



Alt Uzuv Dış İskelet Robot Eklemelerinde Kararlılık İçin Sönümlenme Katsayıları ve Momentlerinin Hesaplanması

Mehmet Alper DEMİRAY, Özgür BAŞER*, Ergin KILIÇ

Süleyman Demirel Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 32260, Isparta, Türkiye

(Alınış Tarihi: 12.09.2014, Kabul Tarihi: 27.11.2014)

Anahtar Kelimeler

Dış iskelet robot
Ortez
Protez
Sertliği değiştirilebilir
eyleyici
Sönümlenmesi değiştirilebilir
eyleyici
Manyeto-reolojik fren
Kararlılık

Özet: Dış iskelet robotlar, insan uzuvları ile etkileşim halinde çalışan, giyilebilir elektromekanik yapılardır. Bu robotlar, yürüme engeli olan ya da yaşlı kişilerde yardımcı uzuv, felçli kişilerde rehabilitasyon ve sağlıklı insanlarda güç artırımı amacı ile kullanılmaktadır. İnsan vücudunun sinir-kas sistemi, bağlı buldukları eklemlerde sertlik ve sönümlenmeyi devamlı değiştirerek minimum enerji sarfiyatı ile esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Yürüme sırasında eklemlerin sertliğinin değişmesi ile birlikte kararlı bir yürümenin gerçekleştirilmesi için eklemlerdeki sönümlenme katsayılarının ve sönümlenme momentlerinin eş zamanlı olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Manyeto-reolojik (MR) frenler, bu farklı sönümlenme momentlerini en hızlı şekilde ayarlayabilen pasif eyleyicilerdir. Ancak, dış iskelet robotların eklemlerinde kullanılacak MR fren tasarımları için istenen maksimum sönümlenme katsayısı ve sönümlenme momenti değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Shamaei ve arkadaşları (2013) biyomekanik bir çalışma gerçekleştirerek farklı boy ve kilolardaki kişiler için yürüme sırasında eklem sertlik katsayısı değişimini genel istatistiksel formüller ile ifade etmişlerdir. Bu makalede; alt uzuv dış iskelet robotların eklemlerinde kararlı bir yürüme davranışını sağlayabilecek MR fren tasarımları için gerekli olan sönümlenme katsayısı ve momentlerinin maksimum değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar, dış iskelet robotların, ortezlerin, protezlerin ve insansı robotların biyomimetik eklemelerine yerleştirilecek MR frenlerin başlangıç tasarım kriteri olarak kullanılabilir.

Damping Coefficients and Torque Calculations for the Joint's Stability of Lower Extremity Exoskeleton Robots

Keywords

Exoskeleton robot
Orthesis
Prosthesis
Variable stiffness actuator
Variable damping actuator
Magneto-rheological brake
Stability

Abstract: Exoskeleton robots are wearable electromechanical structures which can work interacting with human limbs. These robots are used as assistive limbs, rehabilitation and power augmentation purposes for elderly or paralyzed persons and healthy persons respectively. Human body neuro-muscular system varies the stiffness and damping of the human joints regularly and thus provides flexible and stable movement capability with minimum energy consumption. Damping coefficients and torques in the joints needs to be adjusted with the change of stiffness to provide stable behavior during walking cycles. Magneto-rheological brake are the passive actuators that can adjust the damping torques in a very short response time. However, the maximum values of damping coefficients and torques are needed for the design of MR dampers to be used in the joints of exoskeleton robots. Shamaei et. al. (2013) derived a set of statistical equations to predict the joint stiffness in a gait cycle for the persons with different height and weights. In this paper, the maximum values of damping coefficients and torques are calculated for the design of MR dampers to provide stability in the joints of exoskeleton robots. The results can be used as initial design criteria of MR dampers which will be added to the biomimetic joints of exoskeleton robots, prostheses, orthoses and humanoid robots.

1. Giriş

Son yıllarda gelişen robot ve bilgisayar teknolojileri ile birlikte dış iskelet robotların, felçli kişilerin rehabilitasyon tedavisi, sağlıklı insanlarda güç artırımı ve yaşlı yada bedensel engelli kişilerde yardımcı uzuv olarak uygulanması gibi alanlarda kullanımı her geçen gün artmaktadır. Beklentileri karşılayabilmek ve daha iyi sonuçlar alabilmek için dış iskelet robotların iyileştirilmesine yönelik araştırmalar derinlemesine devam etmektedir. Dış iskelet robotlar, insan vücuduyla olabildiğince uyumlu çalışmak adına ortez ve protez uygulamalarının gelişmiş halleri olarak görülebilir. Eklem hareketlerinin biyomekanik olarak birebir taklidi veya yüksek seviyede bu hareketlerin dinamiğine uygunluk, dış iskelet robotların başlıca kullanım amacıdır. Örneğin bir alt ekstremitede dış iskelet robotu için bilek, diz ve kalça eklemlerinin dinamiğinin analizi ve eklem kinetiğine uygunluk, temel ilke olmaktadır. Bundan başka dış iskelet robotlar kullanıcı ile devamlı etkileşim halinde çalıştıkları ve gezici robotlar oldukları için bu robotlarda kullanılan eyleyicilerin kullanıcı açısından güvenli ve elektriksel güç gereksinimi açısından verimli olmaları gerekmektedir. Bu sebepler göz önüne alınca, elektrik motoru, hidrolik eyleyici gibi güçlü ve sert eyleyicilerin dış iskelet robotlarda doğrudan kullanılmaları uygun değildir. Alternatif olarak, sertliği değiştirilebilir yumuşak eyleyiciler dış iskelet robotlarda kullanılmaya başlanmıştır (Ekkelenkamp vd., 2006). İnsan vücudunun kas sistemi,bağlı buldukları eklemlerin sertliğini ve sönümlemesini değiştirerek insan vücuduna farklı eylemler için (düz yolda yürüme, yokuş aşağı ya da yokuş yukarı yürüme, merdiven inme ya da çıkma, zıplama vb.) minimum enerji sarfıyatı ile esnek ve kararlı hareket kabiliyetleri sunmaktadır. Bu açıdan bir dış iskelet robot ile insan vücudunun iskelet ve kas sistemi arasındaki benzerliğin en üst seviyelere çıkarılması için sertliğin yanında sönümlemenin de değiştirilebildiği bir uygulamadış iskelet robotların performansını en üst seviyelere taşıyabilir. Sertliği değiştirilebilen eyleyiciler ile manyeto-jeolojik, manyetik parçacık veya histerezis frenler gibi sönümleme etkisini pasif olarak değiştirebilen eyleyicileri birlikte kullanarak oluşturulacak karma eyleyicilerin eklemelerde kullanılması, tasarlanacak dış iskelet robota adeta insan uzuvlarına benzer bir hareket kabiliyeti kazandıracaktır. Dış iskelet robotların biyomimetik performansını belirleyen en büyük etken şüphesiz eyleyicilerin tasarımıdır. Eyleyicilerin asli görevleri dış iskelet robotu giyen kimseye robotun kendi kütlesini hiç bir şekilde hissettirmemek ve sonrasında kullanıcı ile mekanik bir etkileşime girerek ihtiyaç duyulan yedek gücün sağlanması olarak sayılabilir.

Bir dış iskelet robotun geliştirilmesinde göz önünde bulundurulması gereken performans kriterleri ise şu şekilde özetlenebilir;

- Dış iskelet robotun kullanıcı ile uyumluluğunu en üst seviyeye çıkarmak ve dış iskelet robot kullanımının güvenilirliğini artırmak
- Şeffaflık kriterini en yüksek seviyelerde tutmak (Burada şeffaflıktan kastedilen, cihazın ağırlığından, dinamiğinden, eylemsizliğinden kaynaklanan istenmeyen kuvvetlerin kullanıcıya hissettirilmemesidir)
- İstenmeyen titreşimleri sönümlemek ve kararlı bir insan-robot etkileşimi sunmak
- Güç tüketimini en düşük seviyelere indirmek (Zhu vd., 2012) .

Sertliği değiştirilebilir eyleyicilerin esnek yapıda oluşu hareket esnasında kararlılığın korunması için sönümlemesi değiştirilebilen eyleyicilerin beraber kullanımını zorunlu hale getirmektedir. Birbirini destekleyen ve eşzamanlı çalışan bu eyleyicilerden sertliği değiştirilebilenler tasarımlarındaki pasif elastik elemanlar ile enerji depolama/bırakma, güvenli etkileşim sağlama ve ani vurma sonucu oluşan yüksek kuvvetlerin etkisini en aza indirme gibi önemli avantajlara sahiptir. Bu nedenle, insanlarla etkileşim halinde çalışan robotlarda ve insansı robotlarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Enoch vd., 2012). Daha fazla enerji verimli, daha küçük boyutlarda, daha hafif yeni eyleyici tasarımları üzerine çalışmalar derinlemesine devam etmektedir. Bu eyleyiciler günümüzdeki gelişme durumuna bakıldığında 4 başlık altında gruplanabilir (Vanderborgh vd., 2009). Bunlar, denge konumu ile düzenlenen eyleyiciler (equilibrium controlled actuators), antagonistik etkileşim ile düzenlenen eyleyiciler (antagonistic controlled actuators), yapısal değişiklik ile düzenlenen eyleyiciler (structure controlled actuators), mekanik olarak düzenlenen eyleyicilerdir (mechanically controlled actuators). Denge konumu ile düzenlenen eyleyiciler sabit sertlikte bir yaya seri olarak bağlanmış elektrik veya hidrolik motoru gibi bir eyleyici ile yayın denge konumunu ayarlayarak çıkış kuvvetiniayarlarlar. Bu eyleyicilerin dezavantajı olarak ise çıkış kuvvetinin değişmesine rağmen eyleyicinin eşdeğer sertliği değişmemektedir (Hollander vd., 2006; Migliore vd., 2005). Antagonistik etkileşim ile düzenlenen eyleyiciler iki elektrik motoru ile hareketlendirilen iki lineer olmayan yayın karşılıklı yerleştirilmesi ile oluşturulur. Bu yerleşim ile insan vücudunun eklemlerindeki kasların antagonistik dizilimi taklit edilmektedir. Bu dizilimde motorların pozisyonları denetlenerek eyleyicinin sertliği ve bu sertliğin denge konumu ayarlanmaktadır. Bu konseptin olumsuz tarafı sertliğin ayarlanması için fazladan iş yapmak gerekliliğidir, çünkü bu tür eyleyicilerde karşılıklı iki yayın birbirine göre düzgün kontrolü temel ilkedir (Migliore vd., 2005). Yapısal değişiklik ile düzenlenen eyleyiciler tasarımlarındaki elastik elemanın elastiklik modülü, eylemsizlik momenti ve efektif uzunluğu gibi parametrelerin birini değiştirerek eyleyicinin sertliğini değiştirmektedir. Mekanik olarak düzenlenen eyleyiciler ise tasarımında

bulunan elastik elmanın ön gerilmesini değiştirerek eyleyicide sertliği değiştirmektedirler (Vanderborght vd., 2009). Bu tasarımlara rağmen gerekli olan hafiflik ve kompaktlık, kolay kontrol edilebilirlik ve en geniş sertlik (maksimumdan sıfıra) aralığı özelliklerini bünyesinde barındıran ideal bir tasarım için çalışmalar günümüzde hala devam etmektedir.

Sertliği değişebilen eyleyicilerin elastik olma özellikleri karşısında sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyiciler istenmeyen ani kuvvetleri ve titreşimleri sönümlenme, güvenli ve kararlı etkileşim sağlama, minimum güç sarfiyatı, kolay denetlenebilir olması, pasif olmaları gibi avantajlarıyla insanlarla etkileşim halinde çalışan robotlar ve insansı robot tasarımlarında gelecek vadetmektedir. Günümüzde sönümlenmeyi pasif olarak değiştirmek için üç farklı pasif eyleyici tasarımı bulunmaktadır. Bunlar; manyeto-reolojik akışkan temelli, manyetik parçacık temelli, histerezis temelli frenlerdir. Manyeto-reolojik (MR) akışkan frenler uygulama sırasında manyetik alan oluşturup içinde bulunan MR akışkanın viskozitesini değiştirerek direnç momenti oluştururlar (Herr ve Wilkenfeld, 2003). Manyetik alan yok iken, rotor ve stator arasında bulunan manyeto-reolojik akışkan düşük viskoziteye sahip yağ gibi davranırken, manyetik alan uygulandığında akışkanın viskozitesi artarak sönümlenme etkisini değiştirebilmektedir (Morita ve Sugano, 1997). Manyetik parçacık frenler de benzer bir şekilde çalışmaktadır. Rotor ile stator arasındaki özel bir bölümde bulunan demir parçacıkları manyetik alan uygulandığında birbirine, rotora ve statora yapışarak pasif sürtünme direnç momenti yaratmaktadır. Histerezis frenler ise özel bir tasarım ile manyetik histerezis etkisini kullanarak direnç momenti üretmektedir. Histerezis frenler kap şeklinde tasarlanmış bir rotor ve içinde bulunan bir bobin ile

rotorun hareket ettiği boşlukta manyetik alan yaratan stator kısmından oluşmaktadır (Chesney, 2002). Bobin üzerinde akım uygulandığında rotorun hareket ettiği boşlukta manyetik alan yaratılmakta ve rotor manyetik olarak zorlanarak direnç momenti oluşturulmaktadır. Bu pasif eyleyiciler karşılaştırıldığında güç/hacim oranı en yüksek olan manyeto-reolojik frenlerdir (Radulescu, vd., 2012). Ayrıntılı olarak sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyicilerin sertliği değiştirilebilir eyleyiciler ile birlikte dış iskelet robotlarda kullanımının gereklilikleri şu şekilde sıralanabilir;

- Doğal yürüyüş haline adapte olmakta kolaylık sağlayarak dinamik açıdan önceden tahmin edilemeyen zeminden gelen olası bozucu etkileri ve bunun sonucu oluşabilecek titreşimleri azaltabilmek
- Özellikle alt ekstremiten uzuvlarının yokuş ya da merdiven inme gibi karmaşık dinamiğe sahip hareketleri sırasında zeminden depolanan fazlalık enerjiyi absorbe edebilmek
- Enerji verimliliği ve kontrol kolaylığı (MR frenler son derece enerji verimli ve kolay kontrol edilebilir pasif eyleyicilerdir). Robot yük altında hareketsiz iken diğer eyleyiciler yerine eklemleri kilitleyerek enerji verimine katkıda bulunabilmektedir (Albu-Schaeffer vd., 2012).

Şekil 1' de dış iskelet robotlarda kullanılan hem sertliği hem de sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyicinin fiziksel modelinin şematik çizimi görülmektedir. Fiziksel modelde gösterilen motor, sertliği değiştirilebilir eyleyicinin (SEDE) denge konumunu ayarlamak için kullanılmaktadır. Sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyici (SÖDE) ise dış iskelet robotlarda kullanılacak MR frene karşılık gelmektedir.



Şekil 1. Biyomimetik eklemlerde kullanılan karma eyleyiciye ait fiziksel model

Bu çalışmada öncelikle insan vücudunun alt uzuv eklemleri olan ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde, hareket esnasında ve basma halinde gerekli olan sertlik değerleri değişim genel denklemler ile sunulmuş, sonrasında sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyicilerden güç/hacim oranı en fazla olan MR frenlerin mevcut tasarım ve uygulamaları, çalışma prensipleri ile birlikte tanıtılarak var olan tasarımlar içinde nasıl bir seçim yapılabileceği anlatılmıştır. Son bölümde ise bu makalenin asıl konusu olan, dış iskelet robotların eklemlerinin kritik sönümlenme sınırı

altında kalmasını sağlamak için kullanılacak MR frenler tarafından üretilmesi gereken, sönümlenme katsayıları ve pasif tork değerleri hesaplamaları ve bu hesaplamalar için türetilen genel denklemler sunulmuştur.

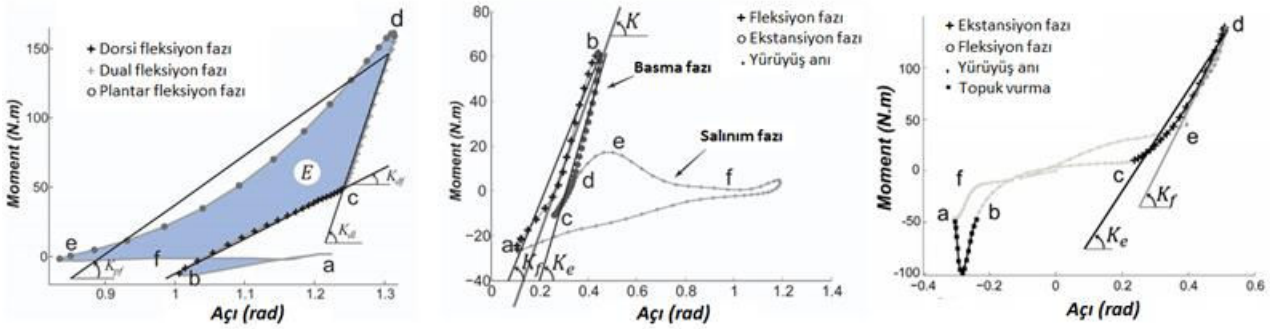
2. İnsan vücudu alt uzuv eklemlerinde sertliğin kestirilmesi

İnsanlarla etkileşim halinde çalışan dış iskelet robotlar ve insansı robotlarında doğal olan davranışlara

en üst düzeyde yaklaşabilmeleri için bilek, kalça ve diz eklemlerinde biyometrik davranışlar sergileyebilmelidirler. Shamaei ve arkadaşları (2013) tarafından yürüyüş laboratuvarlarında alt uzun eklemlerinin kinetik ve kinematik davranışları karakterize edilmiştir (McGeer, 1990; Seyfarth ve Blickhan 2006; Mochon ve McMahon, 1980). Bu bölümde, Shamaei ve arkadaşları tarafından sunulan bu biyomekanik makalelerindeki insan alt uzun eklemleri biyomekaniklerinin sonuçların teorize edilmesi ve eklemlerdeki sertlik değerlerinin kestirilmesi konusu özetlenmiştir.

Yürüyüş boyunca maksimum verim için, sertlik değeri eklemler tarafından sürekli, anlık olarak değiştirilerek enerji depolanır ve salınır. Bu işlemin

tanımı için yarı sertlik veya değişken sertlik kavramı ortaya atılmıştır (Crenna ve Jensen, 1996; Gunther ve Blickhan, 2002). Genel tanımıyla bu ifade, alt uzva ait üç eklemden birisinin uzuv ile birleşim yerinin, yürüyüşün tamamı boyunca veya belli bir ara fazına ait olarak çizilmiş moment-açı eğrisinin eğimine en iyi uyum sağlayan doğrunun eğimidir. Zaten değişken sertlik çoğunlukla alt uzun eklemleri için kullanılan bir ifadedir. Şekil 2' de bilek kalça ve diz eklemleri için moment açı eğrileri ve bu eğrilerdeki ara fazlarda uyumlanan sertlik kestirimi doğruları gösterilmektedir. Ayak bileği ekleminde, enerji kasların gerilip momentin saklandığı fazda depolanırken, momentin kullanıldığı fazda ise harcanmaktadır.

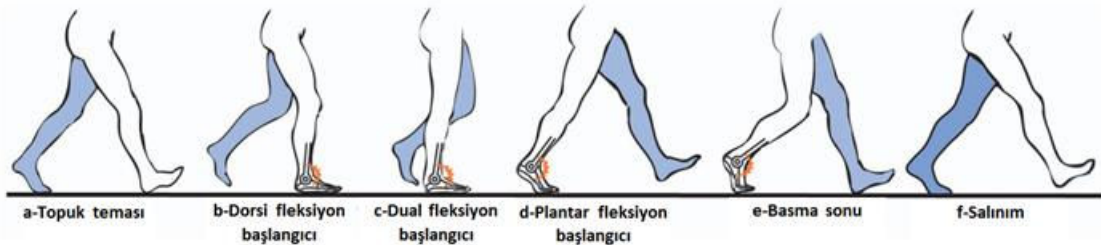


Şekil 2. Yürümede alt uzun bilek, diz ve kalça eklemleri için moment-açı grafikleri (Soldaki, ortadaki ve sağdaki grafikler sırayla bilek, diz, kalça eklemlerine ait grafikleri göstermektedir)(Shamaei vd., 2013)

Momentin depolandığı faz, dorsi ve dual fleksiyon olarak iki alt fazda incelenmektedir. Bu iki fazda da ayak bileği yaklaşık olarak doğrusal davranmaktadır. Yürürken vücudun ileri itilmesi işlemi ayak bileğini ilgilendiren işlemdir ve bu işlem dorsi, dual ve plantar fleksiyon fazlarının çevrim halinde, her adımda tekrarı ile sağlanmaktadır (Crenna ve Frigo, 2011). Bu fazlar Şekil 3'te şematik olarak gösterilmektedir.

Dual fleksiyon fazı yavaş yürüyüş hızlarında dorsi fazı gibi, hızlı yürüyüşlerde ise plantar fleksiyon fazı gibi davranmaktadır. Her üç fazdaki değişken sertlik

kavramı dorsal, dual ve plantar fazlar için sırayla K_{df} , K_{dl} ve K_{pf} sembolleriyle ifade edilecek, birimi N.m/rad olacaktır. 3 faz boyunca itme işi J' 'dir. Ayak bileğinin, hareket boyunca katettiği ekstansiyon ise açısal olarak her faz için ∂_{df} , ∂_{dl} , ∂_{pf} sembolleriyle belirtilecektir. Bunun yanında moment açı grafiğince sınırlandırılan alan da itme işlemi olan fazlar boyunca mekanik itme işine ve bu iş de ayak bileği ekleminin tüm yürüyüş boyunca yaptığı işe eşit olmaktadır. Çünkü yürüyüşün kalan kısmında ayak bileği sakin kalmaktadır (Crenna ve Frigo 2011).



Şekil 3. Ayak bileği yürüme fazları (Shamaei vd., 2013)

Ayak bileği için ters dinamik metodu ile moment denklemi aşağıdaki yazılabilmektedir;

$$M_p^f = (M_G - F_G \times r + F_G \times L_f e_Y^{-f}) + (m_f a_f + m_f g e_y) \times L_p^f e_Y^{-f} + [AG]_f \times (I_f) \times \dot{\omega}_f + \omega_f \times U_f \quad (1)$$

Bu denklemde semboller sırasıyla, M_p^f =toplam ayak bileği moment, M_G = zemin tepki moment, F_G =

zemin tepki kuvveti, r = jirasyon yarıçapı, L_f = ayak uzunluğu, e_Y^{-f} = ayağın yere dik olan eksenine karşılık

gelen birim vektörü, m_f = ayak kütlesi, a_f =ayağın lineer ivmesi, g =yerçekimi ivmesi, ω_f = ayağın açısal hızı, $\dot{\omega}_f$ =ayağın açısal ivmelenmesi, I_f = ayağın polar atalet momenti, U_f = ayak lineer hızı, $[AG]_f$ =ayağın anatomik koordinatından global koordinata olan transformasyon matrisi olarak ifade edilecektir. f indisi ise ayak bileği ile ilgili segmenti (foot=ayak) belirtmektedir.

Buna göre; zemin reaksiyon kuvveti ayak bileği momentine göre büyük ölçüde küçük olduğu için ihmal edilebilir ($M_g = 0$). Basma pozisyonunda diğer ayak destek olduğu için açısal hızı ayağın vücuda göre oldukça küçük ölçülür ve bu da ihmal edilebilir ($\omega_f \times U_f = 0$). Ayak vücudu itmek için çarpıcı bir yüke maruz kaldığı için ayağın lineer ve açısal ivmelenmesi de ihmal edilebilir. Hatta ayağın ağırlığı dahi vücut yanında ihmal edilebilir ($m_f a_f = 0$ ve $(I_f) \times \omega_f = 0$). Böylece denklemaşağıdaki halini alır;

$$M_z = -F_x(r_y + L_f x e_y) - F_y(r_x + L_f x e_y) + C_z \quad (3)$$

Yukarıdaki varsayımları yapıp K değerini çektığımızda ise dorsi fleksiyon fazına ait sertlik değeri;

$$K_{df} = \langle WVH / \partial_{df}, WV / \partial_{df}, WH / \partial_{df}, W / \partial_{df}, 1 / \partial_{df} \rangle \times p_1 \quad (4)$$

Bu denklemde W = toplam vücut ağırlığı, V =Yürüyüş hızı, H = toplam boyu olarak ifade edilmiştir.

Denklem 4' de gösterilen P_i, x_i' ye ait i. dereceden bir polinomdur. Dual fleksiyon fazından plantar faza geçişte ise, topuk yere iner, ayak ucu zemine yaslanır ve basınç merkezi ayak tarağı baş kısmı ile ayak ucun arka tarafı arasında bir yerde bulunur. Böylece e_y değeri x eksenini ile belli bir açı yapar (Perry, 1992, Skinner vd., 1985). r_x ayak ucuna eşit iken r_y sıfırdır. Bu fazda da aynı şekilde zemin tepki kuvvetinin bileşenleri $F_x = W p_1$ ve $F_y = W p_2$ gibi W 'ye ve tabii ki yürüyüş hızı V 'ye bağlı polinomlar olarak karşımıza çıkar. Diğer yandan Shamaei ve arkadaşları

$$M_p^f = (M_G - F_G \times r + F_G \times L_f e_Y^{-f}) + C \quad (2)$$

Burada C ihmal ettiğimiz kavramların etkisini ifade etmektedir (Shamaei vd., 2013).

Dorsi fleksiyon fazından dual fazına geçiş sırasında, ayak anlık olarak durağan halde olduğundan e_y =sabit alınır ve $r_x = L_f/2$ alınır. Çünkü önceki araştırmalar gösteriyor ki ayak tabanının tam ortası, tam bu anda basınç merkezi olabilmektedir (Skinner vd., 1985). r_y ise sıfırdır. L_f ayrıca insan boyu H ile orantılıdır (Winter, 2005). Geçiş sırasında yine, zeminin tepki kuvvetinin yatay bileşeni $F_x = 0$ ve F_y ise W 'ye ve yürüyüş hızı V 'ye bağlı bir polinom olmaktadır. Bununla beraber dorsi fazında bilek lineere yakın bir tavidir ve $M_{geçiş}^f = K_{df} \times \partial_{df}$ olduğu düşünüldüğünde sagittal düzlemde yazılacak yeni denklem aşağıdaki halini alır.

tarafından yapılan biyomekanik çalışmasında 216 yürüyüş denemesi sonucu bize göstermiştir ki, dual fazda yalnızca belli bir yürüyüş hızının altında ve üstünde ayak bileği lineer davranmaktadır (Crenna ve Frigo, 2011). Bu hız hariç tutularak dual fazdaki moment şu şekilde ifade edilir;

$$M_z = K_{df} \times \partial_{df} + K_{dl} \times \partial_{dl} \quad (5)$$

Burada, K ve ∂ 'nın vektörel r ve e gibi büyüklüklere bağlı ve sagittal düzlemde oluşu, değişken sertlik katsayısı K 'yı değerlerle orantılı bir polinom olarak şu hale getirmektedir:

$$K_{dl} = p_2 \langle WHV^4 / \partial_{dl}, WHV^3 / \partial_{dl}, WHV^2 / \partial_{dl}, WHV / \partial_{dl}, WH / \partial_{dl}, WV / \partial_{dl}, W / \partial_{dl}, 1 / \partial_{dl} \rangle \quad (6)$$

Plantar fazda da aynı yaklaşım devam ettirilebilir çünkü plantar fleksiyon fazında da ayak bileği yaklaşık lineer davranmaktadır (Crenna ve Frigo,

2011, Shamaei ve Dollar, 2011). Böylece plantar fazda da sertlik şu şekilde ifade edilebilmektedir;

$$K_{pf} = p_3 \langle WHV^4 / \partial_{pf}, WHV^3 / \partial_{pf}, WHV^2 / \partial_{pf}, WHV / \partial_{pf}, WH / \partial_{pf}, WV / \partial_{pf}, W / \partial_{pf}, 1 / \partial_{pf} \rangle \quad (7)$$

Ayak eklemi salınım halinde herhangi bir iş yapmadığı için basma pozisyonunda lineer davranabilmektedir. Her üç fazda da lineere yakın halde görülen bu tutum tüm yürüyüş boyunca yürütme işinin moment bilek açısı eğrisince sınırlandırılan alana eşit olmasını sağlamaktadır.

Tablo haline getirilmiş deneysel datalar da kullanıldığında, bu şekilde her üç faz için genel değişken sertlik formülasyonu şu denklemler ile ifade edilir (Farris ve Sawicki 2012; Hortoba'gyi vd., 2011) :

$$K_{df} = 11 + [(34.6WH + 3.81WHV - 7410) / \partial_{df}; \quad (8)$$

$$K_{dl} = [-1596 - (18V^2 - 88.8V + 118.9)WHV + 146.2W] / \partial_{dl}; \quad (9)$$

$$K_{pf} = 17 - [(3.68V - 10.68)WHV^3 - 56.61W] / \partial_{pf} \quad (10)$$

Bu genel formlarda, ayak eklemine yaptığı açı ve yürüyüş hızı değerleri ($V=1.097\sqrt{H}$) deneysel datalar içerisinde ortalama bir değer kullanılarak yerine

$$K_{df} = 2.81WH - 0.34W\sqrt{H^3} - 49 \quad (11)$$

$$K_{dl} = -339(31.1 - 27.8\sqrt{H^3} + 22.7H^2 - 5.06\sqrt{H^5})W \quad (12)$$

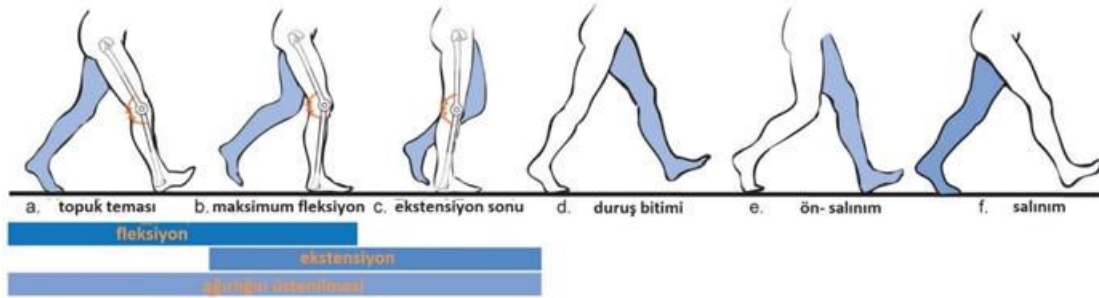
$$K_{pf} = 17 + 1.84W + 0,46W\sqrt{H^5} - 0,17WH^3 \quad (13)$$

Ayak bileği için değişken sertlik değerlerinin yalnızca boya ve kiloya bağlı formülasyonu dorsi, dual ve plantar fleksiyon fazlarına ait olarak ayrı ayrı, yürüyüşün basma bölümü için bu şekilde bulunmuş olur. Ayak bileği salınım bölümünde durağan olduğu için, bu genel formların basma bölümünde geçerli olduğu söylenmiştir. Bundan sonra da alt uzuv eklemlerinde diz ve kalça eklemine ait değişken sertlik değerlerinin genel formları bulunmalıdır.

Diz eklemi, bilek eklemine benzer şekilde basma ve salınım fazlarına ayrılmaktadır. Farklı olansa bu fazların da bölündüğü alt fazlardır. Basma bölümü ağırlığın yüklenilmesi, bu yüke tepki hali ve orta basma olarak, salınım ise basma fazının sonu ve ön

yazılırsa boy ve kiloya bağlı olarak denklemler şu şekilde oluşur:

salınım alt fazlarından oluşur (Perry, 1992). Diz eklemine fonksiyonu, en çok ekstansiyon ve fleksiyon alt fazlarında, vücut ağırlığına destek ve bu esnada büyük bir moment oluşturarak yükten kaynaklı şokun sönümlenmesi şeklinde açıklanabilmektedir (Ratcliffe ve Holt, 1997; Gard ve Childress, 2001). Bahsedilen bölümler değişken sertlik değerlerinin kestirilmesi adına, teoriye uygun şekilde fleksiyon, ekstansiyon ve bu iki fazın birleşimi basma fazları olarak incelenmiş ve bu üç fazdaki sertlik değerlerine bakılmıştır. Şekil 4' te diz eklemine yürüme ara fazları görsel olarak verilmektedir.



Şekil 4. Diz eklemi yürüme ara fazları (Shamaei vd., 2013).

Ağırlıkla temas edilen bölümde fleksiyon fazında maksimum burkulma gözlenmektedir ve bu halde zemin tepki kuvveti de maksimum olmaktadır. Buna rağmen zemin kuvveti diz eklemi momentine göre çok küçük olduğundan ihmal edilir. Ayrıca diz eklemine en çok burkulduğu anda diğer destek olan ayak ve baldır anlık olarak durağan tavır sergiler. Bundan başka, destek organları vücudu ileri sürebilmek için yüke maruz kaldığından, açılma ve lineer ivmelenmeleri de vücudun geri kalanına göre ihmal edilir. Segment ağırlıklarını da ihmal ettiğimiz zaman, ters dinamik analiz metoduyla oluşturulan genel formülde, $M_g=0$; $w_s=0$ $w_f=0$; $(ma)_s=0$; $I_wm=0$; $(ma)_f=0$; $(I_wm)_f=0$ kabulleriyle aşağıda verilen basitleştirilmiş denklem elde edilir (Shamaei vd., 2013):

$$M_p^s = [-F_Gx(r + L_f e_y + L_s e_y)] + C \quad (14)$$

Ayak bileğindeki sembollerin belirttiği gibi bu denklemde de semboller aynı ifadeleri anlatmakta olup s indisleri ilgili segmente ait değerler olduğunu (shank=bacak) belirtmektedir

Ayak bileği momentinin belirlenmesine benzer şekilde, ihmallere ve diz eklemine hareketine göre yapılan yukarıda saydığımız kabullerden sonra, diz eklemine gezindiği açı değerleri, deneysel datalardan alınıp, yürüyüş hızı da ayak bileğiyle verilen denklem ile hesaplanınca üçfaz için sertlik (K) değerleri bulunur. Ayak bileği denklemlerinin çıkarılışındaki aynı yapılar burada da, araştırmalarda 14 denek arasında toplamda 136 deneme yürüyüşü yapılarak laboratuvar ortamında toplanmış datalar kullanılmıştır. Denek ağırlık aralığı 46-94 kg ve boy aralığı da 1.43-1.87m alınarak ortalama sonuçların hassaslığı sağlanmaya çalışılmış ve bu araştırmalar sonucu bulunan datalar da teori ile desteklenmiştir. Buna göre fleksiyon, ekstansiyon ve

basma fazı için denklemler aşağıdaki gibi bulunmuştur (Farris ve Sawicki 2012).

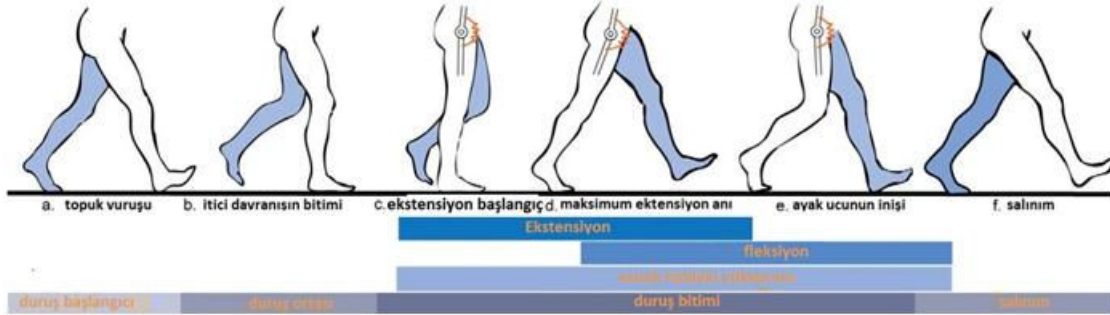
$$K_f = 6.30W\sqrt{H^3} - 7.93W\sqrt{H} - 7.88WH + 13.65W + 33 \quad (15)$$

$$K_e = 5.91W\sqrt{H^3} - 10.09W\sqrt{H} - 2.85WH + 7.35W + 56 \quad (16)$$

$$K = 5.21W\sqrt{H^3} - 7.50W\sqrt{H} - 5.83WH + 11.64W - 6 \quad (17)$$

Bu kısımda son olarak kalça eklemi için sertlik kestirimi denklemleri sunulacaktır. Kalça eklemi, öncelikle yürüyüş döngüsünde iki kavis hareketi yaparak uyluğun ileri götürülmesi ve yavaşlatılması

görevlerini üstlenmekte ve bu şekilde bedenin dengelenmesini sağlamaktadır. Bu kavisler ekstansiyon ve fleksiyon kavisleridir (Winter, 1991; Perry, 1992; Dumas ve Cheze, 2008). Kalça eklemi basma fazı başlangıç orta ve son alt fazlarına bölünebilir. Başlangıçta öndeki zemin tepki kuvvetinin yönü kalçanın merkezine yönelir ve kalçanın büyük moment koluyla bir kombinasyon halindedir. Bu kombinasyon kalça eklemi harekete zorlayıcı bir kas momentine sebep olur ve buyüzden moment aç grafiğinde bir sivri uç durumu ortaya çıkar (Şekil 2). Orta alt fazda da ekstansor momentimli bir artış gösterir. Son alt fazda ise, kalça esnek bir yüklenme fazından geçer ki bu faz enerjinin depolandığı bir uzanım aşaması ve enerjinin salındığı burkulma fazlarından oluşmaktadır. Şekil 5'te kalça eklemi yürüyüş aşamaları görülmektedir.



Şekil 5. Kalça eklemi yürüyüş ara fazları (Shamaei vd., 2013).

Shamaei vd. (2013) tarafından ayak bileği ve diz eklemi olduğu gibi ters dinamik analiz yoluyla genel bir denklem elde edilmiş ve bu denklemi basitleştirmek için maksimum ekstansiyonun görüldüğü an göz önünde bulundurularak, belirli yaklaşımlar yapılmıştır. Bunlara göre; bu uzun adım anında destek bacağı durağana yakın bir davranış sergilediği için ters dinamik analiz ile oluşturulan ana denklemde, $w_s = w_f = w_t = 0$ olur. Destek bacağının lineer ve açısız ivmelenmesi de vücudun geri kalanına kıyasla ihmal edilebildiği için $m_t \cdot a_t = 0$, $I_t \cdot \omega_t = 0$, $m_s \cdot a_s = 0$, $I_s \cdot \omega_s = 0$, $m_f \cdot a_f = 0$ ve $I_f \cdot \omega_f = 0$ olur. Bacak ağırlıkları da vücudun

kalanına kıyasla ihmal edilebilmektedir ve destek bacağı için $m=0$ olur.

Nihayet, ayak bileği ve diz eklemlerinde takip edilen yoldan gidilerek zemin tepki kuvveti ve momentler için benzer yaklaşımlar yapılır ve aynı zamanda yürüyüş hızı olarak $V=1.097\sqrt{H}$ denklemi kullanılır. Yine ayak bileği ve diz eklemi için kullanılan deneysel veriler kalça eklemi için de kullanıldığında, kalça eklemi ekstansiyon ve fleksiyon fazları için genel değişken sertlik denklemleri şu şekilde elde edilir:

$$K_e = [20.3 - 7.9\sqrt{H} - 13.2H + 12.2\sqrt{H^3} - 4.6H^2 + \sqrt{H^3}]W - 99 \quad (18)$$

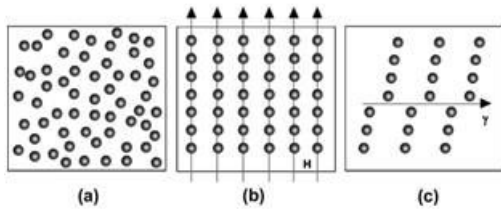
$$K_f = [48.5 - 19.9\sqrt{H} - 20.7H + 14.7H^2 - 7.1\sqrt{H^5} + 1.2H^3]W - 99 \quad (19)$$

Bütün bu denklemlerin bulunmasının ardından farklı boy ve kilolardaki herhangi bir kişiye ait bilek, diz ve kalça eklemlerinin sertlik değerleri kestirilebildiğinden bu sertlik değerlerine karşılık eklemlerde kararlı davranışlar sergileyebilecek MR damperlerin sahip olması gerek maksimum kuvvet/tork değerleri hesaplanabilecektir. Bir sonraki bölümde bu amaçla literatürde varolan MR tasarımlar incelenecektir.

3. Sönümlemesi değiştirilebilir MR fren/damper tasarımları

Sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler istenmeyen ani kuvvetleri ve titreşimleri sönümleme, güvenli ve kararlı etkileşim sağlama, minimum güç sarfıyatı, kolay denetlenebilir olması, pasif olmaları gibi avantajlarıyla insanlarla etkileşim halinde çalışan robotlar ve insansı robot tasarımlarında gelecek vadetmektedir. Bu nedenle, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler için daha enerji verimli, daha küçük boyutlarda, daha hafif yeni tasarımlar üzerine çalışmalar devam etmektedir. Günümüzde sönümlemeyi pasif olarak değiştirmek için üç farklı pasif eyleyici tasarımı bulunmaktadır. Bunlar; manyeto-reolojik akışkan esaslı, manyetik parçacık

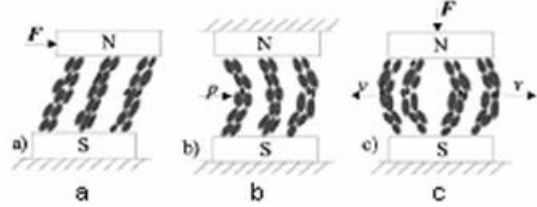
esaslı, histerezis esaslı frenlerdir. Bu pasif eyleyiciler karşılaştırıldığında güç/hacim oranı en yüksek olan manyeto-reolojik frenlerdir. Kısaca MR damperler olarak adlandırılan bu yapılar, bir MR özellikli sıvı ve içine bu sıvının yerleştirildiği bir tasarımdan meydana gelmektedir. MR sıvı, üzerine bir manyetik alan uygulanması durumunda, sıvı içerisindeki manyetize olabilir parçacıklar, manyetik akı çizgileri boyunca dizilerek, bir zincir yapı oluştururlar. Bu yapının oluşumu Şekil 6' da gösterilmiştir. Şekil 6a'da taşıyıcı sıvı içerisinde parçacıklar gelişigüzel olarak dağılmış durumdadır. Manyetik alan uygulandığında, sıvı içerisindeki parçacıklar manyetik akı çizgileri boyunca dizilirler (Şekil 6b). Eğer bu zincir yapı üzerine bir basınç kuvveti uygulanırsa, basıncın ve manyetik alanın büyüklüğüne göre, zincir yapı şekil değiştirir (Şekil 6c). MR sıvının uyguladığı basınca gösterdiği bu tepki "MR etki" olarak adlandırılır.



Şekil 6. MR etkinin oluşumu

MR sıvılar Şekil 7' de gösterildiği gibi, üç farklı tipte çalıştırılabilmektedir. İlk çalışma tipinde sıvıyı sınırlayan plakalardan birine bir kuvvet uygulanır. MR etki, kayma gerilmesinden dolayı, sıvı plakanın hareketine karşı koyacak şekilde bir tepki kuvveti oluşturur ve bu "kayma tipi" çalışma olarak

adlandırılır (Şekil 7a). Bu tür çalışma genellikle MR fren ve kavramalarda görülür. Eğer sıvı üzerine bir basınç uygulanacak olursa, zincir yapı sıvı akışına engel olmaya çalışır. "Valf tipi" çalışma olarak adlandırılan bu tip sistemler ise genelde MR damperlerde görülmektedir (Şekil 7b). Son tip ise, plakalara dik olarak bir kuvvet uygulanması durumunda, zincir yapıda küçük hareket kabiliyeti görülür. (Şekil 7c) ve "sıkıştırma tipi" çalışma olarak adlandırılır.

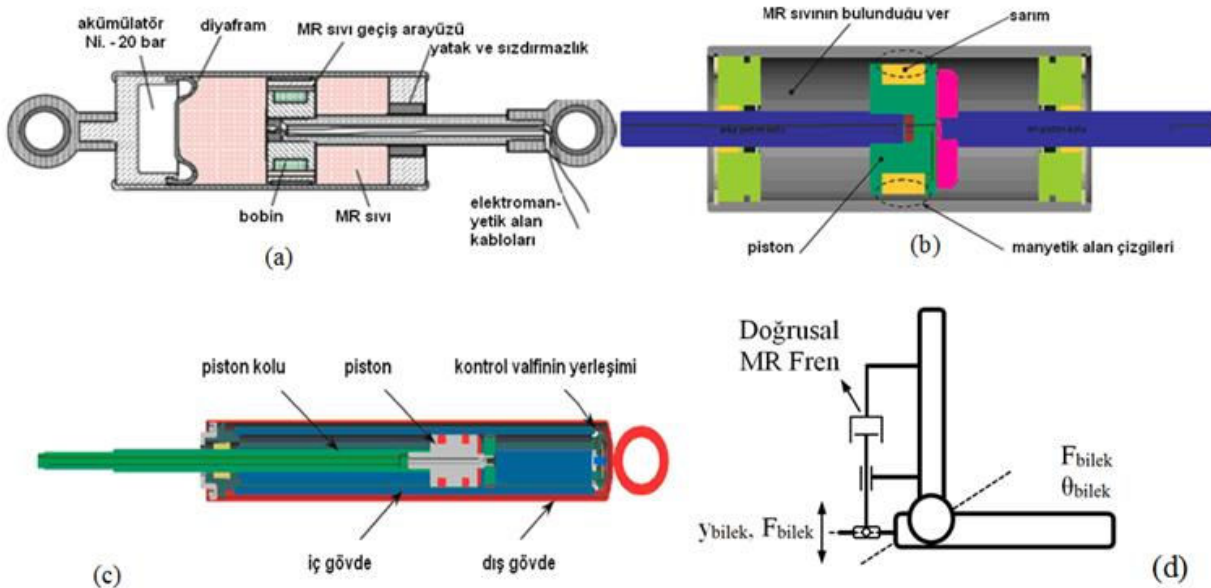


Şekil 7. MR sıvının çalışma tipleri

Bu çalışma tipleri çerçevesinde son yıllarda doğrusal ve dönel MR damper/fren tasarımları gerçekleştirilmiştir ve bu iki tasarım tipi ile ilgili genel bilgiler makalenin devamında sunulmaktadır.

3.1 Doğrusal MR fren/damper tasarımları

Doğrusal tipte bir MR damper insan alt uzuv eklemlerine uzuvlara yerleştirilen bir moment kolu mekanizması ile gerçekleştirilebilir. Doğrusal tasarımlardan genel olarak bahsedildiğinde, ilki tek silindri, tek millî ve akümülatörlü tasarımdır (Şekil 8a).



Şekil 8. Doğrusal MR fren tasarımları (a,b,c) (Jolly vd.,1999; Poynor, 2001), MR frenin ayak bileğine uygulanışı (d)

Bu tasarım temelde tek kollu bir silindir yapısına dayanmaktadır. Genel olarak bir rezervuara sahiptir ve hareketli bir piston tarafından bu rezervuar genişleme ve sıkıştırma odalarına bölünmüştür.

Manyetik alan uygulandığı takdirde piston kafasına yerleştirilmiş sarımlar uyarılır ve piston içine sıvının geçtiği delikte bir manyetik alan oluşur. Bu manyetik alan etkisi ile kanal içindeki sıvının viskozitesi artar.

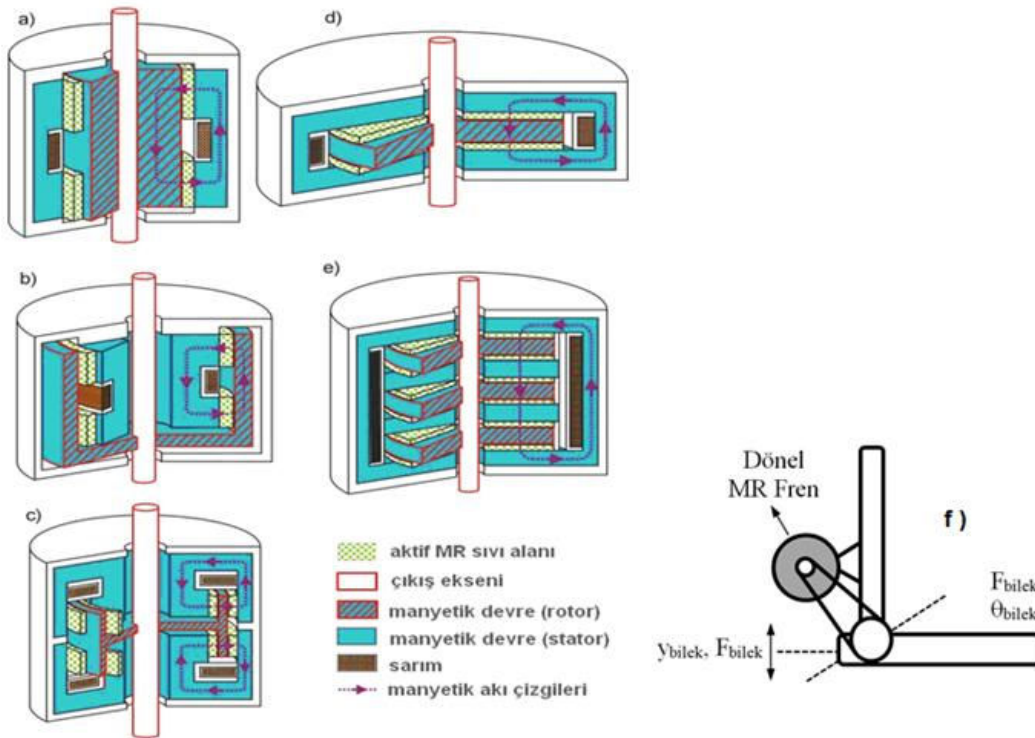
Böylece piston hareketi sayesinde odalar arasında bir basınç farkı oluşur ve MR sıvı pistondaki kanaldan diğer bir odaya akar. Bu esnada MR damperin sönümlenme etkisinde görünür bir artış meydana gelir. Sonuç olarak, kontrol edilebilen manyetik alanla orantılı değerinde bir sönümlenme kuvveti meydana gelmiş olur. Odalardan bir diyaframla ayrılmış haldeki akümülatör içerisinde sıkıştırılmış bir gaz (genelde nitrojen) bulunur ve bu akümülatör üç fonksiyona sahiptir. İlki, piston hareketinden dolayı akacak olan MR sıvıya bir hacim sağlamaktır. Bunun için diyafram esner. İkincisi, kaviteye neden olmamak için MR sıvının alçak basınçlı tarafıyla göreceli olarak dengeleyici bir basınç sağlamaktır. Son olarak, sönümlenme kuvveti oluşturulduktan sonra bir yay etkisi sağlamaktır ki bu etki dampere hiç kuvvet uygulanmadığı hal ve sönümlenme hali arasındaki dengeyi ayarlamaktadır (Ebrahimi, 2009, Reichert, 1997).

Diğer bir doğrusal MR fren tasarımı çift milli tasarımıdır ki tek milli tasarımın özelleştirilmiş halidir. Bu tasarımda hareketli pistonun kolu iki uçtan da çıkıntı yapacak şekilde uzatılarak akümülatör ortadan kaldırılmıştır. Gayet küçük bir basınçlandırılmış akü MR sıvının ısıl genişlemesinin dengelenmesi için kullanılabilir olmasına rağmen yay etkisi de bu şekilde yok edilmiş olmaktadır (Poynor, 2001; Yang, 2002). Bu tasarım silah geri tepme etkisini önlemede, yapıların sismik korunmasında, darbe ve şok yüklemelerinde kullanılmaktadır (Jolly, 1999; Norris, 2003; Yang, 2002). Şekil 8b' de çift milli MR fren tasarımı görülmektedir.

Son olarak çift silindri doğrusal MR frenlerden bahsedilebilir. Bu tasarım iç içe geçmiş halde iç ve dış gövde ve bunların arasında hareket eden MR sıvıdan oluşmaktadır. İç gövde MR sıvı ile doludur ve tek silindri tek milli MR frenin gövdesi gibi iş yapar, yani MR sıvıya rehberlik eder ve sıvıyı taşır. Dış gövde ise MR sıvının bir kısmını barındırmaktadır ve tam olarak tek silindir ve milli frendeki akümülatörün görevini gerçekleştirmektedir. Dahası, dış gövde damperin iç parçalarını korur ve sıvının ısını dış çevreye dağıtır. Bundan başka bu tasarımda iç gövdenin altına montajlanmış bir kontrol valfi bulunmaktadır. Elektrik akımı verilip de piston başlarındaki sarımlar uyarıldığında, burada oluşacak manyetik alan sayesinde piston hareket ettiğinde, bu hareketten dolayı MR sıvı iç gövdeden dıştakine doğru akmaya zorlandığında akışkan dairesel kanaldan ne kadar sıvı geçeceği bu valf ile ayarlanmaktadır (Ebrahimi, 2009; Eslaminasab, 2008; Poynor, 2001; Sassi, 2005). Bu tasarım ısı dağıtımında ciddi problemler çıkarmaktadır ve 10 bardan daha az basınçlarda çalışabilmektedir (Poynor, 2001).

3.2 Dönel MR fren tasarımları

Dönel tipler, genelde aynı yapıların farklı dizayn edilmesi ile çeşitlenmiş tasarımlardır. Üretimi en kolay dönel MR fren tasarımı olarak disk frenlerle beraber kampana (tambur) frenlerden bahsedilebilir. Bu tiplerde rotor silindriktir ve manyetik alan radyal yönde uygulanır (Şekil 9a).



Şekil 9. a) Tanbur (kasnak) tipi. b) döndürülmüş tambur. c) T-şekil rotorlu. d) disk e) çoklu disk fren f) dönel bir MR Frenin ayak bileğine uygulanışının şematik görünümü

Fakat bu tipler büyük eylemsizliğe sahip oldukları için literatürde çok yaygın olmayıp, çevrilmiş tambur tip frenler sayesinde, iç parçaların daha düşük manyetik akılı bölgelerinin yeniden şekillendirilmesiyle bu eylemsizlik azaltılabilmektedir (Majoram vd., 2005) (Şekil 9b). Bu tasarım bir tırın 40 Nm ölçekte kavramasında fan tahrik sisteminde General Motors tarafından kullanılmıştır (Ulicny vd., 2007). Büyük ölçüde de kas egzersiz ekipmanlarında volanlı frenler olarak kullanılmaktadır (Carlson, 2001). Ayrıca bu tasarım, dış çap açısından kompakt oluşuyla programlanabilen bir dokunmatik düğme prototipinde de kullanılmıştır (Ackermann ve Elferich, 2000).

Bir diğer farklı tasarım ise T şekilli MR frenlerdir (Şekil 9c). Bu tasarım tambur tipinden daha kompakt olmasına rağmen, rotor sınırlarındaki ince şerit yapıdan dolayı üretim açısından daha karışık ve zorlu bir yapıdadır. Literatürde T şekilli tasarımın kullanımına örnek olarak 135 Nm gibi yüksek bir tork değeri sunan bir Tork yük simülatörü bulunmaktadır (Gilmore vd., 1997). Ayrıca partikül santrifüjlenmesi yönünden de sağlamlığı vurgulanan, çift sıvı geçişli bir T şekilli tasarım da ele alınmıştır (Bölter ve Janocha, 1997). Bunlardan başka yüksek üretim maliyetini düşürebilmek amacıyla, rotor sınırlarında tek şerit yerine iki şerit kullanılarak kompaktlığın daha ileriye götürülmesi gibi uyumluluklarla bazı tasarımlar tanıtılmıştır (Dwivedi vd., 2002; Lucchesi, 2004).

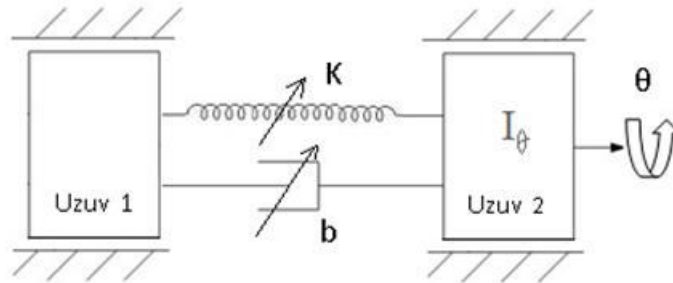
Bir başka tip disk frenler ise en yaygın tasarımdır ve bu konuda yeni ufuklar açan ilk çalışmaya da konu olan, ağırlık ve kompaktlık açısından iyi sonuçlar veren tasarımdır (Rabinow, 1951). Bu tasarımda rotor disk şeklindedir ve manyetik alan disk yüzeyine dik olarak aksel yönde uygulanmaktadır (Şekil 9d). Literatürde bu tip tasarımların da örneğin, manyetik kutuplanan alanı artırmak amacıyla bir yerine iki sarım kullanılması, ya da dış çapı küçültmek için sarımların yeniden konumlandırılması gibi değişik varyasyonları bulunmaktadır (Majoram vd., 2005).

Diğer tasarımlar MR sıvı geçiş alanındaki kuvvet kolunu artırabilmek için disk sınırlarındaki manyetik alana odaklanmışlardır (Li ve Du, 2003; Kiyota, 2003). Bazı araştırmacılar tork/ağırlık oranını artırmak için manyetik çekirdeğin şeklini ele almışlardır (Moon vd., 2007).

Son olarak çoklu dik frenlerinden bahsedilebilir. Bu tasarımlarda, daha fazla kompaktlık amacıyla rotor diskleri birkaç tane yapılmıştır (Şekil 9e). Bu rotor diskleri arasında da statora sabitlenmiş diskler bulunur. Yüksek torkla birlikte küçük ağırlık ve sınırlı boşluk, alan değerleri gerektiğinde bu tasarım büyük önem arz etmektedir. 50 Nm gibi yüksek bir tork değerine ulaşan bir diz protezi literatürde mevcuttur (Deffenbaugh vd., 2001; Gudmundsson vd., 2007). Bundan başka bir ayak bileği protezi de bulunmaktadır (Furusho, 2007) (Şekil 9f).

4. Sönümlenme katsayısı ve momentlerinin hesaplanması

İnsan alt uzuvlarına ait sertlik değerlerinin de kullanılacağı ve hareketin sönümlenmesi için gerekli pasif tork değerlerinin bulunacağı denklemlere ulaşmak için öncelikle sönümlenme katsayılarının bulunması gerekmektedir. Buna ise alt uzuv eklemleri için kritik sönüm oranı büyüklüklerinin formülize edilmesi ile başlamak uygun olacaktır. Bu nedenle alt uzuv eklemleri için en basit mekanik sistem seçilmeli ve bütün denklemler bu sistemden yola çıkarak elde edilmelidir. Dolayısı ile alt uzuv eklemlerde kritik sönüm oranının iyi anlaşılabilmesi için, basit dönel bir yay-damper-kütle üçlüsünden oluşan bir mekanik sistem ele alınmıştır (Şekil 10). Bu kısımda sönümleyici sistemlerin çalışma prensipleri teorik olarak ifade edilecek ve titreşim önleyici sistemlerin en temel ilkelerinin irdelenmesinden yola çıkılarak kritik sönüm oranı türetilen olacaktır. Kritik sönüm oranının türetilmesinden sonra ise kararlı yürüme için sönümlenme katsayılarına ulaşılabilecektir.



Şekil 10. Alt uzuv eklemler için bir yay-damper-kütle mekanik sisteminin şematik görünümü

En basit hali ile yay-damper-kütle dönel mekanik sistemi denklem (20) deki gibi modellenmektedir.

$$I_{\theta}\ddot{\theta} + K\theta + b\dot{\theta} = 0 \quad (20)$$

Bu denklem düzenlenir ve I_{θ} ya bölünürse denklem (21) deki form elde edilir;

$$\ddot{\theta} + \frac{b}{I_{\theta}} \dot{\theta} + \frac{K}{I_{\theta}} \theta = 0 \quad (21)$$

Denklem (21)'i sönümlenme oranı (ζ) ve doğal frekans (ω_n) cinsinden denklem (22) deki dönüşümler yapıldığında bir yay-damper-kütle dönел mekanik sistemi için denklem (23) deki genel eşitlik kullanılabilir.

$$\frac{b}{I_{\theta}} = 2\zeta\omega_n, \quad \frac{K}{I_{\theta}} = \omega_n^2 \quad (22)$$

$$\ddot{\theta} + 2\zeta\omega_n\dot{\theta} + \omega_n^2\theta = 0 \quad (23)$$

Denklem (23) için $\theta = e^{\lambda t}$ çözümdür tahmini yapılabilir. Çünkü denklem (23) ikinci derece sabit katsayılı bir diferansiyel denklemdir. $\theta = e^{\lambda t}$ çözüm tahmini yapıldığında θ çözümleri ve türevleri yerine konulursa;

$$\lambda^2 \cdot e^{\lambda t} + 2\zeta \cdot \omega_n \cdot \lambda e^{\lambda t} + \omega_n^2 \cdot e^{\lambda t} = 0 \quad (24)$$

bulunur. Burada, $e^{\lambda t}$ parantezine almak gösterir ki; $e^{\lambda t=0}$ ya da $\lambda^2 + 2\zeta\omega_n\lambda + \omega_n^2 = 0$ olmalıdır. $e^{\lambda t}$ üstel-logaritmik bir ifadedir ve sonsuza gider ve dolayısı ile $\lambda=0$ olamaz. Böylece karakteristik denklem olarak denklem (25) elde edilmiş olur;

$$\lambda^2 + 2\zeta\omega_n\lambda + \omega_n^2 = 0 \quad (25)$$

Denklem (25) in çözümü sönümlü bir serbest titreşim hareketini açıklar. Ayrıca bu denklem viskoz sönümlü bir titreşim sisteminin hareketleri boyunca kritik sönüm oranına ulaşmamızı sağlar.

Denklem (25) te kökler için $\frac{-b \pm \sqrt{\Delta}}{2a}$ formülü kullanılarak λ denklem (26) daki gibi bulunur;

$$\lambda = -\zeta\omega_n \pm \omega_n\sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (26)$$

Burada sönüm oranının ζ alacağı değere göre ($\zeta=1$, $\zeta<1$ ve $\zeta>1$ e göre) θ için 3 farklı çözüme ulaşılmaktadır. Bu çözümlere göre sistem kritik sönümlü, eksil sönümlü ve aşırı sönümlü olmaktadır. Kritik sönüm katsayısını bulabilmek için $\zeta=1$ olduğundaki çözümü bulmak gerekmektedir. Bu açıdan, $\zeta=1$ ise kritik durum söz konusudur. Bu durumda $\theta = e^{\lambda t}$ tersine uygulanırsa çözüm denklem (27) deki gibi bulunur;

$$\theta = e^{-\omega_n t} \cdot (A + Bt) \quad (27)$$

Bu hal kritik sönüm halidir (critically damped case). Diğer yandan sönümlü mekanik sistemler için herhangi bir andaki sönüm oranının (ζ) sistemin o an sahip olduğu sönüm katsayısının (b) kritik sönüm katsayısına (b_c) oranı olarak tanımlandığı hatırlanmalıdır ($\zeta=b/b_c$). Sistemin kritik sönüm durumunda ($\zeta=1$) denklem (22), denklem (28) deki denklem ikilisi haline dönüşür ve bu denklemlerden kritik sönüm katsayısı b_c denklem (29) daki gibi bulunur.

$$\frac{b}{I_{\theta}} = 2\omega_n, \quad \frac{K}{I_{\theta}} = \omega_n^2 \quad (28)$$

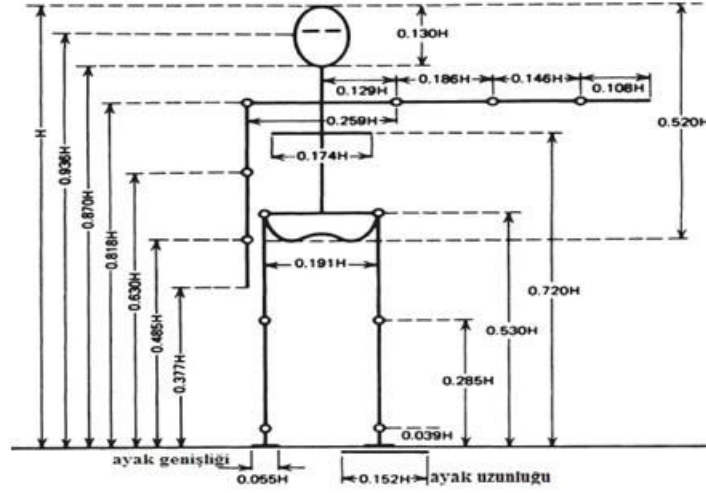
$$b_c = 2\sqrt{K \cdot I_{\theta}} \quad (29)$$

$\zeta=b/b_c$ eşitliği göz önünde bulunduğunda herhangi bir sönüm oranı değeri için sistemin o an sahip olması gereken sönümlenme katsayısı değeri denklem (30) daki gibi ifade edilir.

$$b = 2\zeta\sqrt{K \cdot I_{\theta}} \quad (30)$$

Herhangi bir boy ve kiloya sahip bir insanın alt uzuv eklemlerinde kararlı bir yürüme için kritik sönüm oranının istenilen değerlerde tutulabilmesi gerekmektedir. Bu değer genellikle 0.6 ile 0.8 arasındadır (Ogata, 2010). Denklem (30) da bu durumu gerçeklemek için gerekli olan sönüm katsayısı formülü verilmektedir. Bu formüldeki K eklem sertlikleri bölüm 2 de insan boy ve kiloları cinsinden formülize edilmiştir. Makalenin bundan sonraki kısmında ise eklem atalet momentleri de insan boy ve kiloları cinsinden formülize edilecektir ve denklem (30), sadece insan boy ve kiloları cinsinden genel bir denklem haline dönüştürülecektir.

Bu aşamada gerekli olan diğer parametre I_{θ} atalet momentlerinin formülize edilmesinde vücut segmentlerinin özelliklerine bağlı olarak antropometrik dotalar kullanılacaktır. Drillis ve Contini insan vücut uzuvlarının uzunluklarını insan boyu (H) cinsinden Şekil 10' da gösterildiği gibi genelleştirmişlerdir (Drillis ve Contini, 1966). Bu makalede de bu uzuv uzunlukları oranları referans alınmıştır.



Şekil 11. İnsan vücudu uzuv segment uzunlukları (Drillis ve Contini, 1966)

Herhangi bir boydaki ve kilodaki bir insanın alt uzuv eklemlerindeki atalet momentlerini hesaplamak için öncelikle her bir alt uzvun (ayak, bacak, uyluk segmentleri) kendi kütle merkezlerine göre atalet momentleri hesaplanmalı, sonrada en alt uzuvdan ve eklemden başlanarak denklem (31-36) de olduğu gibi yukarıya doğru atalet momentleri toplanarak hesaplanması gerekmektedir (Winter vd., 1998,

Smidt, 1973; MacKinnon vd., 1993). Bu denklemlerdeki L , r , m , I_0 ve x değerleri sırası ile uzuv uzunluklarını, ilgili segmentin uzunluklarını, segmentlerin jirasyon yarıçaplarını, segmentlerin kütlelerini, segmentlerin kütle merkezine göre atalet momentlerini ve segmentlerin kütle merkezlerinin proksimal ekleme olan uzunluklarını temsil etmektedir.

$$I_{0_ayak} = m_{ayak} \cdot [r_{ayak}]^2 \quad (31)$$

$$I_{bilek} = I_{0_ayak0} + m_{ayak} \cdot x_{ayak}^2 \quad (32)$$

$$I_{0_bacak} = m_{bacak} [r_{bacak}]^2 \quad (33)$$

$$I_{diz} = I_{bilek} + I_{0_bacak} + m_{bacak} x_{bacak}^2 \quad (34)$$

$$I_{0_uyluk} = m_{uyluk} [r_{uyluk}]^2 \quad (35)$$

$$I_{kalça} = I_{diz} + I_{0_uyluk} + m_{uyluk} x_{uyluk}^2 \quad (36)$$

Tablo 1. Vücut segmentleri, ayak, bacak ve uyluk için antropometrik veriler (Dempster vd., 1973)

Segment	Açıklama	Segmentağırlığı / Vücut ağırlığı	Ağırlık merkezi / Segment uzunluğu		Jirasyon yarıçapı / Segment uzunluğu		Yoğunluk
			Proximal	Distal	Proximal	Distal	
Ayak	Ayak bileği yan aşağı ayak tarak kemiği başı	0.0145 W	0.500	0.500	0.690	0.690	1.10
Bacak	Uyluk kemik ucu Bacak iç yan aşık ucu	0.0465 W	0.433	0.567	0.528	0.643	1.09
Uyluk	Uyluk üst (çıkıntı) ucu Uyluk kemik ucu	0.1000 W	0.433	0.567	0.540	0.653	1.05

Alt uzuv eklemlerinin atalet momentlerini hesaplamak için gerekli olan bu formüllerdeki uzuv uzunlukları için Şekil 10' daki oranlar kullanılırken, jirasyon yarıçapları, uzuv kütleleri ve uzuv kütle merkezlerinin proksimal ekleme olan mesafesi gibi değerler için Dempster tarafından oluşturulan

antropometrik veriler referans alınmıştır (Dempster vd., 1973). Bu veriler ayak bacak ve uyluk için Tablo 1' de verilmektedir.

Sonuç olarak Şekil 11 ve Tablo 1 de verilen antropometrik veriler kullanılarak ayak bileği, diz ve

kalçaya ait herhangi bir sönüm oranı için gerekli olan sönüm katsayısı formülü denklem (30) sadece insan boyu ve kütlesi cinsinden denklem (37-39) gibi genelleştirilmiştir.

$$b_{bilek} \cong 0.025\zeta\sqrt{K.W.H^2} \quad (37)$$

$$b_{diz} \cong 0.061\zeta\sqrt{K.W.H^2} \quad (38)$$

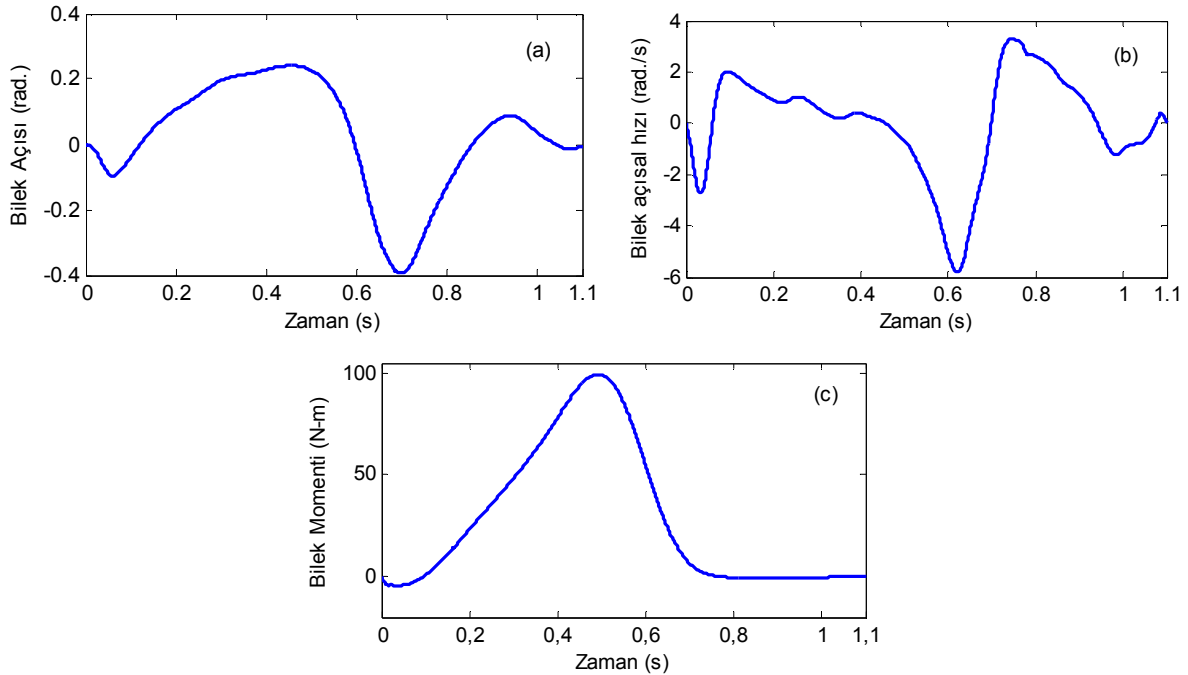
$$b_{kalça} \cong 0.087\zeta\sqrt{K.W.H^2} \quad (39)$$

Bu makalede elde edilen denklemler (37-39) ile insansı robotlar, ortezler, protezler ile ilgili çalışmalar yapan araştırmacılar istenilen boy ve kilodaki bir insanın kararlı yürümesinin sağlanabilmesi için eklemlerde gerekli anlık sönüm katsayısını kolaylıkla hesaplayabilecektir ve bu sönüm katsayıları eklemlerde kullanılacak olan sönümleme değıştirilebilir eyleyiciler için bir başlangıç tasarım kriteri olarak alınabilecektir.

Bu çalışmada son olarak insan ayak bileği için örnek bir sönüm katsayısı ve sönümleyici pasif moment hesaplaması simülasyon çalışması sonuçları verilmektedir. Bu örnek hesaplama ayak bileğinin tam bir yürüme döngüsü boyunca gerçekleştirilmiştir. Denklem (37) de ilk olarak

ihtiyaç olan ayak bileğinin yürüme döngüsü esnasındaki sertlik değışimleridir. Bu sertlik değeri hesaplamak için bölüm 2 de genel denklemler verilmiştir. Bu denklemlerden ayak bileği için olan denklem (11-13) kullanılarak ayak bileğinin ilk orta ve son fazına karşılık gelen dorsi, dual ve plantar fleksiyon için üç ayrı sertlik değeri hesaplanabilir (K_{df} , K_{dl} ve K_{pf}). Bu denklemler kullanılarak 1.80m boyundaki ve 80 kg ağırlığındaki bir insan için $K_{df} \cong K_{pf} \cong 200 \text{ Nm/rad}$ ve $K_{dl} \cong 900 \text{ Nm/rad}$ olarak hesaplanmaktadır. Bu alt ara fazlar arasında ani geçişler gerçekleştirilebilir olmadığı için pürüzsüz ve düzgün bir geçişin sağlanması gerekmektedir ve örnek hesaplamalarda tam bir yürüme döngüsü için uyarlanmış bir sertlik grafiği kullanılacaktır.

Simülasyon çalışmalarında öncelikle ayak bileğine ait açı ve moment değeri için biyomekanik verilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada Bovi ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir biyomekanik çalışmasındaki veriler kullanılmıştır (Bovi vd., 2010). Bu verilere göre ortalama 80 kg ağırlığındaki yetişkin bir insanın optimum/ortalama yürüme hızındaki ($0.8 \leq \text{kiş i yürüme hızı} / \text{kiş i boy uzunluğu} < 1$) ayak bileği eklemi açısı, açısal hızı ve moment grafikleri Şekil 12'de verilmektedir.



Şekil 12. Düz yüzey yürüme esnasında ayak bileği eklemi açısı (a), açısal hızı (b) ve moment (c) değeri

Yürüme esnasında ayak bileğinin sertlik değeri hesaplamak için Şekil 12'de verilen moment değeri ayak bileği açısı değeri bölündüğünde Şekil 13a'da gösterilen gerçekleşmesi aşırı zor olan sertlik değeri çıkmaktadır. Bu değeri herhangi bir sertliği değıştirilebilir eyleyici ile sağlanmak istendiğinde çok kısa zaman içerisinde çok yüksek sertlik değeri ulaşmanın eyleyiciden çok yüksek değeri güç gerektireceğinden uygulanabilir

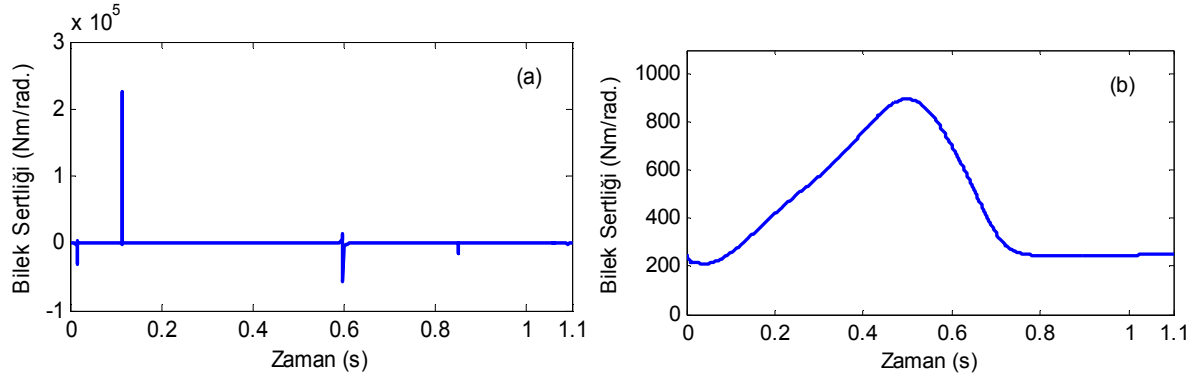
değildir. Diğer taraftan denklem (11-13) den hesaplanan biyomekanik sertlik değeri arasında da pürüzsüz düzgün bir geçişin sağlanması gerekmektedir. Bu nedenle Halgate ve arkadaşları bu sertlik grafiğini modifiye edilmesini önermemişlerdir (Holdate., 2008). Bu çalışmada önerilen yöntem göre bilek açısında bir öteleme gerçekleştirilerek sertlik değeri istenilen mertebelere çekmesi hedeflenmiştir. Holgate ve arkadaşları tarafından

önerilen bu yöntemde ayak bileği salınım fazında iken sertlik değeri 0 etrafında dolaşmaktadır. 0 sertlik değerinde ise ayak bileğinin salınım fazında iken istenmeyen salınımlara maruz kalması kaçınılmazdır. Bu nedenle elde edilen sertlik değerlerine ikinci bir öteleme daha eklenerek ayak bileğinin istenmeyen salınımlarının önüne geçilebilecektir. Buna göre Şekil 13' deki veriler ve denklem (40) kullanılarak modifiye edilmiş sertlik değerleri Şekil 13b' de verildiği gibi elde edilmektedir. Şekil 13b' de verilen grafik dikkatlice incelenirse yürüme döngüsünde bilek sertliği $K_{af} \cong 200 \text{ Nm/rad}$ değerinde başlamakta, ortalarda $K_{al} \cong 900 \text{ Nm/rad}$ değerlerine yükselmekte ve döngünün sonunda yine $K_{pf} \cong$

250 Nm/rad sertlik değerlerine tekrar düşmektedir. Bu düzenleme denklem (40) daki A , $\theta_{öteleme}$ ve $K_{öteleme}$ değerlerinin uygun olarak seçilmesi ile sağlanılmaktadır.

$$K_{bilek} = A \frac{T_{bilek}}{\theta_{bilek} + \theta_{öteleme}} + K_{öteleme} \quad (40)$$

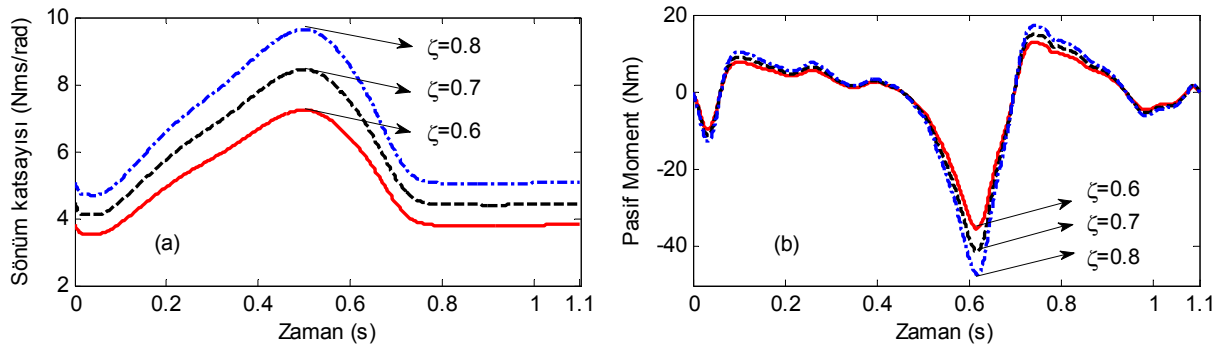
Denklem (40)' daki K_{bilek} simülasyonlarda kullanılmak üzere ayak bileğinin hesaplanan sertlik değerini, T_{bilek} ayak bileğinin momentini, θ_{bilek} ayak bileğinin açısını, $\theta_{öteleme}$ ayak bileğinin açısındaki ötelemeyi, K_{bilek} ayak bileği sertlik değerinin ötelemesini ve A da ayar çarpanını göstermektedir.



Şekil 13. (a) Doğrudan bilek sertliği hesabı, (b) Modifiye edilmiş bilek sertliği hesabı

Sonuç olarak bir yürüme döngüsü boyunca ayak bileğinde kararlı bir hareket için bileğinin sahip olması gereken anlık sönümleme katsayıları denklem (37) kullanılarak hesaplanıp grafiğe dökülebilmektedir. Ogata bir mekanik sistemin kararlı bir davranış sergileyebilmesi için sönüm oranının $0.6 \leq \zeta \leq 0.8$ değerleri arasında olması gerektiğini belirtmiştir (Ogata, 2010). Buna göre 1.80 m boyunda ve 80 kg ağırlığındaki bir kişi için ayak bileğinde, farklı sönüm oranı değerleri için olması gereken anlık sönüm katsayısı değerleri Şekil 14a' da gösterildiği gibi hesaplanmaktadır. Bununla birlikte ayak bileği eklemi açısız hızları da biyomekanik

verilerden bilindiği için sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici tarafından sağlanması gereken anlık pasif moment değerleri Şekil 14b' de olduğu gibi hesaplanmıştır. Buna göre ayak bileğinde kullanılacak olan bir MR frenin, ayak bileğindeki sönüm oranını $0.6 \leq \zeta \leq 0.8$ değerleri arasında tutmak için bu değerlere karşılık maksimum sönüm katsayısını $7.2 \text{ Nms/rad} \leq b \leq 9.6 \text{ Nms/rad}$ değerleri arasında ve maksimum pasif momentini $35 \text{ Nm} \leq M_p \leq 47 \text{ Nm}$ değerleri arasında sağlayabilmelidir. MR fren tasarımlarında bu değerler başlangıç tasarım kriteri olarak kullanılabilir.



Şekil 14. Ayak bileğinde sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan (a) sönüm katsayısı ve (b) pasif moment değerleri

Bu değerlerin küçük boyutlardaki bir MR fren tarafından doğrudan sağlanması oldukça zordur.

Bu nedenle, yüksek olmayan uygun iletim oranları ile birlikte hesaplanan bu değerler küçük boyutlardaki

bir MR fren tarafından sağlanabilecek düzeye çekilebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

5. Sonuç

Bu çalışmada insan uzuvlarıyla etkileşim halinde çalışan dış iskelet robotlarda, yürüme kararlılığını en üst seviyelere çıkarmak için pasif eyleyiciler olarak da bilinen MR damperler için, maksimum sönümlenme ve pasif moment değerlerini veren genel denklemler çıkarılmıştır. Denklemlerin anlaşılabilirliği için önce giriş bölümünde dış iskelet robotlardan beklenen ortak özellikler sıralanmış, daha sonra bölüm 2'de eklemlerin yürüme esnasında değişen sertlik değerlerinin, Shamaei ve arkadaşları (Shamaei vd., 2013) tarafından ortaya konulan genel formları düzenlenerek sade bir tarzda sunulmuştur. Bölüm 3'te ise MR fren tasarımları tanıtılarak, bu sayede genel sönümlenme ve tork formülasyonlarının uygulanabileceği MR fren tipleri gösterilmiştir.

İnsan vücudunun sinir-kas sistemi, bağlı oldukları eklemlerde sertlik ve sönümlenmeyi devamlı değiştirerek minimum enerji sarfıyatı ile esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Makalenin son bölümünde bu kararlı hareketi sağlamak amacıyla, literatürdeki araştırmaların sağladığı antropometrik verilerden yararlanılarak dış iskelet robotların bilek diz ve kalça eklemlerinde kullanılacak MR frenlere/damperlere dair sönümlenme katsayılarının kolaylıkla hesaplanabilmesi için genelleştirilmiş denklemler sunulmuş ve bu denklemler kullanılarak bir yürüme döngüsünde 1.80 m boy ve 80 kg ağırlığındaki bir kişinin ayak bileği için örnek bir simulasyon çalışmasının sonuçları sunulmuştur. Bu makalede sunulan genel denklemler ile kararlı bir yürüme yürüme sırasında gerekli olan maksimum sönümlenme ve pasif moment değerlerinin herhangi bir boy ve kilo değerine göre elde edilmesini sağlamaktadır. Böylece, bir dış robotun eklemlerinde kullanılması gereken MR fren için maksimum tork kapasitesi olan başlangıç tasarım kriteri kolaylıkla belirlenebilecek ve uygulama sırasında sönümlenme oranının istenilen bir değerde tutulması sağlanabilecektir.

Teşekkür

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak 213M297 nolu "Biyomimetik bir alt uzuv dış iskelet robotun tasarımı ve denetimi" başlıklı kariyer projesi ile finansal destek sağlanmasından dolayı TÜBİTAK'a teşekkürlerini sunmaktadırlar.

6. Kaynaklar

Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., Galante, J.O., 1977. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10, 261-268.

Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., Ferrarin, M., 2010. A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait and Posture*, 33, 6-13.

Chesney, C.W., 2002. Implementation of planar hybrid active/passive forcefeedback user input device. (PhD Thesis), University of Florida.

Collins, S., Kuo, A., 2010. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. *Plos One* 5: e9307.

Contini, R., 1972. Body Segment Parameters Part II, *Artificial Limbs*, 16, 1-19.

Crenna, P., Frigo, C., 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects. *Human Movement Science*, 30, 1185-1198.

Dempster, W. T., 1955. Space Requirements of the Seated Operator, WADC-TR-55-159.

Dempster, W. T., Gabel, W. C., Felts, W. J. L., 1959. The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 17, 289-317.

Drillis, R., Contini, R., 1966. Body Segment Parameters, Rep. 1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, New York,.

Dollar, A.M., Herr, H., 2008. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, 24, 144-158.

Elftman, H., 1966. Biomechanics of Muscle, with Particular Application to Studies of Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 48-A, 363-377.

Enoch, A., Sutas, A., Nakaokay, S., Vijayakumar, S., 2012. BLUE: A Bipedal Robot with Variable Stiffness and Damping. *Proc. 12th IEEE-RAS Intl. Conference on Humanoid Robots, Osaka-Japan*.

Ferris, D., Lewis, C., 2009. Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control. *EMBC Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2119-2124.

Frigo, C., Crenna, P., Jensen, L., 1996. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6, 177-190.

Gordon, K., Ferris, D., 2007. Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 40, 2636-2644.

- Grieve, D. W., Cavanagh, P. R., Pheasant, S., 1978. Prediction of Gastrocnemius Length from Knee and Ankle Joint Posture. *Biomechanics*, cilt. VI-A, E. Asmussen and K. Jorgensen, Eds. University Park Press, Baltimore, MD, 405-412.
- Haxton, H. A., 1944. Absolute Muscle Force in the Ankle Flexors of Man. *J. Physiol.*, 103, 267-273.
- Hatze, H., 1975. A New Method for the Simultaneous Measurement of the Moment of Inertia, the Damping Coefficient and the Location of the Center of Mass of a Body Segment in situation. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 34, 217-266.
- Herr, H., Wilkenfeld, A., 2003. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee, *Industrial Robot. An International Journal*, 30(1), 42-55.
- Hitt, J., Sugar, T., Holgate, M., Bellman, R., Hollander, K., 2009. Robotic transtibial prosthesis with biomechanical energy regeneration. *Industrial Robot-an International Journal*, 36, 441-447.
- Hollander, K. W., Ilg, R., Sugar, T. G., Herring, D., 2006. An efficient robotic tendon for gait assistance. *J. Biomech. Eng.*, 128(5), 788-791.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., 1986. Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support Surface Configurations. *J. Neurophysiol.*, 55, 1369-1381,
- Horak, F. B., Nutt, J. G., Nashner, L. M., 1992. Postural Inflexibility in Parkinsonian Subjects. *J. Neurol. Sci.*, 111, 46-58.
- Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., Gilchrist, L., 1992. Trajectory of the Body COG and COP During Initiation and Termination of Gait. *Gait and Posture*, 1, 9-22.
- MacKinnon, C. D., Winter, D. A., 1993. Control of Whole Body Balance and Posture in the Frontal Plane During Walking. *J. Biomech.*, 26, 633-644.
- Maughan, R. J., Watson, J. S., Weir, J., 1983. Strength and Cross-Sectional Area of Human Skeletal Muscle. *J. Physiol.*, 338, 37-49.
- Migliore, S. A., Brown, E. A., DeWeerth, S. P., 2005. Biologically inspired joint stiffness control, in *Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA'05)*, Nisan, 4519-4524.
- Morita, T., Sugano S., 1997. Development of an anthropomorphic forcecontrolled manipulator WAM-10. *Int. Conf. on Advanced Robotics*, 701-706 .
- Ogata, K., 2010. *Modern Control Engineering* . ISBN: 0136156738, Prentice Hall.
- Perry J., 1992. *Gait analysis : normal and pathological function*. Slack, Thorofare, NJ.
- Poynor, J.C., 2001. Innovative designs for magneto-rheological dampers. MS Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, VA.
- Radulescu, A., Howard, M., Braun D.J., Vijayakumar, S., 2012. Exploiting variable physical damping in rapid movement tasks. *IEEE/ASME Int. Conference on Advanced Intellegent Machatronics*, Taiwan.
- Sawicki, G.S., Domingo, A., Ferris, D., 2006. The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3, 3.
- Sawicki, G.S., Lewis, C., Ferris, D., 2009. It pays to have a spring in your step. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 37, 130-138.
- Shamaei, K., Dollar, A., 2011. On the Mechanics of the Knee During the Stance Phase of the Gait. *IEEE-International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Seattle.
- Shamaei, K., Napolitano, P., Dollar, A., 2013. A Quasi-Passive Compliant Stance Control Knee-Ankle-Foot Orthosis. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Seattle.
- Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M., 2013. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle. *The Stance Phase of Walking*, 8(3), 1-12.
- Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M., 2013. Estimation of Quasi-Stiffness of the Human Knee. *The Stance Phase of Walking*, 8(3), 1-10.
- Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M., 2013. Estimation of Quasi-Stiffness of the Human Hip. *The Stance Phase of Walking*, 8(12), 1-11.
- Skinner, S., Antonelli, D., Perry, J., Lester, D., 1985. Functional demands on the stance limb in walking. *Orthopedics*, 8, 355-361.
- Smidt, G. L., 1973. Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension. *J. Biomech.*, 6, 79-92.
- Vanderborght, B., Albu-Schaeffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Caldwell, D.G., Carloni, R., Catalano, M., Eiberger, O., Friedl, W., Ganesh, G., Garabini, M., Grebenstein, M., Grioli, G., Haddadin, S., Hoppner, H., Jafari, A., Laffranchi, M., Lefeber D., Petit, F., Stramigioli, S., Tsagarakis, N., Van Damme, M., Van Ham, R., Visser, L.C., Wolf, S., 2013. Variable impedance actuators: A review, *Robotics and Autonomous Systems*.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2013.06.009> .

Van Ham, R., Sugar, T. G., Vanderborght, B., Hollander K. W., ve Lefeber, D., 2009. Compliant Actuator Design; Review of actuators with passive adjustable compliance/controllable stiffness for robotic applications. IEEE robotics & automation magazine, Eylül.

Veneman, J.F., Ekkelenkamp, R., Kruidhof, R., van der Helm, F.C.T., van der Kooij, H., 2006. A Series Elastic and Bowden-Cable-Based Actuation System For Use as Torque Actuator In Exoskeleton-Type Robots. The International Journal of Robotics Research, 25 (3), 261-281 .

Walsh, C., Paluska, D., Pasch, K., Grand, W., Valiente, A., vd., 2006. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 15-19 Mayıs, 3485-3491.

Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Edgerton, V. R., 1983. Muscle Architecture of the Human Lower Limb. Clin. Orthop. Rel. Res., 179, 275-283.

Wilkie, D. R., 1950. The Relation between Force and Velocity in Human Muscle. J. Physiol., 110, 249-280.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M. G., Gielo-Perczak, K., 1998. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. J. Neurophysiol., 80, 1211-1221.

Winter, D.A., Robertson, D.G.E., 1978. Joint torque and energy patterns in normal gait. Biological Cybernetics, 29, 137-142.

Winter, D., 2005. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey.

Winter, D. A., 1984. Kinematic and Kinetic Patterns in Human Gait: Variability and Compensating Effects. Hum. Movement Sci., 3, 51-76.

Zhu, X., Jing, X., Cheng, L., 2012. Magnetorheological Fluid Dampers: A Review on Structure Design and Analysis, Journal of Intelligent Material Systems and Structures. 28(3), 839-873.