadır.

$$COH \text{ (Verim) Alışılmış Üretim açısından} = \frac{\Delta \text{Metabolik Güç}}{\Delta \text{Elektriksel Güç}} \quad (6.2)$$

$$COH (Verim) Alışılmış Üretim açısından = \frac{1}{Yedek Aygıt Verimliliği \times Kasların verimliliği} \quad (6.3)$$

Yedek aygıt verimliliği %31 civarındır ve kasların maksimum verimliliği %25 civarındır, bu arada beklenen COH değerinin 12,9'u ortaya çıkmıştır. Fakat yedek aygıtın 4,8+- 3,0 COH değeri beklenen değerden %40 düşüktür. Buradaki ekonomik faydası, yüklü olarak yapılan yürüme hareketinde açığa çıkan enerjiyi azaltmaktır. Bu güne kadar hiçbir aygıt ağır yükleri taşıma konusunda ilave güç ihtiyacı duymadan yedek aygıtın enerji üretimine yeterli olamamıştır. [7]

Fakat farklı bir yol önerebilir, insan yürüyüşünün önemli özelliği ekonomik olarak farklı türde enerji depolama aygıtlarını da elde etmeye yardımcı olabilir. Kaslar dönüşümlü olarak pozitif ve negatif çalışma sergileyebilirler. Mekanik çalışma (Bkz. Şekil 6.1) uncu adımlar arasında ve bacakları geri ve ileri hareket ettirmek açısından vücudun kütle merkezine yeniden yönlendirmeyi gerektirebilir. Tam bir adım sırasında vücudun gerçekleştirdiği ortalama mekanik çalışma 0 değerinde olsa bile yürüyüş bir metabolik harcama demektir. Çünkü pozitif ve negatif kas çalışmaları metabolik enerji gerektirir. Jenaratörü bacak hareketlerine göre koordine etmek her bir döngü boyunca elektrik üretmek anlamına gelmektedir. Bunun yanında düşüş sırasında kaslara takviyede edebilecek, fakat kaslar üzerindeki yükleri de arttıracaktır. Ayrıca artış fazında iken elektrik üretmek esas metabolik harcamayı da ortaya çıkaracaktır. Ancak bunu düşüş aşamasında yapmak fazla işe yaramayacağı gibi bunun yanında alışılmış üretimlerden, farklı olarak daha düşük COH üretimiyle sonuçlanmasına neden olacaktır. Yavaşlama sırasında jenaratörü kullanarak bile daha düşük COH üretimi sağlanabilir, hibrit arabalarının hızı azalırken frenleme sırasında enerjinin üretilmesi buna bir örnektir. Bu ifade şöyle özetlenebilir, elektrik üreten frenleme hareketi ilave bir kas kuvveti gerektirmeden enerjiyi üretmektedir. Eğer etkin bir şekilde uygulanırsa metabolik harcama normal yürüme ile aynı olur. Böylece enerji ilave bir çaba sarf etmeden depolanmış olur. [8]

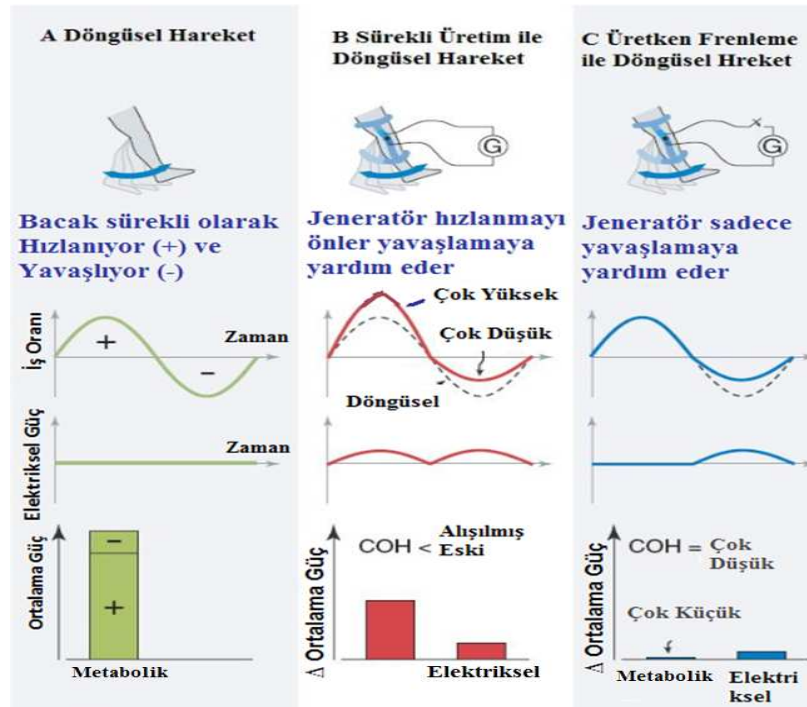
Frenleme esnasında oluşan enerji kavramını test etmek için kullanılabilir (giyilebilir) destek montajlı portatif enerji depolayıcı geliştirildi. Ayrıca diğer bağlantı noktaları da (mafsallar) önemli faktör olabilir. Biz bu çalışmada dirseklerdeki üretken enerjiyi araştıracağız, çünkü yürüme sırasında negatif çalışma gerçekleşmektedir. Enerji depolayıcı, tasarlanmış ortopedik dirsek desteklerini de kapsar böylece dirsek hareketi tek yönlü güç uygulayarak jeneratör olarak görev yapan pürüzsüz dc motorları için belirli hızlarda sadece dirsek genişleme hareketiyle zincirleme hareketi devreye sokar. Uygun test aşamaları için üretilen elektrik gücü bir bataryayı şarj etmek yerine yükleme resisterü ile dağıtılır.

$$\text{Mekanizmanın verimliliği} = \frac{\text{mekanik güç girişi}}{\text{elektrik güç çıkışı}} \quad (6.4)$$

Olarak tanımlanmış olup 6,4 lük COH üretime değeri ile %63 ten büyük olmayacak şekilde ölçülmüştür. Bir potansiyometre depolama rezistörü ile seri bağlantılı olan anahtar, kontrol eden bilgisayara bağlı dirsek hareketine duyarlıdır. Bu da gerçek zamanlı olarak elektriksel yükleme bağlantısını koparır. Enerji üreten frenleme için bahsederek dönüş fazın sonunda devreye girmesi için enerji depolayıcı programlı olarak tanımlanmaktadır. Bu enerji depolayıcı dirsek hareketinin yavaşlaması sırasında dirsek esneme kasları, duruma göre yardımcı olurken elektrik gücünde üretir. Biz bu evreyi dirsek ne zaman genişlerse enerji dolayacak sürekli üretim evresine göre kıyaslanmıştır. Ayrıca manuel olarak güç kestirilebilir ve dişli zincir ile jeneratörü dirsek hareketinde uygulayabiliriz. Bu ayrılmış evre enerji depolayıcı kütleyi elektrik üretim maliyetinden bağımsız olarak, taşıma sırasında ortaya çıkacak metabolik maliyeti ölçmek için kontrol etmektedir. [8]

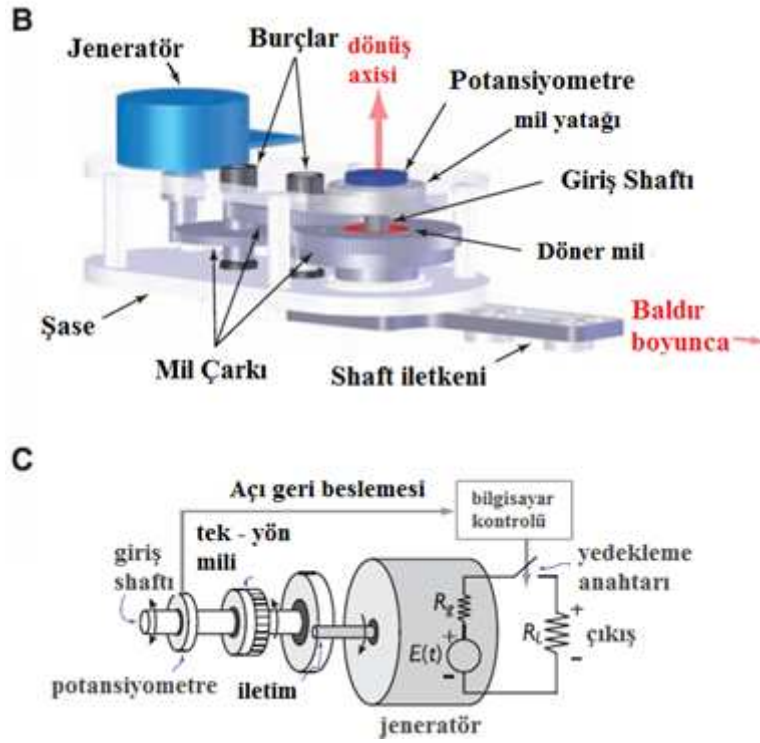
Enerji depolama performansı 1,5 m / s hızla yürüyen 6 erkeğin her bir bacağına bağlanarak test edilmiştir. Standart solunum sistemi ve ölçülü jeneratör elektrik gücü çıkışı kullanarak metabolik harcama hesaplandığında. Sürekli üretim evresinde nesnelere kontrol altındaki metabolik harcamada 18 +/- 24W'lık önemsiz bir artış ile 7,0 +/- 0,7 W değerinde elektrik üretmiştir. Enerji üreten frenleme evresinde iken cisimler kontrol durumundakine göre metabolik harcamada 5 +/- 21W'luk bir artış ile 4,8 +/- 0,8W'luk elektrik üretmiştir. (p=0,6) içerik olarak bu elektrik gücü klasik

cep telefonu gücü için yeterlidir. Sonuçlar gösteriyor ki esas elektrik minimum kullanıcı gücü ile de üretilebilir. [11]



Şekil 6.1. Döngüsel hareket esnasında üretken frenlemenin avantajları ve güç üretimi [9]

Döngüsel hareket esnasında üretken frenlemenin avantajları, güç üretimi olmadan dirsek mafsalsının ileri ve geri hareket yapması (A), devamlı çalışan jeneratöre karşı (B) ve frenleme sırasında üretim yapan jeneratör (C)'nin kıyaslaması. Her bir grafik sütunu gösteriyor ki kaslar tarafından, elektrik ile ve insan tarafından harcanmış ortalama metabolik güç sonucu yapılan işlerin değerleri ve ortalama elektrik gücünün harcanması sonucu yapılan iş değeri mevcuttur. (B) de ve (C) 'de iş gücü değeri (A) ya göre kıyaslanmış eğrisel çizgilerle işaretlenmiş ve ortalama güç (A) ya göre delta(Δ) ile gösterilmiştir. COH, metabolik ortalama güç/elektriksel ortalama güç oranı olarak tanımlanmaktadır. [12]

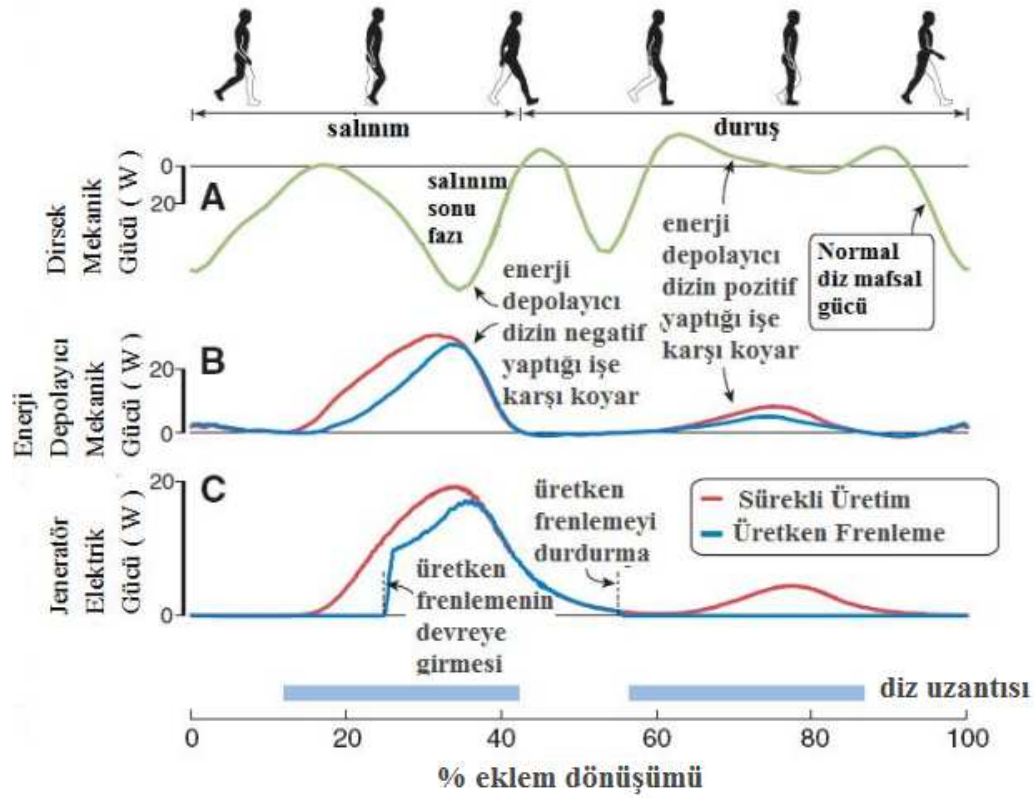


Şekil 6.2. Biyomekanik enerji depolayıcı [11]

Aygıt her bir bacakta bir tane olmak üzere aygıt 1,6 kg kütleli ortopedik dirsek desteği üzerine monte edilmiş jeneratör ve alüminyum şase mevcuttur. (B) şase, düşük hız ve yüksek dönmeden, yüksek hız ve düşük dönme durumuna geçirdiği bir pedal zincirini barındırmaktadır. (C)

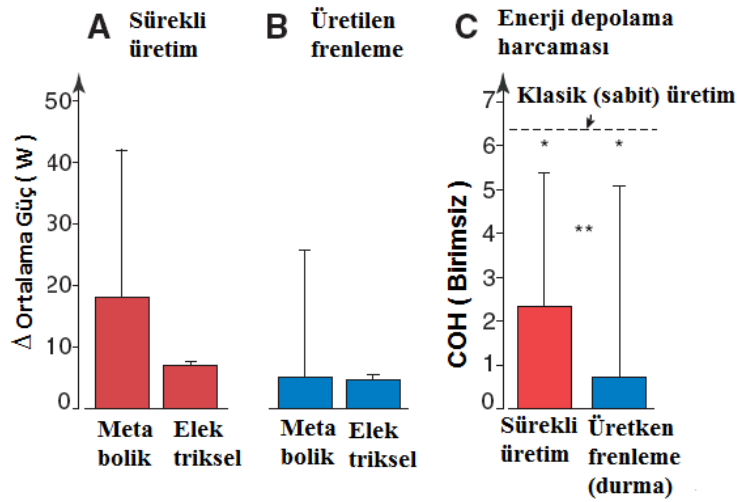
Sonuçlar gösteriyor ki asıl elektrik, kullanıcının eforunda ki minimum artış ile üretilebilir. Uygun COH (Verim) değerleri üretken frenlemenin avantajını göz önüne çıkarır. Üretken frenlemede ortalama COH sadece $0,7 \pm 4,4$ dür. 1 W'lık elektrik gücünü üretmek için 1 W dan daha düşük metabolik güç gerekir. Bu, 6,4 lük COH beklenen değerden daha azdır ($P=0,01$) . Sürekli üretimdeki COH değeri $2,3 \pm 3,0$ olarak alışılmış üretimler için olan değerlerden önemli derecede düşüktür. Bu da gösteriyor ki eski safha da, dirseğin hareketindeki azalmadan dolayı elektrik üretimi oluşmuştur. İki safha arasındaki farklılık $2,2 \pm 0,7$ W luk elektrik olarak metabolik harcamadaki 13 ± 12 W'lık değere tekabül etmektedir. Bu iki safhadaki farklılık $5,7 \pm 6,2$ değerini verir ki bu da alışılmış elektrik değeri için beklenen değerdir ($P=0,4$). Bu da gösteriyor ki yürüme sırasında; dirsekteki sürekli üretim yüksek değerde COH

ve frenleme ile üretilen elektrik ise düşük derecede COH ile açığa çıkar. Ama üretken frenleme alışılmış üretimde 1.8 lik COH'dan düşük olmaktadır. [7]



Şekil 6.3. Yürüme sırasındaki güç üretimini zamanlama [11]

Yön değiştirme fazı ile başlayan döngü içerisindeki süre aşağıda gösterilmektedir. Çizilen çubuklar dirseğin genişlediği zamanı ve enerji depolayıcısını içerdiği gücün devreye girdiği zamanı göstermektedir. (A) Normal yürüme sırasındaki dizin mekanik güç örneği gösteriyor ki diz yön değiştirme fazının sonunda yüksek derecede negatif güç üretmektedir. (B) Mekanik güç birim zamanda enerji depolayıcı üzerinde harcanır bu da kırmızı çizgilerle sürekli üretim olarak gösterilir ve mavi çizgiler ise üretken frenlemeyi gösterir. (C) Birim zaman içinde üretilen elektrik, ayrıca her iki çeşit üretim için gösterir. [11]



Şekil 6.4. Sürekli üretimden dolayı kaynaklanan elektrik ve üretken frenleme [11]

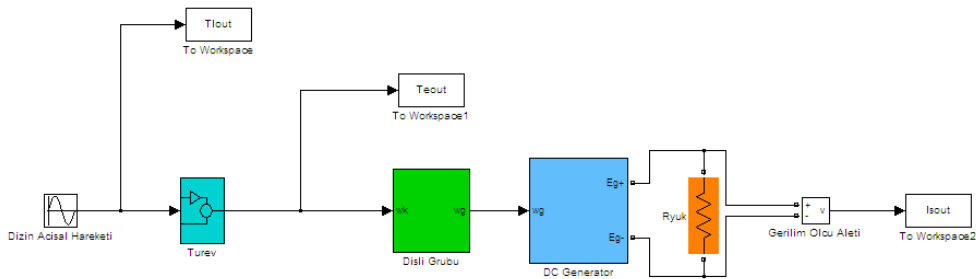
Ortama metabolik harcama ve sürekli üretimden dolayı kaynaklanan elektrik (A) ve üretken frenleme (B) metabolik harcamadaki değişim ile birlikte kontrol durumlarına bağlı olarak gösterilmektedir. (C) Sürekli üretim için COH ve alışılmış üretime kıyasla frenleme den kaynaklanan üretim (Bkz şekil 6.4) her 2 mod'da da depolanmış enerjideki değişim kaslardaki doğrudan hareketlerden ziyade dizlerdeki ivme azalışından kaynaklanmaktadır. A' dan C' ye hata çubukları SD'yi göstermektedir. (*) Alışılmış ve sürekli üretim ile frenlemeden kaynaklan üretim arasındaki kayda değer farklılığı göstermektedir. Üretken frenleme (**) (P=0.05 tüm karşılaştırmalar için'dir). [8]

Bu metabolik harcamadaki artış ilave kütle ve onun bulunduğu yerden kaynaklanmaktadır. Çünkü düşük kütlelerin mevcut olması taşınmasındaki daha fazla harcamaya sebep olmaktadır. Ayrıca metabolik harcamadaki mevcut artış kısmı uygulamalar için kayıp edilemeyecek derecede yüksektir ve uygun ağırlık ve aygıtın verimliliğinin geliştirilmesi için yapılan değişiklikler metabolik harcamayı azaltmaz, aksine üretilen elektrik değerini artırır. Bu uygulama için özellikle tasarlanmış üretici aygıt daha düşük iç kayıplar sağlar ve daha küçük hafif zincir aygıtı gerektirir. Mevcut zincir cihazı daha az yıpranma ve daha yüksek verimlilik sağlayabilir. Aygıt parçalarını yer değiştirmek bu kütlelerin taşınmasında meydana gelen metabolik harcamayı azaltabilir. Daha iyi gözden geçirilmiş aygıt karbonfiber gibi daha hafif malzemeden yapılmış dirsek desteğine nazaran avantajlı olabileceği düşünülmektedir. [7]

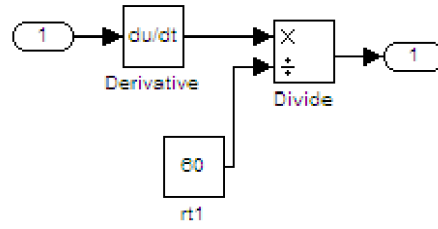
BÖLÜM 7. TASARIM VE MODELLEME

7.1 Tasarım

Matlab programlama paketinin Simulink ortamında gerçekleştirilen simülasyonda bacağın 60 derecelik hareketine karşılık biyomekanik düzenekle elde edilebilecek enerji incelenmiştir. Bu amaçla öncelikle dişli grubunun çalışması taklit edilmiştir. Dişli grubu gerçekte girişine gelen açısal hareketin hızını ve torkunu belli bir oranda değiştirmektedir. Burada da açısal yer değiştirme türev işlemi ile açısal hıza dönüştürülmüş ve belli bir sabit katsayı ile yükseltilmiştir. Dişli grubu benzetimi ile elde edilen açısal hız, dc jeneratör bloğuna beslenerek çıkışında gerilim üretmesi sağlanıyor. Dc jeneratörün çalışma prensibine uygun olarak tasarlanan blokta girişteki açısal hıza orantılı olarak bir elektromotor kuvvet geliştirilmektedir. Dc jeneratörden çekilen akıma orantılı olarak iç direnç üzerinde düşen gerilim ile elektromotor kuvvet arasındaki fark dc jeneratör çıkış gerilimini verir. Bu gerilim DC jeneratördeki komütatör ve fırça yapılarından dolayı tek yönde doğrultulmuş olarak elde edilmiştir. 0-2 saniye aralığında saniyede 1000 örnek alınarak çalıştırılan benzetim ile dizin açısal hareketi, dizin açısal hızı ve üretilen dc gerilim izlenmiştir.

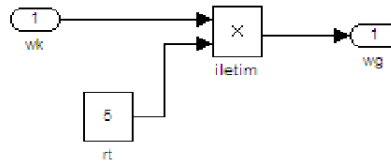


Şekil 7.1. Açısal Hareketin Elektriksel Gerilime dönüşümünün Simülasyonu



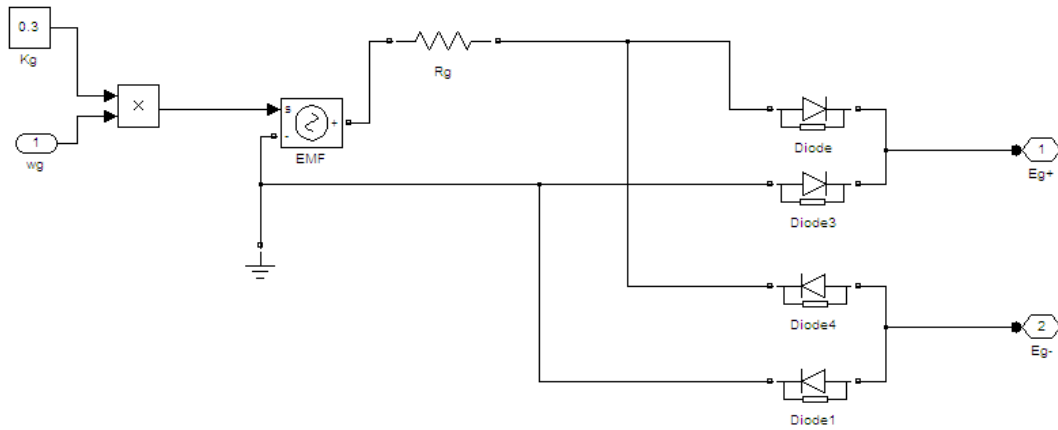
Şekil 7.2. Türev Bloğunun İçi

Simülasyonda 60°'lik bacak salınım hareketinin (açısal hareketin) türevi alınarak açısal hız elde edilir.



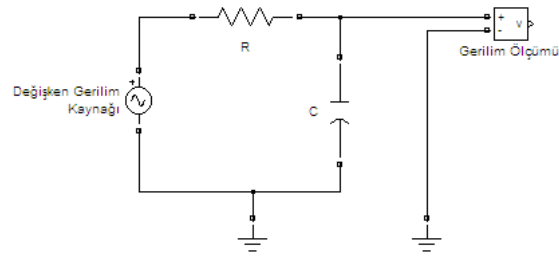
Şekil 7.3. Dişli Grubu Bloğu

Elde edilen açısal hızın hareket hızını, dişli kutusuna verilen oranla (simülasyon denemelerinde 5 katı olarak) artırılarak açısal hız artırımını oluşturulmuştur.



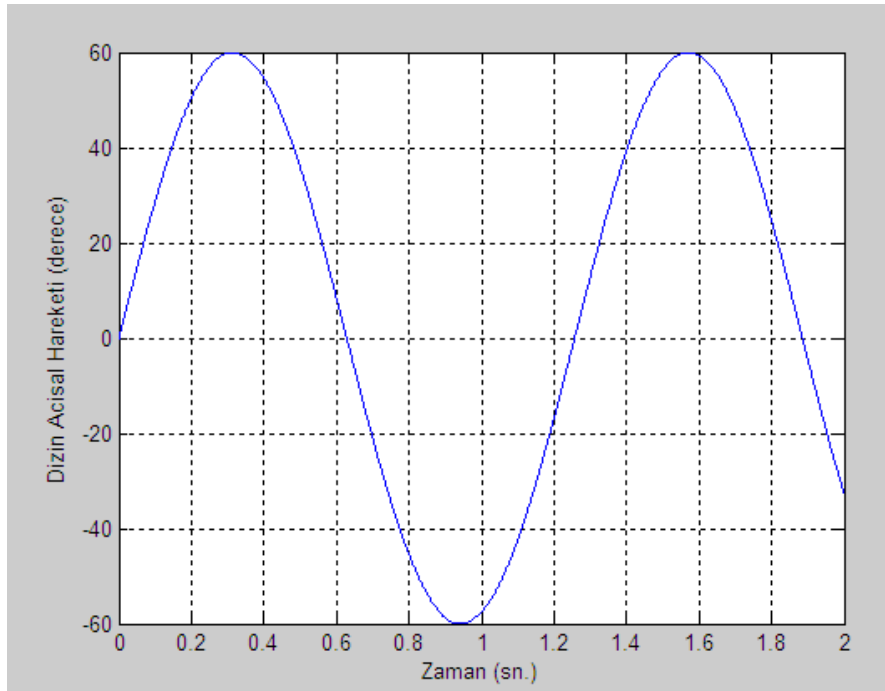
Şekil 7.4. Doğrultucu Bloğunun İçi

Tam dalga doğrultusunda gelen iki yönlü sinyalin tek yönlü sinyale sinyal'e çevrilmesi gerçekleştirilir. Bunu gerçekleştirmek için diod'lar köprü biçiminde bağlanır. DC Jeneratör miline gelen açısal hıza belli bir oranda katsayı (K_g) girilerek gerilim oluşturulur.

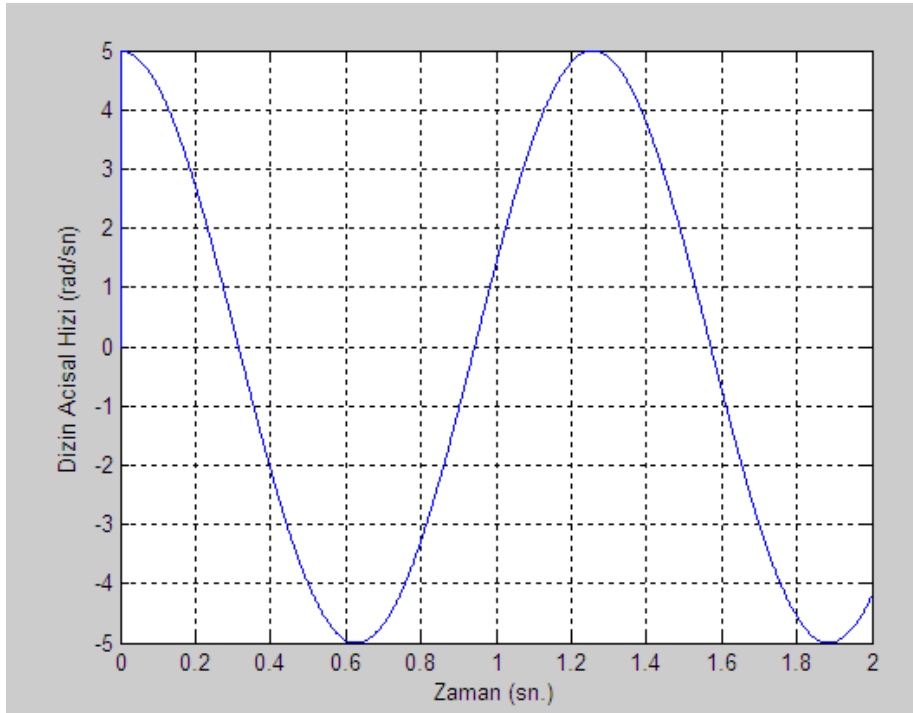


Şekil 7.5. Doğrultucu Devresi

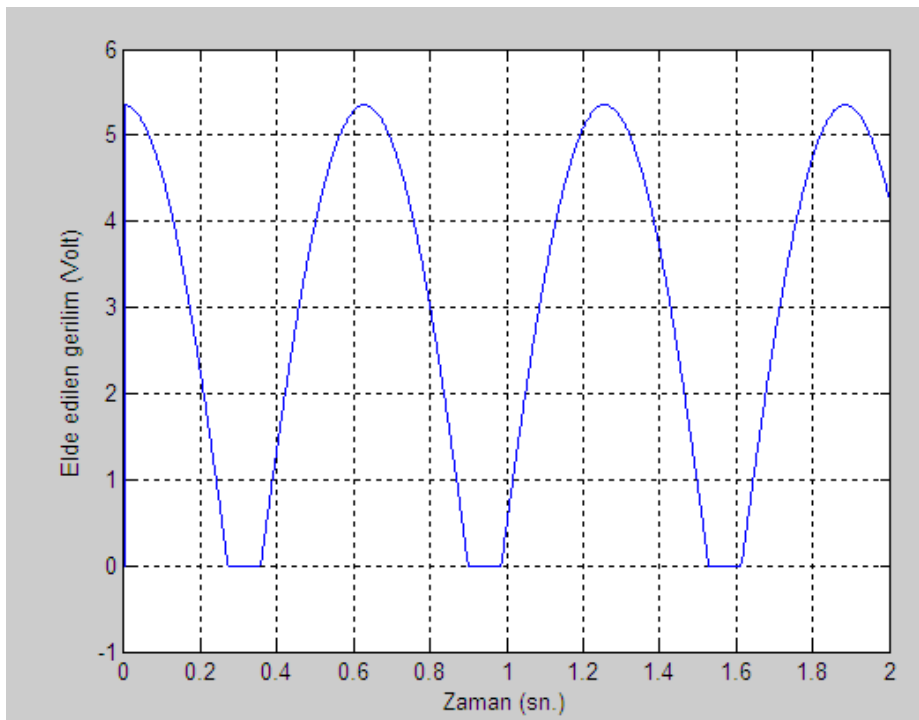
Kondansatörün gerilimi depolama özelliğinden dolayı gerilimi sabit tutma özelliğine sahiptir. Gerilim Kapasitör yardımıyla depolanmaktadır. İdeal kondansatör olmadığı için depolanan gerilim zamanla azalır.



Şekil 7.6. Dizin Açısıl Hareketinin Zamana göre değişimi



Şekil 7.7. Dizin Açısıl Hızının Zamana göre değışimi



Şekil 7.8. DC Jeneratörden elde edilen gerilimin zamana göre değışimi

7.2. Prototip

Prototip yapımında hareket kolunun bacak salınımını gerçekleştirebilmesi için bacak diz bölgesinin altına gelecek şekilde tasarlanmıştır. Alt tabla ve koruma kapağı ile içerisindeki dişli mekanizmasına bir nevi dişli kutusu yapılmıştır. Bir adet $Z=50$, iki adet $Z=48$, bir adet $Z=14$ ve iki adet $Z=12$ diş dişli kullanılmıştır. Dişli malzemesi olarak sarı pirinç kullanılmıştır. DC jeneratör kullanılmıştır. Dinamo üzerindeki dişliyi hareket ettiren yukarıda bahsedilen dişli grubudur. Alt tabla ve koruma kapağı 4 civata ile bağlanmıştır. Dinamo üzerindeki (+) ve (-) kutuplu kablo uçları ile elektrik akımı, istenilen ekipman için üretilen enerji kullanılabilir.

Çevrim oranı aşağıdaki şekilde tanımlanabilir.

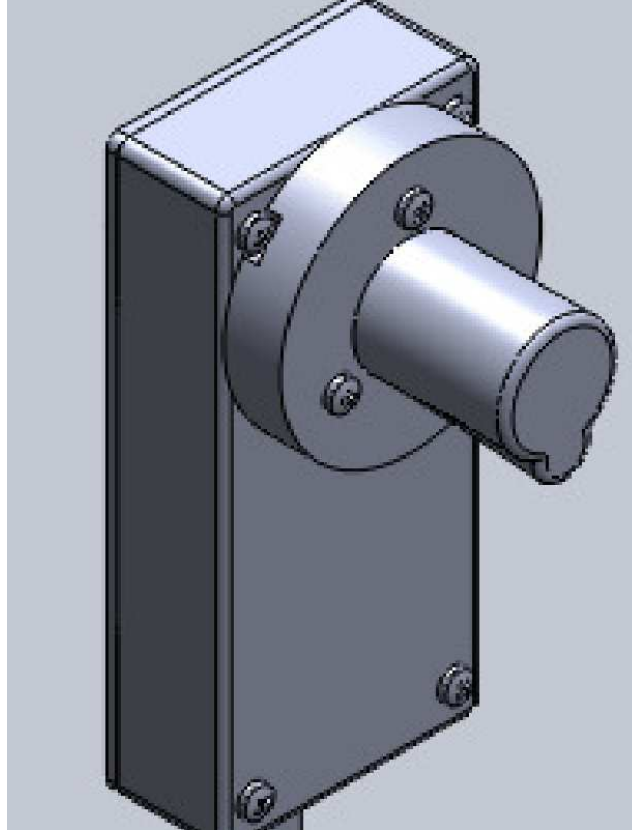
$$I_{1,2} = \frac{z_1}{z_2} = \frac{48}{12} = 4 \quad (7.1)$$

$$I_{3,4} = \frac{z_3}{z_4} = \frac{50}{14} = 3,57 \quad (7.2)$$

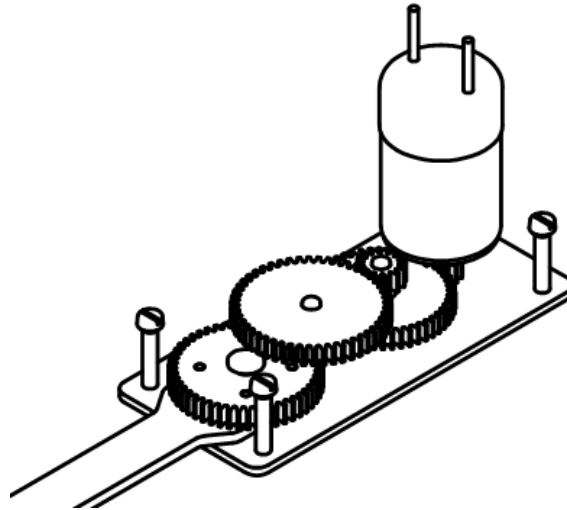
$$I_{5,6} = \frac{z_5}{z_6} = \frac{48}{12} = 4 \quad (7.3)$$

$$I_T = I_{1,2} \times I_{3,4} \times I_{5,6} = 4 \times 3,57 \times 4 = 57,12 \quad (7.4)$$

Çevrim oranında anlaşılacağı üzere bacak hareketinde bulunurken hareket kolunun 1 tur yapması durumunda Dinamoya bağlı dişli 57 tur dönmektedir. Hareket kolunun tam tur yapamayacağı düşünülürse yani 4/1 bacak salınımından dolayı dinamoya bağlı dişli 14 tur dönmektedir.



Şekil 7.9. Prototip tasarım modeli



Şekil 7.10. Prototip tasarım modeli



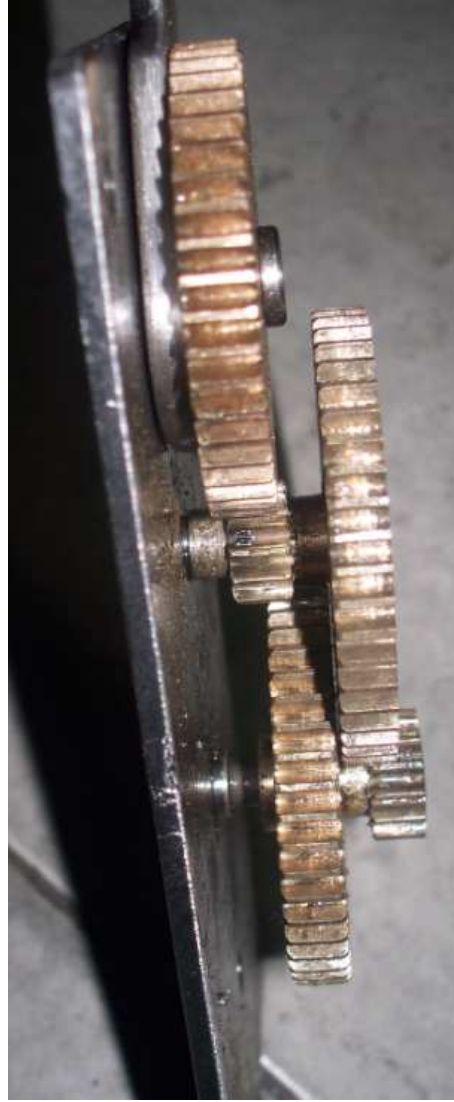
Şekil 7.11. Prototip Fotoğrafi



Şekil 7.12. Prototip Fotoğrafi



Şekil 7.13. Prototip Fotoğrafi



Şekil 7.14. Prototip Fotoğrafi



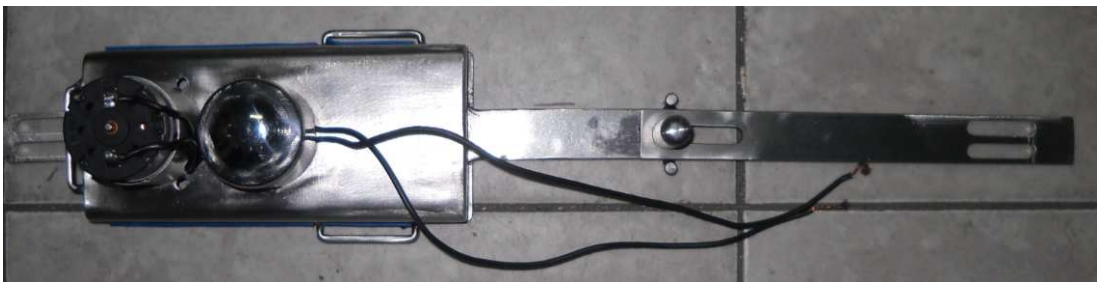
Şekil 7.15. Prototip Fotoğrafi



Şekil 7.16. Prototip Fotoğrafi



Şekil 7.17. Prototip Fotoğrafi



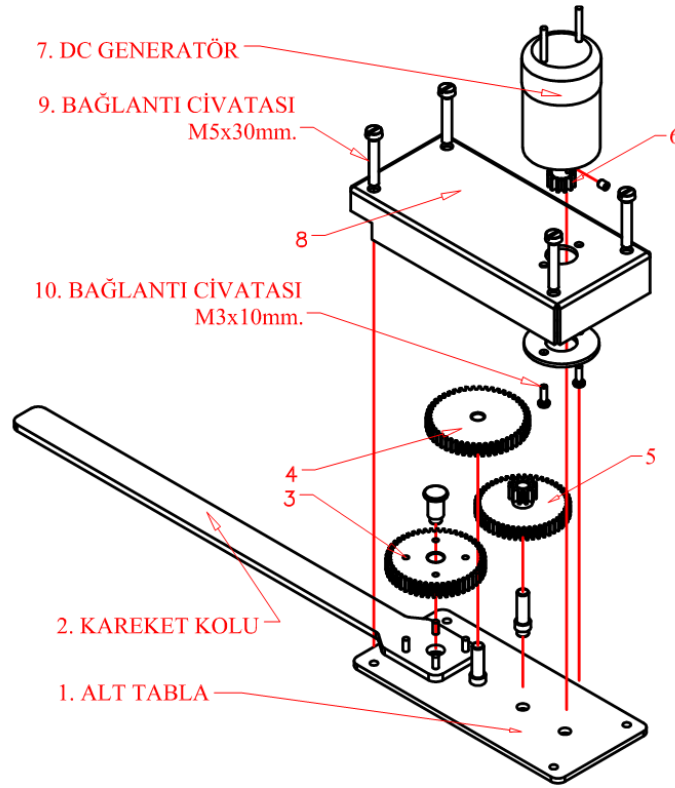
Şekil 7.18. Prototip Fotoğrafi

BÖLÜM 8. TEST VE DENEYLER

8.1 Malzemeler Ve Metotlar

Prototip yapımında hareket kolunun bacak salınımını gerçekleştirebilmesi için bacak diz bölgesinin altına gelecek şekilde tasarlanmıştır. Alt tabla ve koruma kapağı ile içerisindeki dişli mekanizmasına bir nevi dişli kutusu yapılmıştır. Bir adet $Z=50$, iki adet $Z=48$, bir adet $Z=14$ ve iki adet $Z=12$ dişli kullanılmıştır. Dişli malzemesi olarak sarı pirinç kullanılmıştır. DC jeneratör üzerindeki dişliyi hareket ettiren yukarıda bahsedilen dişli grubudur. Dişli kutusu bacak kısmına bağlanabilen hareket kolu ile hareket almaktadır.

6 W'lık DC jeneratör ile dizin açısız hareketi elektrik enerjisine dönüştürülmesi düşünülmüştür. Ayrıca regülatör yardımı ile gerilimin sabitlenmesi ve depolanması düşünülmüştür.



Şekil 8.1. Prototip montaj teknik çizimi

Alt tabla ve koruma kapağı 4 adet civata ile bağlanmıştır. Jeneratör üzerindeki (+) ve (-) kutuplu kablo uçları ile elektrik akımı istenilen ekipman için üretilen enerji kullanılabilir.

Yukarıda anlatılmış olan prototip'in bacağa bağlantısı için gerekli bağlantı kemerleri ile yürüme ya da koşma esnasında prototip'in sabit kalması sağlanmıştır.

8.2 Deneysel Prosedür

Üç farklı yetişkinde yapılan, farklı yürüme ya da koşma hızlarında 10 dakikalık süre zarfında değerler alınarak ortalamaları alınmıştır. Gerilim çıkışları Elektrik ölçü aleti (multimetre) ile ölçülmüştür. Üç denek için yapılan ölçümler aşağıdaki gibidir.

Elektriksel Güç hesaplaması aşağıdaki formülden hesaplanmıştır.

Elektriksel Gücü, gerilimin karesinin, dirence olan oranı ile hesaplayabiliriz

$$P = v^2/R \quad (8.1)$$

Direnç için 70 ohm'luk bir yük olduğu düşünülmüştür. (ör. Ses cihazları v.b.)

Tablo 8.1. Denek-1 test değerleri

1. Denek

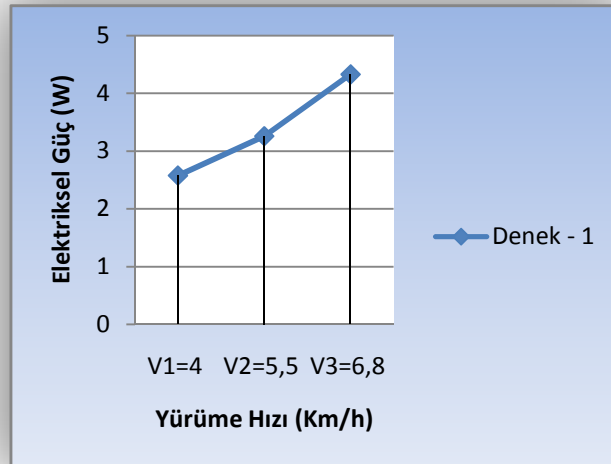
Yaş :29

Kilo : 88 Kg.

CİHAZ TAKILDIĞINDA ELDE EDİLEN ELEKTRİK GÜCÜ

ZAMAN ARALIĞI	V ₁ =4	V ₂ =5,5	V ₃ =6,8	
1.Dak.	13,86	14,85	18	
2.Dak.	13,85	14,7	18,06	
3.Dak.	13,14	14,68	18,09	
4.Dak.	13,12	14,49	18,47	
5.Dak.	12,95	14,9	16,86	
6.Dak.	13,26	15,4	15,13	
7.Dak.	13,49	15,6	17,48	
8.Dak.	13,52	15,36	14,98	
9.Dak.	13,9	15,8	18,56	
10.Dak.	13,21	15,23	18,41	
ORTALAMA	13,43	15,101	17,404	VOLT

P (Güç)	2,576641429	3,257717157	4,327131657	Watt
---------	-------------	-------------	-------------	------



Tablo 8.2. Denek-2 test değerleri

2. Denek

Yaş :26

Kilo : 78 Kg.

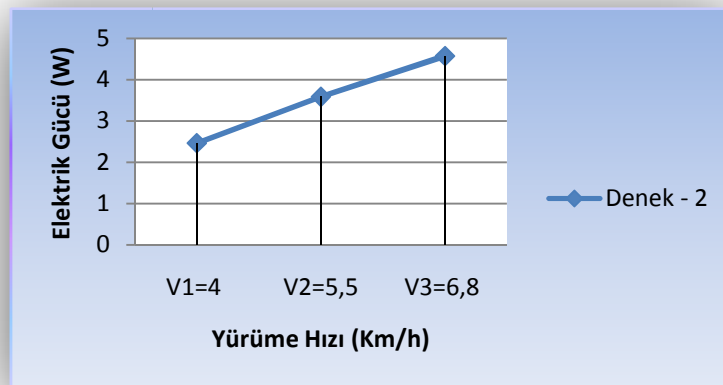
CİHAZ TAKILDIĞINDA ELDE EDİLEN ELEKTRİK GÜCÜ

ZAMAN ARALIĞI	V ₁ =4	V ₂ =5,5	V ₃ =6,8
1.Dak.	13,78	14,8	19,09
2.Dak.	13,62	15,4	18,56
3.Dak.	13,43	15,6	18
4.Dak.	13,84	15,48	15,49
5.Dak.	12,86	15,32	16,65
6.Dak.	12,94	15,21	16,89
7.Dak.	13,41	15,8	17,52
8.Dak.	13,8	15,41	15,3
9.Dak.	13,72	15,6	18,4
10.Dak.	13,13	15,84	17,89
ORTALAMA	13,453	15,446	17,379

VOLT

P (Güç)	2,4628129	3,58436571	4,57217286
----------------	------------------	-------------------	-------------------

Watt



Tablo 8.3. Denek-3 test değerleri

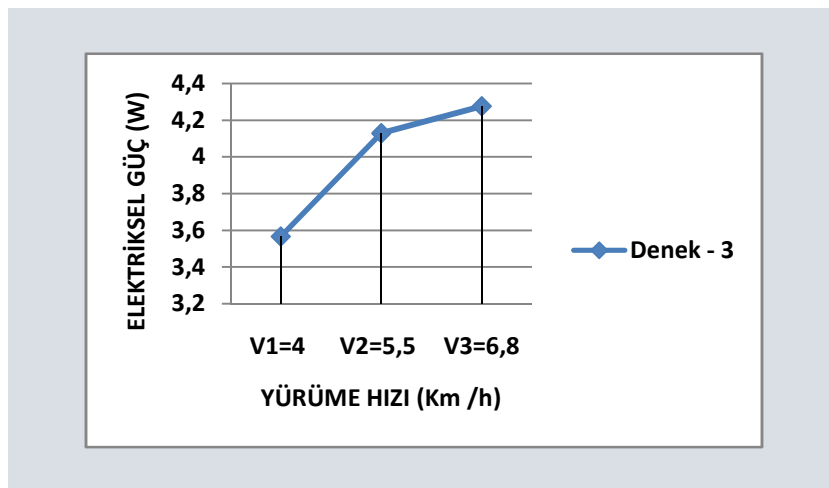
3. Denek

Yaş :25

Kilo : 65 Kg.

CİHAZ TAKILDIĞINDA ELDE EDİLEN ELEKTRİK GÜCÜ

ZAMAN ARALIĞI	V ₁ =4	V ₂ =5,5	V ₃ =6,8	
1.Dak.	14,56	13,51	17,42	
2.Dak.	14,1	13,51	18,48	
3.Dak.	13,53	15,08	17,23	
4.Dak.	12,89	16,13	16,6	
5.Dak.	14,71	17,45	16,84	
6.Dak.	14,38	16,78	16,24	
7.Dak.	15,2	16,37	16,51	
8.Dak.	15,12	15,9	16,5	
9.Dak.	14,9	17,3	16,78	
10.Dak.	15,8	17	17,3	
ORTALAMA	14,519	15,903	16,99	VOLT
P (Güç)	3,5662857	4,12857143	4,275571429	Watt



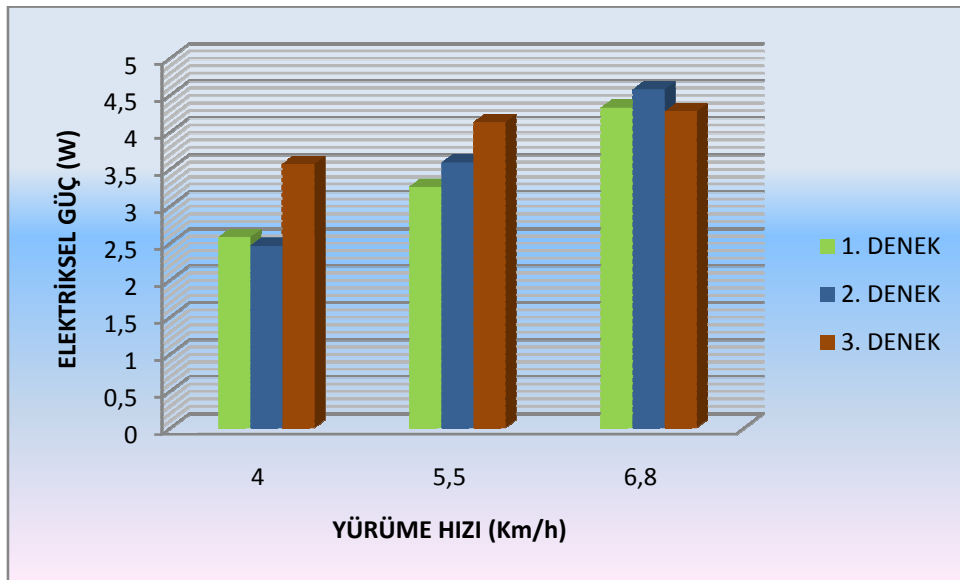
8.3 Sonuçlar

Üç denek üzerinde yapılan testlerin farklı hızlardaki üretilen güçleri gösteren değerler tablo halinde sunulmaktadır.

Bacak salınımından dolayı hıza bağlı olarak Elektrik güç artışının arttığı testlerde gözlemlenmiştir. Elde edilen Elektrik üretiminin bacak hareketinden oluşan mekanik gücün dişli kutusu ve dc jeneratör yardımıyla ortaya çıkan elektrik enerjisi günlük hayatta kullanılan küçük elektronik ekipmanların (Cep telefonu, cd çalar v.s.) şarj edilebilmesi için yeterli seviyede olabildiği görülmüştür.

Tablo 8.4. 3 Denek üzerinde yapılan testlerin ortalamalarını gösteren grafik

	ZAMAN ARALIĞI	4	5,5	6,8	km/h
1 Denek	P (Güç)	2,576	3,257	4,327	Watt
2. Denek	P (Güç)	2,462	3,584	4,572	Watt
3. Denek	P (Güç)	3,566	4,128	4,275	Watt



BÖLÜM 9. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

9.1. Sonuç ve Değerlendirme

Bu tez çalışmasında bacak hareketinin 60° lik açı ile salınımı düşünülerek zamana göre simülasyonu, Bacak hareketinin hızı'nın zamana göre simülasyonu ve elde edilen voltaj simülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, bacak hareketinden oluşan mekanik gücün dişli kutusu ve dc motor yardımıyla ortaya çıkan elektrik enerjisi günlük hayatta kullanılan küçük elektronik ekipmanların şarj edilebilmesi (Cep telefonu, cd çalar v.s.), protez bacak kullanımlarında kullanılan bataryaların ve diğer farklı alanlarda insanlar için faydalı olabilmesi adına tasarlanmıştır.

Bu uygulamalar elektrik kaynağı olmadan yaşayan dünya nüfusu için hem aydınlatma hem de iletişim gibi kavramları da içermektedir. Geliştirilebilir protez dirsekler ve eklemler yürümeye yardımcı olması için motor aksamalarını kullanırlar fakat batarya teknolojisi bunların gücünü ve çalışma zamanını sınırlandırır. İnsan eklemleri üzerindeki giyilmiş enerji depolayıcılar robotik yapay eklemlere güç sağlamak için kullanışlı olabilir. Kullanılabilir aygıtlar için bu yerlere ilaç alımı dahil olmak üzere batarya gücü aygıtın yapısını sınırlandır ve bataryaları yer değiştirmek cerrahi müdahaleler gerektirir. Geleceğin enerji depolayıcıları bu tür aygıtların yanına da yerleştirilebilir ayrıca kaslara paralel olarak da olabilir ve temel gücü üretmek için frenleme sistemini de kullanabilir.

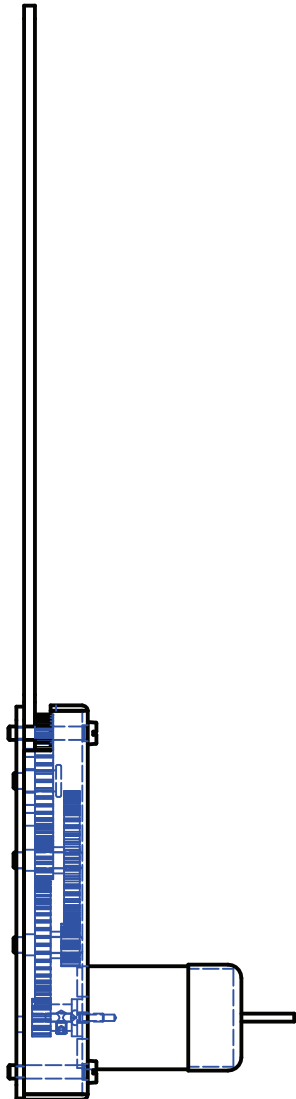
Bu tez çalışmasında, insan gücünden açığa çıkan hareketlerden faydalanarak enerji üretimi yapılabileceği kanıtlanmıştır.

Gelecekte sistem üzerinde yapılabilecek ilaveler ile enerji depolanması ya da sistem'in farklı uygulamalarda kullanılması sağlanabilir.

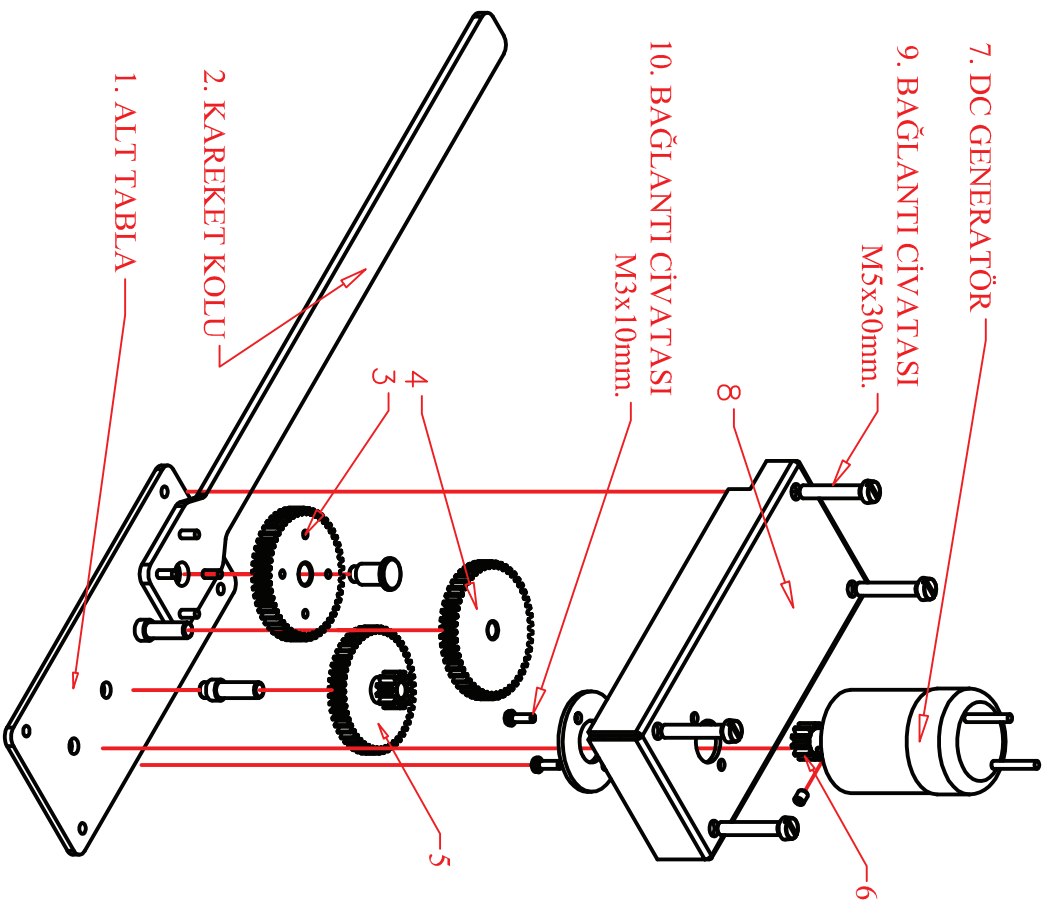
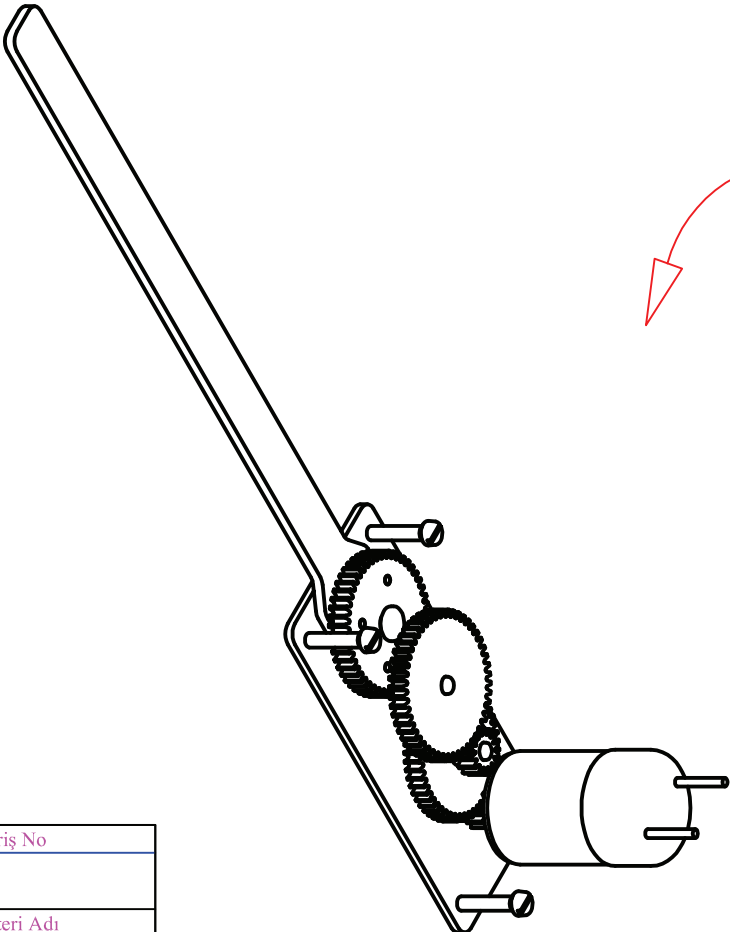
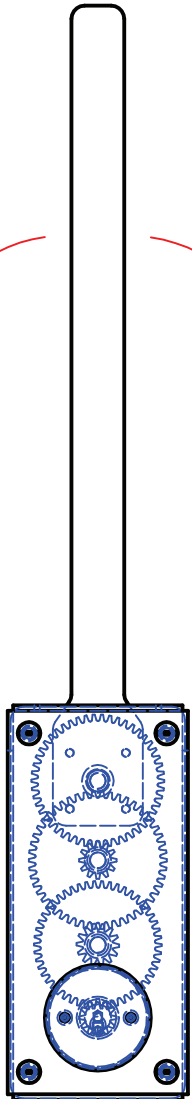
KAYNAKLAR

- [1] Generating Electricity While Walking with Loads Lawrence C. Rome, et al. ,Science 309 1725 (2005); DOI: 10,1126/science.1111063 9 September 2005
- [2] Mechanics and energetics of swinging the human leg J. Doke, J. M. Donelan and A. D. Kuo 10,1242/jeb.006767 25 November 2004
- [3] Harvesting Energy by Improving the Economy of Human Walking Arthur D.Kuo, 9 SEPTEMBER 2005 VOL 309 SCIENCE 9 September 2005
- [4] PIEZOELECTRIC TECHNOLOGY PRIMER,James R. Phillips Sr. Member of Technical Staff CTS Wireless Components 4800 Alameda Blvd. N.E. Albuquerque, New Mexico 87113
- [5] Alternating Current and Direct Current Generator, Pedro Portela,Joao Sena Esteves, Department of Industrial Electronic, Universty of Minho
- [6] Ta2R Göktay ALPMAN, Şarj Edilebilir Piller
- [7] G.A. Brooks, T.D. Fahey,K.M.Baldwin,Exercise Physiology:Human Bioenergetics and its Applications (McGraw-Hill,Boston,ed.4, 2005).
- [8] A. D. Kuo, Science 309, 1686 (2005).
- [9] L. C. Rome, L. F lynn, T. D. Yoo, Na ture 444, 10 23 (2006) .
- [10] R. Margaria , Biomechanics and Energetic s o f Muscular Exercise (Clarendon , Oxford, 1976) .
- [11] J. Doke, J. M. Donelan, A. D. Kuo, J. Exp. Biol. 208, 439 (2005).
- [12] D. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement (Wiley, New York, ed. 2, 1990).
- [13] Controlled Energy Storage and Return in a Prosthetic Foot Steve Collins T.U. Delft (15 December 2009)

EKLER



HAREKET



7. DC GENERATÖR

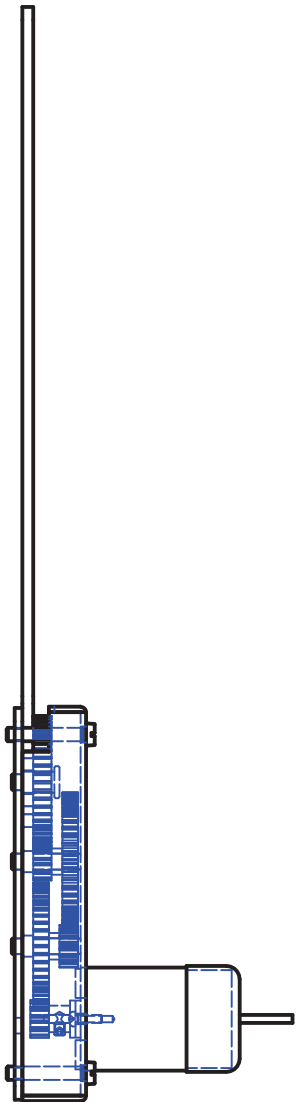
9. BAĞLANTI CİVATASI
M5x30mm.

10. BAĞLANTI CİVATASI
M3x10mm.

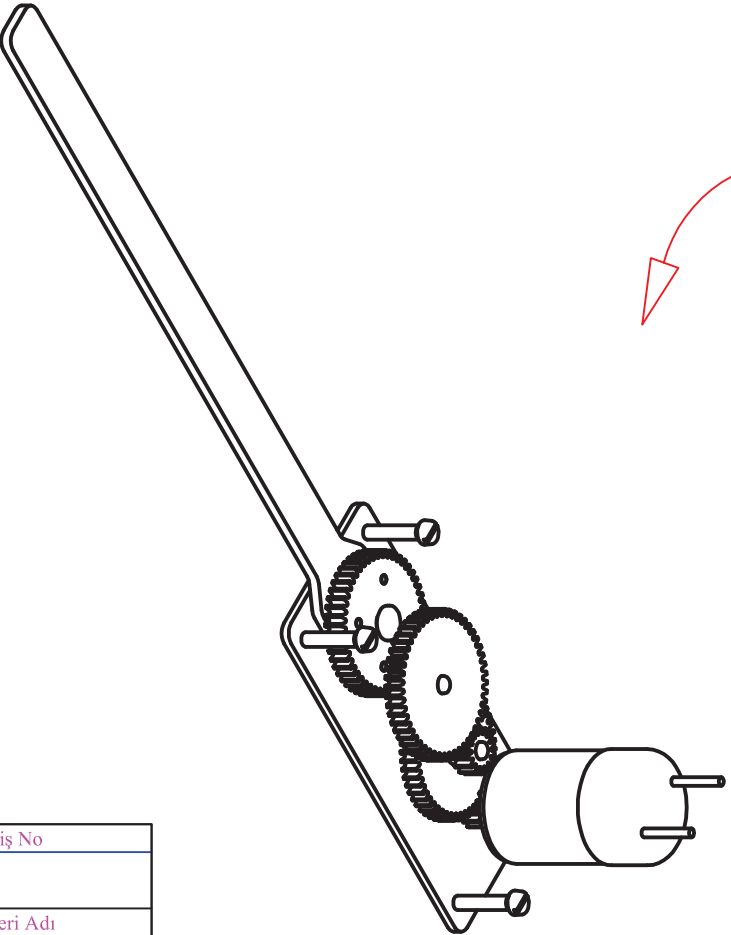
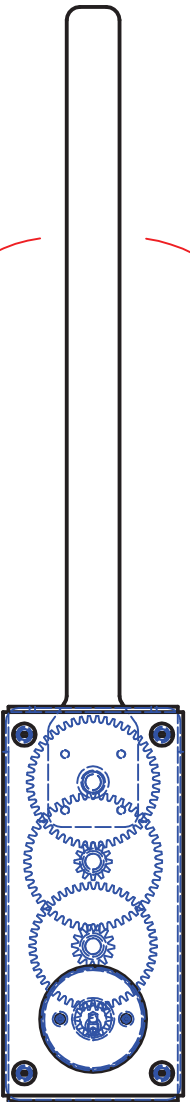
1. ALT TABLA

2. KAREKET KOLU

10	BAĞLANTI CİVATASI	4	00-10-00	ALSI 304	M3x10		
9	BAĞLANTI CİVATASI	4	00-09-00	ALSI 304	M5x30		
8	ÜST TABLA	1	00-08-00	ALSI 304	108x179x2		
7	DC JENARATÖR	1	00-07-00	HAZIR			
6	DC JENARATÖR DİŞLİSİ	1	00-06-00	BRONZ	Ø 52x17		
5	48 DİŞ DİŞLİ	1	00-05-00	BRONZ	Ø 52x17		
4	50 DİŞ DİŞLİ	1	00-04-00	BRONZ	Ø 52x17		
3	48 DİŞ DİŞLİ	1	00-03-00	BRONZ	Ø 50x7		
2	HAREKET KOLU	1	00-02-00	ALSI 304	34x310x4		
1	ALT TABLA	1	00-01-00	ALSI 304	66x148x3		
Mont No		Parça Adı	Adet	Resim No	Malzeme	Ölçü	Açıklama
Onay :		Akın Oğuz KAPTI		17.05.2010			YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ
Kontrol :		Akın Oğuz KAPTI		17.05.2010			
Çizen :		Aydın ÖZCAN		17.05.2010			
Sipariş No		Müşteri Adı	YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ		00-00-00		
AYDIN ÖZCAN SAKARYA							



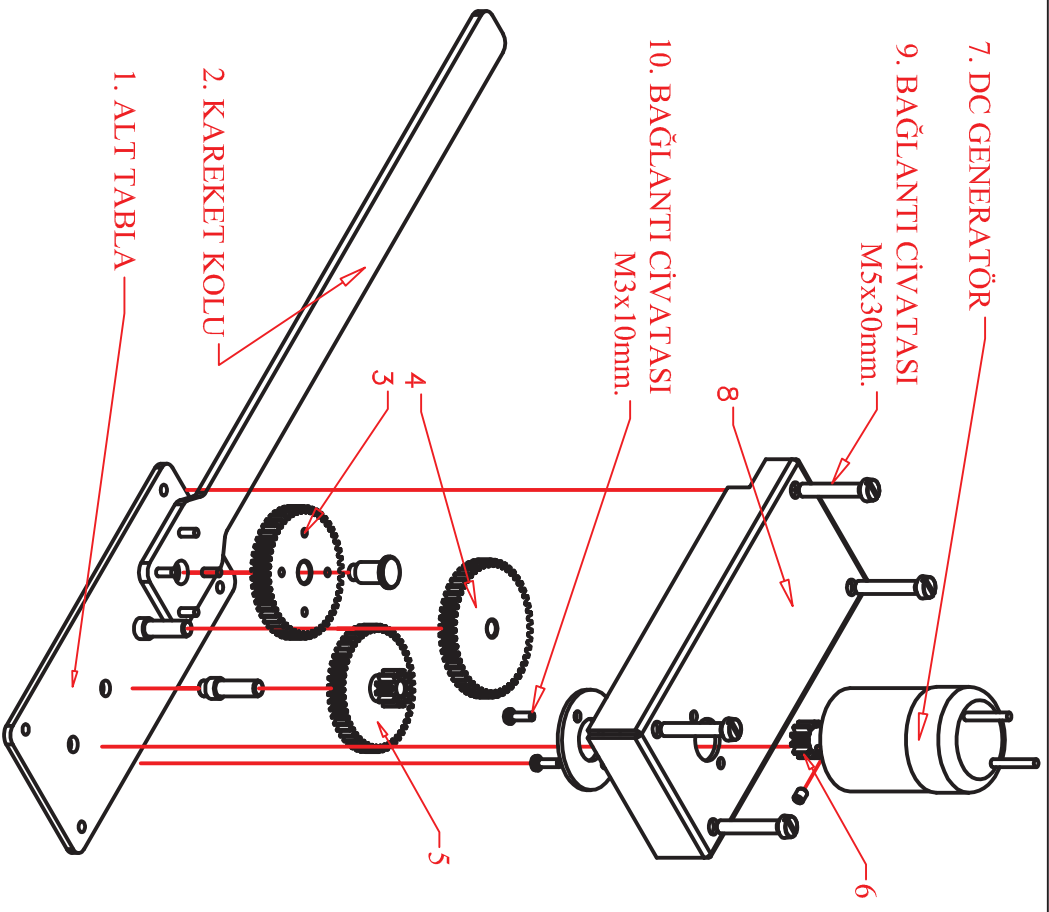
HAREKET



7. DC GENERATÖR

9. BAĞLANTI CİVATASI
M5x30mm.

10. BAĞLANTI CİVATASI
M3x10mm.



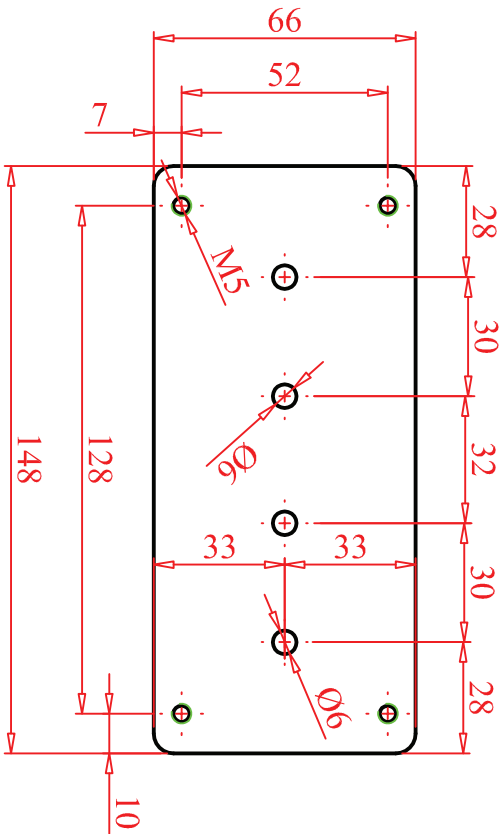
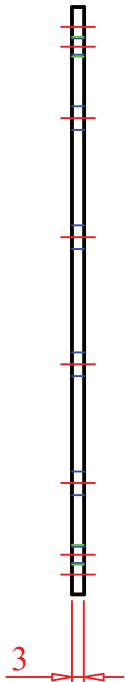
1. ALT TABLA

2. KAREKET KOLU

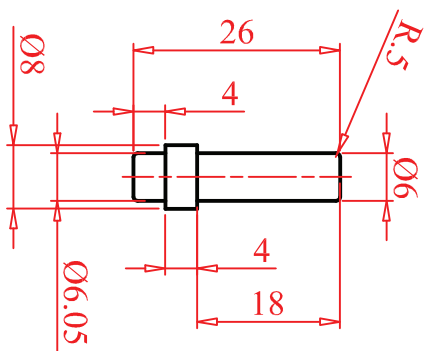
Sipariş No

Müşteri Adı
AYDIN ÖZCAN
SAKARYA

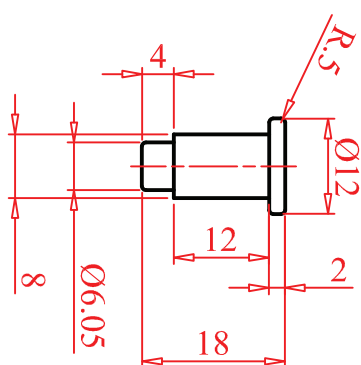
Mont No.	Parça Adı	Adet	Resim No	Malzeme	Ölçü	Açıklama	
10	BAĞLANTI CİVATASI	4	00-10-00	AI/SI 304	M3x10	.	
9	BAĞLANTI CİVATASI	4	00-09-00	AI/SI 304	M5x30	.	
8	ÜST TABLA	1	00-08-00	AI/SI 304	108x179x2	.	
7	DC GENARATÖR	1	00-07-00	HAZIR	.	.	
6	DC GENARATÖR DİŞLİSİ	1	00-06-00	BRONZ	Ø 52x17	.	
5	48 DİŞ DİŞLİ	1	00-05-00	BRONZ	Ø 52x17	.	
4	50 DİŞ DİŞLİ	1	00-04-00	BRONZ	Ø 52x17	.	
3	48 DİŞ DİŞLİ	1	00-03-00	BRONZ	Ø 50x7	.	
2	HAREKET KOLU	1	00-02-00	AI/SI 304	34x310x4	.	
1	ALT TABLA	1	00-01-00	AI/SI 304	66x148x3	.	
Mont No.		Parça Adı		Adet		Resim No	
Onay :		Akin Oğuz KAPTI		17.05.2010		YÜRÜME HAREKETİNDEN	
Kontrol :		Akin Oğuz KAPTI		17.05.2010		ENERJİ ÜRETİMİ	
Çizen :		Aydın ÖZCAN		17.05.2010		YÜRÜME HAREKETİNDEN	
Ölçek		1/3		YÜRÜME HAREKETİNDEN		ENERJİ ÜRETİMİ	
						00-00-00	



1. AÇINIM : 66x148x3 mm.
ADET : 1 - ALT TABLA
MALZEME : AISI 304 SAC

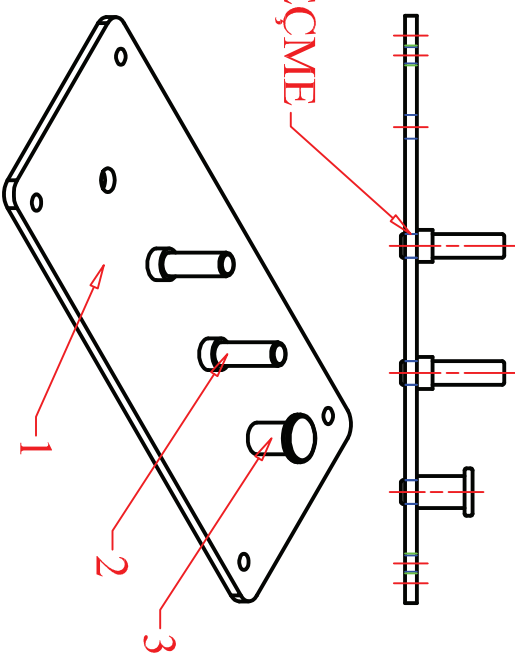


2. AÇINIM : Ø 8x26 mm.
ADET : 2 - DIŞLI MİLİ
MALZEME : AISI 304 MİL
ÖLÇEK : 2/1

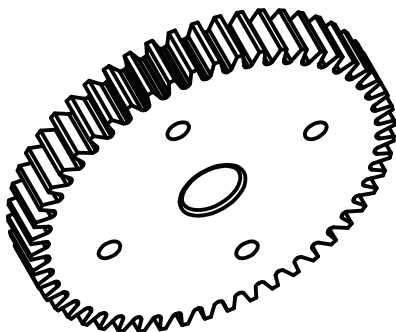
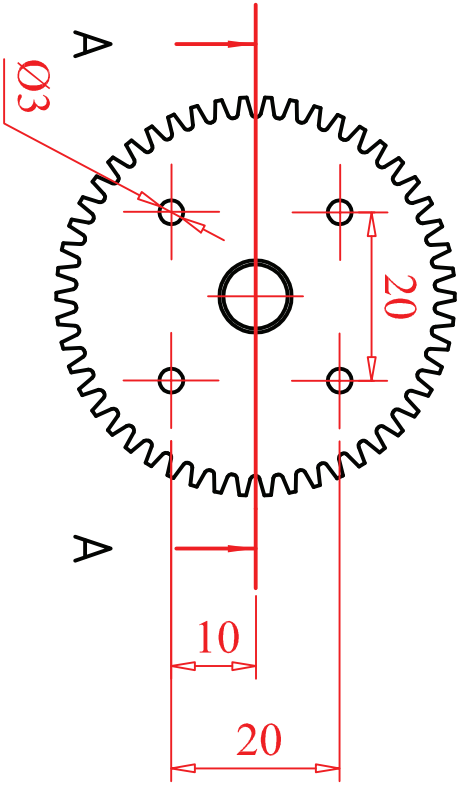
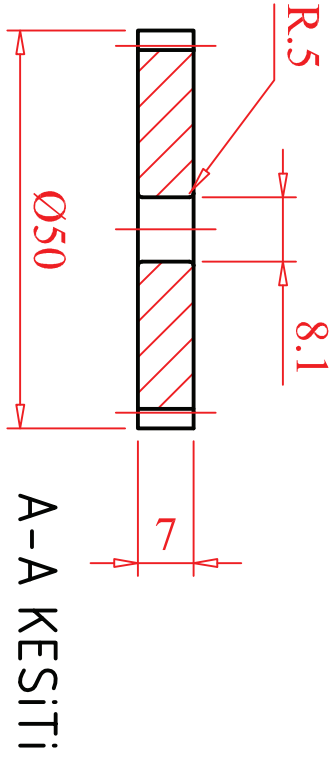


3. AÇINIM : Ø 12x18 mm.
ADET : 1 - KOL MİLİ
MALZEME : AISI 304 MİL
ÖLÇEK : 2/1

SIKI GEÇME



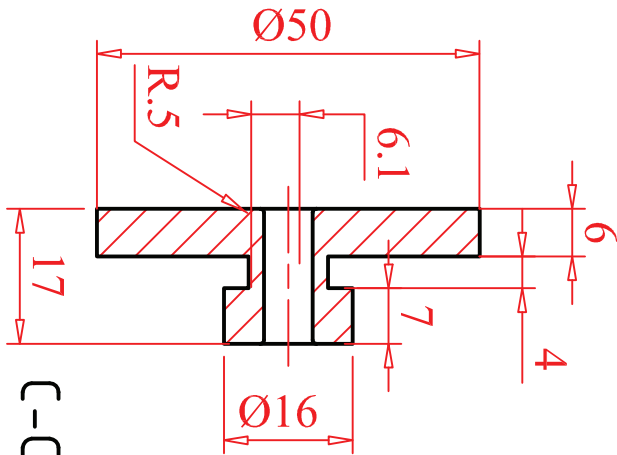
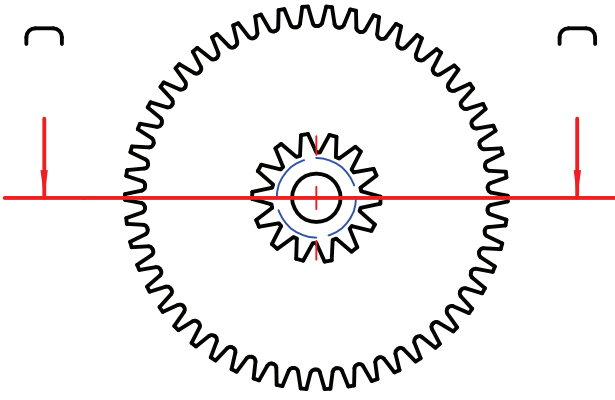
Sipariş No			
Müşteri Adı		AYDIN ÖZCAN SAKARYA	
3	KOL DIŞLI YATAK MİLİ	1	00-01-03
2	DIŞLI YATAK MİLİ	2	00-01-02
1	ALT TABLA	1	00-01-01
Mont No	Parça Adı	Adet	Resim No
	Onay :		Malzeme
	Kontrol :		Ölçü
	Çizen :		Açıklama
	Ölçek		
	1/2		
ALT TABLA		YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ	
		00-01-00	



ÇİNİM : Ø 50x7 mm.
ADET : 1
MALZEME : BRONZ MİL

DİŞLİ ÇARK	
MODÜL	1
DİŞ SAYISI	48
ADIM	3.14

Sipariş No		Müşteri Adı	
		AYDIN ÖZCAN SAKARYA	
1	48 DİŞ DİŞLİ	1	00-03-00
Mont No	Parça Adı	Adet	Resim No
	Onay : Akın Oğuz KAPTI		Malzeme
	Kontrol : Akın Oğuz KAPTI		17.05.2010
	Çizen : Aydın ÖZCAN		17.05.2010
	Öçek		
	1/1		
48 DİŞ DİŞLİ		Ø 50x7	Açıklama
			YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ
			00-03-00

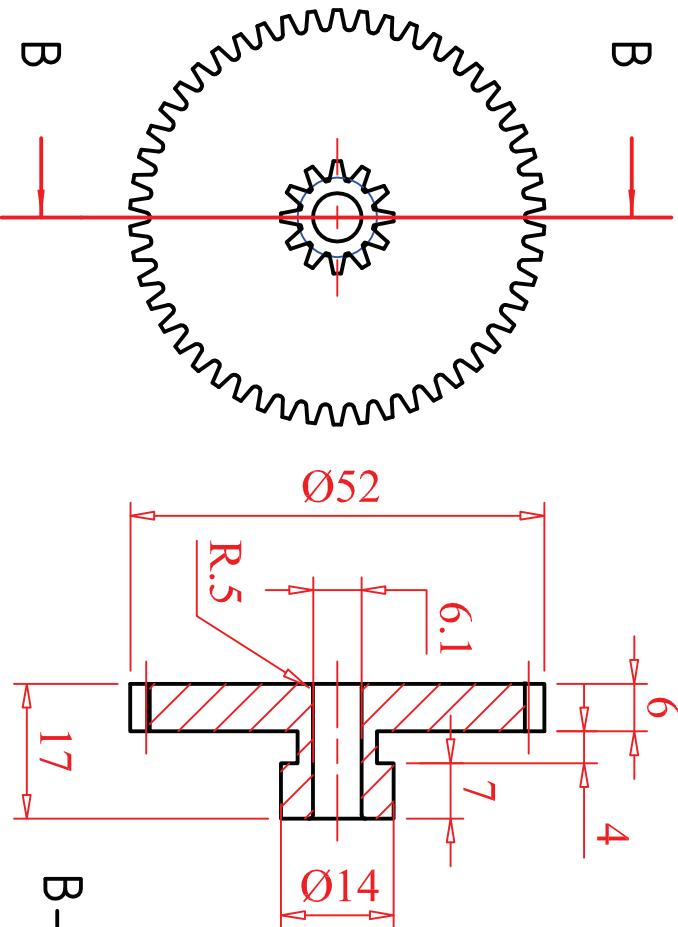


C-C KESİTİ

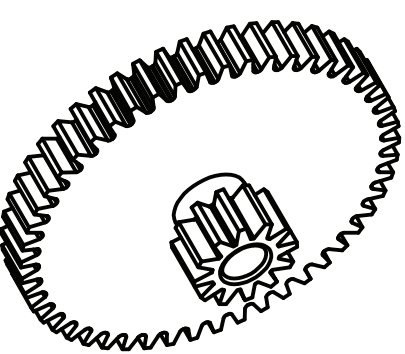
AÇINIM : Ø 50x17 mm.
ADET : 1
MALZEME : BRONZ MİL

BÜYÜK DIŞLI ÇARK	KÜÇÜK DIŞLI ÇARK
MODÜL : 1	MODÜL : 1
DIŞ SAYISI : 48	DIŞ SAYISI : 14
ADIM : 3.14	ADIM : 3.14

Sipariş No							
Müşteri Adı	AYDIN ÖZCAN SAKARYA						
Mont No	1	48 DIŞ DIŞLI	1	00-05-00	BRONZ	Ø 50x7	
Parça Adı	Onay :	Akın Oğuz KAPTI	Adet	Resim No	Malzeme	Ölçü	Açıklama
	Kontrol :	Akın Oğuz KAPTI			17.05.2010		YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ
	Çizen :	Aydın ÖZCAN			17.05.2010		
	Ölçek :	1/1					
			48 DIŞ DIŞLI				00-05-00



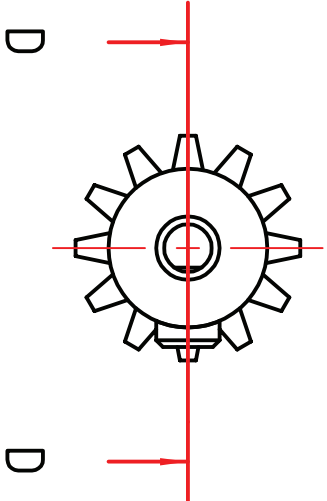
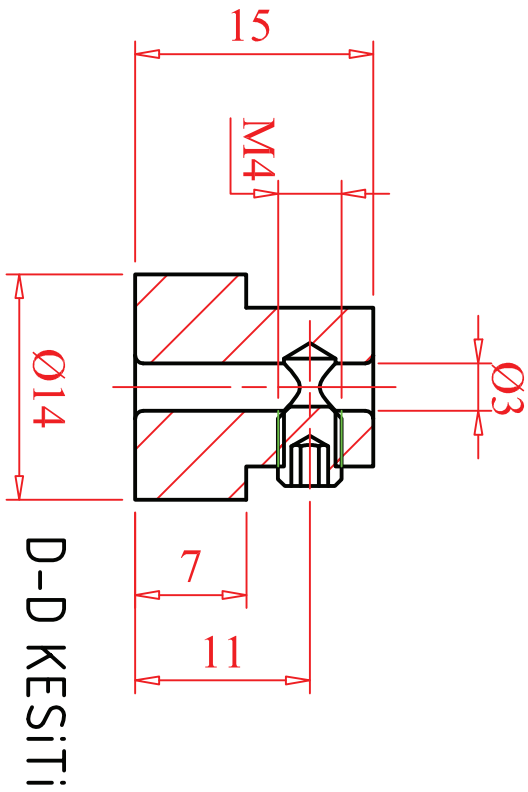
B-B KESİTİ



ÇİNİM : Ø 52x17 mm.
ADET : 1
MALZEME : BRONZ MİL

BÜYÜK DIŞLI ÇARK		KÜÇÜK DIŞLI ÇARK	
MODÜL	1	MODÜL	1
DIŞ SAYISI	50	DIŞ SAYISI	12
ADIM	3.14	ADIM	3.14

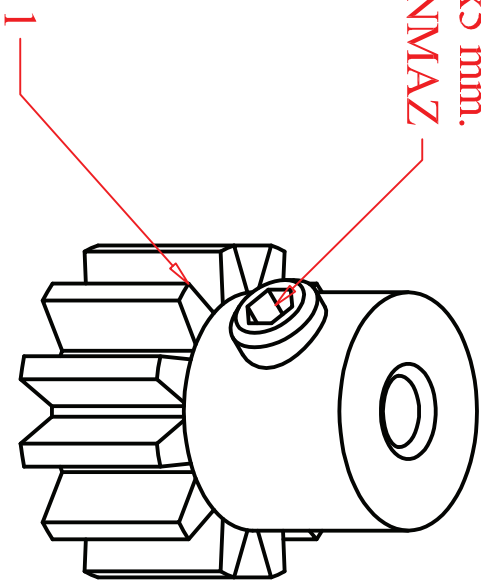
Sipariş No		Müşteri Adı				
		AYDIN ÖZCAN SAKARYA				
1	48 DIŞ DIŞLI	1	00-04-00	BRONZ	Ø 52x17	
Mont No	Parça Adı	Adet	Resim No	Malzeme	Ölçü	Açıklama
Onay :	Akın Oğuz KAPTI			17.05.2010		YÜRÜME HAREKETİNDEN
Kontrol :	Akın Oğuz KAPTI			17.05.2010		ENERJİ ÜRETİMİ
Çizen :	Aydın ÖZCAN			17.05.2010		
Ölçek	1/1					
50 DIŞ DIŞLI						00-04-00



ÖLÇEK : 2/1

KÜÇÜK DIŞLI ÇARK	
MODÜL	1
DIŞ SAYISI	12
ADIM	3.14

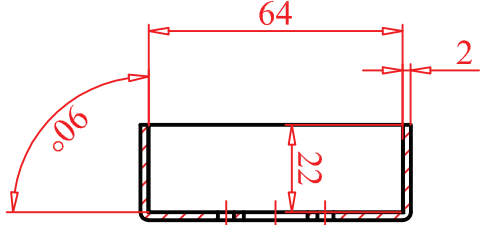
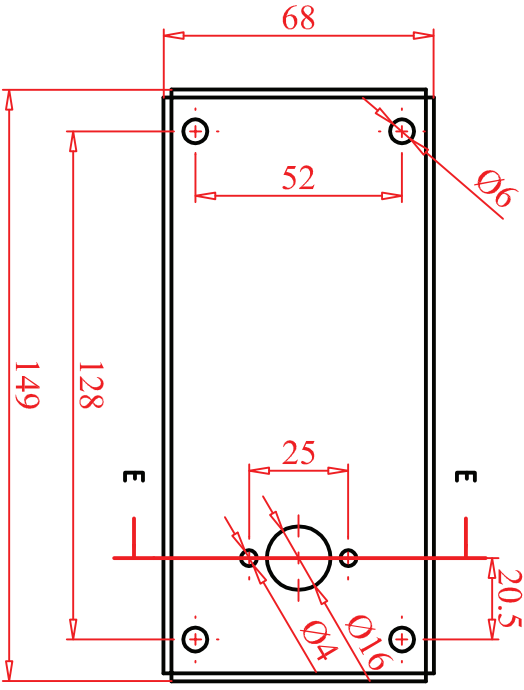
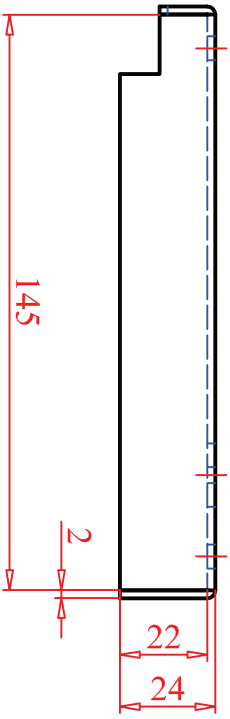
2. M4x5 mm.
SETSKUR- PASLANMAZ



ÖLÇEK : 3/1

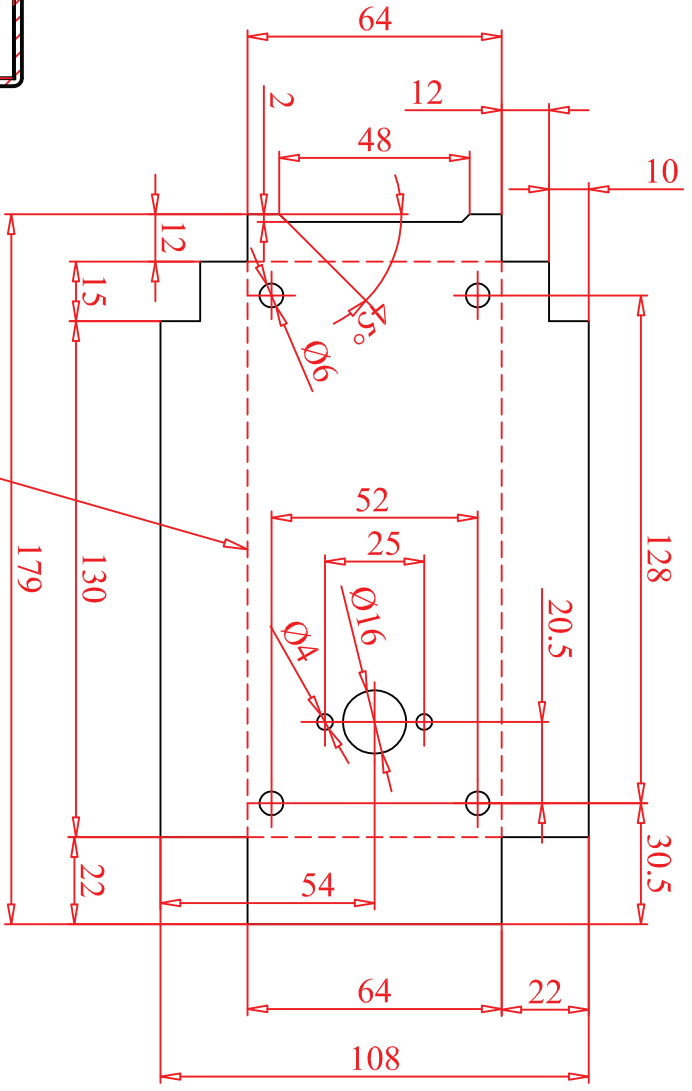
AÇINIM : Ø 14x15 mm.
ADET : 1
MALZEME : BRONZ MİL

Sipariş No		
Müşteri Adı	AYDIN ÖZCAN SAKARYA	
Mont No	1	DC GENARATÖR DIŞLISI
Parça Adı	1	Adet
Resim No	00-06-00	Malzeme
Onay :	Akın Oğuz KAPTI	17.05.2010
Kontrol :	Akın Oğuz KAPTI	17.05.2010
Çizen :	Aydın ÖZCAN	17.05.2010
Ölçek	1/1	
	DC GENARATÖR DIŞLISI	
	Ø 14x15	
		Açıklama
		YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ
		00-06-00

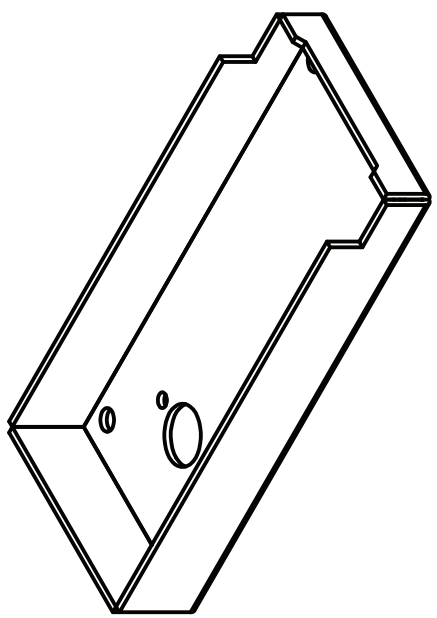


90° BÜKÜM
NOKTALARI

E-E KESİTİ



AÇINIM RESMİ



AÇINIM : 108x179x2 mm.
ADET : 1
MALZEME : AISI 304 SAC

Sipariş No		
Müşteri Adı	AYDIN ÖZCAN SAKARYA	
Mont No	1	ÜST TABLA
Parça Adı	1	Adet
Onay :	Akın Oğuz KAPTI	Resim No
Kontrol :	Akın Oğuz KAPTI	Malzeme
Çizen :	Aydın ÖZCAN	Malzeme
Ölçek	1/2	Malzeme
		108x179x2
		LAZER KESİM
		Açıklama
		YÜRÜME HAREKETİNDEN ENERJİ ÜRETİMİ
		00-08-00

ÖZGEÇMİŞ

Aydın Özcan,19.06.1980'de Sakarya'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Sakarya'da tamamladı. 1998 yılında Sakarya Teknik Lisesi, Makine bölümünden mezun oldu.2000 yılında Sakarya Üniversitesi, Sakarya Meslek Yüksek Okulu, Makine Resim Konstrüksiyon Bölümünden mezun oldu.2002 yılında Doğu Akdeniz Üniversitesi Yabancı Diller Okulundan(İngilizce) Mezun oldu. 2006 yılında Doğu Akdeniz Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. 2006 yılından itibaren Kromel Mak. A.Ş. firmasında çeşitli departmanlarda görev almış olup, halen Mühendislik Yöneticisi olarak görev yapmaktadır.