Calculation of model parameters by EMG during dynamic motion of human arm

Gursel Ozmen, Nurhan; Van Der Helm, Frans C.T.; Schouten, Alfred C.

DOI

[10.1109/BIYOMUT.2017.8479261](https://doi.org/10.1109/BIYOMUT.2017.8479261)

Publication date

2018

Document Version

Final published version

Published in

Proceedings of the 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT 2017)

Citation (APA)

Gursel Ozmen, N., Van Der Helm, F. C. T., & Schouten, A. C. (2018). Calculation of model parameters by EMG during dynamic motion of human arm. In *Proceedings of the 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT 2017)* [8479261] IEEE . <https://doi.org/10.1109/BIYOMUT.2017.8479261>

Important note

To cite this publication, please use the final published version (if applicable).
Please check the document version above.

Copyright

Other than for strictly personal use, it is not permitted to download, forward or distribute the text or part of it, without the consent of the author(s) and/or copyright holder(s), unless the work is under an open content license such as Creative Commons.

Takedown policy

Please contact us and provide details if you believe this document breaches copyrights.
We will remove access to the work immediately and investigate your claim.

Green Open Access added to TU Delft Institutional Repository

'You share, we take care!' - Taverne project

<https://www.openaccess.nl/en/you-share-we-take-care>

Otherwise as indicated in the copyright section: the publisher is the copyright holder of this work and the author uses the Dutch legislation to make this work public.

İnsan Kolunun Dinamik Hareketi Esnasında Model Parametrelerinin EMG ile Hesaplanması Calculation of Model Parameters by EMG During Dynamic Motion of Human Arm

Nurhan Gürsel Özmen¹, Frans C.T. van der Helm^{2,3}, Alfred C. Schouten^{2,4}

1. Makina Mühendisliği Bölümü,
Karadeniz Teknik Üniversitesi, 61080, Trabzon, Türkiye
{gnurhan }@ktu.edu.tr

2. Department of Biomechanical Engineering,
Delft University of Technology, Mekelweg 4, 2628 CD Delft, The Netherlands
{ f.c.t.vanderhelm, a.c.schouten }@tudelft.nl

3. Department of Physical Therapy and Human Movement Sciences,
Northwestern University, Chicago, IL 60611, USA

4. Department of Biomechanical Engineering,
University of Twente, PO Box 217, 7500 AE Enschede, The Netherlands

Özetçe

İnsan kolunun dinamik davranışının modellenmesi robotik, biyomedikal ve tıp alanlarında önemli bir konudur. Bu çalışmada, iki serbestlik dereceli bir manipülatör kullanılarak, dışardan gelen kuvvet sarsımlarına maruz kalan kolun ardışık hareketi için bir tersine dinamik yöntemle bir model oluşturulması amaçlanmıştır. Sağlıklı katılımcılar ile gerçekleştirilen deneylerde, kolun sabit konum görevi ve düzlemsel hareket görevi esnasında kol yüzeyinden ölçülen EMG işaretleri ve kolun x- ve y- düzlemlerindeki yerdeğiştirmeleri kaydedilmiştir. Daha önceki çalışmamızda kola ait admitans, her iki görev için sayısal ve deneysel olarak kestirilmiştir. Deneysel yolla ve matris frekans cevabı fonksiyonu yönteminde kullanılan model parametreleri ile, tersine dinamik modelin parametreleri karşılaştırılacaktır.

Abstract

The modeling of the dynamic behavior of the human arm is an important issue in robotics, biomedical and medical fields. In this study, it was aimed to construct an inverse dynamics model for the sequential motion of the arm subjected to external force fluctuations using a two degree of freedom manipulator. In experiments with healthy participants, EMG signals measured from the arm surface during the arm's stationary position task and the planar motion task, and displacements in the x- and y-plane of the arm were recorded. In previous studies, the arm admittance was estimated numerically and experimentally for both tasks. To demonstrate the dynamic arm dynamics, the model parameters obtained with the inverse model will be

compared with the parameters calculated experimentally and with matrix frequency response method's.

Giriş

İnsanlar günlük hayatta kol ve bacaklarını (uzanmak, tutmak, yürümek, koşmak, vs...) çok hızlı ve pratik bir şekilde kullanırlar. Bu kinetik hareketler öyle hızlı ve plansız bir şekilde gerçekleşir ki, çoğu zaman bunların oluşum mekanizması insanların aklından bile geçmez. İnsanlar maruz kaldıkları dış kuvvetlere karşı koymak için kaslarını kontrol edebilirler [1]. Günümüzde pek çok nörolojik ve ortopedik hastalıkların tanı koyma aşamasında, kas kuvvetlerinin bilinmesi önem taşımaktadır. Nöromüsküler sistemin çalışma mekanizmasının anlaşılması için gerçek zamanlı deneyler yapmak veya bu sistemlerin gerçeğe yakın modellerini sistem tanımlama ile oluşturarak onlar üzerinde çalışmak gerekir [2]. Geçmiş yıllarda insan uzuvlarının kontrol mekanizmasının anlaşılması için pek çok deneysel çalışma yapılmıştır. Çalışmaların çoğunda el bileği, dirsek, omuz, ayak bileği ve diz gibi tek eklem ve az bir kısmında da çoklu eklemler çalışılmıştır [3-10]. Kas kuvvetlerinin canlılar üzerinden doğrudan ölçümü bazı durumlarda sınırlı kalmaktadır. Operatif yöntemler gerektirmekte veya araştırma laboratuvarlarında bazı ölçümler yapılabilmektedir. Elektromiyografi (EMG) hem uygulama kolaylığı açısından hem de insanların sinirsel yönelimlerini iyi bir şekilde ortaya koyması açısından tercih edilen bir yöntemdir. EMG ile eklem torklarını ortaya koymak mümkün olmaktadır fakat her bir kas kuvvetinin kestirilmesi pek mümkün değildir [3]. Kas kuvvetlerinin gerçeğe yakın

değerleri ancak hem kas hem de iskelet sisteminin dâhil edildiği hesaplamalı modellerle ortaya koyulabilmektedir.

Bu çalışmada, kuvvet kontrollü dokunsal (haptik) bir manipülatör olan ARMANDA kullanılarak kol yüzeyinden farklı noktalardan ölçülen EMG işaretleri ile, dinamik kol hareketlerini veren model parametrelerinin tersine bir model ile hesaplanması amaçlanmıştır. Deneylerin gerçekleştirildiği bu dokunsal cihaz, insan koluna gerekli mekanik gücü sağlayarak, kişilere gerçek fiziksel nesneleri hareket ettirdiği hissini yaratmaktadır. Kişinin uyguladığı kuvvet manipülatörün uç kısmında bulunan dönüştürücü (transduser) ile ölçülmekte ve manipülatörün tahrik kolu verilen referans yörüngesi izlemektedir. Çalışmanın ilerleyen aşamalarında, daha önceki çalışmada [11] kullanılan model parametreleri ile tersine dinamik model parametrelerinin kıyaslanması hedeflenmiştir.

1. Kas-İskelet dinamiği

Dinamik insan hareketi kasların aktivasyonu ile oluşur ve buna bağlı olarak gerekli işleri yerine getirmek için eklemleri hareket ettirecek kuvveti üretir. İnsan kolunun kas dinamikleri bir kas modeli üzerine zaman bağımlı sınır şartları türetilerek geliştirilebilir[12].

Kas iskelet sisteminin matematiksel modeli matris formunda (1) deki gibi ifade edilir.

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + R(q)F_{MT} + E = 0 \quad (1)$$

$M(q)$, sistem matrisi, $C(q, \dot{q})$ merkezkaç ve Coriolis ivmeleri, $G(q)$ yerçekimi ivmesi, E dış kuvvetler ve $R(q)F_{MT}$ de kas eklemi torklarını ifade etmektedir.

Kas kuvvetlerinin kestirimi için literatürde ileri doğru çözüm yöntemleri, tersine çözüm yöntemleri ve EMG-uyarımli modeller uygulanmaktadır. İleri doğru dinamik çözüm yönteminde, sinirsel bir komutun ölçümü veya kestirimi ile işe başlanır ve daha sonrasında üç adımda eklem momentleri hesaplanır. Eklem momentlerine göre de hareket denklemleri elde edilir ve bu denklemler vasıtasıyla uzuvlar hareket ettirilir. Üst düzey matematiksel bağıntılar içerdiğinden, doğrusal olmayan denklem çözümlerine ihtiyaç duyulabilir [13].

EMG-uyarımli kas iskelet modellemesi, bir tür ileri doğru çalışan dinamik yaklaşımdır. Bu yöntemde, deney yoluyla elde edilen EMG verileri, kişiye özgü geliştirilen bir kas iskelet modelinde girdi olarak kullanılır[14]. Kaydedilen EMG işaretleri, kas tendonlarının uyarımları ve ortaya çıkan kuvvet ve momentleri en güzel şekilde ortaya çıkarılırlar. Bu yöntem literatürdeki optimizasyon tabanlı yöntemlere göre daha avantajlıdır çünkü kişilere özgü sinirsel mekanizma üzerindeki öngörüler ortadan kaldırır [14]. EMG-uyarımli yöntemde gerçek zamanlı bir kas iskelet modeline ihtiyaç duyulur.

Tersine dinamik çözümde ise, işe tersten başlanır yani ilk olarak uzuv üzerine gelen kuvvetler ve uzvun konumu ölçülür. Buna bağlı olarak uzvun hızı, eklem açıları, eklem torkları hesaplanır. Eklem tepki kuvvetleri ve momentlerine göre kas kuvvetleri de kestirilebilir.

Bu çalışmada tersine çözüm yöntemine göre kas parametreleri kestirilecektir. Deney düzleminde her biri 0.6 m uzunluğunda olan manipülatörün eklemleri, x- ve y- düzlemlerinde yatay olarak hareket ettirilmektedir. Tersine yöntemin zorluğu, kas kasılmalarının ve diğer tendonsal davranışların ortaya

koyulmasında yaşanır. Eklem momentlerinin ve bileşke tepki kuvvetlerinin ifade edilmesi zordur. Ancak bu çalışmada, daha önce geliştirilmiş olan [2] kas-iskelet model parametreleri baz alınarak, bir doğrulama yapma imkanı bulunacaktır.

Deney düzeneğinin doğrusal olmayan insan kolu ile doğrusal çevreye ait ilişkisi Şekil 1’de sunulmuştur. Dış kuvvet $d(t)$ ve tepki kuvveti olan $F(t)$ sanal ortamda uygulanmaktadır. İnsan kolunun uyguladığı tepki kuvvetinin yatay düzlemdeki ortogonal bileşenleri, manipülatör ile tutacak arasına yerleştirilen gerinimölçer ile ölçülmektedir. Optik açısal enkoderler ile de manipülatör eklem açıları ölçülerek, yer değiştirmeler hesaplanmaktadır. Sistem genel olarak mekanik hareket sistemi, hidrolik tahrik sistemi, kullanıcı için görüntüleme sistemi, işletim sistemi ve güvenlik sistemlerinden oluşmaktadır. [11].

Tepki kuvvetleri ve manipülatör eklem açıları 200 Hz lik örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir.

Şekil 1: Deney düzeneğinin şematik gösterimi. İki yönlü kuvvet sarsımları (dx ve dy).[15]

1.1.1. Veri Toplama ve Analizi

Deneylerde yaş ortalamaları 31.9 (5.1) olan on iki (8 erkek, 4 kadın) sağlıklı katılımcı yer almıştır. Çalışma bilimsel etik kurulu tarafından onaylanmış ve katılımcıların her biri gönüllü rıza formunu doldurmuşlardır.

Kol yüzeyinin temizlenip hazırlanmasının ardından, egemen kol üzerinden EMG ölçümlerinin yapılabilmesi için 8-kanallı bir EMG sistemine (DS-B04, Bagnoli-8, DelSys Inc., ABD) bağlı bulunan dört bipolar yüzey elektrodundan (DelSys Inc., ABD) veriler kaydedilir. Seçilen elektrotlar biceps (1), triceps (2), pectoralis majör (3) ve posterior deltoidtir (4) (Şekil 2) . EMG sinyalleri 2000 Hz'de örneklenmiş, ve 5 Hz alçak geçiren filtre (Butterworth 4th-order) ile filtrelenmiştir. Daha sonra pencereleme ve normalizasyon adımlarından geçirilmiştir.

Şekil 2: EMG elektrot yerleşimi

1.1.2. Deney Tanımı

Deneyler esnasında katılımcıların kolun ucundaki tutacağı sıkı bir şekilde tutmaları ve görevleri uygun şekilde yerine getirmeleri istenmiştir (Şekil 3). Deneyler düzlemsel hareket ve sabit konum görevlerinden oluşmaktadır [11].

Düzlemsel Hareket Görevi (DHG): Kullanıcılardan, manipülatör kolundan sürekli titreşimler uygulanırken bu titreşimlere direnç göstermeleri ve bu esnada verilen hareket düzlemini takip etmeleri istenmiştir (P1 noktasından P2 noktasına en az sapma ile ulaşmak). P1 ve P2 noktaları kullanıcının karşısında yer alan bir ekranda sunulmaktadır (Şekil 4). Bu görev 32 saniyelik 20 tekrardan oluşmaktadır. Hareket hızının kullanıcılar arasında ortalama bir değerde olmasını sağlamak amacıyla metronom kullanılmıştır. Böylece kullanıcının belirli sürede bir çevrimi tamamlaması sağlanmıştır.

Sabit konum Görevi (SKG): Kullanıcılardan manipülatörü sabit bir konumda (P1 veya P2) tutmaları ve darbelerin neden olduğu konum sapmalarını karşılamaları istenmiştir. Her görev 32 saniyelik 12 tekrardan oluşmaktadır.

Şekil 3: Katılımcı düzlemsel hareket görevi (DHG) gerçekleştirirken.

Şekil 4: Düzlemsel hareket görevi (DHG) için kolun izleyeceği yol.

1.1.3. Bozucu işaret

Doğrusal sistem tanılama için random gürültü, adım, darbe ve çoklu sinüs girişleri gibi tahrik sinyalleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada kuvvet sarsımları için x- ve y- doğrultularında rastgele sürekli çoklu sinüs dalgaları uygulanmıştır (Şekil 5). Çoklu sinüs sinyali harmonik olarak değişen frekans ve fazlardaki bir dizi sinüs dalgası toplamından ibarettir [16]. Bozucu kuvvet 0.1 ile 40 Hz'lik güç taşıyacak şekilde tasarlanmıştır.

Şekil 5: x- ve y- doğrultularında uygulanan bozucu işaret

1.2. Tersine Dinamik Model

İnsan kol hareketinin matematik modeli, uygulanan kuvvet ve çıkıştaki konum arasındaki dinamik davranış olarak tanımlanır. Hareketin dinamiğini ifade eden denklemler ARMANDA'nın koordinatlarından hesaplandı. Kola uygulanan ve kolun karşı koyduğu tepki kuvvetleri elde edildi. Şekil 6'daki kas iskelet dinamiği ve eklem kuvvet ve momentleri ilişkisinden kas kuvvetleri için tersine modeli oluşturacağız. Modelimizin sonuçlarını, deney esnasında kol yüzeyinden ölçtüğümüz değerlerle karşılaştıracız.

Şekil 6. Tersine modelin şematik gösterimi [2]

1.3. Bulgular

Aşağıda kolun düzlemsel hareket yapması (DHG) ve sabit konumda tutulması (SKG) anlarında, kol yüzeyinden kaydedilen ham EMG işaretleri ve bunların gürültüden arındırılıp, alçak geçiren filtreden süzülükten sonraki halleri sunulmuştur (Şekil 7 ve Şekil 8).

Şekil 7: DHG esnasında kaydedilen ham EMG sinyalleri (sol sütun) ve işlenmiş halleri (sağ sütun)

Şekil 8: SKG esnasında kaydedilen ham EMG sinyalleri (sol sütun) ve işlenmiş halleri (sağ sütun)

Süre gelen çalışma olduğundan, bu EMG verileri üzerinde analiz işlemleri devam etmektedir.

Şekil 9 da ise düzlemsel hareket esnasında kola uygulanan kuvvet ve buna bağlı olarak kolda oluşan sapmalar verilmiştir.

Şekil 9. DHG için x- ve y- düzlemlerinde uygulanan kuvvet, yer değiştirme ilişkisi.

2. Sonuçlar

Bu çalışmada insan kolunun düzlemsel ardışık hareketleri esnasındaki davranışının modellenmesi için, tersine dinamik EMG tabanlı bir yöntem kullanılarak kol parametrelerinin kestirilmesi amaçlanmaktadır. Kuvvet kontrollü manipülatör kullanılarak sabit konum görevi ve düzlemsel hareket görevleri gerçekleştirilmiştir. Bu esnada egemen kol yüzeyinden EMG işaretleri kaydedilmiştir. Ayrıca kolun x- ve y- düzlemlerindeki yer değiştirmeleri hesaplanmıştır. Sürekli kuvvet sarsımlarına maruz kalan kolun, minimum sapma ile görevleri yerine getirmesi esastır. Önerilen tersine dinamik EMG tabanlı yöntem ile elde edilecek kol parametreleri, kol yüzeyinden ölçülen sonuçlar ile karşılaştırılacaktır. Ayrıca bu parametreler daha önce matris frekans cevabı yöntemindeki kol parametreleri ile karşılaştırılacaktır.

Teşekkür

Bu çalışmanın deneyleri TÜBİTAK-2219 “Yurt Dışı Doktora Sonrası Araştırma Burs Programı” desteği

kapsamında 2014-2015 yılında Delft Teknoloji Üniversitesi Hollanda’da gerçekleştirilmiştir.

Kaynaklar

- [1] E De Vlugt, FCT Van der Helm, AC Schouten. Closed-loop multivariable system identification for the characterization of the dynamic arm compliance using continuous force disturbances: a model study. J Neurosci Methods 2003a; 122: 123-40.
- [2] Nikooyan A.A., H.E.J. Veege, P. Westerhoff, B. Bolsterlee, F. Graichen, G. Bergmann, F.C.T. van der Helm (2012). An EMG-driven musculoskeletal model of the shoulder, Human Movement Science, Vol. 31, 429-447.
- [3] Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: Lessons from dynamical 230. simulations and clinical implications. Gait Posture 17, 1–17.
- [4] H. Van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, H. Grootenboer, A multisensory integration model of human stance control. Biol Cybern 1999; 80: 299-308.
- [5] RF Kirsch, RE Kearney, JB. MacNeil Identification of time-varying dynamics of the human triceps surae stretch reflex. Exp Brain Res 1993; 97: 115-127
- [6] EJ Perreault, RF Kirsch, PE Crago. Effects of voluntary force generation on the elastic components of endpoint stiffness. Exp Brain Res 2001; 141: 312-323.
- [7] DT Westwick, RE Kearney, Identification of nonlinear physiological systems, IEEE Press, Canada, 2003.
- [8] Fligge N., Urbanek H., van der Smagt P., (2013). Relation between object properties and EMG during reaching to grasp, Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 23, 402-410.
- [9] Hosoda R., Venture G., (2014), Human elbow joint torque estimation during dynamic movements with moment arm compensation method, Preprints of the 19th IFAC congress, 24-29 august, Cape town, Africa.
- [10] Dinant A. Kistemaker, Jeremy D. Wong, Paul L. Gribble The Central Nervous System Does Not Minimize Energy Cost in Arm Movements Journal of Neurophysiology. 2010; 104 ; 6, 2985-2994. DOI: 10.1152/jn.00483.2010
- [11] NG Özmen, FCT. Van der Helm, AC Schouten, İnsan Kol Dinamiklerinin Farklı Koşullardaki Davranışının Kestirilmesi için Durum Çalışması, BİYOMUT 2016, 3-5 Kasım 2016, İzmir, Turkey
- [12] R Happee ve FC van der Helm, 1995 The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. J Biomech.; 28(10):1179-91.
- [13] M Sartori, M Reggiani, D Farina, DG Lloyd (2012) EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity. PLoS ONE 7(12): e52618. doi:10.1371/journal.pone.0052618
- [14] T.S Buchanan,, D.G. Lloyd, K. Manal, ve T. F. Besier. Estimation of Muscle Forces and Joint Moments Using a Forward-Inverse Dynamics Model. Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 37, No. 11, pp. 1911–1916, 2005
- [15] E De Vlugt, FCT. Van der Helm Quantification of intrinsic and reflexive properties during multijoint arm posture. Journal of neuroscience Methods, 2006, 155, 328-349.
- [16] J Schoukens, P Guillaume, R. Pintelon Design of broadband excitation signals. In: Godfrey K, editor. Perturbation Signals for System Identification. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1993:126-59.