

Aktif bir bilek ortezin kinematik ve kinetik analizleri Kinematics and kinetics analyses of an active wrist orthosis

Ergin KILIÇ^{1*}, Erdi DOĞAN²

¹Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, Türkiye.

erginkilic@sdu.edu.tr

²Fen Bilimleri Enstitüsü, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, Türkiye.

erdi_970@hotmail.com

Geliş Tarihi/Received: 12.06.2016, Kabul Tarihi/Accepted: 20.05.2017

* Yazışılan yazar/Corresponding author

doi: 10.5505/pajes.2017.22230

Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Aktif bilek ortezi, ön kol ve bilek ile etkileşim halinde çalışabilen elektromekanik bir cihaz olup, bu cihaz özellikle mesleği gereği gün içerisinde çok fazla tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kişiler için tasarlanmıştır. Bu çalışma kapsamında dirsek bölgesinde tendon yırtığı olan (tenisçi ve golfçü dirseğine sahip) hastaların hem rehabilitasyonları hem de günlük ve mesleki hayat aktivitelerinin devamı için tasarlanmış olan aktif bilek ortezin performansının incelenmesi için kinematik ve kinetik analizleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca rehabilitasyon robotların denetiminde tercih edilen iki farklı (admitans ve empedans) kontrol mimarileri içinde cihaz performansı simülasyon ortamında test edilmiştir. Yapılan analizlerden ve performans testleri sonuçlarından tasarım sürecinin başarıyla sonuçlandırıldığı görülmüş olup ileriye dönük çalışmalar için cihazın üretim aşamasına geçilebilecektir.

Anahtar kelimeler: Aktif bilek ortezi, Robotik rehabilitasyon, Tenisçi dirseği, Golfçü dirseği

Abstract

Active wrist orthosis is an electromechanical device which can work interacting with forearm and wrist, and this device is especially designed for the ones who should perform excessively repetitive wrist motions due to their profession. In the scope of this study, kinematics and kinetics analyses of the active wrist orthosis, which is designed for the rehabilitation and the continuance of daily and professional activities of patients having a tendon torn at their elbow location, are realized in order to show the performance of the device. Furthermore, the performance of the device under the control of two different control architectures (admittance and empedance) is also tested in a simulation environment. The results of the performance tests and the analyses show that the design process has been successfully accomplished and it can pass through the production stage of the device for the future work studies.

Keywords: Active wrist orthosis, Robotic rehabilitation, Tennis elbow, Golfer elbow

1 Giriş

Dirsek bölgesinin iç kısmındaki çıkıntıya medial epikondil, dış kısmındaki çıkıntıya ise lateral epikondil adı verilmektedir. El ve bilek hareketlerini yaptıran ortak gerici ve bükücü kaslar bu çıkıntılara tutunmaktadır. Bu kasların yük altında aşırı zorlanmaları sonucunda lateral epikondilit (tenisçi dirseği) ve medial epikondilit (golfçü dirseği) adı verilen tendon yırtığı hastalıkları oluşmaktadır [1]. Söz konusu hastalıkların ilerleyen dönemlerinde dirsekten önkola doğru yayılan ağrılar neticesinde kişinin günlük yaşam için gerekli bilek fonksiyonlarını yapamaz hale geldiği bilinmektedir. Bu iki hastalık günde 2 saatten fazla yük altında tekrarlı bilek hareketleri yapan kişilerde görülmektedir. Sonuç olarak mesleği gereği aşırı yük altında bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kişiler özellikle dışa büküm (ekstansiyon) ve içe büküm (fleksiyon) bilek hareketlerini gerçekleştirirken kendilerine yardımcı olacak mobil, olabildiğince hafif ve güç kapasitesi yüksek bir cihaza ihtiyaç duymaktadırlar. Dolayısıyla bu çalışma kapsamında tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarının önlenmesi ya da tedavisi için aktif bir bilek ortezin kullanılabileceği düşünülmüştür.

Literatür de gerçekleştirilen aktif bilek ortez çalışmalarına bakıldığında; Carroza ve diğ. [2] yapmış oldukları çalışma da cihazın mekanik sisteminin geri-sürülebilir ("back-drivable") yapıda olduğunu ve rehabilitasyon uygulamalarında hastaya arzu edilen kuvvetleri hissettirebilmek için de cihazın kontrol sisteminde empedans türü bir denetim mimarisi kullanıldığını belirtmişlerdir. Deneve ve diğ. [3] ise üst uzuvların

rehabilitasyonu amaçlı kullanılan robotlar için birtakım denetim sistemi mimarileri önermiştir. Özellikle admitans ve empedans denetim mimarileri arasında sürekli geçiş yapan bir anahtarlama yöntemi ile arzu edilen çevresel koşulların hastaya en iyi şekilde hissettirilmesi üzerine çalışmalar yürütülmüştür. Model tabanlı doğrusal olmayan bir kontrol sisteminin geliştirilmesi için robot kinematiğinin ve dinamiğinin bilinmesi gerekliliği vurgulanmıştır. Ayrıca, admitans denetim mimarisinin çok yüksek sertlik değerlerini sağlayacak şekilde kuvvet hissettirebilmesinden dolayı cihaz kullanıcıya yüksek şeffaflık ("transparency") sağlayabildiği ve bu yüzden haptik/kinestetik (dokunma duyusu hissi oluşturan) cihazlar alanında en sık kullanılan bir denetim mimarisi olduğu açıklanmıştır. Masia ve diğ. [4] tarafından yapılan çalışma da doğrudan tahrikli ("direct drive") elektrik motorlarının kullanımıyla robotun eksenlerinin kolaylıkla geri-sürülebilir olduğu ve empedans denetim mimarisi ile de cihazın denetiminin yapıldığı belirtilmiştir. Ayrıca cihazın fleksiyon (F) ve ekstansiyon (E) bilek hareketleri için açılı limitlerinin yaklaşık 70°'şer olduğu ve bu yönlerde 1.85 Nm'ye kadar tork desteğinin sağlanabildiği bildirilmiştir. Rahman ve diğ. [5] yapmış oldukları çalışmada ise PID tabanlı bir denetleyici kullanılarak cihazın konum kontrolü yani bir takım pasif rehabilitasyon uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Cihazın F/E bilek hareketleri için sağlayabildiği eklem açısı ve tork limitleri sırasıyla 60°/50° ve 2 Nm olarak bildirilmiştir. Allington ve diğ. [6] tasarladıkları robotun kayan kip kontrolcüsü ile denetlendiğini ve cihazın her çalışma eksenini için yaklaşık 90° çalışma aralığında 2.7 Nm'lik bir tork desteği sağlayabildiğini belirtmişlerdir. Dişli kutusunun yüksek

empedansının aynı zamanda robotik sistemin bant genişliğini sınırladığını ve bu yüzden de elektrik motoru kullanılan bu tür robotik sistemlerin denetimi için bir de kuvvet sensörü kullanılmasının gerekliliğine vurgu yapılmıştır. Atlıhan ve diğ. [7] ise hibrit empedans denetim mimarisi kullanarak tasarladıkları robotun pasif egzersiz uygulamalarında konum kontrolü ile denetlendiği, aktif egzersizler için ise cihazın kuvvet kontrolü modunda denetlendiği açıklamıştır. Cihazın F/E hareketler için açılımları $80^{\circ}/80^{\circ}$ olup bu yönlerde 2.88 Nm dolaylarında tork desteği sağlanabilmektedir. Kiguchi ve Hayashi [8] çalışmalarında tasarladıkları robotun kontrolünün EMG tabanlı bir empedans denetim mimarisi ile yapıldığını açıklamış olup, bilek eklemdeki F/E hareketler için açılımlarını sırasıyla $50^{\circ}/60^{\circ}$ şeklinde belirtmişlerdir. İlgili çalışmada uygun ya da arzulanan bir sertlik (K) katsayısı ve sönüm (B) katsayısı ("desired stiffness and damping coefficient") seçilerek robotun el ile etkileşimde olduğu noktada arzulanan kuvvet ("desired force") değeri bulunmakta ve Jacobian matris yardımıyla da bu kuvveti üretmek için robot eklemlerine düşen referans torklar hesaplanarak robotun tork denetim modunda çalışan motor sürücü devrelerine gerekli komutlar gönderilmektedir. Khokhar ve diğ. [9] tarafından yapılan çalışmada ise yüzey EMG sinyalleri ile el bileği için geliştirilmiş bir dış iskelet robotun gerçek zamanlı konum ve kuvvet kontrolü gerçekleştirilmiştir. Cihazda F/E hareketler için doğrusal bir eyleyici kullanılmış olup $60^{\circ}/60^{\circ}$ açılımlarına kadar 2.2 Nm seviyelerinde tork desteği sağlanabilmektedir. Scorcia ve diğ. [10] tarafından kuvvet geri beslemeli bir empedans denetim mimarisi ile kontrol edilen bilek rehabilitasyon robotunda yer çekimi, atalet ve sürtünme gibi istenmeyen etkilerin telafi/yok edildiği açıklanmıştır. Robotun F/E hareketler için açılımları $60^{\circ}/60^{\circ}$ olarak bildirilmiştir. Squeri ve diğ. [11] tarafından bilek rehabilitasyonu için geliştirilen robotik tedavi cihazının empedans kontrol mimarisi ile denetlendiği görülmektedir. Cihaz F/E bilek hareketleri için $70^{\circ}/70^{\circ}$ açılımlarında 0.9 Nm'ye kadar tork desteği sağlayabilmektedir. Song ve diğ. [12] tarafından yapılan bir çalışmada ise üst uzuvlar için tasarlanan rehabilitasyon robotu ile kullanıcı arasında seri elastik eyleyiciler kullanılarak sertliği değiştirilebilir bir dış iskelet robot tasarlandığı görülmektedir. Bu robot üzerinde yer alan atalet sensörü ile robotun konum, hız ve ivme bilgileri elde edilmekte ve sonrasında PID tabanlı konum ve hız denetleyicileri ile de cihazın $60^{\circ}/60^{\circ}$ açılımlarında 2 Nm'ye kadar hareket denetimi sağlanmaktadır. Yamamoto [13] ise yaptığı çalışmada hastanın bileğine fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde hareket yaptırma isteğini EMG sensörleri yardımıyla algılayıp etkili bir bilek rehabilitasyon süreci gerçekleştirmiştir. Sabit bir platforma bağlı cihazın pasif ve aktif olmak üzere iki modu olduğu belirtilip; pasif modda hasta isteği göz önüne alınmaksızın hastanın eline belirli hareketler yaptırılırken, aktif rehabilitasyon sürecinde ise hastanın yapmak istediği hareket kaslardan ölçülen myo-elektrik sinyaller vasıtasıyla algılanıp gerçekleştirilmektedir. Colombo ve diğ. [14] tarafından yapılan çalışmada, felçli hastaların bilek rehabilitasyonu için admitans kontrol mimarisini kullanan ve sabit bir platforma bağlı mekatronik bir sistem geliştirilmiştir. Masaüstü cihazın 7-9 Nm dolaylarında hasta bileğine tork desteği sağlayabildiği, açılımları ve hız limitlerinin ise sırasıyla 90° ve $500^{\circ}/s$ olduğu açıklanmıştır. İlgili çalışmada hasta ile cihaz arasındaki etkileşim kuvveti ölçülerek cihazın izlemesi gereken hedef konum değerleri bir admitans model üzerinden elde edilmekte, daha sonra ise içindeki döngü konum sensörü ile kapatılarak cihazın denetimi gerçekleştirilmektedir. Admitans

kontrolcü mimarisi ile yüksek atalet ve sürtünme kuvvetlerinin ve mekanizma boşluklarının telafi edildiği bildirilmektedir. Ates ve diğ. [15] ise felç geçirmiş hastaların el ve bilek tedavilerinin ev ortamında kolaylıkla yapılmasına olanak veren SPO-F isimli mobil bir dış iskelet robot tasarımını ve üretimini başarıyla gerçekleştirmişlerdir. Cihaz tasarımında özellikle hasta ve tedavi uzmanı görüşleri doğrultusunda elde ettikleri tecrübeleri dikkate alarak daha önce tasarladıkları aktif yapıdaki prototip ortezlerin [16] oldukça iyileştirilmiş pasif bir sürümü elde edilmiştir. Bu uzun ve yoğun çalışmalar sonucunda oldukça hafif, sağlam, estetik ve ergonomik bir tasarım ortaya çıkarılmıştır. Cihazın temel kullanıma amacı felç sonrası meydana gelen hiperfleksiyon hastalığının tedavisi olarak belirtilmiştir. Dolayısıyla cihaz sadece ekstansiyon yönünde parmaklara ve bileğe sırasıyla 10 N ve 1.5 Nm seviyelerinde yardımcı kuvvet/tork desteği verecek şekilde tasarlanmıştır.

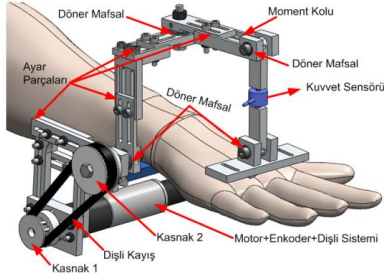
Literatürde yer alan cihazların neredeyse tamamı felçli hastaların tedavisine yönelik tasarlanmış olup cihazların kuvvet/tork destek seviyelerinin nispeten çok düşük seviyelerde bırakıldığı görülmüştür. Güç kapasitesi yüksek olanlar ise sabit bir platforma bağlı ve aynı zamanda iri/hantal ve ağır bir yapıda olup günlük yaşamda kullanıma imkânları yoktur. Fakat tenisçi ve golfçü dirseği hastaları ise özellikle mobil, hafif ve güçlü (yüksek tork ve hız kapasitesine sahip) aktif bir bilek ortez cihazına ihtiyaç duymaktadırlar. Literatürde incelenen cihazların hiç biri bu 3 özelliği bir arada bulunduramamaktadır. Sonuç olarak bu çalışmada önerilen cihazın en büyük özgülüğü doğrudan tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarının hem oluşumun önlenmesi hem de tedavisinin sağlanması için önerilen ilk cihaz tasarımı olmasıdır.

Bu çalışmada ilk önce bilek rehabilitasyonu ile ilgili literatürde yer alan cihazlar hakkında bilgiler verilmiş ve ilgili çalışma kapsamında tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin sahip olması gereken özgünlükler vurgulanmıştır. 2. Bölümde ise bu çalışma kapsamında tasarlanacak olan cihazın sahip olması gereken tasarım kriterleri açık ve net bir şekilde belirlenmiş ve cihazın kavramsal tasarımı anlatılmıştır. Tasarlanan cihazın statik kuvvet ve dinamik kuvvet analizleri 3. Bölümde gerçekleştirilmiş olup, cihaz için geliştirilen denetim mimarileri ise, 4. Bölümde ele alınarak bilgisayar ortamında simülasyon çalışmaları yürütülmüştür. Bölüm 5'te sunulan sonuç kısmında ise ileriye dönük yapılması planlanan işlemler sırasıyla açıklanmaktadır.

2 Kavramsal tasarım

Morse ve diğ. [17] tarafından yürütülen bir çalışmada, sağlıklı kişilere $70^{\circ}/60^{\circ}$ açılımlarında ve değişik hızlarda F/E yönlerinde bilek hareketleri yaptırılarak erkeklerin 8.62 ± 4.87 Nm, kadınların ise 5.2 ± 1.92 Nm değerlerinde bilek torku üretebildikleri gösterilmiştir. Bu çalışma göz önüne alınarak, tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin de yaklaşık 10 Nm dolaylarında tork verebilecek kapasitede olması gerektiği belirlenmiştir. Böylelikle, F/E yönlerinde uygulanacak tork desteğinde 10 Nm seviyelerine çıkılabilecek şekilde eyleyici ve tahrik sistemi seçimleri yapılmıştır. Cihaz yüksek torklara çıkabildiği gibi yüksek hızlara da çıkabilmelidir. Bu yüzden $360^{\circ}/s$ 'lik bir hedef hız belirlenmiştir. Cihazın her yaş grubunda bulunan hastalar tarafından kullanabilmesi için her uzuvda boy ayar mekanizmaları kullanılmıştır. Ayrıca cihaz ön kola takılacağı için olabildiğince hafif (<1 kg) olması gerekmektedir. Eyleyici sistemi seçiminde ise mümkün olan en küçük boyutlu fakat en yüksek güce sahip 90 Watt'lık bir DC

motor seçilmiştir. Ayrıca, 10 Nm seviyesinde yüksek bir tork seviyesine çıkabilmek içinde 1:3 oranında bir kayış kasnak mekanizması kullanılmıştır. Solidworks® katı modelleme programında oluşturulan tasarım Şekil 1’de gösterilmektedir. Tasarlanan cihazda fleksiyon ve ekstansiyon yönünde ki bilek hareketleri eyleyici tarafından yapılırken, radyal ve ulnar sapma hareketleri ise hasta kontrolüne bırakılmıştır. Burada, verilen ayar mekanizmalarının bazıları bilek merkezini bulmak için bazıları ise kayış kasnak sistemini gerdirmek için kullanılmaktadır. Tasarım da el ayası ile ortez arasında ki etkileşim kuvvetini ölçebilmek için bir kuvvet sensörü de yer almaktadır.

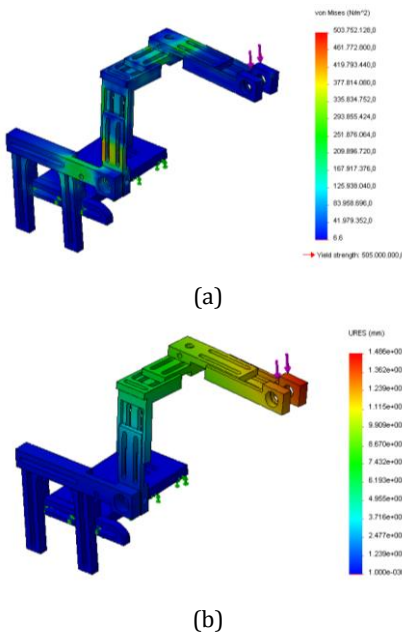


Şekil 1: Prototip tasarım.

3 Analizler

3.1 Statik kuvvet analizleri

Tasarımı yapılan ortezin ilk önce bir statik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Aktarılabilecek torkun en büyük değeri 10 Nm olup, bu tork değerinin 0.08 m uzunluktaki Moment Kolu üzerinde oluşturacağı kuvvet ise yaklaşık 125 N olmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilecek olan statik kuvvet analizinin daha kolay yapılabilmesi için rulmanlar ve bağlantı vidaları montajdan çıkarılmıştır. Ön kol altına bağlanacak olan parça sabitlenmiş olup 125 N değerindeki statik yük moment koluna dik doğrultuda uygulanmıştır. SolidWorks®/Simulation programı vasıtasıyla gerçekleştirilen Gerilim [N/m²] ve Yer Değiştirme [mm] analiz sonuçları ise Şekil 2’de gösterilmektedir.



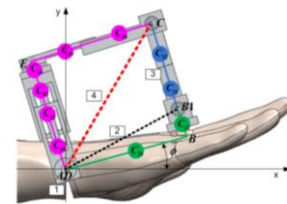
(b)

Şekil 2(a): Gerilim, (b): Yer değiştirme analiz sonuçları.

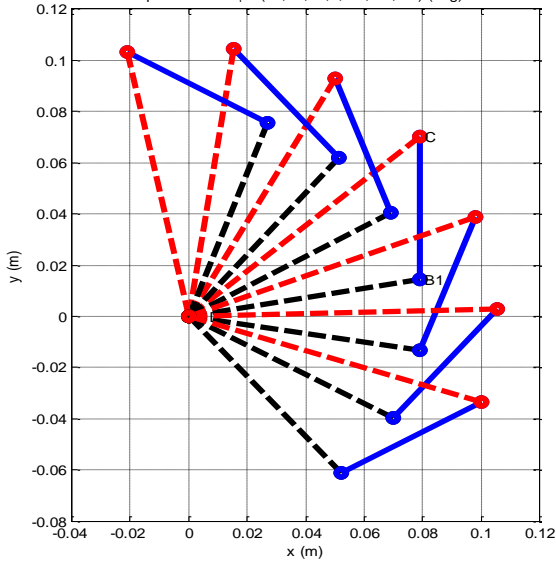
Maksimum yüklenme koşullarında gerçekleştirilen analiz sonuçları incelenirse, mekanik yapı üzerinde oluşan gerilim değerlerinin kullanılan malzemenin (Al 7075-T6) akma mukavemet değerini (505 MPa) aşmadığı (bk. Şekil 2(a)) ve en büyük sehim miktarının (14.86 mm) ise kuvvetin uygulandığı moment kolunun uç kısmında olduğu görülmektedir (bk. Şekil 2(b)). Rehabilitasyon robotların tasarımında hem korozyona karşı yüksek direnç sağlama ve steril olma gibi sağlık kriterlerinin hem de hafiflik, dayanıklılık, kolay işlenebilirlik ve düşük maliyet gibi tasarım kriterlerinin sağlanması için sıklıkla alüminyum malzemenin yaygın olarak kullanıldığı bilinmektedir. Analize sokulan alüminyum parçaların ağırlığı yaklaşık 150 g gelmektedir. Mukavemet açısından daha sağlam bir tasarım için alüminyum yerine paslanmaz çelik kullanımında ise bu ağırlık yaklaşık 450 g seviyelerine yaklaşmaktadır. Eyleyici ve tahrik sistemleri de göz önüne alınırca cihazın toplam ağırlığının 1 kg’ın üstüne çıkması belirlenen tasarım ölçütleri için istenmeyen bir durumdur.

3.2 Kinematik ve kinetik analizler

Şekil 1’de gösterilen kavramsal tasarımda radyal ve ulnar sapma hareketleri göz önüne alınmaz ve sisteme ön görünüşten (x-y düzleminde) bakılır ise cihaz 4 çubuk mekanizması olarak düşünülebilir. Bu durum Şekil 3’te gösterilmiştir. Mekanizma tekniğine göre parçalar numaralandırılırsa; ön kol bir zemin görevi yapmakta olup 1 No.lu uzuv olmakta, bilek eklemi ise bir döner mafsalları (A mafsalları) olarak kabul edilip, ön kol ile el ayasını (2 No.lu uzvu) birbirlerine bağlamaktadır. Kuvvet sensörünü taşıyan çubuk (3 No.lu uzuv) ise B1 mafsalları ile el ayasına, C mafsalları ile de Moment Koluna bağlı bulunmaktadır. Moment Kolu ise 4 No.lu uzuv olup D mafsallarıyla yataklanarak tahrik mekanizmasına (dişli kayış ve motor sistemine) bağlı bulunmaktadır. Dikkat edileceği üzere A ve D mafsalları x-y düzleminde üst üste gelecek şekilde gösterilmiş olsa da, montaj esnasında bu çakışma sağlanamaz ise mekanizma herhangi bir kilitlenme durumu söz konusu değildir. Fakat ayar parçalarının kullanımı ile bu çakışma mümkün olduğu ölçüde gerçekleştirilmelidir ki, F/E hareketlerde uzuvların birbirlerine göre göreceli konumu değişmesin ve mekanizmanın kuvvet iletimi oranı sürekli sabit kalabilsin. Böylelikle kuvvet sensörünü taşıyan çubuk ile el ayası arasındaki açı sürekli 90° konumda kalıp (bk. Şekil 4) hem sağlıklı bir kuvvet ölçümü yapılabilirmekte hem de Moment Koluna dik bir kuvvet iletimi sağlanarak optimum bir kuvvet iletim oranı elde edilebilmektedir. Burada önemle belirtmek gerekir ki; kuvvet sensörünü taşıyan uzuvlarda döner mafsallar kullanılmadığı vakit, eğer A ve D mafsallarında sıfır hata ile bir çakışma sağlanamaz ise mekanizma kilitlenmektedir. Bu yüzden Şekil 3’te gösterildiği üzere C ve B1 döner mafsalları kullanarak bu önemli problem ortadan kaldırılmıştır.



Şekil 3: Aktif bilek ortezinin 4 çubuk mekanizması olarak gösterimi.



Şekil 4: Farklı bilek açıları için cihazın konum analizi.

Uzuvlar birçok ayar parçasından oluştuğu için her bir parçanın kütle merkezi katı modelleme programından hesaplanarak kümelenmiş şekilde C_{ij} notasyonu ile gösterilmektedir. Burada i indisi uzuv numarasını, j indisi ise ilgili uzuvdaki kütle numarasını göstermektedir. Mesela C_{21} 2 No.lu uzuvdaki 1. kütle merkezi (yani el ayasının kütle merkezini) temsil etmektedir. Böylelikle Şekil 3 incelenirse, 2. ve 3. uzuvlarda toplam 2'şer kütle merkezi, 4. uzuvda ise toplamda 6 kütle merkezi bulunduğu görülür. Özellikle dinamik analizlerde atalet kuvvetleri oluşturacak olan kütle merkezlerinin yerleri SolidWorks® programından hesaplanarak hassas bir şekilde belirlenmiştir. Bütün mafsalların ve uzuvların konum, hız, ivme ve dinamik kuvvet analizleri gerçekleştirilmiş olup aşağıda sırasıyla sunulmaktadır.

3.2.1 Konum analizi

Şekil 3'te gösterilen ϕ açısı el ayasının yatay düzlem ile yaptığı açıyı belirtmektedir. Katı modelleme programından mafsallar arasındaki mesafeler hassas bir şekilde ölçüldüğü için $A_B, A_{B1}, B1_C$ ve A_E gibi mesafeler bilinmektedir.

A mafsallarının mutlak sıfır noktası ($x_A = 0$ ve $y_A = 0$) kabul edilip ilgili konum vektörünün oluşturulması;

$$\mathbf{r}_A = [x_A \ y_A \ 0]^T = [0 \ 0 \ 0]^T \quad (1)$$

B noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_B = A_B \cdot \cos(\phi) \quad (2)$$

$$y_B = A_B \cdot \sin(\phi) \quad (3)$$

$$\mathbf{r}_B = [x_B \ y_B \ 0]^T \quad (4)$$

B1 mafsalı için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_{B1} = A_{B1} \cdot \cos(\phi + \angle B1_A_B) \quad (5)$$

$$y_{B1} = A_{B1} \cdot \sin(\phi + \angle B1_A_B) \quad (6)$$

$$\mathbf{r}_{B1} = [x_{B1} \ y_{B1} \ 0]^T \quad (7)$$

C mafsalı için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_C = x_{B1} + B1_C \cdot \cos(\phi + \pi/2) \quad (8)$$

$$y_C = y_{B1} + B1_C \cdot \sin(\phi + \pi/2) \quad (9)$$

$$\mathbf{r}_C = [x_C \ y_C \ 0]^T \quad (10)$$

E noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_E = A_E \cdot \cos(\phi + \pi/2) \quad (11)$$

$$y_E = A_E \cdot \sin(\phi + \pi/2) \quad (12)$$

$$\mathbf{r}_E = [x_E \ y_E \ 0]^T \quad (13)$$

D mafsalı için konum vektörünün ($x_D = 0$ ve $y_D = 0$ olup $z_D \neq 0$) oluşturulması;

$$\mathbf{r}_D = [0 \ 0 \ offset]^T \quad (14)$$

ϕ Açısına (el ayasına) -60° ile $+60^\circ$ arasında 20° 'lik derecelik artışlar yaptırılarak elde edilen ortezin konum analizi sonuçları Şekil 4'te verilmektedir.

3.2.2 Hız ve ivme analizleri

A mafsalı zemine (ön kola) bağlı olan bir döner mafsallı olup doğrusal hızı ve ivmesi sıfırdır.

$$\mathbf{v}_A = [0 \ 0 \ 0]^T \quad (15)$$

$$\mathbf{a}_A = [0 \ 0 \ 0]^T \quad (16)$$

2 No.lu uzvun açısal hızı (ω_2) ve açısal ivmesi (α_2) biliniyor olup vektörel formda ifade edilirse;

$$\boldsymbol{\omega}_2 = [0 \ 0 \ \omega_2]^T \quad (17)$$

$$\boldsymbol{\alpha}_2 = [0 \ 0 \ \alpha_2]^T \quad (18)$$

B1 mafsalı hızı;

$$\mathbf{v}_{B1} = \boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{r}_{B1} \quad (19)$$

B1 mafsalı ivmesi;

$$\mathbf{a}_{B1} = \boldsymbol{\alpha}_2 \times \mathbf{r}_{B1} + \boldsymbol{\omega}_2 \times (\boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{r}_{B1}) \quad (20)$$

3 ve 4 No.lu uzuvların açısal hızları ve ivmeleri sırasıyla vektörel formda ifade edilirse;

$$\boldsymbol{\omega}_3 = [0 \ 0 \ \omega_3]^T \quad (21)$$

$$\boldsymbol{\alpha}_3 = [0 \ 0 \ \alpha_3]^T \quad (22)$$

$$\boldsymbol{\omega}_4 = [0 \ 0 \ \omega_4]^T \quad (23)$$

$$\boldsymbol{\alpha}_4 = [0 \ 0 \ \alpha_4]^T \quad (24)$$

D mafsalı tahrik sistemi yatağına bağlı olup doğrusal hızı ve ivmesi sıfırdır.

$$\mathbf{v}_D = [0 \ 0 \ 0]^T \quad (25)$$

$$\mathbf{a}_D = [0 \ 0 \ 0]^T \quad (26)$$

C mafsalı hızı;

$$\mathbf{v}_C = \mathbf{v}_{B1} + \boldsymbol{\omega}_3 \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) = \boldsymbol{\omega}_4 \times \mathbf{r}_C \quad (27)$$

şeklinde bir vektörel denklem olup iki denklem ve iki bilinmeyen (ω_3 ve ω_4) içerir. Dolayısıyla, ω_3 ve ω_4 buradan çözümlenir.

C mafsalı ivmesi;

$$\begin{aligned} \mathbf{a}_C &= \mathbf{a}_{B1} + \alpha_3 \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) + \omega_3 \times (\omega_3 \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1})) \\ &= \alpha_4 \times \mathbf{r}_C + \omega_4 \times (\omega_4 \times \mathbf{r}_C) \end{aligned} \quad (28)$$

şeklinde bir vektörel denklem olup iki denklem ve iki bilinmeyen (α_3 ve α_4) içerir. Dolayısıyla α_3 ve α_4 buradan çözümlenir. Bütün mafsalların hızları ve ivmeleri ile birlikte tüm uzuvların açısal hızları ve açısal ivmeleri hesaplandıktan sonra kütle merkezlerinin (C_{ij}) konum, hız ve ivme değerleri ($\mathbf{r}_{C_{ij}}$, $\mathbf{v}_{C_{ij}}$ ve $\mathbf{a}_{C_{ij}}$) benzer şekilde kolaylıkla hesaplanır.

3.2.3 Dinamik kuvvet analizi

Dinamik kuvvet analizi D'Alembert prensibi kullanılarak yapılmıştır. Yani serbest cisim diyagramlarında atalet kuvvetleri de gösterilmektedir. Daha sonra her uzuvdaki kuvvetlerin toplamı ve bir noktaya göre alınan momentlerin toplamı sıfıra eşitlenmektedir. Şekil 5'te 2, 3 ve 4 No.lu uzuvlar için *Serbest Cisim Diyagramları* çizilmiş olup sonrasında ise her uzuv için kuvvet ve moment denklemleri sırasıyla yazılmıştır.

$$\mathbf{g} = [0 \quad -9.81 \quad 0]^T \quad (29)$$

2 No.lu uzuv için;

$$\begin{aligned} \sum \mathbf{F}^{(2)} &= \mathbf{F}_{12} + \mathbf{F}_{32} + m_{C_{21}} \cdot \mathbf{g} + m_{C_{22}} \cdot \mathbf{g} - m_{C_{21}} \cdot \mathbf{a}_{C_{21}} \\ &\quad - m_{C_{22}} \cdot \mathbf{a}_{C_{22}} = \mathbf{0} \end{aligned} \quad (30)$$

$$\begin{aligned} \sum M_A^{(2)} &= T + (\mathbf{r}_{B1} - \mathbf{r}_A) \times \mathbf{F}_{32} + (\mathbf{r}_{C_{21}} - \mathbf{r}_A) \times m_{C_{21}} \cdot \mathbf{g} \\ &\quad + (\mathbf{r}_{C_{22}} - \mathbf{r}_A) \times m_{C_{22}} \cdot \mathbf{g} - (\mathbf{r}_{C_{21}} - \mathbf{r}_A) \\ &\quad \times m_{C_{21}} \cdot \mathbf{a}_{C_{21}} - (\mathbf{r}_{C_{22}} - \mathbf{r}_A) \times m_{C_{22}} \cdot \mathbf{a}_{C_{22}} \\ &\quad - I_{C_{21}} \cdot \alpha_2 - I_{C_{22}} \cdot \alpha_2 = 0 \end{aligned} \quad (31)$$

3 No.lu uzuv için;

$$\begin{aligned} \sum \mathbf{F}^{(3)} &= \mathbf{F}_{23} + \mathbf{F}_{43} + m_{C_{31}} \cdot \mathbf{g} + m_{C_{32}} \cdot \mathbf{g} - m_{C_{31}} \cdot \mathbf{a}_{C_{31}} \\ &\quad - m_{C_{32}} \cdot \mathbf{a}_{C_{32}} = \mathbf{0} \end{aligned} \quad (32)$$

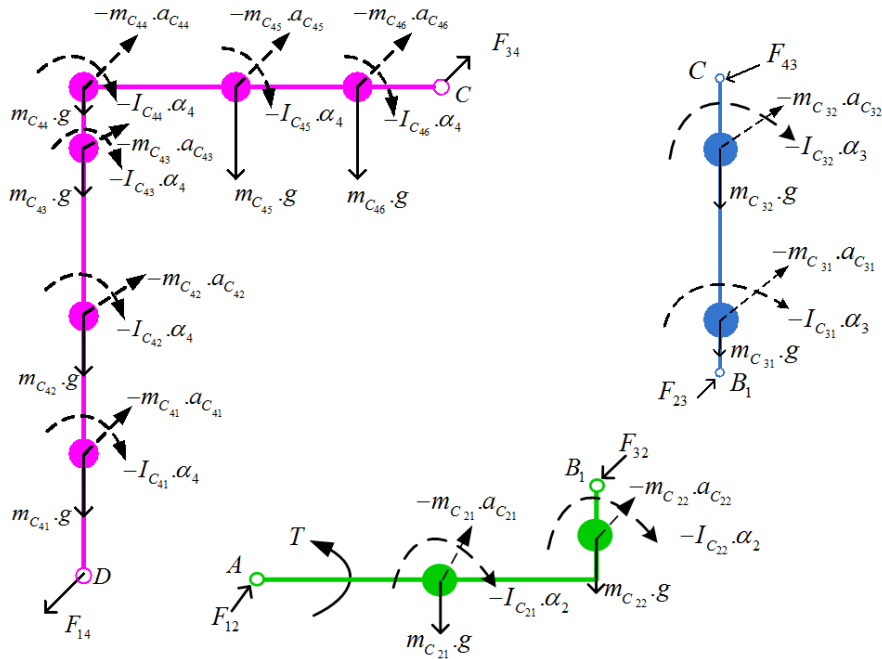
$$\begin{aligned} \sum M_{B1}^{(3)} &= (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) \times \mathbf{F}_{43} + (\mathbf{r}_{C_{31}} - \mathbf{r}_{B1}) \times m_{C_{31}} \cdot \mathbf{g} \\ &\quad + (\mathbf{r}_{C_{32}} - \mathbf{r}_{B1}) \times m_{C_{32}} \cdot \mathbf{g} \\ &\quad - (\mathbf{r}_{C_{31}} - \mathbf{r}_{B1}) \times m_{C_{31}} \cdot \mathbf{a}_{C_{31}} \\ &\quad - (\mathbf{r}_{C_{32}} - \mathbf{r}_{B1}) \times m_{C_{32}} \cdot \mathbf{a}_{C_{32}} - I_{C_{31}} \cdot \alpha_3 \\ &\quad - I_{C_{32}} \cdot \alpha_3 = 0 \end{aligned} \quad (33)$$

4 No.lu uzuv için;

$$\sum \mathbf{F}^{(4)} = \mathbf{F}_{34} + \mathbf{F}_{14} + \sum_{k=1}^6 [m_{C_{4k}} \cdot \mathbf{g} - m_{C_{4k}} \cdot \mathbf{a}_{C_{4k}}] = \mathbf{0} \quad (34)$$

$$\begin{aligned} \sum M_D^{(4)} &= (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_D) \times \mathbf{F}_{34} \\ &\quad + \sum_{k=1}^6 [(\mathbf{r}_{C_{4k}} - \mathbf{r}_D) \times m_{C_{4k}} \cdot \mathbf{g} \\ &\quad - (\mathbf{r}_{C_{4k}} - \mathbf{r}_D) \times m_{C_{4k}} \cdot \mathbf{a}_{C_{4k}} - I_{C_{4k}} \cdot \alpha_4] \\ &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (35)$$

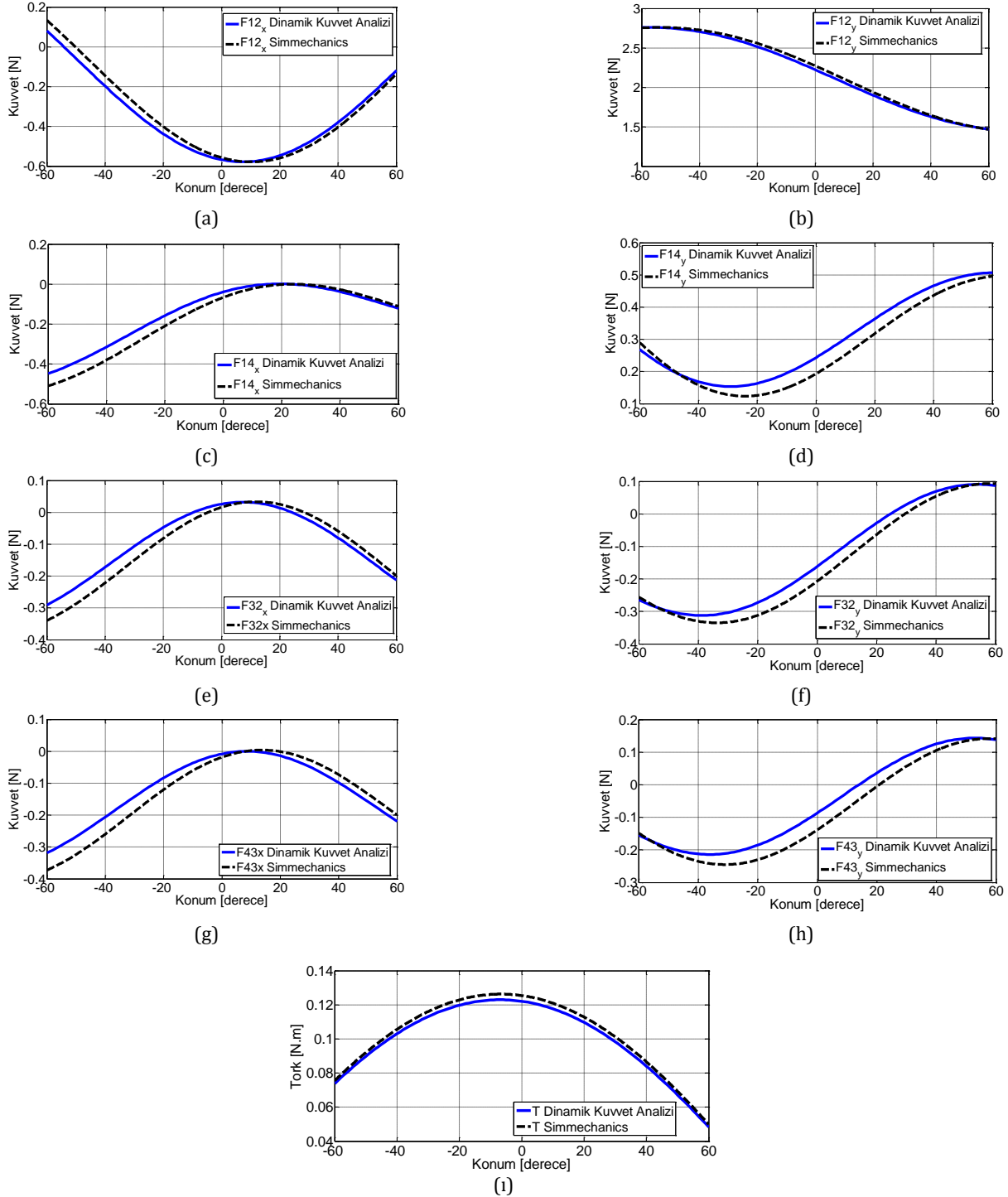
Kuvvet analizi için yukarıda tanımlanan denklemlerin çözülmesi gerekmektedir. Her kuvvet denkleminin x ve y bileşeni olduğu düşünülürse 6 adet kuvvet denklemi vardır. 3 moment denklemiyle birlikte toplam denklem sayısı 9 olur. Bilinmeyen sayısı denklem sayısına eşit olmak zorundadır. $\mathbf{F}_{23} = -\mathbf{F}_{32}$ ve $\mathbf{F}_{34} = -\mathbf{F}_{43}$ kuvvet eşitlikleri yukarıdaki denklemlerde kullanılırsa toplam bilinmeyenlerin ($T, F_{12x}, F_{12y}, F_{32x}, F_{32y}, F_{43x}, F_{43y}, F_{14x}, F_{14y}$) sayısı da 9 olmuş olur ve toplam denklem sayısı bilinmeyen sayısına eşit olduğundan analitik çözüm mevcuttur.



Şekil 5: Serbest cisim diyagramları.

Örnek durum senaryosunda, el ayasının sabit bir hızda ($400^\circ/\text{sn}$) döndüğü kabul edilmekte ve el ayasının yatay düzlem ile yaptığı ϕ açısı -60° 'den $+60^\circ$ 'ye gelene kadar her 1° 'lik artış için mafsallarda x ve y eksenleri doğrultusunda oluşan reaksiyon kuvvetleri ve bu tanımlanan hareketin gerçekleştirilmesi için el bileğinin üretmesi gereken Tork değerleri grafikler halinde Şekil 6'da sunulmaktadır. Şekil 6(a)-(h) mafsallarda oluşan reaksiyon kuvvetlerini gösterirken, Şekil 6(i) ise bu hareketi sağlayacak şekilde

bilekte üretilmesi gereken Tork seviyesini göstermektedir. Elde edilen sonuçlardan ortez giyili iken sabit bir hızda ($400^\circ/\text{s}$) el bileğini -60° 'den $+60^\circ$ 'ye geçirmek için insan bileğinin üretmesi gereken Tork seviyesinin 0.12 Nm dolaylarına kadar çıkması gerektiği görülmektedir (bk. Şekil 6(i)). Dikkat edilirse grafiklerde Dinamik Kuvvet Analizi çözümleri yanında MATLAB/Simmechanics model sonuçları da gösterilmektedir.



Şekil 6: Dinamik kuvvet analizi sonuçları.

İki farklı çözümü sunmaktaki amaç hem *D'Alembert prensibi* ile çözümü yapılan Dinamik Kuvvet Analizinin doğruluğunu hem de 4. Bölümde detaylarıyla anlatılacak olan *Simmechanics* modelin doğru bir şekilde oluşturulduğunu test etmektir. Çözümlerden görüleceği üzere *Dinamik Kuvvet Analizi* sonuçları ile *Simmechanics* model sonuçları büyük ölçüde örtüşmektedir. İki analiz sonuçları arasındaki farkların nedeni ise kümelenmiş kütle merkezlerinin ağırlıkları, atalet momentleri ve mafsallardan olan uzaklıkları katı modelleme programından alınırken yapılmış olabilecek yuvarlatma hatalarından kaynaklanıyor olabileceğidir.

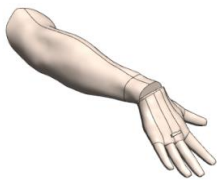
Dinamik Kuvvet Analizinde açısal hız girişi sabit kabul edilmiş olup herhangi bir açısal ivme değeri verilmemiştir. Belirli bir uzva konum ve hız ile birlikte ivme değerleri de verilerek çok çeşitli senaryoların (el ayasına farklı yüklemelerin yaptırıldığı durumların) çözdürülmesi mümkün olsa da bütün bunlar bir sonraki bölümde kurulacak olan *Simmechanics* model üzerinde kurgulanıp sonuçlar irdelenecektir. Özellikle el ayasına çeşitli yükler bağlanıp düşük hızlardan ($\cong 0^\circ/s$) yüksek hızlara ($=360^\circ/s$) kadar el bileğine ekstansiyon ve fleksiyon yönlerinde tekrarlı bilek hareketleri yaptırılarak insan bileğinde ihtiyaç duyulacak Tork seviyeleri belirlenecektir. Daha sonra geliştirilen bu model üzerine rehabilitasyon robotların denetiminde en çok kullanılan admitans ve empedans kontrolcüler eklenerek cihaz performansı yine değişik yükler altında incelenecektir.

4 Simmechanics modelin oluşturulması

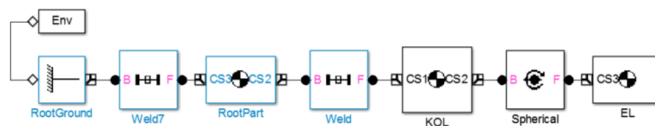
D'Alembert prensibi kullanılarak gerçekleştirilen *Dinamik Kuvvet Analizi*, sadece herhangi bir uzvun yörüngesi (konumu, hızı ve ivmesi) verildiği takdirde diğer bütün mafsal kuvvetlerinin çözümlenmesinde ve sürücü uzvun bu hareket profilini sağlaması için üretmesi gereken Tork değerlerinin hesaplanmasında kullanılabilir olup (*aslında bir ters-dinamik problem çözümü yapılmaktadır*) ileride tasarımı yapılacak olan kontrol sistemlerinin (*Admitans, Empedans veya Bulanık Mantık türü farklı denetleyicilerin*) performans

denemelerinde kullanılması pek mümkün değildir. Bunun yerine hem ters-dinamik (*Wittenbauer'in ikinci problemi*) hem de ileri-dinamik (*Wittenbauer'in birinci problemi*) çözümlerinin rahatça yapılabileceği bir platformun *MATLAB®/Simmechanics* ortamında oluşturulması önem teşkil etmektedir. *Simmechanics* modelin oluşturulması ve bu model üzerinde yapılan analizler detaylıca açıklanacak olunursa; ilk önce *SolidWorks®* katı model programında Şekil 7(a)'da gösterilen bir insana ait ön kol ve el ayası oluşturulmuştur. Oluşturulan bu katı modelde, bilek ekleminin bir küresel mafsal gibi çalıştığı düşünülerek ön kola bir küresel oyuk, el ayasına ise küresel bir çıkıntı verilerek birbirlerine montajlanmışlardır. Daha sonra bu montaj dosyası ".xml" dosya formatında kaydedilmiştir. *MATLAB®* programında ise `>>mech_import(dosyaismi.xml)` komutu çalıştırılarak katı modelleme programında çizilen parçalar birbirlerine montajlanmış halde *MATLAB®/Simmechanics* ortamına Şekil 7(b)'de gösterildiği üzere aktarılmaktadır. *SolidWorks®* ortamında çizilen parçaların bütün özellikleri (ağırlığı, x-y-z eksenlerindeki atalet momentleri, kütle merkezinin koordinatları, katı modelin 3 boyutlu uzaydaki oryantasyonu) ilgili parçanın *Simmechanics* model kutusuna doğrudan aktarılmaktadır. Örnek verilirse; el ayası ağırlığı 0.1799 kg, z-ekseni doğrultusundaki atalet momenti (I_{zz}) ise 0.000190713 $kg.m^2$ olarak aktarılmıştır. Ayrıca, ön kol ile el ayasının birbirlerine küresel mafsala bağlı olduğu da *Simmechanics* modelde yer alan "*Spherical*" etiketli kutudan görülebilir. Analizlerde R/U hareketler ihmal edilip sadece F/E hareketler üzerinde çalışılacak olduğundan, ileriki aşamalarda "*Spherical*" (küresel mafsal) etiketli blok silinip yerine "*Revolute*" (döner mafsal) etiketli blok eklenmiştir.

Döner ekleme çevrilen el bileği Şekil 8'de gösterildiği üzere dışarıdan verilen bir hareket yörüngesini (konum, hız ve ivme profilini) takip edecek şekilde "*Joint Actuator*" bloğu üzerinden sürülmektedir. Aynı zamanda bu hareket profilinin izlenmesi için el bileğinde ihtiyaç duyulacak Tork seviyesi ise "*Joint Sensor*" bloğu üzerinden ölçülmektedir.

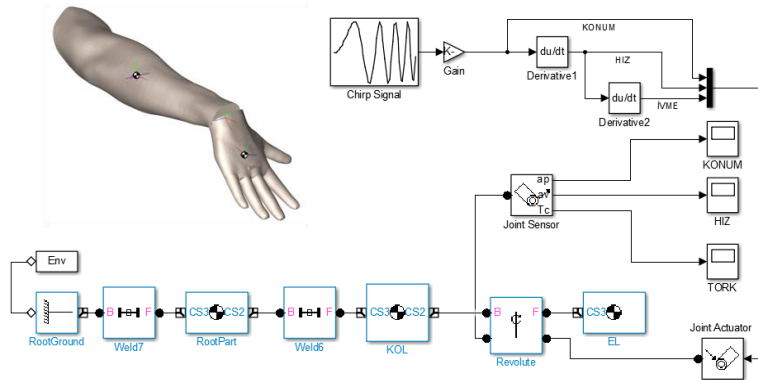


(a)



(b)

Şekil 7: (a): SolidWorks ortamında oluşturulan katı model, (b): Simmechanics model karşılığı.



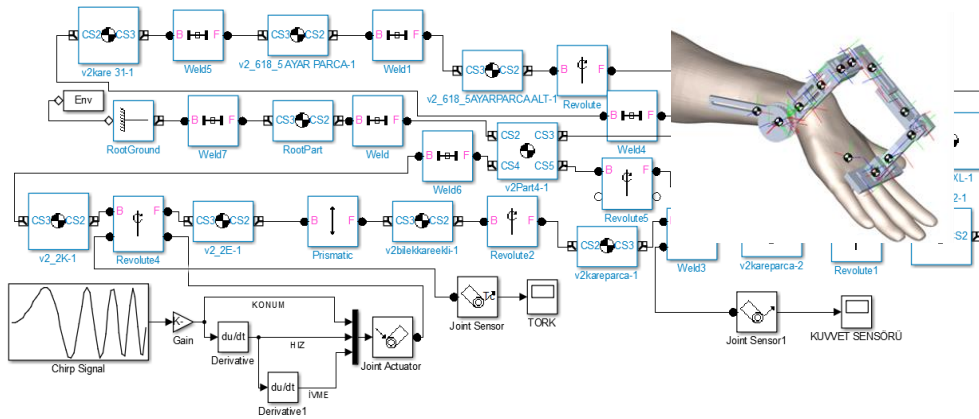
Şekil 8: "Ortezsiz" isimli Simmechanics model.

Aslında Şekil 8’de gösterilen model aktif bilek ortezini henüz giymemiş fakat elinde 3 farklı yük varken bir insanın belirli bir hareket profilini yapması durumunda el bileğinde ihtiyaç duyulacak tork (biyolojik olarak kasların bilekte oluşturması gereken tork) değerlerini hesaplamak için kullanılacaktır. İleride verilecek olan grafiklerde bu *Simmechanics* modelden elde edilen çözümler “*Ortezsiz*” olarak adlandırılarak sunulmaktadır.

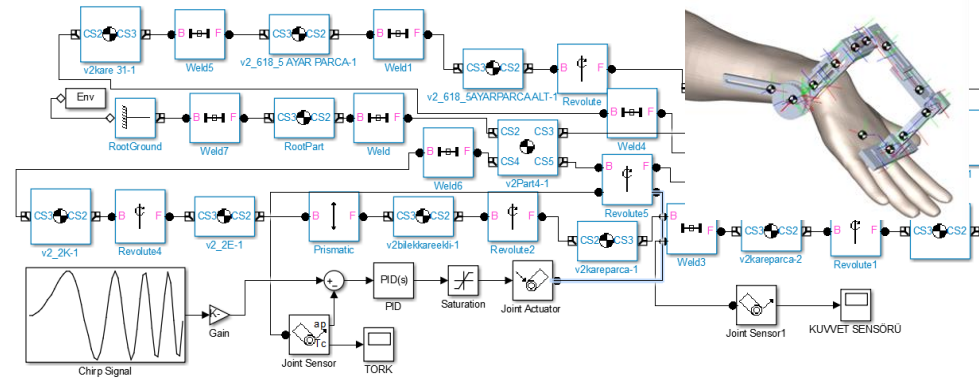
Şekil 9’da ise tasarlanan aktif bilek ortezini giymiş bir insan ön kol ve el modeli oluşturulmuş olup 3 farklı ağırlık yüklemesi durumunda aynı analizler bu sefer ortez giyili iken yapılmaktadır. Bu modelden elde edilen çözümler ise “*Ortez Giyili Pasif*” olarak sunulmaktadır. Pasif olarak adlandırılmasının sebebi ortez kullanıcıya herhangi bir hareket desteğinde bulunmamakta olup tam aksine kullanıcı bir de ortezin kendisini sürmek zorunda olmasıdır. Böyle bir durum analizinin yapılma ihtiyacı cihazın çalışmadığı (devre dışı kaldığı) durumlarda kullanıcıya ne kadarlık bir ek yük (“*reflected resistance torque*”) getirdiğini hesaplayabilmektir. Oluşturulan *Simmechanics* modelde görüntü olarak sadece *Kasnak 2* gözükmekte, fakat ortezin hareket direnci oluşturan tüm parçalarının (toplamda iki kasnak ile motor ve motor dişli kutusunun) sahip olduğu atalet moment değerleri ürün kataloglarından alınarak ve tahrik sisteminde kullanılan iletim oranları da (kasnaklarda 1:3, motor dişli kutusunda ise 1:104) hesaba katılarak *Kasnak 2*’nin eş değer atalet momenti kinetik enerjinin korunumu prensibi üzerinden Denklem (36) kullanılarak hesaplanmıştır. Williams ve diğ. [18] geri-sürülebilir sistemlerde izin verilen yansıtılabilir atalet

momentinin maksimum sınır değerini (“*maximum reflected inertia for back-driveability*”) 45×10^{-4} kg.m² olarak, yansıtılabilir direnç tork değerini (“*maximum reflected resistance torque for back-driveability*”) ise 0.2 Nm olarak bildirmiştir. Böylelikle tasarlanan cihazın tahrik sistemine ait hesaplanan eş değer atalet momenti (66.9×10^{-4} kg.m²) geri-sürülebilir mekanizmaların sahip olması gereken maksimum sınıra yakın olup bir ölçüde eyleyici ve tahrik sisteminin başarılı bir şekilde seçildiğinin göstergesidir. Motor ve tahrik sistemi ile birlikte komple cihazın geri sürülebilirlik sınırlarına ne kadar yaklaştığı ise gerçekleştirilen analiz sonuçlarından görülecektir. “*Ortez Giyili Pasif*” isimli modelin temel oluşturma amacı da zaten ortezin devre dışı kaldığı durumlarda kullanıcı üzerinde ne kadarlık bir direnç torku oluşturacağını belirlenmesidir.

Son olarak bir de ortezin aktif olarak çalışacağı bir *Simmechanics* modeli oluşturulmuştur. Şekil 10’da gösterilen bu modelde ise motor sisteminin tahrik ettiği *Kasnak 2*’nin mafsalı bir PID kontrolcüsü ile denetlenerek arzulan bir referans hareket yörüngesi izlenilmektedir. Yani referans hareket yörüngesi tamamen ortez üzerinde yer alan motor sistemi tarafından gerçekleştirilmektedir. Modelin kabaca çalışma prensibi anlatılırsa; *Kasnak 2* mafsalının konumu sürekli ölçülüp referans yörüngeden (Chirp Sinyalinden) çıkarılmakta ve elde edilen konum hatası bir PID kontrolcüden geçirilerek konum hatasını minimize edecek şekilde sisteme düzeltici etkiye bulunacak motor torku tahrik sistemi üzerinden uygulanmaktadır.



Şekil 9: “Ortez Giyili Pasif” isimli Simmechanics model.



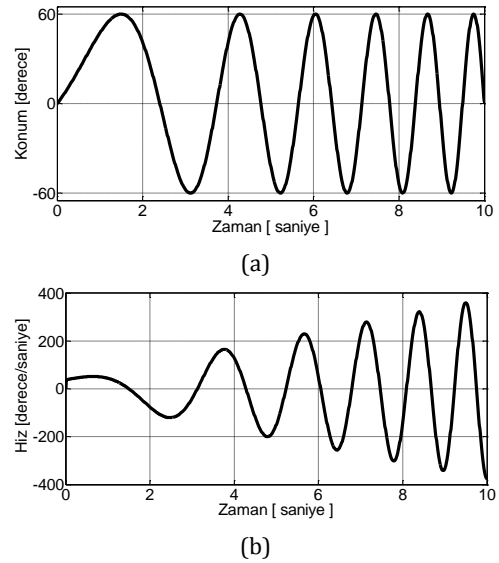
Şekil 10: “Ortez giyili aktif” isimli Simmechanics model.

Yani *Simmechanics* ortamında oluşturulan dinamik sisteme bu sefer bir Tork girişi verilip ortezin ve el-kol sisteminin tüm hareket davranışı (konum, hız ve ivmeler) çözdürülmektedir. Aslında bir ileri-dinamik problem çözümü yapılmaktadır. Oluşturulan bu *Simmechanics* modelde kişi bileğini tamamen serbest bırakmakta ve tüm yük kaldırma işini motor sistemi gerçekleştirmektedir. Bu tür sistemler özellikle tam ve kısmi felçli hastaların ilk rehabilitasyon seanslarında kullanılmakta olup, terapistin hasta için tanımladığı hareket yörüngesi tamamen robotik sistem tarafından tekrarlı sayıda gerçekleştirilerek hastanın motor-sinir sisteminin uyarılması sağlanmaktadır. Aslında bu durum literatürde "Pasif Rehabilitasyon" ismiyle geçmekte olup "Ortez Giyili Pasif" ismiyle karışmaması için ve ortezin aktif olarak yük kaldırma işlemini gerçekleştirmesinden dolayı bu son modelin ismine "Ortez Giyili Aktif" denilmiştir.

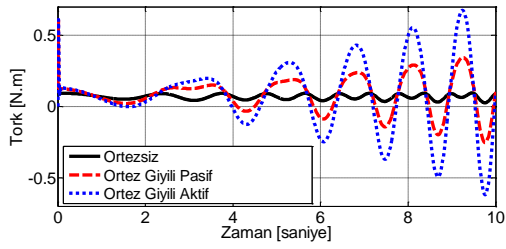
$$\frac{1}{2} \cdot I_{Kasnak2_Eş} \cdot \omega_4^2 = \frac{1}{2} [I_{Kasnak2} \cdot \omega_4^2 + I_{Kasnak1} \cdot 3^2 \cdot \omega_4^2 + I_{dişli kutusu} \cdot 3^2 \cdot \omega_4^2 + I_{motor} \cdot (104.3)^2 \cdot \omega_4^2] \quad (36)$$

Bu 3 farklı *Simmechanics* modellere Şekil 11(a)'da gösterilen "Chirp" sinyali yapılarında bir konum profili giriş sinyali olarak uygulanmaktadır. Böylelikle tanımlanan hareket profilinde artan bir hız (bk. Şekil 11(b)) ve ivme değerleri söz konusudur. Bu konum profili incelenirse sinyalin genliği +60° ile -60° arasında değişmekte olup sinyalin frekansı ise 0.1 Hz'den 1 Hz'e artan şekildedir. Yani el bileğine 10 sn. içerisinde artan hız (0°/s-360°/s) ve artan ivme (0°/s²-2000°/s²) değerlerini takip edecek şekilde 5-6 kez F/E yönlerinde hareket yaptırılmaktadır. Hatta bu hareketler 3 farklı yükleme durumu altında yapılmaktadır. 1. durumda el kendi ağırlığında olup, 0.17 kg'lık bir yük, 2. durumda el ayasına 1.7 kg'lık bir yük ve 3. durumda ise el ayasına 17 kg'lık bir yük koyularak kuvvet/tork analizleri gerçekleştirilmiştir. Özellikle 3. durumda yani 17 kg'lık bir yük altında Şekil 11'de tanımlanan hareket profilini gerçek hayatta bir insanın yapabileceği çok zor (neredeyse imkânsız) olup, tüm bu analizleri yapmaktaki amaç hem gündelik hem de maksimum güç gerektiren bilek hareketlerinde bilek ekleminin ya da aktif bilek ortezinin üretmesi gereken Tork değerlerinin maksimum sınırlarının saptanmasıdır. Analiz sonuçları Şekil 12'de sunulmuş olup Şekil 12(a)'da görüldüğü üzere ortezsiz bir durumda kişinin günlük işlerde (el ayası yüksüz olup kendi ağırlığındayken yani 0.17 kg'lık bir yük için) yaklaşık 0.12 Nm dolaylarında bir bilek torkuna ihtiyaç duyduğunu, 1.7 kg'lık bir yükleme koşulunda (bk. Şekil 12 (b)) ise 1 Nm seviyelerinde bir Tork değerine ihtiyaç olduğunu, 17 kg'lık yük altında yani en ağır çalışma koşullarında ise (bk. Şekil 12(c)) insan bileğinde yaklaşık 10 Nm'lik bir tork değerinin üretilmesi gerektiği görülmektedir. Önemle belirtmek gerekir ki; Şekil 12(a)-(b)-(c)'de sunulan Tork grafiklerinde; "Ortez Giyili Aktif" etiketli sinyaller motor tahrik sisteminin üretmesi gereken Tork değerlerini göstermekte olup, "Ortez Giyili Pasif" ve "Ortezsiz" etiketli sinyaller ise bir insanın biyolojik olarak el bileğinde üretmesi gereken Tork değerlerini göstermektedir. Ayrıca, bütün yükleme koşullarında (0.17 kg/1.7 kg/17 kg), *Ortezsiz* ve *Ortez Giyili Pasif* durumlarında bilek ekleminin ihtiyaç duyulan Tork değerleri arasındaki farkın en zor koşullarda bile (maksimum yük, hız ve ivme koşulları altında)

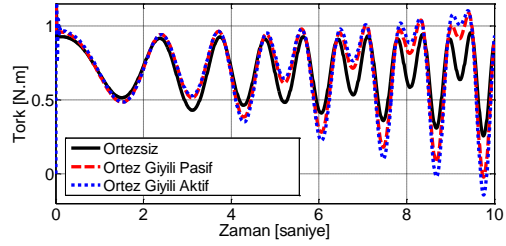
ancak 0.3 Nm değerine ulaştığı görülmektedir. Böylelikle, geri-sürülebilir ("back-drivable") sistemlerde izin verilen yansıtılabilir direnç tork sınır değeri (=0.2 Nm) çoğu durumda aşılmadığı için tasarlanan aktif bilek ortezi geri-sürülebilir bir cihaz kategorisine de rahatlıkla girmektedir. Yani, ortez kullanıcısı cihaz kapalıyken/çalışmazken ya da güç kesintisi/arıza gibi durumlarda, el bileğini istediği gibi hareket ettirse bile kendisine rahatsızlık verecek bir direnç kuvveti/torku hissetmeyecektir. Yapılan analizlerde tork değerleri yanı sıra kuvvet sensörüne iletilen kuvvet değerleri de sunulmuştur. Özellikle Şekil 12(d)-(e)-(f)'deki analiz sonuçları incelenirse "Ortez Giyili Pasif" durumda, cihaz kullanıcı üzerinde yer almakta fakat hiç bir şekilde kullanıcı bileğine tork desteği sağlamamaktadır. El ayasındaki 0.17, 1.7 ve 17 kg'lık yükler, tamamen ortez kullanıcısının kas kuvvetleri ile bilek ekleminde üretmiş olduğu tork sayesinde sürülmektedir. Dikkat edilirse bu ("Ortez Giyili Pasif") durumda yük tamamen kas kuvvetleri ile karşılanmakta olup, her 3 yükleme durumunda da kuvvet sensörü üzerinde yaklaşık 0-3 N arası, yani sadece motor tahrik sistemini geri sürecek kadar bir kuvvet değeri oluşmaktadır. Kısacası ortez kullanıcısı eline farklı yükler alıp bu yükleri tamamen kas kuvveti ile sürmekte fakat kuvvet sensörü kasların kasıldığını ve ortez kullanıcısına tork yardımında bulunması gerektiğini algılayamamaktadır. "Ortez Giyili Aktif" durumda ise tam tersi bir durum söz konusudur. El ayasındaki yükler tamamen motor tahrik sistemi tarafından sürülmektedir ve kuvvet/tork iletimi kuvvet sensörü üzerinden gerçekleştirildiği için de kuvvet sensöründen okunan değerler *Moment Kolu* mesafesiyle (yaklaşık 0.08 m) çarpıldığı vakit doğrudan motor sisteminin dişli kayış üzerinden bileğe aktardığı Tork değerleri hesaplanmaktadır. Yani tüm işi DC motor sistemi yapmakta olup kaslar tamamen dinlenme modunda ve dolayısıyla kuvvet sensörü üzerinden yüksek seviyede kuvvet aktarımı olmaktadır. Özetlemek gerekirse, tüm işi kaslar yaptığı zaman kuvvet sensöründen ölçülen sinyal değeri minimal düzeylerde, tüm işi aktif ortez sistemi yapacağı zaman ise kuvvet sensöründen ölçülen değer motor torkuna denk düşmektedir. Böylelikle kuvvet sensörü üzerinden kasların ne kadar kasıldığını veya kullanıcının hangi yöne ne kadarlık bir tork desteğine ihtiyacı olduğunu anlaşılması mümkün değildir.



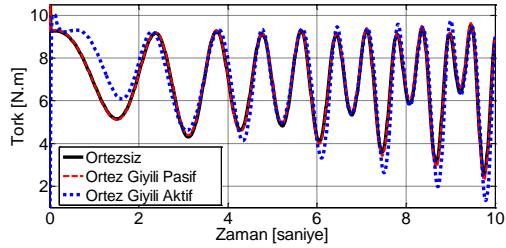
Şekil 11: Simmechanics modellere giriş olarak uygulanan. (a): Konum ve (b): Hız profilleri.



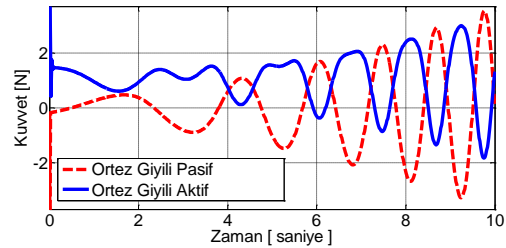
(a): 0.17 kg için,



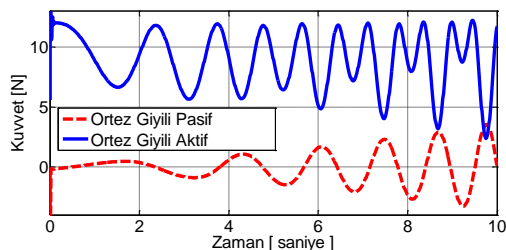
(b): 1.7 kg için,



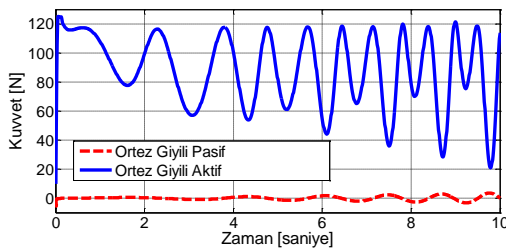
(c): 17 kg için Tork grafikleri.



(d): 0.17 kg için,



(e): 1.7 kg için,



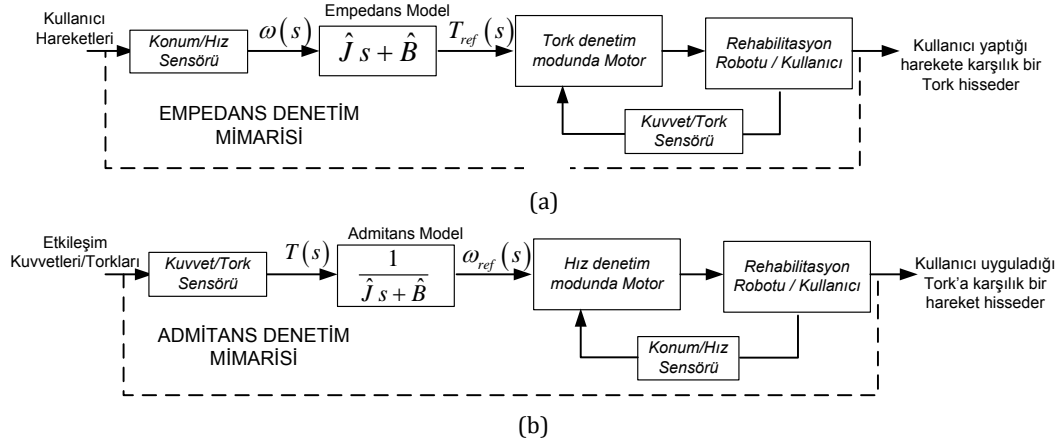
(f): 17 kg için Kuvvet grafikleri,

Şekil 12: Simmechanics model Tork/Kuvvet grafikleri.

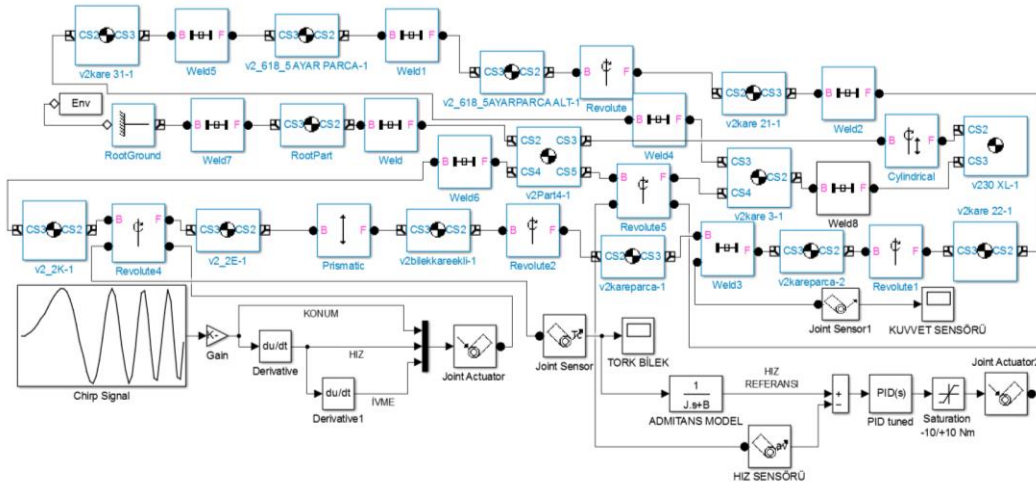
Admitans ve *Empedans* türü kontrolcüler özellikle haptik cihazların denetimi için geliştirilmiş olup, rehabilitasyon robotlarında en sık kullanılan denetim mimarileridir. Literatür çalışmalarından görülmüştür ki geri-sürülebilir cihazlarda daha çok empedans türü kontrolcü kullanılırken, tahrik sistemi geri-sürülebilir olmayanlarda ise admitans türü kontrolcüler tercih edilmektedir. Bu çalışmada tasarlanan aktif bilek ortez cihazı geri-sürülebilir bir kategoride olduğu için hem empedans hem de admitans türü denetim mimarilerinin uygulanması mümkündür. Admitans türü denetim mimarisinde rehabilitasyon robotu ile kullanıcı arasındaki etkileşim kuvveti ölçülmekte ve admitans kontrolcünün transfer fonksiyonundan bir hız referans değeri hesaplanmaktadır. Bu yüzden robot ile kullanıcı arasında bir kuvvet sensörü olmalıdır. Daha sonrasında ise bir hız kaynağına ihtiyaç duyulacağından sistemdeki motor kapalı çevrim hız denetim moduna alınarak robotun kontrolü gerçekleştirilir. Empedans türü kontrolcü ise admitans kontrolcünün tam tersi olup, giriş sinyali olarak cihazın/kullanıcının (cihaz ve kullanıcı bir bütündür aslında) hızını giriş olarak kabul etmekte ve bir empedans model üzerinden bir tork referansı üretmektedir. Daha sonrasında ise bir tork kaynağına ihtiyaç duyulmakta olup genellikle kullanılan motor kapalı çevrim tork denetim moduna alınarak robotun denetimi sağlanmaktadır. Şekil 13'te klasik rehabilitasyon robotlarında kullanılan *Admitans* ve *Empedans* türü kontrolcülerin temel blok diyagramları verilmektedir. Bu iki denetim mimarisine ait blok diyagramlarda belirtilen model parametreleri istenilen değerlere ayarlanarak cihaz kullanıcısı için bir atalet momentinin ve bir viskoz sürtünmenin yer aldığı sanal bir ortam oluşturulmaktadır. İlk başta düşük atalet momenti (J) ve viskoz sürtünme katsayıları (B) kullanılarak hastaların uzuvlarını rahatça hareket ettirmeleri sağlanır. İlerleyen zamanlarda hastaların motor fonksiyon becerileri ve kas kuvvetleri geliştikçe, J ve B katsayı değerleri yavaş yavaş artırılarak daha zorlu sanal ortamlarda rehabilitasyon uygulamaları gerçekleştirilir. Bu çalışmanın amacı ise klasik rehabilitasyon robotlarının kullanım amacından farklı olarak bilek eklemine tork desteği sağlanarak cihaz kullanıcısının özellikle 10 Nm Tork gerektiren ağır bilek işlemlerini düşük bilek torku ile yapabilmesini sağlamaktır. Bunun içinde öncelikle bilek torkunun ölçülmesi gerekmektedir olup bununda kuvvet sensörü üzerinden gerçekleştirilemeyeceği Şekil 12'de sunulan grafiklerin yorumlanmasında açıklanmıştır. Fakat elde edilen *Simmechanics* model üzerinde doğrudan bilek torkunu ölçme imkanı olduğu için *Admitans* ve *Empedans* denetim mimarilerinin simülasyon ortamında performans testlerinin yapılması mümkündür. Bu gerçekleştirilen simülasyon çalışmasındaki amaç Şekil 11'de verilen hareket profilini, yine 3 değişik yükleme durumu (0.17 kg / 1.7 kg/17 kg) için bilek eklemine olabildiğince minimum düzeyde tork ihtiyacı ile yerine getirebilmektir. Aslında öyle bir sanal ortam oluşturulmalıdır ki; kullanıcı bu zorlayıcı hareketleri yaparken bilek eklemine eğer mümkünse hiç bir şey hissetmemelidir. Bunun içinde *Empedans* ve *Admitans* modellerde gösterilen J ve B parametreleri olabildiğince küçük değerlere ayarlanmalıdır. Şekil 13'ten görüleceği üzere *Empedans* denetim mimarisinde bu parametrelerin 0 olarak seçilmesi mümkün iken *Admitans* denetim mimarisinde ise bu matematiksel olarak geçersiz olup, simülasyonda kararsızlık ("*unstability*") oluşturmayacak şekilde mümkün olan en küçük değerlere ($J=0.00005 \text{ kg.m}^2$, $B=0.0005 \text{ N.s/m}$) ayarlanmışlardır. Şekil 14'te *Admitans* denetim mimarisi, Şekil 15'te ise

Empedans denetim mimarisi daha önce oluşturulan *Simmechanics* model üzerinde uygulanmış olup, yine 3 farklı yüklem durumu için analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 16'dan görüleceği üzere, *Admitans* ve *Empedans* denetim mimarileri ile artık bilekte ihtiyaç duyulacak tork seviyelerinde “*Ortezsiz*” duruma göre önemli düşüşler olmaktadır. Özellikle Şekil 16(c)'de belirtilen 17 kg'lık yük koşulu altında ortezsiz bir kişi, tanımlanan bilek hareketlerini

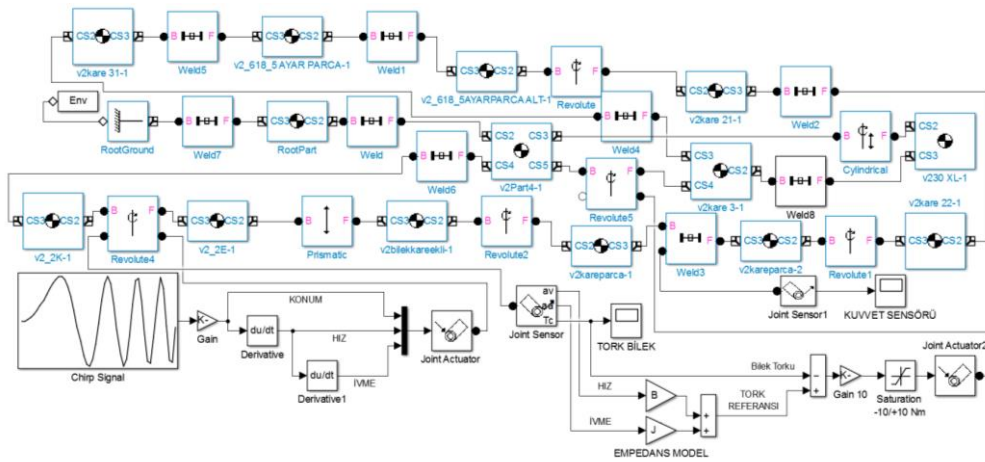
gerçekleştirmek için 10 Nm seviyelerinde bilek torku üretmesi gerekirken, *Empedans* ya da *Admitans* denetim mimarisinde çalışacak olan aktif bilek ortezini kullandığı takdirde aynı işi yaklaşık 1 Nm dolaylarında bilek torku ile gerçekleştirebilmektedir. Önemle belirtmek gerekir ki; tüm bu analiz sonuçları simülasyon çalışmalarından türetilmiş olup, bilek torkunun hatasız bir şekilde ölçülebildiği varsayımı ile yapılmıştır.



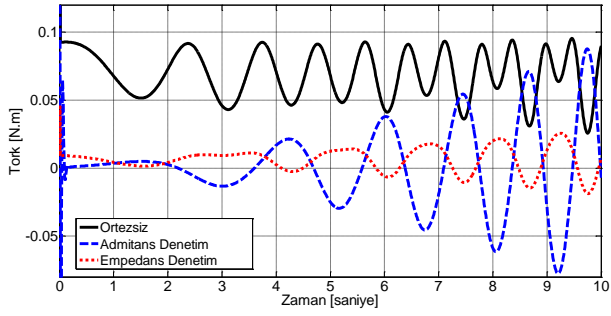
Şekil 13: (a): Empedans ve (b): Admitans kontrolcülerin blok diyagramları.



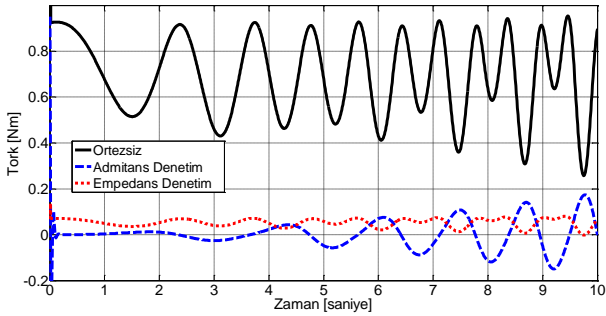
Şekil 14: Admitans denetim mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulanması.



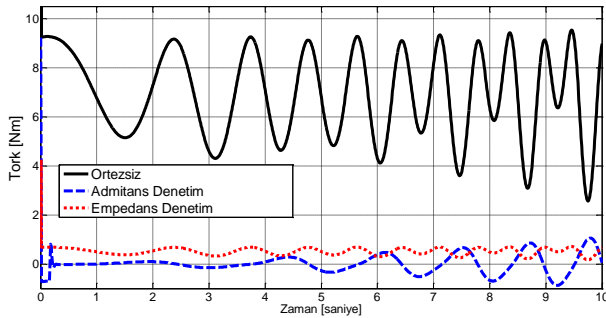
Şekil 15: Empedans Denetim Mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulanması.



(a): 0.17 kg için,



(b): 1.7 kg için,



(c): 17 kg için Torq grafikleri.

Şekil 16: Admitans ve Empedans tipi kontrolcü kullanımında bilekte ihtiyaç duyulan Torq seviyeleri.

5 Sonuç

Bu çalışmada tasarımı yapılan aktif bilek ortezin statik ve dinamik analizler gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucunda hedeflenen tasarım ölçütlerinin başarıyla sağlandığı gözlemlenmiş olup cihazın üretim aşamasına geçilmesine karar verilmiştir. Ayrıca, simülasyon ortamında farklı tür denetleyicilerin performans analizleri de gerçekleştirilmiş olup, eğer bilek torkunun yüksek hassasiyet ile tahmin edilebilmesi durumunda cihaz kullanıcısının çok ağır yükleri kaslarına çok az bir iş yükü düşecek şekilde sürebileceği ve böylelikle tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarının oluşumunun büyük ölçüde engellenebileceği gösterilmiştir. Bilek torkunun yüksek bir doğrulukta tahmin edilebilmesi ise ancak ilgili kaslara yerleştirilecek elektromiyografi (EMG) sensörlerinin kullanımı ile mümkün olabilecektir. Bu yüzden ileriki dönem çalışmalarında insan ön kolunda bulunan ve el bileğine ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptırmaktan sorumlu olan kaslar tespit edilip, bu kaslardan ölçülen EMG sinyalleri üzerinden el bileğinde oluşan tork seviyesi algılanmaya çalışılacaktır. Daha önceden model tabanlı bir kontrol sisteminin geliştirilmesi için cihaz kinematığının ve kinetiğinin

bilinmesi gerekliliği vurgulanmıştı [3]. Sonuç olarak bu çalışmada tasarlanan aktif bilek ortezine ait bir dinamik model oluşturulmuş ve bu model üzerinden admitans ve empedans türü denetleyicilerin simülasyon performansları incelenebilmiştir. Ayrıca bu çalışmada elde edilen dinamik modelin kullanımı ile EMG sinyal tabanlı bir bulanık mantık kontrolcüsünün simülasyon performansı ise başka bir çalışmada detaylarıyla gösterilmektedir [19]. Dolayısıyla bu çalışmada elde edilen kinematik ve kinetik modelin doğrudan kullanımı ile admitans, empedans ve bulanık mantık gibi farklı tip kontrolcülerin tasarımları kolaylıkla gerçekleştirilmiş olup, ileri ki dönemlerde tüm bu kontrolcü ve cihaz tasarımlarının gerçek-zamanlı uygulamalara dönüşebilmeleri için gerçeğe en yakın şekilde simülasyon testleri yapılmıştır.

6 Teşekkür

Bu çalışma 114M890 No.lu TÜBİTAK projesi kapsamında gerçekleştirilmiş olup, makale yazarları TÜBİTAK'a en içten teşekkürlerini sunmaktadır.

7 Kaynaklar

- [1] McMurtrie A, Watts AC. "(vi) tennis elbow and Golfer's elbow". *Orthopaedics and Trauma*, 26(5), 337-344, 2012.
- [2] Carrozza MC, Ng Pak N, Cattin E, Vecchi F, Marinelli M, Dario P. "On the design of an exoskeleton for neurorehabilitation: design rules and preliminary prototype". *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, 1-5 September 2004.
- [3] Deneve A, Moughamir S, Afilal L, Zaytoon J. "Control system design of a 3-DOF upper limbs rehabilitation robot". *6th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, Reims, France, 20-22 September 2008.
- [4] Masia L, Rodriguez NN, Casadio M, Morasso P, Sandini G, Giannoni P. "Adaptive training strategy of distal movements by means of a wrist-robot". *2nd International Conferences on Advances in Computer-Human Interactions*, Cancun, Mexico, 1-7 February 2009.
- [5] Rahman MH, K-Ouimet T, Saad M, Kenné JP, Archambault PS. "Control of a powered exoskeleton for elbow, forearm and wrist joint movements". *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Phuket, Thailand, 7-11 December 2011.
- [6] Allington J, Spencer SJ, Klein J, Buell M, Reinkensmeyer DJ, Bobrow J. "Supinator extender (SUE): A pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke". *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, Massachusetts USA, 30 August-3 September 2011.
- [7] Atlıhan M, Akdoğan E, Arslan MS. "Development of a therapeutic exercise robot for wrist and forearm rehabilitation". *19th International Conference On Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR)*, Miedzyzdroje, Poland, 2-5 September 2014.
- [8] Kiguchi K, Hayashi Y. "An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot". *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, 42(4), 1064-1071, 2012.
- [9] Khokhar ZO, Xiao ZG, Menon C. "Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton". *BioMedical Engineering OnLine*, 9(41), 1-17, 2010.

- [10] Scorcio M, Formica D, Tagliamonte NL, Campolo D, Guglielmelli E. "Effects on human motor strategies of physical interaction with a force-controlled wrist rehabilitation robot". *3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, Tokyo, Japan, 26-29 September 2010.
- [11] Squeri V, Masia L, Giannoni P, Sandini G, Morasso P. "Wrist rehabilitation in chronic stroke patients by means of adaptive, progressive robot-aided therapy". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(2), 312-325, 2014.
- [12] Song Z, Wang Z, Guo S, Gao B. "Study on resistance training for upper-limb rehabilitation using an exoskeleton device". *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, Takamatsu, Japan, 4-7 August 2013.
- [13] Yamamoto I, Inagawa N, Hachisuka K, Oda F, Nakanishi Y. "Development of compact rehabilitation robot for a wrist using biological signal". *ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, Kobe, Japan, 1-4 July 2012.
- [14] Colombo R, Pisano F, Micera S, Mazzone A, Delconte C, Carrozza MC, Dario P, Minuco G. "Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 311-324, 2005.
- [15] Ates S, Haarman CJW, Stienen AHA. "SCRIPT passive orthosis: design of interactive hand and wrist exoskeleton for rehabilitation at home after stroke". *Autonomous Robots*, 41, 711-723, 2017.
- [16] Ates S, Mora-Moreno I, Wessels M, Stienen AHA. "Combined active wrist and hand orthosis for home use: lessons learned". *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Singapore, 11-14 August 2015.
- [17] Morse, JL, Jung MC, Bashford GR, Hallbeck MS. "Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle". *Applied Ergonomics*, 37(6), 737-742, 2006.
- [18] Williams DJ, Krebs HI, Hogan N. "A robot for wrist rehabilitation". *23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Turkey, 25-28 October 2001.
- [19] Kilic E, Dogan E. "Mechanical design and control of an active wrist orthosis". *Journal of Automation and Control Engineering*, 4(6), 394-399, 2016.