



## İnme Sonrası Üst Ekstremitte Motor Fonksiyonunun Kinematik Analizi

### Kinematic Analysis of Upper Extremity Motor Function After Stroke

Ali Öztürk<sup>1</sup>, Ahmet Tartar<sup>2</sup>, Burcu Ersöz Hüseyinsinoğlu<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi  
Karabük Üniversitesi  
aliozturk@karabuk.edu.tr

<sup>2</sup> Mühendislik Bilimleri Bölümü, Mühendislik Fakültesi

<sup>3</sup> Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sağlık Bilimleri Fakültesi  
İstanbul Üniversitesi  
{atartar, burcu.ersoz}@istanbul.edu.tr

#### Özetçe

Son yıllarda bilim ve teknolojiadaki gelişmelere rağmen rehabilitasyon mühendisliği alanında biyomedikal sistemlerin gelişimi istenilen düzeye erişmemiştir. Çalışmada, klinikte inme sonrası üst ekstremitte motor fonksiyonlarının subjektif değerlendirilmesine alternatif olarak daha güvenilir, hassas ve ölçülebilir parametrelerle ölçen yeni bir sistemin geliştirilmesi öngörülmektedir.

#### Abstract

In recent years, despite advances in science and technology, biomedical systems development has not reached to the desired level in the field of rehabilitation engineering. In this study, it is foreseen to develop a new system which measures motor function of upper extremity after stroke in a reliable, and precise way with measurable parameters in clinical practice as an alternative to subjective evaluation.

#### 1. Giriş

İnme veya serebro-vasküler olay (SVO), beyindeki kan dolaşımının engellenmesinden kaynaklanan bazı beyin fonksiyonlarının kaybedilmesi şeklinde tanımlanmaktadır[1,2]. Dünya Sağlık Örgütü tarafından inme, serabral işlevlerde bozukluk yaratan, hızlı gelişen klinik bulgular gösteren, 24 saatten fazla süren ve vasküler yetmezliğe bağlı olarak gelişen bir akut hastalık olarak tanımlanmaktadır[3].

İnme sonrası motor fonksiyonlarda iyileşme, inmenin başlangıcında hasta üzerinde bıraktığı motor defisitinin yoğunluğuna bağlı olmakla beraber en yüksek oranda ilk üç ay içinde gerçekleşmekte olup 6 ay içinde iyileşme oranı yavaşlayarak hastanın durumu kronikleşmektedir [4]. Üst ekstremitte fonksiyonları, bireylerin günlük yaşam aktiviteleri

üzerinde alt ekstremitteye göre çok daha dominant etkiye sahip olduğu görülmektedir [5]. Üst ekstremitte fonksiyonlarındaki yetersizlik, inme sonrası ilk 3. (üçüncü) ay ile 6. (altıncı) ay arasında hastaların birçoğunda (%55 ila %75 oranında) süreklilik göstermektedir [6]. Klinik uygulamalarda rehabilitasyon kaynaklarının yetersizliği, zaman kısıtlılığı, üst ekstremitte erken dönem motor iyileşmenin azlığı, üst ekstremitte motor fonksiyonunun alt ekstremitte motor fonksiyonuna göre kompleksliği, hastanın mümkün olduğunca erken taburcu edilmek istenmesi gibi sebeplerden dolayı, rehabilitasyon hedefi genellikle alt ekstremitte rehabilitasyonuna yani denge, yürüme ve genel mobilizasyonun iyileşmesine kaymıştır. Ancak rehabilitasyonun temel amacının hastaların inme öncesi hayat kalitesini kendilerine tekrar kazandırabilmek olduğu dikkate alındığında hastaların, beslenme, giyinme, kişisel bakım gibi günlük yaşam aktivitelerini başkalarına muhtaç olmayacak şekilde yapabilecek seviyeye getirebilmek amacıyla araştırmacılar tarafından üst ekstremitte terapilerinin etkinliğinin ve verimliliğinin artırılması hayati önem taşımaktadır. Bu açıdan bakıldığında üst ekstremitte terapilerinin etkinliğinin ve verimliliğinin artırılması adına, üst ekstremitte değerlendirme metodlarının etkinliğinin ve verimliliğinin yeniden gözden geçirilmesi gerekmektedir.

Rehabilitasyon sürecinde hastanın durumunu değerlendirmek için kullanılan netice ölçümleri, profesyonellere hastaya yapılan müdahale hakkında geri dönüşüm sağlar ve ayrıca hasta ve diğer disiplinler arası gruplar ile iletişimi sağlayarak, hastanın bakım kalitesinin ilerletilmesine pozitif katkıda bulunur [7]. Wolf Motor Fonksiyon Testi (WMFT) gibi üst ekstremitte değerlendirmelerde yaygın olarak kullanılan klasik klinik değerlendirme skalaları, klinisyen gözlemine dayanmaları sebebiyle subjektif olmakla birlikte kompleks üst ekstremitte motor fonksiyonlarındaki yavaş ilerlemeyi farkedecek ölçüde hassas değildir. Diğer taraftan inme sonrası hastaların durumunu gözlemlemek amacıyla kullanılan klinik ölçüm metodları, genellikle görevlerin



## Biyoteleometri

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)

başarılı bir şekilde yerine getirilmesi üzerine yoğunlaşırken, görevlerin yerine getirilme biçimindeki ilerlemeyi ölçmekte yani görevlerin yerine getirilip getirilmemesinden nasıl yerine getirilip getirilmediğini ölçmekte ve uzanma hareketi sırasında vücudun gereğinden fazla hareket etmesi gibi kompensasyonel hareketlerin kullanılıp kullanılmadığını değerlendirmekte yeterince hassas değildir [8,9]. Üst ekstremitelerde değerlendirilmelerinde, hareket izleme teknolojileri kullanarak insan gözlemini minimuma indiren kinematik analiz, klasik üst ekstremitelerde değerlendirilmelerine alternatif olarak, objektif, çok daha güvenilir, spesifik ve kanıta dayalı bir değerlendirmeye olanak sağlamaktadır [10]. Kinematik, herhangi bir nesnenin uzayda zamana göre yer değiştirmesini, bu yer değiştirmeye sebep olan kuvvetleri göz önüne almadan incelenmesidir[9]. İnme sonrası üst ekstremitelerde değerlendirilmelerinde kinematik analiz, hareket izleme teknolojileri vasıtasıyla elde edilebilen üst ekstremitenin bazı segmentlerinin, görevlerin yerine getirilmesi sırasında zamana göre doğrusal ve açısal yerdeğiştirme, hız ve ivme profilleri üzerinden yapılan analizdir. Kinematik analiz, inme hastalarının motor performanslarındaki ilerlemenin arkasındaki mekanizmanın daha iyi anlaşılması için gerekli olan objektif ve sayısal ölçümleri mümkün kılar[11].

Üst ekstremitelerde motor fonksiyon değerlendirilmelerinde kinematik analiz, hareket izleme teknolojileri (sensörleri) vasıtasıyla gerçekleştirilebilmektedir. İnme hastalarının hareket paternlerinin izlenmesinde kullanılabilecek çeşitli hareket izleme teknolojileri vardır. Mevcut olan hareket izleme teknolojileri arasından, beklentileri karşılayabilecek nitelikte olanı seçebilmek için bu sensörlerin, maliyet, kompaktlık, hastaların hareket paternlerinin tespit edilmesi gibi verilerin elde edilmesindeki komputasyonel kolaylık ve ayrıca bu cihazların ölçümlerindeki doğruluk ve güvenilirliği son derece önem arz etmektedir [12]. Farklı türde birçok hareket izleme teknolojisi vardır [13]. Markör(işaretçi) kullanan görüntülü hareket izleme sistemleri, bir veya daha fazla kamera kullanarak öznelere vücut segmentleri üzerinde belirlenmiş noktaların (markörlerin) belirli bir referans noktasına göre kartezyen koordinatlarını (pozisyonunu) belirlemektedir. Bu tür sistemler yüksek oranda pozisyon doğruluğu sağladıkları için araştırmacılar tarafından en fazla tercih edilen hareket izleme teknolojisi olmuştur. Ancak bu cihazların oldukça yüksek maliyetli olması, kompakt olmaması (boyutlarının büyük olması, taşınabilirliğinin zor olması) bu sistemlerin kullanımını araştırma laboratuvarlarına sınırlamış ve kliniklerde kullanımı yaygınlaşmamıştır. VICON ve Optotrack markörlü optik kamera sistemleri arasında sıklıkla kullanılanlardır. Eylemsizlik ölçüm üniteleri (IMUs-Inertial Measurement Units), ivmeölçer, jiroskop ve magnetometer sensörlerinin MEMS (Micro Electronic Mechanical Systems) teknolojileri sayesinde çok küçük bir kasa içinde bir araya gelmesi ile oluşmuş sensör teknolojileridir. Bu uç sensörün bir araya getirilmesinin amacı, üç farklı sensörden elde edilen sinyallerin bazı filtreleme teknikleri kullanılarak doğru bir şekilde oryantasyonun(açısal yer değiştirmenin) elde edilmesidir. Jiroskop üzerine yerleştirilmiş (veya giydirilmiş) bulunan objenin hareketinin açısal hızını, ivmeölçer ise doğrusal ivmesini tespit etmektedir. Dolayısıyla, eylemsizlik ölçüm ünitelerinden direkt olarak elde edilebilen oryantasyon, açısal hız ve doğrusal ivme, inme sonrası üst

ekstremitelerde rehabilitasyonunda kinematik analizi için önemli bir imkan sağlamaktadır. Bu tür hareket izleme teknolojileri, kompakt, hafif, giyilebilir ve düşük maliyetlidir. Xsens firmasının geliştirdiği MTx ve MTw literatürdeki çalışmalarda en çok tercih edilen eylemsizlik ölçüm ünitesidir. Kinect, vücut hareketlerini algılayarak, insanların herhangi bir ekrana veya cihaza dokunmadan oyun oynayabilmeleri için ilk defa 2010 yılında piyasaya Microsoft tarafından sürülmüştür [14]. Microsoft Kinect diğer hareket izleme sensörlerine göre çok daha ucuz maliyetlidir ve piyasadan kolayca tedarik edilebilir. Kinect üzerindeki üç boyutlu (3D) derinlik sensörü, IR lazer projektör ve IR kameradan meydana gelmektedir. Projektör ve kamera birlikte bir derinlik haritası oluşturarak obje ile kamera arasındaki uzaklığı belirlemektedir. Microsoft Kinect ile, SDK v1.8 yazılım geliştirme kiti sayesinde, insan vücudunun üzerinde 20 farklı iskelet pozisyonunun 3 boyutlu kartezyen koordinatını elde etmek mümkündür. İnsan iskeleti üzerinden elde edilen bu pozisyon verileri, üst ekstremitelerde motor fonksiyonunun kinematik değerlendirilmesinde kullanılabileceği öngörülmektedir.

Klasik üst ekstremitelerde değerlendirme metodlarına alternatif olabilecek bir kinematik analiz sisteminin oluşturulması öngörülmektedir. Öngörülen sistem, uygun bir sensör(hareket izleme teknolojisi) seçimi, temin edilmesi ve bu sensör vasıtasıyla uygun ve gerekli kinematik metrik/indeks ve profillerin elde edilmesini kapsamaktadır. Bu çalışmada, böyle bir sistemin kurulmasına yönelik ilk adım olarak, Microsoft Kinect sensörü kullanılması vasıtası ile bazı kinematik veri profilleri ve metrikleri elde edilmiş ve bir hasta ve bir sağlıklı birey üzerinde karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir.

## 2. Kinematik Analiz

Günlük yaşam aktivitelerinin yerine getirilmesi sırasında üst ekstremitenin en önemli fonksiyonel görevlerinden biri uzanma hareketidir. Uzanma hareketinin kinematik analizinden elde edilen hareket zamanı, yörünge düzgünlüğü (trajectory smoothness), yörünge dikliği (trajectory straightness), maksimum hız gibi bazı kinematik metrikler markör kullanan optik kamera sistemlerinin kullanıldığı daha önceki çalışmalarda hesaplanabilmiştir[15]. Bu çalışmada, bir bardağa doğru uzanma hareketi sırasında, Microsoft Kinect sensörü vasıtasıyla ölçülen bilek eklem pozisyon verileri üzerinden hareket zamanı, yörünge düzgünlüğü, yörünge dikliği, maksimum hız, gövde yer değiştirmesi gibi kinematik metriklerin, normal ve hasta bireylerin hareketlerine göre nasıl değiştiği incelenmiştir. Uzanma hareketi sırasında inme hastalarında muhtemel olarak gözlenebilecek kompensasyonel hareketleri inceleyebilmek amacıyla aşırı gövde yer değiştirmesine ek olarak omuz addüksiyon/abdüksiyon ve dirsek ekstansiyon/fleksiyon açıları da incelenmiştir. Omuz addüksiyon/abdüksiyon ve dirsek ekstansiyon/fleksiyon hareketi açıları sırasıyla, Kinect'den üç boyutlu kartezyen koordinatları elde edilebilen sağ ve sol omuz merkez noktası (G), omuz(O), dirsek(D) ve bilek(B) noktalarının oluşturdukları  $\Delta_{GOD}$  ve  $\Delta_{ODB}$  üçgenlerinde kosinüs teoremi[16]

### Biyotelemetri

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)

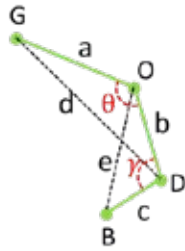
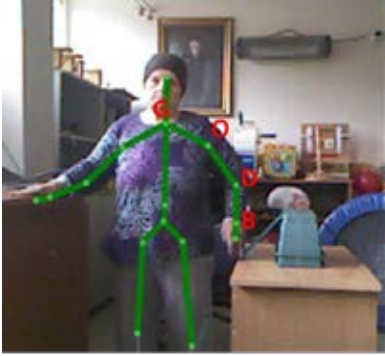
uygulanarak:

$$a = \|\overrightarrow{GO}\|, b = \|\overrightarrow{OD}\|, c = \|\overrightarrow{DP}\|, d = \|\overrightarrow{GD}\| \text{ ve } e = \|\overrightarrow{OB}\|$$

olmak üzere;

$$\theta = \arccos\left\{\frac{a^2 + b^2 - d^2}{2ab}\right\} \text{ ve } \gamma = \arccos\left\{\frac{b^2 + c^2 - e^2}{2bc}\right\}$$

denklemleri ile hesaplanmıştır(Bakınız Şekil 1).



Şekil 1: Hasta birey, hasta birey üzerinde Kinect den elde edilen eklem pozisyon noktaları ve bu noktaları birleştiren kanvas ve omuz addüksiyon/abdüksiyon ve dirsek ekstansiyon/fleksiyon hareket açılarının(bu açılar sırasıyla  $\theta$  ve  $\gamma$  açılarıdır) hesaplanabilmesi için oluşturulmuş üçgen şeması.

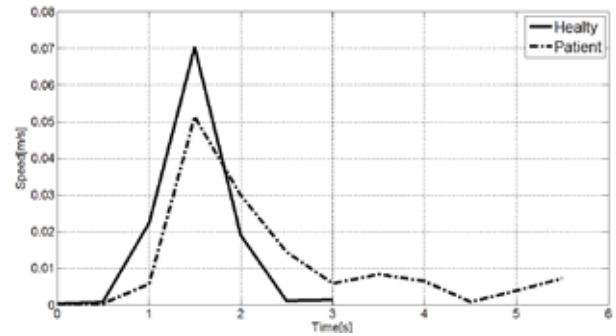
### 3. Sonuç ve Hedefler

Uzanma hareketi ayakta iken, masa üzerindeki bir bardağa doğru gerçekleştirilmiştir. Microsoft Visual Studio, C# kullanılarak, bilek eklem pozisyon verileri uzanma hareketi sırasında kaydedilmiş ve MATLAB programında bu veriler kinematik analiz için kullanılmıştır. Şekil 2-a'da sağlıklı bir birey ile sağlıklı bir bireyin uzanma hareketi sırasında bileklerinin hız profili gösterilmiştir. Sağlıklı uzanma hareketi, 3 saniye sürerken; hastalıklı uzanma hareketi 5.5 saniye sürmüştür. Kinematik verilerden, sağlıklı ve sağlıklı hareketi birbirinden ayırd edebilmek ve sağlıklı hareketteki iyileşmeyi ölçebilmek için çıkartılan sayısal verilerden (kinematik metrik veya indeks) biri *hareket düzgünlüğüdür* (movement smoothness). Hareket düzgünlüğü, hız profilindeki tepeleri sayılarak hesaplanmıştır [17]. Burada hareket düzgünlüğü hasta ve sağlıklı bireyin her ikisinde de 1 olarak gerçekleşmiştir. *Yol uzunluğu* (path length) hareket başlangıç ve bitişi arasında bilek ekleminin kat ettiği toplam yolu ifade etmektedir. *Yörünge dikliği* (trajectory straightness) toplam yol uzunluğunun hareket başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki uzaklığa oranı olarak tanımlanan eğrilik indeksi (EI)(Index of Curvature, IC) ile hesaplanır. Hareketin başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki en kısa yolun (doğru) EI değeri 1, iki noktayı birleştiren yarı daire için 1.57 dir [18]. Çalışmada, hastalıklı hareket için eğrilik indeksi 1.419; sağlıklı birey için bu indeks 1.027 olarak gerçekleşmiştir. Aşırı *gövde yerdeğiştirmesi* (trunk displacement) uzanma hareketi sırasında inme hastalarında, dirsek ve omuzlarındaki yetersiz hareket açıklığın ve dirsek ile omuz arasındaki koordinasyon eksikliği nedeniyle gözlemlenmektedir [8]. Şekil 2-b ve Şekil 2-c de, hasta bireyin omuz addüksiyon/abdüksiyon ve dirsek ekstansiyon/fleksiyon hareket açı profillerinin sağlıklı bireyin profiline göre oldukça farklılık gösterdiği açıktır.

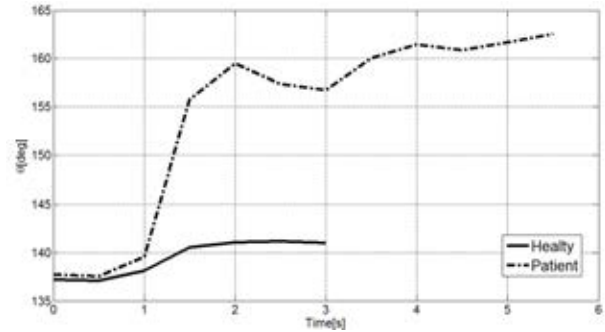
Sağlıksız bireyin uzanma hareketi sırasında maksimum hızı, sağlıklı bireye göre düşüktür. Tüm kinematik indekslerin sağlıklı ve sağlıksız 2 bireye göre aldığı değerler Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1: Uzanma Hareketi Sırasında Sağlıklı ve Sağlıksız Birey için Kinematik Metrik(İndeks Değerleri)

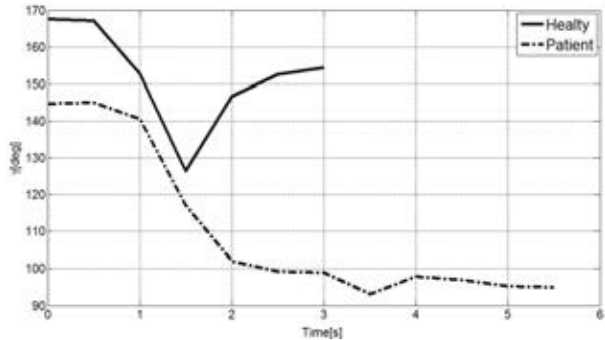
	Sağlıklı	Hasta
Hareket Süresi	3 [s]	5.5 [s]
Hareket Düzgünlüğü	1	1
Yörünge Dikliği	1.027	1.419
Maksimum Hız	0.0702[m/s]	0.0513[m/s]
Gövde yer değiştirme	0.122 [m]	0.023[m]



Şekil 2-a: Uzanma Hareketi Sırasında Bilek Hız Profili.



Şekil 2-b: Omuz addüksiyon/abdüksiyon açısı ( $\theta$ )



Şekil 2-c: Omuz dirsek ekstansiyon/fleksiyon açısı ( $\gamma$ )

Şekil-2: Uzanma hareketi sırasında hasta ve sağlıklı birey üzerinden elde edilen bazı kinematik veri profilleri



## Biyotelemetri

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)

Çalışmada kompakt yapısı, maliyeti ve kolay temin edilebilirliği gibi avantajları sebebiyle, Microsoft Kinect derinlik sensörü kullanılmıştır. Bahsedilen avantajları sebebiyle bu sensörün klinik ve ev ortamında kullanımının, üst ekstremité motor değerlendirmesinde güvenilirliği ispat edildiğinde geniş yaygınlık alanı kazanacağı beklenmektedir. Bu çalışmada, Kinect vasıtasıyla elde edilen kinematik metrikler, hasta ve sağlıklı birey arasındaki farklılıkları ortaya koymaktadır. Ancak, 'Microsoft Kinect' sensörünün 'Markör kullanan optik kamera sistemelerine göre düşük olan pozisyon doğruluk oranı bu sensörün inme sonrası üst ekstremité değerlendirmelerinde kullanımı açısından tereddüt uyandırmaktadır. Bu problemin çözümü adına, Microsoft Kinect sensörü ile elde edilen kinematik metrikler ile Wolf Motor Fonksiyon ve Fugl-Mayer Üst Ekstremité değerlendirmesi gibi klasik klinik skalalarla bir korelasyon analizi yapılması gerektiği öngörülmektedir. Diğer taraftan Microsoft Kinect'in önemli problemlerinden biri, hasta ile kamera arasında herhangi bir objenin girmemesi gerekmektedir ve hasta ölçüm sırasında ayakta durması gerekmektedir. Klinik veya ev ortamında, inme hastalarından arzu edildiği şekilde bir masanın arkasında bir sandalyeye oturur pozisyonda Kinect sensörü ile ölçüm almak oldukça zordur. Mevcut problemleri elimine edebilmek için, Kinect'e alternatif olarak hastaların direkt üzerlerine giydirilebilen hareket sensörlerinin (eylemsizlik sensörleri-IMUs) bu alanda etkin kullanım potansiyelinin araştırılması planlanmaktadır.

## Teşekkür

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından B.Y.P-38864 Proje Numarası ile desteklenmektedir.

## 4. Kaynakça

- [1] Bear, M.F., Connors B.W., Paradiso M.A. "Neuroscience Exploring the Brain"(Third Edition), Lippincott Williams&Wilkins, 2007.
- [2] Çoban,O. ve Bebek N. "Serebrovasküler Hastalıklar", Adams and Victor's Principles of Neurology Türkçe, Ankara, Güneş Tıp Kitapevleri, 2011.
- [3] Sacco, R.L. "Serebrovasküler Hastalığın Patogenezi, Sınıflandırılması ve Epidemiyolojisi, Merrit's Neurology Türkçe", Ankara, Güneş Tıp Kitapevi, 2008.
- [4] Verheyden,G.,Nieuwboer A., De Wit L., Tihjs V., Dobbelaere J., Devos H., Severijns D., Vanbeveren S. And De Weerd W. "Time course of trunk, arm, leg and functional recovery after ischemic stroke", Neurorehabil Neural Repair, Vol. 22.-pp.173-9, 2007
- [5] Nichols-Larsen D.S., Clark P.C., Zeringue A., Greenspan A. and Blanton S. " Factors Influencing Stroke Survivors' Quality of Life During subacute Recovery", Stroke, Vol. 36, pp. 1480-1484, 2005.
- [6] Lai, S., Studenski S., Duncan P.W. and Perera S. "Persisting Consequences of Stroke Measured by the Stroke Impact Scale", Stroke, Vol.33, pp. 1840-1844, 2002.
- [7] van Peppen, R.P.S. "Towards evidence-based physiotherapy for patients with stroke", Utrecht University&Hogeschool Utrecht, Netherlands, 2008.
- [8] Levin, M.F., Kleim J.A. and Wolf S.L., "What Do Motor 'Recovery' and 'Compensation' Mean in Patients Following Stroke", Neurorehabilitation and Neural Repair, Vol. 23, pp. 313-319, 2009.
- [9] Aprile I., Rabuffeti M., Padua L., Di Sipio E., Simbolotti C., and Ferrarin M., "Kinematic Analysis of the Upper Limb Motor Strategies in Stroke Patients as a Tool towards Advanced Neurorehabilitation Strategies: A Preliminary Study", BioMed Research International, vol. 2014, Article ID 636123, 8 pages, 2014.
- [10] Trincado-Alonso F., Dimbwadyo-Terre I., Reyes-Guzman A., Lopez-Monteağudo P., Bernal-Sahun A., and Gil-Agudo A., "Kinematic Metrics Based on the Virtual Reality System Toyra as an Assessment of the Upper Limb Rehabilitation in People with Spinal Cord Injury", BioMed Research International, vol. 2014, Article ID 904985, 11 pages, 2014.
- [11] Wu C.Y., Chen C.L., Tanq S.F, Lin K.C., Huang Y.Y.. "Kinematic and clinical analyses of upper-extremity movements after constraint-induced movement therapy in patients with stroke: a randomized controlled trial", Arch Phys Med Rehabil, 88(8):964-70, 2007.
- [12] Alan B.D., Bishop G., and Welch G., "Tracking: Beyond 15 Minutes of Thought: SIGGRAPH 2001 COURSE 11", Course Notes, Ann. Conf. Computer Graphics and Interactive Techniques, New York, 2001.
- [13] Zhou H., Hu H. "Human motion tracking for rehabilitation- A survey", Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 3, pp. 1-18,2008.
- [14] Anderson M.R., Jensen T., Lisouski P., Mortensen A.K., Hansen M.K. and Ahrendt P., "Kinect Depth Sensor Evaluation for Computer Vision Applications", Department of Engineering, Aarhus University, Denmark- Technical report ECE-TR-6,2012.
- [15] Van Dokkum L., Hauret I., Mottet D., Froger J., Metrot J. And Laffont I., "The Contribution of Kinematics in the assessment of Upper Limb Motor Recovery Ealy After Stroke", Neurorehabilitation and Neural Repair, Vol 28(1), 4-12, 2014.
- [16] Kosinüs Teoremi, "Wikipedia", [http://tr.wikipedia.org/wiki/Kosin%C3%BCs\\_teoremi](http://tr.wikipedia.org/wiki/Kosin%C3%BCs_teoremi) , Son Erişim Tarihi: 22 Ağustos 2014
- [17] Rohrer B. et al. "Movement Smoothness Changes during Stroke Recovery", The Journal of Neuroscience, Vol. 22, pp. 8297-8304,2002.
- [18] Schneiberg S., Mckinley P., Gisel E., Sveistrup H. Snd Levin M.F., "Reliability of kinematic measures of functional reaching in children with cerebral palsy", Developmental Medicine& Child Neurology, 52:e152-e173, 2010.