



DENEYSEL BİYOMEKANİK UYGULAMALARIN DİJİTAL FOTOGRAMETRİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ ÜZERİNE BİR ÇALIŞMA

Ayhan GÖKTEPE^{1,*}, Engin KOCAMAN¹, Ferruh YILDIZ², Uğur YENSEL³

¹Selçuk Üniversitesi, Teknik Bilimler MYO, KONYA

²Selçuk Üniversitesi, Müh. Mim. Fak. Jeodezi ve Fotogrametri Müh., KONYA

³Selçuk Üniversitesi, Meram Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji, KONYA

ÖZET

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte dijital fotogrametrik yöntemler tıpta yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemler sayesinde düzensiz kemik yüzeylerinin fotogrametrik analizleri yapılabilir hale gelmiştir. Vücutta kullanılan tıbbi materyallerin rijiditesi ve tespit materyallerinin yeterli tespit yapıp yapmadığı yine fotogrametrik analiz yöntemiyle araştırılabilir hale gelmiştir.

Bu amaçla in vitro (cansız) deneysel çalışmayla geliştirilen bir protez modelinde, mikro hareketin stereofotogrametrik yöntemle en minimal değerinde nasıl ölçülebileceği araştırılmıştır. Model çerçevesinde koyun femuru üst uç protezlerinin rotasyonel ve aksiyonel kuvvet uygulamaları sonucu kemik içerisindeki hareketleri; kemik markerler, protez markerler ve kontrol markerler değerlendirilerek araştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Digital fotogrametri, X-ray fotogrametri, DLT yöntemi, Kamera kalibrasyonu.

AN EXPERIMENTAL STUDY OF DIGITAL PHOTOGRAMMETRIC METHODS AND ITS EVALUATION ON THE IN VITRO ARTHROPLASTY MODELS

ABSTRACT

The digital photogrammetric methods have widely been used in medical sciences by the technological developments. The photogrammetrical analysis of irregular bone surfaces are performed by means of these methods. Moreover, both the rigidity of the medical instruments applied to body and whether the stabilization materials are fixed sufficiently have been investigated by the photogram metric analysis.

This study reveals that a micro motion in a prosthesis model performed experimentally can be calculated in the most minimal value. Based on the model; the following of the rotational and axial power applications to the upper extremity of sheep thigh (os femoris), the micromotions of prosthesis located in its head (caput ossis femoris) have been evaluated by using the bone, prosthesis and control markers.

Keywords: Digital photogrammetry, X-ray photogrammetry, DLT methods, Camera calibration.

1.GİRİŞ

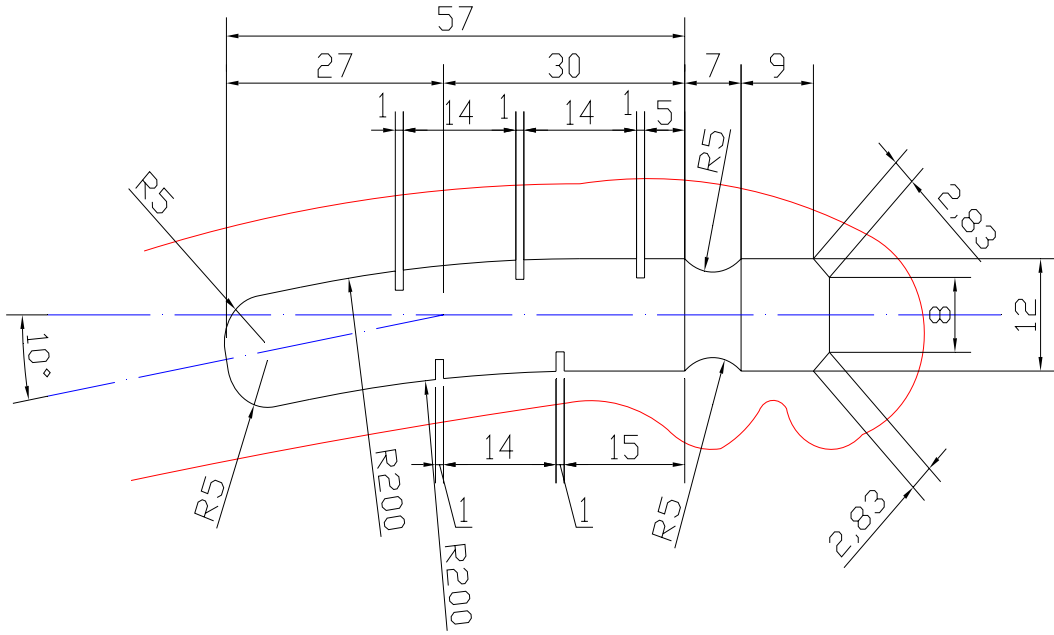
Teknolojinin gelişmesiyle birlikte digital fotogrametrik yöntemler tıpta yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem sayesinde düzensiz kemik yüzeylerinin fotogrametrik analizleri yapılabilir hale gelmiştir. Vücutta kullanılan tıbbi materyallerin rijiditesi ve tespit materyallerinin yeterli tespit yapıp yapmadığı yine fotogrametrik analiz yöntemiyle araştırılabilir hale gelmiştir. Her yıl, dünya üzerinde yaklaşık bir milyon kalça yerine koyması ve 500 000 adet diz kapağı yerleştirmeleri gerçekleştirilir. Bir protezin ömrü yaklaşık 15-20 yıl civarındadır. Ancak bazı protezlerin tahmin edilen maksimum ömründen daha önce yenilenmesi gerekebilir. Bu durum hasta için yeni bir ızdırap verir. Genellikle gevşeme 0.2-1 mm arasında ilerleyici bir mikro hareketle başlar [1]. Bu mikro hareket başlar başlamaz, kemikleri tahrip eden sürekli bir ilerleme oluşturur. Bir protezin gevşemesi mikro hareketle başladığından dolayı mikro hareket hakkındaki bilgi önemlidir. Bu bilgi gelecek bir sonraki gevşemeyi de tahmin şansı verir. Yine hareket olmaması gereken yerde ortaya çıkan mikro hareketler en önemli ağrı nedenlerinden birisidir [2].

Bu amaçla İn vitro (cansız) bir deneysel çalışmayla geliştirilen protez modelinde, mikro hareketin stereofotogrametrik yöntemle en minimal değerinde nasıl ölçülebileceği araştırıldı.

2. MATERYAL ve METOD:

Çalışma 10 adet koyun femuru numunesi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Femurların androfotometrik ölçümleri yapıldıktan sonra kemiğe uygun koyun femuru üst uç protezi imal edilmiştir (Şekil 1). İmal edilen protezler kemiğe tespit edildi. Daha sonra yük uygulanabilmesi amacıyla düzenek geliştirildi (Şekil 2). Bu düzenek üzerine güç sensörleri yerleştirildi. Numunelerin yük uygulanmamış nötral ve yük uygulanmış hallerini görüntülemek üzere her numune için 6 adet olmak üzere toplam 60 adet X-Ray görüntü alındı (Şekil 3).

Malzemenin yük uygulanmamış ve yük uygulanan durumlardaki kontrol markerlerin, protez markerlerin ve kemik markerlerinin birbirlerine göre konumlarının değerlendirilmesi oldukça kompleks bir çalışma gerektirmektedir. Röntgen cihazı görüntüyü, geleneksel fotogrametrik kameralarda olduğu gibi cismin gerisinde (negatif görüntü) oluşturmayıp aksine cismin ön tarafında (pozitif görüntü) oluşturmaktadır.

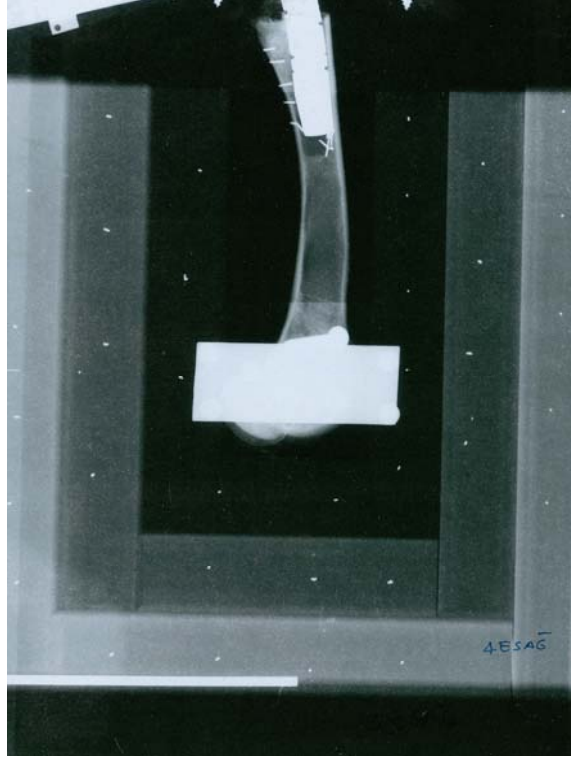


(Ölçüler mm'dir.)

Şekil 1. Koyun femuru üst uç protez prototipi.



Şekil 2. Güç sensörü eklenmiş kalibrasyon kutusu.



Şekil 3. X ray film görüntüsü.

Pozitif görüntü oluşturmasından dolayı kamera odak uzaklığı tam belirlenememekte ve anot tüp kaynağı sabitlenememektedir. İki anot arası baz mesafesi istenilen hassasiyette ölçülememektedir. Mevcut fotogrametrik yazılımların kullanmış olduğu matematiksel modeller perspektif izdüşüm esasına dayanmaktadır. Bütün bu bilinmeyen parametreler dikkate alınarak, değerlendirme işlemleri Geliştirilmiş DLT Yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

Değerlendirme işlemi protezin üç durumu için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Yani protezin yük uygulanmamış nötral hali (N), 30 newton rotasyonel yük uygulanmış hali (D), 40 newton aksiyonel yük uygulanmış hali (E) durumlarıdır. Değerlendirmenin bu işlem adımları bir numune için 6 kez tekrarlanmıştır. Ancak ölçülerin kaba hatalarından arındırılması için mutlaka ön testlerin yapılması gerekmektedir. Ayrıca film çekme anında yapılabilecek küçük bir hata bütün sonuçları etkilemekte ve bazen kullanılan numuneyi değerlendirme dışı bırakmaktadır. Film çekme deney düzeneği üzerindeki 33 noktadan oluşan kontrol noktaları grubunun 17 tanesi dayanak noktaları olarak alınmıştır. Değerlendirmede bu nokta grubu kullanılmıştır. Diğer 16

adedi de kontrol noktası olarak (check noktaları) dengelemenin mutlak doğruluk analizinde kullanılmıştır

2.1. İstatistiksel Analiz

2.1.1. Robust Kestirim Yöntemi

DLT yönteminin kullanmış olduğu verilerin istatistiksel olarak birbirleriyle uyumlu ve kaba hatalardan arındırılmış olması gerekir. Çalışmada öncelikli olarak kontrol noktalarının durumlarının irdelenmesi gerekmektedir. Bu nedenle düzencek üzerindeki bütün noktalar dengelemeye katılmış ve bir standart sapma değeri ($\delta=0,028645$) elde edilmiştir. Robust kestirim yöntemi ilkelerine göre kontrol noktalarının resim üzerinden ölçülen piksel değerlerine karşılık gelen düzeltme değerleri için,

$$\sum_{l=1}^n [VV]^2 = \min$$

$$|V| \leq c \text{ olmalıdır.}$$

Yine Robust Kestirim fonksiyonlarında geçen c parametresi, ölçü hatalarının belirli bir olasılıkla $\pm c$ sınırları içerisinde dağılmış olacağı varsayımına bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle $c = k * \delta$ olarak düşünülebilir. Burada k , 1.5, 2., 2.5 gibi bir sayı olabilir [3]. Çalışma için k değeri olarak 2.5 seçilmiştir. δ değeri, ölçü kümesini temsil eden bir öncül (apriori) değerdir. Yani resim piksel koordinatlardan hesaplanan standart sapma değeridir [3]. 1 nolu numune için Robust Kestirim uygulanırsa;

Hesaplama sonucu elde edilen standart sapma değeri	$\delta=0,028645$ birim,
Ölçü sayısı	$n=66$,
Bilinmeyen sayısı	$u=11$,
k faktörü	$k=2.5$,
Düzeltilmelerin karelerinin toplamı	$[VV]= 0,045128$,

olarak bulunmuştur. Düzeltme değerlerinin standart sapmanın 2.5 katından büyük olanının kaba hata sınırı içerisinde girebileceği varsayımından hareketle c değeri,

$$c = k * \delta = 2.5 * 0.028645 = 0.071613$$

olarak bulunur. Düzeltme değerleri ayrı ayrı irdelendiği zaman, kontrol noktaları resim piksel değerlerinin kaba hatalı ölçü taşımadığı gözlenmektedir.

2.1.2. Bartlett Testi

İkiden fazla grupların olduğu durumlarda varyansların homojenlik kontrolü genel olarak Bartlett Testi ile yapılır. Normal dağılım gösteren kitlelerden rastgele çekilen k tane grupta varyansların homojenlik kontrolü χ^2 değerine göre yapılır.

$$\chi^2 = \frac{K}{C}$$

test büyüklüğüdür. Eşitlikte yer alan K ve C değerleri, gruplardaki denek sayılarının eşit olup olmamasına göre geliştirilmiştir.

Gruplardaki denek sayıları eşit ($n_1=n_2=.....=n_k=n$) ise K ve C değerleri,

$$K = L10(n-1) \left[k \log \bar{S}^2 - \sum_{i=1}^k \log S_i^2 \right]$$

Bartlett Testi normal dağılımdan sapmalar karşısında çok duyarlıdır. Bu nedenle ölçü serilerinin normal dağılımda olup olmadıkları Bartlett Testi ile denetlenir [4].

Bartlett Testi için farklı eşitlikler de verilebilir.

$$f = \sum_{i=1}^n f_i$$

$$S^2 = \frac{1}{f} \sum_{i=1}^n f_i S_i^2 \quad (\text{Varyansların ağırlık ortalaması})$$

$$C = 1 + \frac{1}{3(n-1)} \left\{ \left(\sum_{i=1}^n \frac{1}{f_i} \right) - \frac{1}{f} \right\} \quad (\text{Yardımcı büyüklük})$$

$$B = \frac{1}{C} = \left\{ fLS^2 - \sum_{i=1}^n f_i LS_i^2 \right\} \quad (\text{Test büyüklüğü})$$

Çalışmada kullanılan 8 numune için toplam 48 adet resim çekilmiştir. Bu 48 resmin ayrı ayrı değerlendirilmesi sonucunda 48 adet standart sapma değeri elde edilmiştir. Bulunan bu standart sapmalar için Bartlett Testi uygulanırsa,

H_0 : $S_1=S_2=.....=S_n=S$ fark rastlantı olup önemsizdir.

H_A : $S_k=S$ en az bir k için

$$f = 1104, S^2 = 0.000567, C = 1.014794686, B = 5.85, \chi^2_{48-1,1-0,05} = 55,7585$$

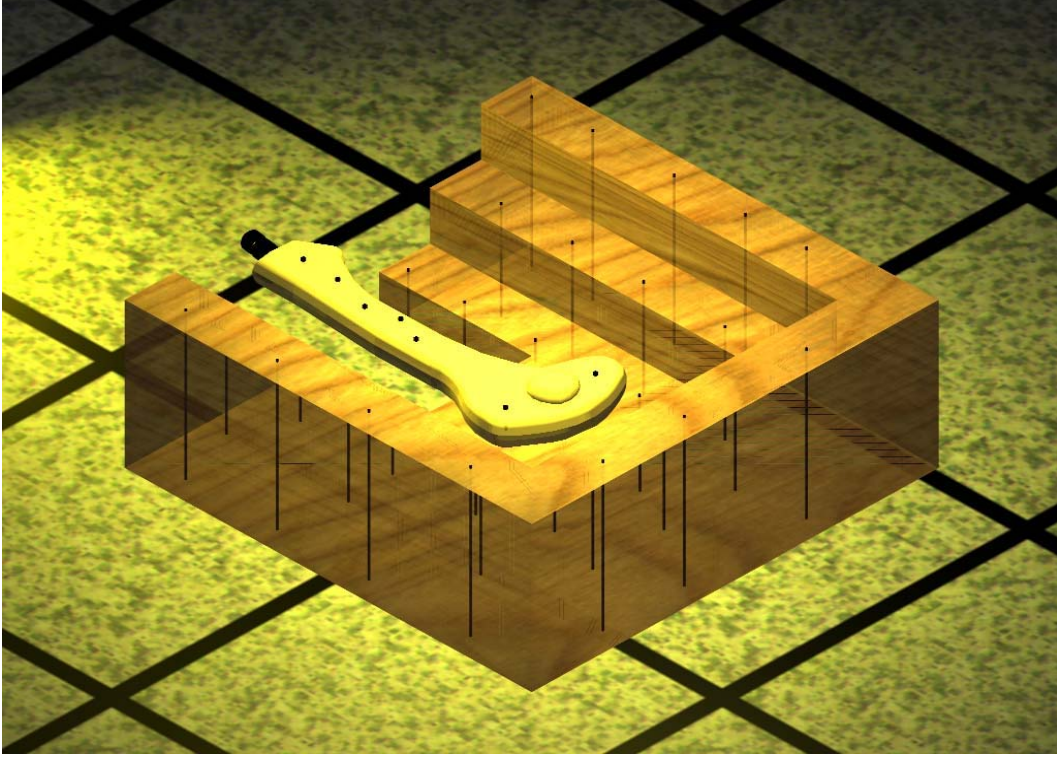
$B < \chi^2$ olduğundan H_0 kabul edilir. Standart sapmalar aynı hassasiyettedir.

3.SONUÇLAR

Değerlendirmede üç grup markerlerin birbirlerine göre konumları araştırılmıştır. Bu markerler; koyun femuru üzerine yerleştirilmiş kemik markerler, protez üzerine imalat esnasında yerleştirilmiş protez markerler ve deney düzeneği üzerine yerleştirilmiş kontrol markerlerdir. Değerlendirme sonrası numunelerin yük uygulanmamış koordinatları ile yük uygulanmış koordinatları karşılaştırılmıştır (Tablo 1). Rotasyonel yük uygulamalarındaki konum değişiklikleri anlamlı bulunmuştur. Aksiyonel yük uygulanmış numunelerdeki konum değişikliklerinin daha az olduğu saptanmıştır.

Tablo 1. Protez ve kemik markerlerin N-D, N-E, D-E durumları için koordinat farkları (mm)

	N-D Durumu			N-E Durumu			D-E Durumu		
	dx	dy	dz	dx	dy	dz	dx	dy	dz
102(Protez)	5,179	1,343	-3,870	0,957	0,511	-3,685	-4,222	-0,832	0,184
103(Protez)	4,787	0,438	0,239	0,642	-0,260	1,005	-4,144	-0,699	0,766
104(Protez)	4,911	-0,430	-0,561	0,811	-0,759	2,089	-4,100	-0,328	2,651
105(Protez)	6,110	0,390	-3,312	1,253	-0,035	-2,419	-4,857	-0,426	0,892
107(Kemik)	4,005	0,609	-0,449	0,082	-0,507	2,695	-3,923	-1,117	3,145
108(Kemik)	3,858	0,392	0,161	0,197	-0,601	4,035	-3,660	-0,993	3,873
109(Kemik)	3,721	0,404	-0,699	0,272	-0,594	4,193	-3,448	-0,998	4,892
110(Kemik)	3,130	0,237	1,078	0,083	-0,641	3,953	-3,213	-0,879	2,874
111(Kemik)	4,179	-0,176	-3,711	0,681	-0,466	-0,503	-3,498	-0,290	3,208



Şekil 4. Uygulamanın üç boyutlu görüntüsü.

Bu çalışmada geliştirilen model çerçevesinde koyun femuru üst uç protezlerinin (CrNi Custom Mode Femur) rotasyonel ve aksiyonel kuvvet uygulamaları sonucu kemik içerisindeki hareketleri; kemik markerler, protez markerler ve kontrol markerler değerlendirilerek elde edilmiştir. Değerlendirme iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada, sistemin kalibrasyonu amaçlı olarak bir test alanı üzerinde Nikon Coolpix 950 digital kamera ile çekilen görüntüler Pictran 2.01 yazılımı kullanılarak Işın Demetleri ile Dengeleme yöntemine tabi tutulmuş, portable röntgen cihazı ile elde edilen görüntüler Geliştirilmiş DLT yöntemiyle değerlendirmeye tabi tutulmuştur. Her iki yöntemle ilişkin 15 adet check noktası kullanılarak elde edilen mutlak doğruluk değerleri [Tablo 2](#)'de verilmektedir.

Değerlendirme işleminin ikinci aşamasında ise, çalışmada kullanılan resim çekme düzeneği üzerinde portable röntgen cihazından elde edilen görüntüler Geliştirilmiş DLT yöntemi kullanılarak kontrol markerler, protez markerler ve kemik markerler mikro hareketin saptanması amaçlı olarak değerlendirmeye tabi tutulmuştur. Kontrol noktalarının obje koordinatlarının

istatistiksel değerlendirilmesinde Robust Kestirim yöntemi kullanılmıştır. Radyografilerden elde edilen verilere Bartlett Testi uygulanmıştır.

Tablo 2. 4 Adet numune için ad ve Pc karşılaştırması

δ	Işın Demetleri (mm)	DLT (mm)
δ_x	0,15962	0,26619
δ_y	0,25876	0,1766
δ_z	0,47291	0,797

4.TARTIŞMA

Bozulan eklem yüzlerinin değiştirilmesi 1950’li yıllarda başlamış, metalürjik ve cerrahi tekniklerin gelişmesiyle birlikte günümüzde çok ileri noktalara gelmiştir. Ancak halen biyolojik uyumluluk, erken ve geç protez gevşemeleri ve çözümleri en önemli sorunları oluşturmaktadır [5].

Protez uygulanan bir hastanın operasyon sonrası yürüyememesi, erken veya geç dönemde ağrı ve benzer sorunların ortaya çıkmasının en önemli nedenlerinden birisi de protez kemik arasında olmaması gereken patolojik hareketliliklerdir [6]. Sonuç ağrı ve yürüyememe olarak ortaya çıkar. Bu konu (loosening) yıllardır tartışılan bir husustur. Hatta protezin gevşeyip gevşemediğini anlamak için radyolojik ve klinik korelasyonu içeren sınıflandırmalar tarif edilmiştir. Genellikle gevşeme 0.2-1mm arası mikro hareketle başlamaktadır[1].

Modelin geliştirilmesi hususundaki öneriler şu şekilde sıralanabilir:

- Araştırılacak tüm bölgelere uygun tek bir düzenek veya seçilen bölgelere uygun ayrı ayrı düzenekler geliştirilebilir.
- Düzenek üzerine yerleştirilen kontrol markerlerinin tesis ve ölçümü oldukça hassas bir şekilde yapılmalıdır. Markerler 0.5-0.8mm küresel başlıklı radyopak

malzemelerden oluşturulmalıdır. Noktaların cisim koordinatlarının ölçülmesi yüksek incelik gerektiren ölçme aletlerinde yapılmalıdır. Çünkü dengeleme işlemleri bu kontrol noktaları kullanılarak yapılmaktadır.

- En az iki konumda röntgen filmi çekmeye uygun kalibrasyonu önceden belirlenmiş 300 miliamper X-Ray Röntgen cihazı olmalıdır.
- Araştırılacak bölgenin markerlenmesi en önemli sorunlardan birisidir. Bu işlem non-invasiv (bio-uyumluluk) ve hasta için hiçbir travmatik ve metabolik komplikasyon oluşturmamalıdır.
- Eğer Artroplasti alanında referans bir laboratuvar haline gelinecekse seçilen olgularda kullanılan protezlerin imalat aşamasında önceden belirlenmiş olması uygun olacaktır. Böylelikle markerlerin standardizasyonu imalat aşamasında gerçekleştirilmiş olacaktır. Bu imalatların proje desteği ve etik kurul onaylarının alınmış olması gerekmektedir.

Bu çalışma sonucunda, sistemin ortopedi alanında uygulanmasının mümkün olduğu görülmüştür. Yöntem orijinal olup, bu çalışma sonucu ortaya çıkarılmıştır. Yöntemin in-vivo (canlı) uygulanabilmesi için, hastaya zarar vermeyecek tüm etik ve bilimsel kurul onayları alınmış markerler ile yapılan artroplasti olgularının erken, orta ve geç dönemlerinin belirlenebileceği düşünülmektedir. Yine bu yöntem bel, boyun ve diz ağrılarının etyolojisinin incelenebileceği, ağrıya neden olan mikro hareketlerin ve normal eklem ilişkilerinin daralması veya bozulması sonucu ortaya çıkan biyo-mekanik değişikliklerin erken dönemde saptanabileceği umudunu vermektedir[7].

KAYNAKLAR

1. Valstar E.R., de Jong F.W., Vrooman H.A., Rozing P.M., Reiber J.H.C., Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants. *Journal of Biomechanics* 34 (6), 715–722, 2001.
2. Valstar E.R., The Use of roentgen stereophotogrammetry to study micromotion of orthopaedic implants, *ISPRS Journal of Photogrammetry & Remote Sensing*, 376-389, 2002.
3. Yaşayan A., Robust Kestirim Kavramı, İlkesi ve Uygulama Üzerine İrdemeler, Harita ve Kadastro Mühendisliği, Harita ve Kadastro Mühendisleri Odası Yayını, 72, 56-65, 1992.
4. Yerci M., Hatalar Bilgisi ve İstatistik, Ders Notları, S.Ü. Mühendislik Mimarlık Fakültesi, 6, 2002.

5. Selvik, G., Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. Acta Orthopaedica Scandinavica 60 (4), 1 –51, 1989.
6. Medis, 2000. MEDIS website:RSA-CMS, digitally automated Roentgen stereophotogrammetry. <http://www.medis.nl/MainFrameProducts/Products/RsaCms/MainFrameRSA.htm>.
7. Borlin N., High precision measurements in digital radiographs.Licentiate thesis, Dept. of Computing Science, Umea University, Report UMINF, 10, 1997.