

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RÖNTGEN FİMLERİ YARDIMIYLA ÜÇ BOYUTLU
MODELLEME VE DEĞERLENDİRME**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Gökçe BİRGİN**

Anabilim Dalı : JEODEZİ VE FOTOGRAMETRİ MÜHENDİSLİĞİ

Programı : GEOMATİK MÜHENDİSLİĞİ

HAZİRAN 2007

**RÖNTGEN FİLMLERİ YARDIMIYLA ÜÇ BOYUTLU
MODELLEME VE DEĞERLENDİRME**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Gökçe BİRGİN
(501041607)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 7 Mayıs 2007
Tezin Savunulduğu Tarih : 13 Haziran 2007**

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Dursun Zafer ŞEKER (İ.T.Ü.)
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Sıtkı KÜLÜR (İ.T.Ü.)
Doç. Dr. Fatma Gül BATUK (Y.T.Ü.)**

HAZİRAN 2007

ÖNSÖZ

Bu çalışma ile kontrollü bir şekilde röntgen filmleri aracılığıyla elde edilen görüntülerin 3B'lu hale getirilmesi ve kullanıcılara yorumlamada yardımcı olması amaçlanmıştır.

Yüksek lisans tezimin yürütücülüğünü üstlenen ve tezimin her aşamasında bana yol gösteren, yardım ve desteğini esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Dursun Zafer ŞEKER' e teşekkürlerimi sunarım. Tezimin uygulaması sırasında yardımlarını gördüğüm Konya Selçuk Üniversitesi'nden Yrd. Doç. Dr. Ayhan GÖKTEPE'ye, uygulamada kullandığım filmlerin çekilmesinde gerekli ilgi ve yardımı gösteren İTÜ Mediko Sosyal Merkezi'ne ve Sağlık Teknisyeni Sn. Vahdi KÜTAHYA'ya çok teşekkür ederim.

Tezimin yazımında ve her zaman bana destek olan Kuddusi OKKIR'a, Ezgi MERDİN'e de teşekkür ediyorum. Ayrıca aileme, bana hep inanarak destek verdikleri, her zaman yanımda oldukları için sonsuz teşekkür ediyorum.

Bu çalışmamı annem Nurten BİRGİN'e ve babam Cabbar BİRGİN'e ithaf ediyorum.

Mayıs,2007

Gökçe BİRGİN

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	v
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
2. RADYOLOJİ	4
2.1 Radyolojik Tanı Yöntemleri Nelerdir?	5
3. X-IŞINI TEKNOLOJİSİ	11
3.1 X-Işını Sistemlerine Giriş	11
3.2 X-Işını Nedir?	13
3.2.1 X-Işını'nın temel prensipleri	13
3.3 X-Işını Makinesi Nasıl Çalışır?	15
3.3.1 X-Işını filminin yapısı	17
3.4 X-Işın Fotogrametrisi	18
3.4.1 X-Işın fotogrametrisine genel bir bakış	18
3.4.2 Stereo X-Işın fotogrametrisi	19
3.4.3 X-Işın fotogrametrisi için matematik modeller	21
3.4.3.1 Fotogrametrik sistem	
(Genişletilmiş Doğrusallık Şartı)	23
3.4.3.2 Seattle sistemi	23
3.4.3.3 Cleveland sistemi	23
3.4.3.1 Direct lineer transformation (DLT) yöntemi	24
4. UYGULAMA	29
4.1 Model Tasarımı	29
4.2 Model İçin Malzeme Seçimi	33
4.3 Model İmalatı	33
4.4 X-Işını Filmi Çekim Düzeneklerinin Tasarımı	37
4.5 X-Işını Filmlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması	38

4.6 Değerlendirme	40
4.6.1 Kontrol noktalarının doğruluk analizi	47
5. SONUÇLAR	50
KAYNAKLAR	52
ÖZGEÇMİŞ	54

KISALTMALAR

DLT	: Direct Lineer Transformation
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
US	: Ultrasonografi
MR	: Manyetik Rezonans

TABLO LİSTESİ

		<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1	Modeldeki Kontrol Noktalarının Koordinatları.....	41
Tablo 4.2	Kontrol Noktalarının Röntgen Filmi Üzerindeki Piksel Koordinatları.....	42
Tablo 4.3	Sağ ve Sol Resim İçin L Bilinmeyen Değerleri.....	43
Tablo 4.4	Sağ ve Sol Resim Parametreleri.....	43
Tablo 4.5	Resim Üzerindeki Noktaların Piksel Koordinat Okumaları....	46
Tablo 4.6	Kemik Üzerindeki Noktaların Gerçek (arazi) Koordinat Değerleri.....	46
Tablo 4.7	Kontrol Noktalarının Koordinatları ve Hesapla Bulunan Değerleri.....	47
Tablo 4.8	Kontrol Noktalarının Düzeltme Değerleri.....	48
Tablo 4.9	X, Y, Z Koordinatlarının Karesel Ortalama Hata Değerleri....	49

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Röntgen Makinesi.....	5
Şekil 2.2 : Röntgen Filmi.....	6
Şekil 2.3 : Bilgisayarlı Tomografi Makinesi.....	7
Şekil 2.4 : Bilgisayarlı Tomografi İle Elde Edilen Görüntü.....	7
Şekil 2.5 : Ultrasonografi Makinesi.....	8
Şekil 2.6 : Ultrasonografi İle Elde Edilen Görüntü.....	8
Şekil 2.7 : Manyetik Rezonans Makinesi.....	9
Şekil 2.8 : Manyetik Rezonans İle Elde Edilen Görüntü.....	9
Şekil 3.1 : Alman Fizikçi Wilhelm Roentgen.....	11
Şekil 3.2 : El Kemiklerini ve Yüzüğü Gösteren Röntgen Filmi.....	12
Şekil 3.3 : Elektromanyetik Spektrum.....	13
Şekil 3.4 : Işık Fotonu Oluşumu.....	14
Şekil 3.5 : X-Işını Makinesinin Çalışma Şeması.....	15
Şekil 3.6 : Serbest elektron tungsten atomuyla çarpışır ve bir elektronu daha düşük bir orbitale atar. Daha yüksek orbitalli bir elektron boş pozisyonu doldurur ve fazla enerjisini foton şeklinde çıkarır.....	16
Şekil 3.7 : Serbest elektron tungsten atom çekirdeğine doğru çekilir. Elektron hızlandığı sırada, çekirdek onun doğrultusunu değiştirir. Elektron enerji kaybeder ve bunu X-Işını fotonu olarak dışarı verir.....	16
Şekil 3.8 : Çift Emülsiyonlu X-Işını Filminin Kesiti.....	18
Şekil 3.8 : Stereoskopik Görüntü Çiftleri Elde Edebilmek İçin Uygulanabilecek Geometrik Düzenlemeler.....	21
Şekil 3.9 : Stereo X-Işını fotogrametrisinin normal alım durumu.....	22
Şekil 4.1 : Modelin Koordinat Ağını Oluşturan Kısımının 3Boyutlu AutoCAD Programında Kafes Tasarımı Gösterimi.....	30
Şekil 4.2 : Modelin Koordinat Ağını Oluşturan Kısımının 3Boyutlu AutoCAD Programında Katı Yüzey Tasarımı Gösterimi.....	30
Şekil 4.3 : Modelin Koordinat Ağının Dış Kutu İle Birlikte AutoCAD Programında 3Boyutlu Kafes Tasarımı Gösterimi.....	31
Şekil 4.4 : Modelin Koordinat Ağının Dış Kutu İle Birlikte AutoCAD Programında 3Boyutlu Katı Yüzey Tasarımı Gösterimi.....	31
Şekil 4.5 : Modelin Dış Kutusunun 3D Studio Max Programı İle Yeniden Tasarlanmış Şeklinin 3Boyutlu Perspektif Gösterimi.....	32
Şekil 4.6 : Modelin Dış Kutusunun 3D Studio Max Programı İle Yeniden Tasarlanmış Şeklinin 3Boyutlu Alttan Gösterimi.....	32
Şekil 4.7 : Değişik Çaplardaki Rulman Bilyesi Örnekleri.....	33
Şekil 4.8 : Dimension 768 Series 3D Printer.....	34
Şekil 4.9 : Koordinat Ağını Oluşturan Parçanın İmalatı Yapılırken.....	35

Şekil 4.10 : Koordinat Ağını Oluşturan Parçanın İmalatı Tamamlanmış Hali.....	35
Şekil 4.11 : İmalatı Tamamlanmış Model Üzerindeki Bilye Yuvaları.....	36
Şekil 4.12 : İmalatı Tamamlanmış Dış Kutunun Perspektif Görünümü.....	36
Şekil 4.13 : İmalatı Tamamlanmış Dış Kutunun Üstten Görünümü.....	37
Şekil 4.15 : X-Işını Filmi Çekim Düzenegi.....	37
Şekil 4.16 : 300dpi Çözünürlükte Taranmış Sol X-Işını Filmi.....	38
Şekil 4.17 : 300dpi Çözünürlükte Taranmış Sağ X-Işını Filmi.....	38
Şekil 4.18 : Sol Resimde Piksel Koordinatları Okunan Noktalar.....	44
Şekil 4.19 : Sağ Resimde Piksel Koordinatları Okunan Noktalar.....	45
Şekil 4.20 : AutoCAD Programı İle Oluşturulmuş Kemik Modelinin Görüntüsü.....	47

SEMBOL LİSTESİ

$\mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{c}$	: Kamera iç yöneltme elemanları
$\omega, \mathbf{j}, \mathbf{k}$	: Kamera dış yöneltme elemanları

RÖNTGEN FİMLERİ YARDIMIYLA ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE DEĞERLENDİRME

ÖZET

Gelişen teknoloji ve ihtiyaçlar doğrultusunda birçok meslek alanında olduğu gibi fotogrametri alanındaki çalışmalarda da belirgin değişimler ve gelişmeler olmaktadır. Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği'nin çalışma alanları km lerce büyüklükteki bir alanın ölçülebilmesindeki gibi makro ölçekli veya nano boyuttaki bir canlı dokusunun ölçülebilmesi gibi mikro ölçekli olabilmektedir.

Tıp alanında, canlı dokusundan elde edilmiş görüntüler üzerinde uygulanan sayısal görüntü işleme yöntemleri yardımıyla daha doğru ve daha hızlı teşhisler yapılabilmesi sağlanabilmektedir. Kullanılan bu görüntüleri elde etme yöntemlerinden biri X-Işını (röntgen) teknolojisidir. İnsanlık tarihindeki önemli keşiflerden biri olan X-Işını (röntgen) teknolojisi tamamen şans eseri olarak 1895 de Alman fizikçi Wilhelm Roentgen tarafından gaz boşaltım tüpündeki elektron ışınları deneyi sonucunda bulunmuştur.

Bu buluş tıp alanına oldukça önemli yenilikler ve avantajlar sunmuştur. X-Işını teknolojisi sayesinde insan dokusunun ilerisi görülebilmekte ve böylece kırık kemikleri, diş çürüklerini ve vücut içindeki yabancı objeleri teşhis etmede önemli kolaylıklar sağlanabilmektedir. Bu ışınlar daha yumuşak dokuların örneğin akciğerlerin veya bağırsakların incelenmesinde de kullanılmıştır.

Bu çalışmada, ön kol kemiklerinin (ulna ve radius kemikleri) özel olarak tasarlanmış ve üretilmiş bir düzenek yardımı ile X-Işını teknolojisi kullanılarak çekilen röntgen filmlerinin üzerine düşürülmüş görüntülerinin; taranması, işlenmesi, yorumlanması ve üç boyutlu bir sayısal modeli oluşturularak gereksinim duyulan verinin bir dijital fotogrametri yazılımı yardımı ile sayısal olarak üretilmesi amaçlanmıştır.

THREE DIMENTIONAL MODELING AND EVALUATION WITH RADIOGRAPH

SUMMARY

There are significant changes and developments in the area of photogrammetry, as well as various other areas, as a result of continuously developing technology and changing necessities. The study area of Geodesy and Photogrammetry Engineers today can be of macro-scale: like measurement and evaluation of kilometres of areas, or micro-scale: like measurement and evaluation of human tissues of nano dimensions.

In the field of medical sciences, digital processing of images gained from human tissues enabled doctors to make more accurate and faster diagnosis. One method of gaining these images is X-Ray technology. X-Ray technology, which is one of the most important inventions in the history of humanity, was found by German physician Wilhelm Roentgen in 1895 by chance, as a result of an experiment on electron rays in excretion tube.

This invention brought with it very important innovations and advantages in medical science. X-Ray technology enabled us to see beyond human tissue and thus made it easier to diagnose broken bones, rotten teeth and strange objects inside the body. Moreover, modified X-Ray procedures have been used to examine softer tissues like lungs and intestines.

In this study, there is an attempt for scanning, processing and interpreting the images of forearm bones (Ulna and radius bones) on radiographs which are taken by X-Ray technology by the help of a specially designed mechanism. It is also aimed to transform these images into a three-dimensional digital model and to produce necessary data digitally by the help of a digital fotogrammetry software.

1. GİRİŞ

Fotogrametri, cisimler yerine cisme ait belli kurallara uygun olarak çekilmiş resimler üzerinde ölçme işlemi olarak tanımlanmaktadır. Bu terim, görüntü alma, işleme, inceleme ve değerlendirme çalışmalarının tümünü kapsamaktadır.

Fotogrametriyi insan vücudunun ölçümünde kullanmanın tarihi neredeyse fotogrametrinin kendi tarihi kadar eskidir. Yakın resim fotogrametrisi biyolojik formların ve fonksiyonların ölçümünde kullanılabileceği gibi anatomik yapıların üç boyutlu bilgileri, şekilleri, yerleri ve zaman içindeki deformasyon ve yer değiştirmelerini ölçmede de kullanılabilir. Gövde, kafa, yüz, akciğerler, göğüs, ayak, deri, gözler ve dişler gibi insan vücudunun birçok bölgesiyle ilgili çalışmalarda şekil ve büyüklük kaydedilebilir (Mitchell ve Newton, 2002).

Gerçekleştirilen uygulamaların bazılarının amacı anatomik çalışmaları geliştirmek bazıları da hastalıkların teşhis ve tedavisi ile ilgili olmuştur. Bu tür ölçmeler; tıbbi durumları tespit etme, bir hastalık veya durumun tedavisi, insan vücudunun anatomisinin incelenmesi ve hastalıklar ve tedavileri alanında araştırma olanaklarına bağlıdır. Fotogrametrik ölçümler asıl olarak ortopedi ve anatomiyle ilgili olsa da; oftalmoloji, nöroloji, diş hekimliği ve ergonomik çalışmalar gibi insan sağlığıyla ilgili daha birçok alana da katkısı olmaktadır. Sonuçlar araştırmacılar, cerrahlar veya biyomekanik mühendisleri tarafından değerlendirilmektedir. Geçmişte analog fotoğraf ve sistemlere dayanan fotogrametrik yöntemlerin en büyük dezavantajı, gözlem ve ölçüm için deneyim gerektirmesi ve değerlendirme aletlerinin çok pahalı olmasıydı. Bu da klinik gibi bir çalışma ortamında zorluklara sebep olmaktaydı. Son dönemdeki önemli gelişmelerden olan dijital fotogrametri yardımıyla bu sorunlar giderilmeye başlanmıştır ancak diğer optik-mekanik yöntemlerin yanında fotogrametrinin bu alanlarda kullanımı yeterince uygulama alanı bulamamıştır. Fotogrametrik yöntemlerin insan vücudunu ölçmek ve incelemek için geliştirilmiş diğer yöntemlerin yerini alabilmesi için fotogrametrinin hızlı, ekonomik, kullanışlı ve daha iyi sonuçlar verdiğini kanıtlamasına bağlıdır. Kamera kalibrasyonu ve görüntü işleme için daha incelikli yöntemlerin kullanıldığını söylemek yeterli

olmadığı için teorik olarak daha anlamlı olduğu söylenmektedir. Bu açıdan ele alındığında seçilen yöntem, operatör tarafından kolaylıkla kullanılabilirmeli, güvenilir olmalı, hızlı ve yeterli doğrulukta veri üretebilmeli ve doğru teşhis ve tedavi kararları için daha uygun bilinen veya yeni parametreleri de sağlamalıdır (Malian ve dig., 2004)

Tıbbi fotogrametri tarihi neredeyse bir yüzyıl öncesine dayansa da tıpta hak ettiği yeri bulamamıştır. Bu ISPRS çalışma gruplarının bu konudaki raporlarında da yansıtılmıştır. 1976 yılında “Biostereometrics” adlı 5. Komisyon kurulmuştur. 1988’de adına “Tıbbi Görüntüleme” eklenmesinin ardından ISPRS çalışma grubunun şu anki adı “Tıbbi Görüntü Analizi ve İnsan Hareketi”. “Tıbbi Görüntüleme” terimi komisyonun görev tanımında bulunmasına rağmen bu alana fotogrametricilerin katkısı sınırlı olmuştur. Yine de fotogrametrinin tıbbi görüntüleme alanına uygulanma potansiyelinin varlığı kesindir. 1990 yılında ISPRS Fotogrametri ve Uzaktan Algılama dergisinde yer alan bir makalede “piksellerden voksellere geçişten korkmayanlar için tıbbi görüntüleme kendini ilgi çekici bir bilim dalı ve bilimsel olarak ödüllendirici bir alan olarak sunacak, ilerleme ve insanoğlunun iyiliği için çok önemli bir yeri olacaktır” olarak belirtilmiştir. Belki de fotogrametriciler voksellere geçiş yolunu diğer uygulama alanlarına daha fazla yöneldikleri için bulmaya fazla çalışmadılar. Yine de, fotogrametrinin tıbbi uygulamalarının insanlığa katkısı açıktır ve bu konu üzerinde çalışmalara devam edilmelidir (Heuvel, 2002)

Dijital fotogrametri yöntemlerinin tıp uygulamalarına getireceği en önemli avantaj elde edilecek yüksek doğruluktur.

Ayrıca görüntülerin daha hızlı işlenmesi ve değerlendirilmesini sağlayan algoritmalar, fotogrametrik sistemlerin kullanılmasının daha ekonomik olmasını sağlamaktadır. Bir hekim için oldukça önemli olan, teşhis için gereksinim duyacağı veriyi üretme fotogrametrik yöntem sayesinde oldukça kısa sürede gerçekleştirilmektedir.

Verinin incelenmesi ve sunumu Ölçme işlerinden daha önemlidir. Fotogrametrik olarak gerçekleştirilen ölçmelerden alınan bilginin uygun kullanıldığının belirlenmesi içinde yöntemler geliştirilmelidir. Birçok kişi tarafından çalışmaların başlatılmasına rağmen fotogrametrinin tıp alanındaki uygulamaları kolay olmamıştır. Hareketli objelerin ve arka plan ölçmeleri için ticari olarak geliştirilen bir kaç sistem vardır ve

herbir uygulama için genelde ayrı özel bir sistem geliştirmek gereklidir. Fotogrametrik teknikler tıbbi durumlara bazı değişikliklerle uygulanabilir. Uygulamanın özel gereklerine göre uygun donanım gerçekleştirmek ve yazılımla işlemek gereklidir. Farklı resim çekme makineleri kullanılmalı, kalibrasyonları gerçekleştirilmelidir. Kaliteli görüntü elde etmek gibi bazı potansiyel zorluklar da çözülmelidir. Ayrıca,  alışma ortamı rahat olmalıdır. Bu kısıtlamaların üstesinden gelinebilirse fotogrametriye, tıpta örneğin dış ölçüm alanında sadece birkaç alternatif vardır ve bu nedenle fotogrametri geçtiğimiz yüzyılda tıbbi ölçüm için geniş olarak araştırılmış ve birçok makale yazılmıştır (Trinder ve dig., 1994). Yine de, uygulamaların sadece küçük bir yüzdesi rutin kullanımla sonuçlanmış ve bunu kullanan çok az tıbbi kurum ve sağlık birimi olmuştur. Tıp fotogrametrisinin dünyadaki gerçek etkisi hala sınırlıdır. Ancak, yakın resim fotogrametrisinin etkili bir tıbbi  l me yöntemi olduğu ve alternatif yöntemlere göre birçok avantajı olduğu bir gerçektir (Malian ve dig., 2004).

2. RADYOLOJİ

Radyoloji sözcüğünün kökeni yunancadır. Işın anlamındaki radius ve söz anlamındaki logos sözcüklerinin birleşmesinden oluşmuştur. Türkçeye ışın bilimi olarak çevrilebilir.

Radyoloji, tıpta bir uzmanlık dalıdır. Bu uzmanlık dalında tanı koymayı sağlayacak ve kolaylaştıracak birçok ileri teknoloji ürünü modern makine araç gereci kullanılmaktadır. Vücut içerisinde organ ve dokuları görüntüleyen bu makinelerin çalışma ilkeleri aynı değildir. Her biri değişik enerji türleri ve değişik fizik ilkeleriyle çalışır (Tatlı, 2006).

Radyolojik görüntülerin iki işlevi vardır:

- Organ ve dokuların durumunu belirlemek (hasta olup olmadığının belirlenmesi), tanı koymak,
- Bu görüntülerin kılavuzluğunda müdahale edilecek bölgeden tıbbi yöntemlerle parça almak ya da tedavi amacıyla o bölgeye müdahale etmek.

Bu tanımlamalardan radyoloji uzmanlığı içerisinde farklı iki alanın var olduğu anlaşılmaktadır. Hastalıkların tanısı yani teşhisi ile uğraşan kısma radyodiagnostik veya diagnostik radyoloji, Türkçe karşılığı olarak radyolojik tanı ya da tanısal radyoloji de denebilmektedir. Diğeri ise tedavi ile ilgilidir ve girişimsel (interventional) radyoloji adını alır. Girişimsel radyolojide, tanısal radyoloji yöntemlerinin kılavuzluğunda hastalıklı bölgeye tedavi amacıyla dışarıdan müdahale edilmesidir (Tatlı, 2006).

2.1 Radyolojik Tanı Yöntemleri Nelerdir?

Tanısal Radyolojide 4 temel yöntem vardır. Her birinin kullandıkları enerji türü ve fizik ilkeleri farklıdır.

Bu yöntemler şunlardır:

- Tanısal Radyoloji
 - Röntgen (konvansiyonel/dijital): Kullanılan enerji X-Işını (röntgen ışını) dır. Vücudun içinden farklı oranlarda geçen X-Işınları bir fotoğraf filmi ya da fluoressan ekran üzerine düşürülerek görüntü oluşturulur. Şekil 2.1 ve 2.2’ de röntgen cihazı ve bu cihazdan elde edilen görüntü görülmektedir.

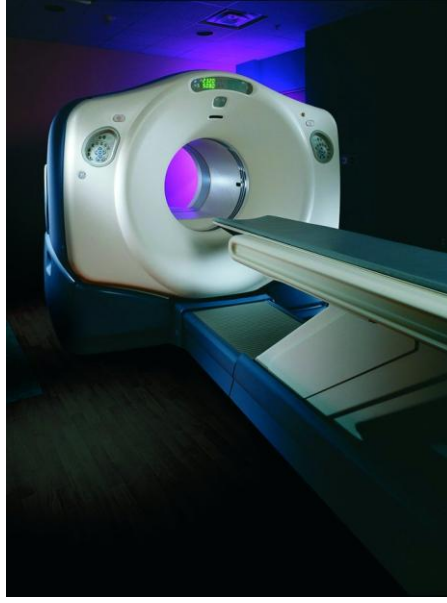


Şekil 2.1: Röntgen Makinesi

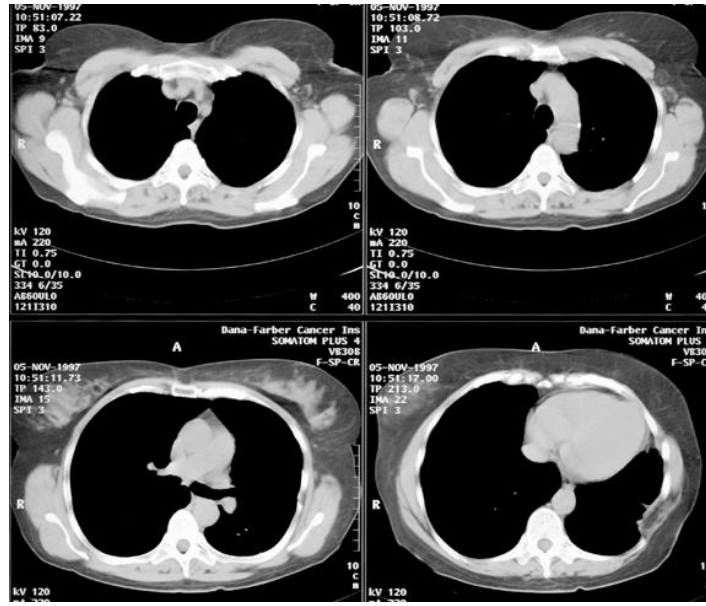


Şekil 2.2: Röntgen Filmi

- Bilgisayarlı Tomografi (BT): X-Işını kullanılır. Temel fizik kuralı röntgende olduğu gibidir; X-Işınları vücudu geçtiği dokunun yapısına bağlı olarak farklı oranda geçer. Röntgenden farklı olarak, vücudu geçen X-Işınları röntgende olduğu gibi fotoğraf filmi üzerine düşürülmez; ölçülür ve görüntüleri bu ölçümlerden yapacak olan güçlü bir bilgisayar sistemine gönderilir.
- Bu sayede bilgisayarlı tomografide vücudun ince bir kesitinin görüntüsü ayrıntılı olarak elde edilebilir. Şekil 2.3 ve 2.4’ de bilgisayarlı tomografi makinesi ve bu makineden elde edilen görüntü görülmektedir.



Şekil 2.3: Bilgisayarlı Tomografi Makinesi



Şekil 2.4: Bilgisayarlı Tomografi İle Elde Edilen Görüntü

- Ultrasonografi (US): Kullanılan enerji kulağın duyma sınırının çok üstündeki yüksek frekanslı sestir. Ses vücudu geçerken farklı yapıların yüzeylerinden yansır. Görüntü, vücuda gönderilen sesin yankılarından oluşur ve incelenen bölgenin kesiti şeklindedir. Şekil 2.5 ve 2.6’ da ultrasonografi makinesi ve bu makineden elde edilen görüntü görülmektedir.



Şekil 2.5: Ultrasonografi Makinesi



Şekil 2.6: Ultrasonografi İle Elde Edilen Görüntü

- Manyetik Rezonans (MR): Kullanılan enerji türü radyo dalgasıdır. Bu radyo dalgası, güçlü manyetik alan içerisine konmuş olan vücuda gönderilir. Veri kaynağı vücuttaki su moleküllerinin hidrojenlerinin çekirdeğindeki protonlardır. Şekil 2.7 ve 2.8’ de MR makinesi ve bu makineden elde edilen görüntü görülmektedir.

Güçlü bir manyetik alan içerisinde konarak duyarlı hale getirilmiş protonlar, dışarıdan gönderilen radyo dalgasıyla uyarılır. Uyarılan protonlar, eski konumlarına dönerken alternatif akın türünde bir sinyal yayarlar. Protonların miktarına ve çevre ilişkilerine bağlı olarak değişen bu sinyalin şiddet ve sürelerinden yararlanılarak, bilgisayar aracılığı ile görüntüler oluşturulur.

MR’de de BT’de olduğu gibi kesitsel görüntüler elde edilir ve görüntüler güçlü bilgisayarlarla oluşturulur.



Şekil 2.7: Manyetik Rezonans Makinesi



Şekil 2.8: Manyetik Rezonans İle Elde Edilen Görüntü

- Girişimsel Radyoloji: Doktorun tanıdan yola çıkarak uygulamış olduğu müdahale aşamasıdır.

3. X-IŞINI TEKNOLOJİSİ

3.1 X-Işını Sistemlerine Giriş

İnsanlığın büyük buluşlarından çoğu gibi, X-Işını teknolojisi de tamamen tesadüf eseri bulunmuştur. 1895 yılında Şekil 3.1’de fotoğrafı görülen Wilhelm Roentgen isimli Alman fizikçi bu buluşu gaz boşaltım tüpünde elektron ışınlarıyla deney yaparken gerçekleştirmiştir. Roentgen, laboratuvarındaki floresan ekranın elektron ışını açıldığında parladığını fark etmiştir. Bu tepki tek başına çok şaşırtıcı değildir (floresan materyal normalde elektromanyetik radyasyona tepki olarak parlar) fakat Roentgen’in tüpü siyah yoğun mukavvayla kaplanmıştı. Roentgen bunun radyasyonun çoğunluğunu engellediğini varsaymıştır.

Roentgen tüp ve ekran arasına çeşitli objeler yerleştirdiğinde ekranın hala parladığını fark etmiştir. Son olarak, tüpün önüne kendi elini koyduğunda, kemiklerinin silüetinin floresan ekrana yansıdığını görmüştür.



Şekil 3.1: Alman Fizikçi Wilhelm Roentgen

Buluşundan bir hafta sonra, Roentgen Şekil 3.2’de görülen karısının elindeki nikâh yüzüğü ve kemikleri net şekilde gösteren bir X-Işını fotoğrafı çekmiştir. Bu fotoğraf kamuyu heyecanlandırmış ve bu yeni radyasyon tipine karşı büyük bilimsel ilgi uyandırmıştır.



Şekil 3.2: El Kemiklerini ve Yüzüğü Gösteren Röntgen Filmi

Roentgen, bu buluşun bilinmeyen doğasını ifade etmek için X-Radyasyonu adını vermiştir. Bu gizemli radyasyon görünür ışığı emen birçok materyalden geçme kabiliyetine ve elektronları atomlardan ayırma kabiliyetine sahiptir.

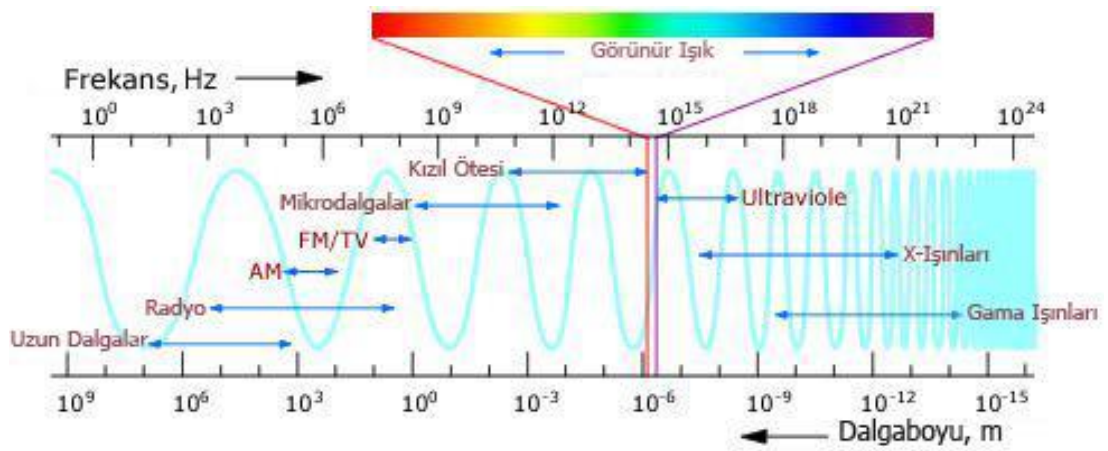
Bu önemli buluş insanlık tarihindeki en önemli tıbbi gelişmelerden birini getirmiştir. X-Işını teknolojisi doktorların kırık kemikleri, çürükleri ve yutulmuş objeleri incelemek için insan dokusunun hemen ardını alışılmamış bir kolaylıkla görebilmelerini sağlamış ve değiştirilmiş X-Işını uygulamalarıyla, akciğerler, kan damarları veya bağırsaklar gibi daha yumuşak dokuların incelenmesi için kullanılmıştır.

X-Işınları’yla üretilen görüntüler değişik dokularca değişik emilme hızlarına bağlıdır. Kemiklerdeki kalsiyum X-Işınları’nı en fazla emer ve böylece radyograf adı verilen X-Işını görüntü filminde kemikler beyaz görünür. Yağ ve diğer yumuşak dokular daha az emer ve gri görünürler. Hava en az emendir, bu nedenle akciğerler radyografı siyah görünür.

3.2 X-Işını Nedir ?

X-Işınları temel olarak görünebilir ışık ışınlarıyla aynı şeydir. Her ikisi de foton denen parçacıklarca taşınan dalgamsı elektromanyetik enerji şekilleridir. X-Işınları'yla görünebilir ışık ışınları arasındaki fark tek olarak fotonların enerji seviyesidir. Bu aynı zamanda ışınların dalga boyu olarak da ifade edilir. Şekil 3.3'de bu dalga boylarını gösteren elektromanyetik spektrum görülmektedir.

Gözlerimiz görünebilir ışığın belirli bir dalga boyuna karşı hassastır, fakat daha yüksek enerjili X-Işını dalgalarının daha kısa dalga boylarına veya daha düşük enerjili radyo dalgalarının daha uzun olan dalga boyuna karşı hassas değildir

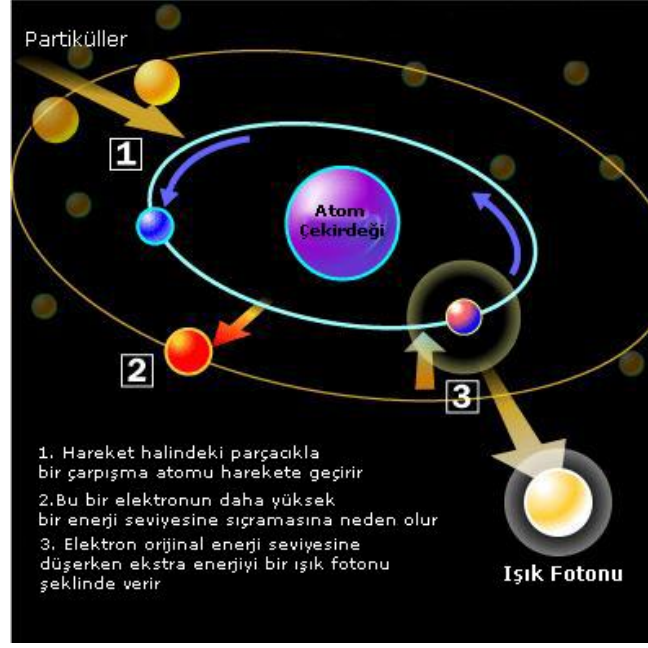


Şekil 3.3: Elektromanyetik Spektrum

3.2.1 X-Işını'nın Temel Prensipleri

Görünebilir ışık fotonları ve X-Işını fotonlarının her ikisi de atomlardaki elektronların hareketleri sonucu oluşur. Elektronlar farklı enerji seviyelerine veya atom çekirdeğinin etrafında değişik orbitallere sahiptir. Şekil 3.4'de de görüldüğü gibi bir elektron daha düşük bir orbitale düştüğünde, bir miktar enerji açığa çıkarması gerekir, bu ekstra enerjiyi foton biçiminde çıkarır. Fotonun enerji seviyesi elektronun orbitaller arasında ne kadar uzağa düştüğüne bağlıdır.

Bir foton başka bir atomla çarpıştığında, atom bir elektronu daha yüksek bir seviyeye fırlatarak fotonun enerjisini emebilir. Bunun olması için, fotonun enerji seviyesi iki elektron pozisyonu arasındaki enerji farkıyla eşleşebilmelidir. Eğer böyle değilse, foton orbitaller arasında elektron değiştiremez.



Şekil 3.4: Işık Fotonu Oluşumu

Vücut dokularınızı oluşturan atomlar görünebilir ışığı çok iyi şekilde emer. Fotonun enerji seviyesi elektron pozisyonları arasındaki çeşitli enerji farklılıklarına uyar. Radyo dalgaları daha geniş atomlarda elektronları orbitaller arasında hareket ettirecek yeterli enerjiye sahip değildir, bu nedenle pek çok şeyin içinden geçip giderler. X-Işını fotonları da pek çok şeyin içinden geçerler, ancak bu tam tersi bir nedendir. Çok fazla enerjileri olduğu için geçmektedirler.

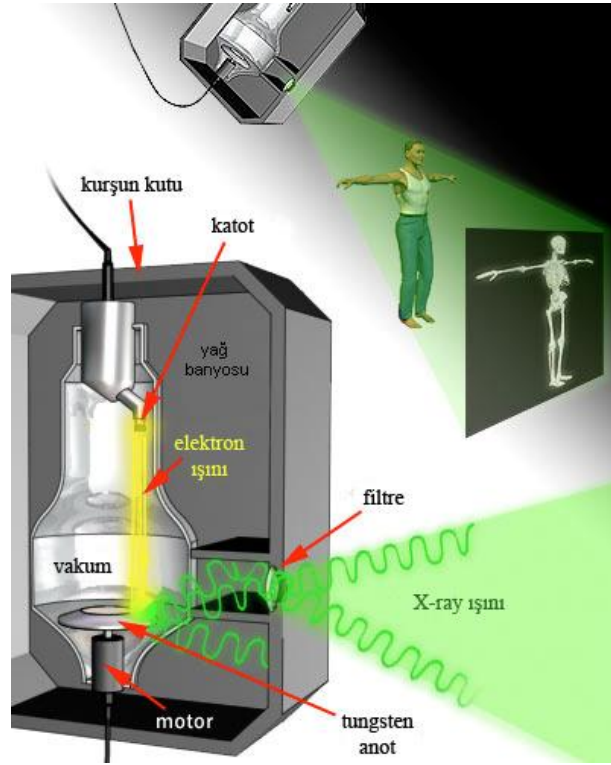
Yine de, bir elektronu bir atomdan tamamen koparabilirler. X-Işını fotonunun enerjisinin bir kısmı elektronu atomdan ayırmak için çalışırken geri kalanı elektronu boşlukta uçmaya gönderir. Daha büyük bir atom bir X-Işını fotonunu bu şekilde emer çünkü büyük atomlar orbitalleri arasında daha fazla enerji farkına sahiptir. Enerji seviyesi fotonun enerjisine çok daha yakındır. Elektron orbitallerin göreceli olarak daha alçak enerji sıçrayışlarıyla ayrıldığı daha küçük atomlar, X-Işını fotonlarını emmeye daha az meyillidir.

Vücudunuzdaki yumuşak doku küçük atomlardan oluşmaktadır ve bu nedenle de X-Işını fotonlarını iyi şekilde emmezler. Kemiklerinizi oluşturan kalsiyum atomları ise çok daha büyüktür ve bu nedenle X-Işını fotonlarını emmekte çok daha iyilerdir.

Vücudunuzdaki yumuşak doku küçük atomlardan oluşmaktadır ve bu nedenle de X-Işını fotonlarını iyi şekilde emmezler. Kemiklerinizi oluşturan kalsiyum atomları ise çok daha büyüktür ve bu nedenle X-Işını fotonlarını emmekte çok daha iyilerdir.

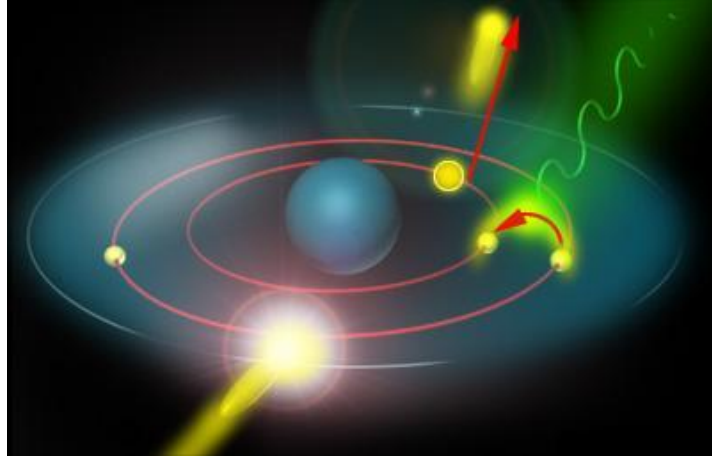
3.3 X-Işını Makinesi Nasıl Çalışır?

Bir X-Işını makinesinin kalbi, Şekil 3.5’de gösterildiği gibi cam vakum tüpünün içinde bulunan ve bir katot ve bir anottan oluşan bir elektrot çiftidir. Katot, eski bir floresan lambada bulabileceğiniz gibi ısıtılmış bir teldir. Makine tel üzerinden akımı geçirerek onu ısıtır. Bu ısı elektronları tel yüzeyinden dışarı saçar. Pozitif yüklenmiş anot, yani tungstenden yapılmış düz bir disk, elektronları tüp boyunca çeker.



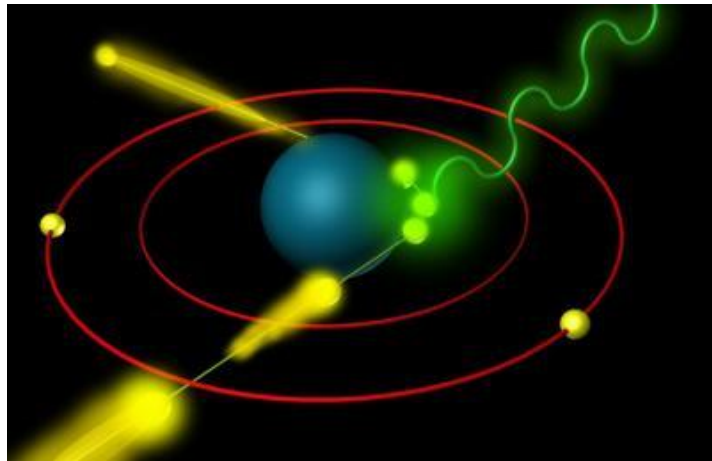
Şekil 3.5: X-Işını Makinesinin Çalışma Şeması

Katot ve anot arasındaki voltaj farkı son derece yüksektir, bu nedenle elektronlar çok büyük bir güçle tüpün içinde uçarlar. Şekil 3.6’da görüldüğü gibi hızlı bir elektron bir tungsten atomuyla çarpışırsa, bir elektronu atomun daha düşük orbitallerinden birinden uzağa fırlatır. Daha yüksek orbitallerden bindeki bir elektron hemen daha düşük bir enerji seviyesine düşer ve ekstra enerjisini foton şeklinde ortaya çıkarır. Bu büyük bir düşüştür, bu nedenle foton yüksek bir enerji seviyesine sahiptir. Bu bir X-Işını fotonudur.



Şekil 3.6: Serbest elektron tungsten atomuyla çarpışır ve bir elektronu daha düşük bir orbitale atar. Daha yüksek orbitalli bir elektron boş pozisyonu doldurur ve fazla enerjisini foton şeklinde çıkarır.

Şekil 3.7’de görüldüğü gibi serbest elektronlar ayrıca bir atoma çarpmadan da foton üretebilirler. Bir atomun çekirdeği hızlı bir elektronu sırf yönünü değiştirecek kadar etkileyebilir. Güneşin etrafında gezen bir kuyruklu yıldız gibi, elektron da atomu hızlandırırken yavaşlar ve yön değiştirir. Bu “frenleme” hareketi elektronun fazla enerjiyi X-Işını fotonu şeklinde saçmasına neden olur.



Şekil 3.7: Serbest elektron tungsten atom çekirdeğine doğru çekilir. Elektron hızlandığı sırada, çekirdek onun doğrultusunu değiştirir. Elektron enerji kaybeder ve bunu X-Işını fotonu olarak dışarı verir.

X-Işını üretiminde ortaya çıkan yüksek etkili çarpışmalar fazla miktarda ısı üretir. Bir motor erimeden korumak için anodu döndürür (elektron ışını her zaman aynı alana odaklanmış değildir). Zarfı çevreleyen serin yağ banyosu da ısıyı emer.

Tüm mekanizma kalın kurşun bir korumayla çevrilidir. Bu X-Işınları'nın tüm yönlere kaçmasını engeller. Bu korumadaki küçük bir pencere bası X-Işını fotonlarının dar bir ışın halinde kaçmasına izin verir. Bu ışın bir dizi filtreden geçerek hastaya gider.

Hastanın diğer tarafındaki bir kamera hastanın tüm vücudundan geçen X-Işını'nın modelini kaydeder. X-Işını kamerası sıradan bir kamerayla aynı film teknolojisini kullanır, fakat X-Işını görünür ışık yerine kimyasal reaksiyonları etkiler.

Genellikle, hekimler film görüntüsünü negatif olarak saklar. Yani, daha fazla ışığa maruz kalan bölümler daha karanlık ve daha az ışığa maruz kalanlar daha aydınlık görünür. Kemik gibi sert materyaller beyaz görünürken daha yumuşak materyaller siyah veya gri görünür. Doktorlar X-Işını'nın yoğunluğunu değiştirerek farklı materyallere odaklanabilirler.

3.3.1 X-Işını Filminin Yapısı

Genelde X-Işını filmi bir nevi sentetik kumaş temellidir ve kalınlığı 120 μm ' den 250 μm ' ye kadar değişmektedir (Moffitt, 1972).

X-Işını'nın yayılım hareketi açık olarak görülmez. Işınların ortaya çıkması için X-Işını filmleri kullanılır. Bir X-Işını filmi, ışık emici ve X-Işını'na hassas ışık saçıcı perdenin emülsiyonla ilişkisi sağlanarak çekilir (Turner-Smith, 1990).

Hassas filmin direkt olarak X-Işını'nı alması nispeten daha azdır. Bu olumsuzluğu ortadan kaldırmak için kuvvetlendirici perdeler kullanılır. Kuvvetlendirici perdeler, X-Işını'na maruz kaldıkları zaman mavi ışık saçarlar. X-Işını filmleri mavi ışığa duyarlıdır. Ayrıca kuvvetlendirici perdeler ışık yayılım dozajını da azaltmaktadırlar ve kullanıldıkları zaman çözünürlük azalır ki bu da çift emülsiyonlu film kullanılarak çözülebilir.



Şekil 3.8: Çift Emülsiyonlu X-Işını Filminin Kesiti

Şekil 3.8’de bir röntgen filminin kesiti gösterilmiştir. Burada düz ve yassı film, kuvvetlendirici perdenin arkasına yerleştirilen keçe tarafından muhafaza edilir. Görüntünün yoğunluğu, cismin X-Işını’nı emmesine, kalınlığına ve nesnenin atomik yapısına bağlıdır. Eğer aynı kalınlıkta fakat farklı yoğunluktaki iki nesneye X-Işınları çarparsa, yoğunluğu fazla olan cisim ışınları daha fazla emecektir. Aynı şekilde atom numarası büyük olan cisim de ışınları daha çok emer. 14 atom numaralı kemik, 76 atom numaralı tel bir kumaştan film üzerinde daha net gözükür. Tıpta çekilen X-Işını filmlerinde kemiklerin daha açık ve net görülmesinin sebebi de bu şekilde açıklanabilir (Göktepe, 2004)

3.4 X-Işın Fotogrametrisi

3.4.1 X-Işın Fotogrametrisine Genel Bir Bakış

X-Işını fotogrametrisi, bir odak noktasından çıkan ve obje içinden geçerek film üzerine düşürülen X-Işınları’nın, merkezi projeksiyonu temeline dayanmaktadır. X-Işını teknikleri tıp ve endüstri alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. İnsan vücudunun ve canlı bir nesnenin fiziksel verilerinin elde edilmesi ve bu verilerden üç boyutlu görüntülerin oluşturulması X-Işınları ile sağlanmaktadır. Bu görüntüleme yöntemi sayesinde tümör, kanser ve diğer anormal gelişmeler, vücuda zararlı yabancı maddeler; örneğin mideye inen metal parçaları, silahlı yaralanmalar sonucu vücuda giren metal parçaları veya kırılan kemiklerin boyları ile ilgili konum değişiklikleri belirlenebilmektedir (Göktepe, 2004).

Geleneksel X-Işını çalışmalarının temeli tek resim değerlendirmesine dayandırılmaktadır. Ancak tek tek fotoğraflarla bilgi sadece iki boyutlu bir düzlemde alınmaktadır. Bu nedenle tek X-Işını fotoğraflarıyla gerek gelişimi incelemeye ve gerekse yukarıda bahsedilen bazı problemlerin çözümünde bazı sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunların en önemlisi, doğal yapının tam, doğru bir şekilde üç boyutlu yapısının çıkarılamaması veya bu boyutlardaki deformasyonun izlenememesidir (Göktepe, 2004).

Tek X-Işını fotoğrafları stereo X-Işın fotogrametrisinin gelişimi için bir altlık oluşturmaktadır. Stereo X-Işın fotogrametrisi, üç boyutlu modellerin oluşumunu sağlayan ölçülerin alımına imkân veren bir sistemdir. Stereo X-Işın fotogrametrisini gerçekleştirebilmek için, %50 veya daha fazla bindirmeli iki X-Işını fotoğrafı çekilmesi gerekir. Daha sonra bu fotoğraflar, stereo olarak gözlenir, röntgeni çekilen objenin yeniden optik ve matematiksel olarak oluşturulabilmesi için, obje üzerindeki farklı konumlardaki noktalarda ölçüler yapılır (Göktepe, 2004).

X-Işınları'nın tıpta tedavi amaçlı kullanılmalarının sebebi, emniyetli bir şekilde ısı ve ışık saçmalarına bağlıdır (Karşlı, 1996).

X-Işını makinesinin odak noktasının büyüklüğü, görüntünün çözümü olması için küçük odaksak noktalarla ilişki kurulacağından önemlidir. Şekil 3.5' de görüldüğü gibi anot belirli bir eksen üzerinde sabit ya da hareketli olabilir. Anodun dönüşü yüksek bir voltaj ortaya çıkarır ve yüksek voltajla çok küçük odaksal noktalar üretilir. Esasen fotogrametrik kurallara göre de odak bir daire değil nokta olarak kabul edilir (Karşlı, 1996).

3.4.2 Stereo X-Işın Fotogrametrisi

Tıp ve endüstride üretilen radyografların (X-Işını filmlerinin) büyük çoğunluğu tek radyograflar gibi analiz edilir. Deneyimli radyolojistler, hiçbir ölçüm cihazı kullanmadan bile bir teşhise varabilmek için, yoğunlukta, formda ve büyüklükte olan çok ince ayrıntıları bile tespit eder ve yorumlarlar. Bazı durumlarda, yine de, uzunlukları, alanları ve açıları ölçebilmek için çeşitli türlerde ölçeklere ve kaplamalara başvururlar. Daha iyi yorumlama için üç boyutlu bir görüntü gerektiğinde, iki X-Işını filmi, her iki ayrı perspektif merkezinden ayrı olarak çekilmelidir.

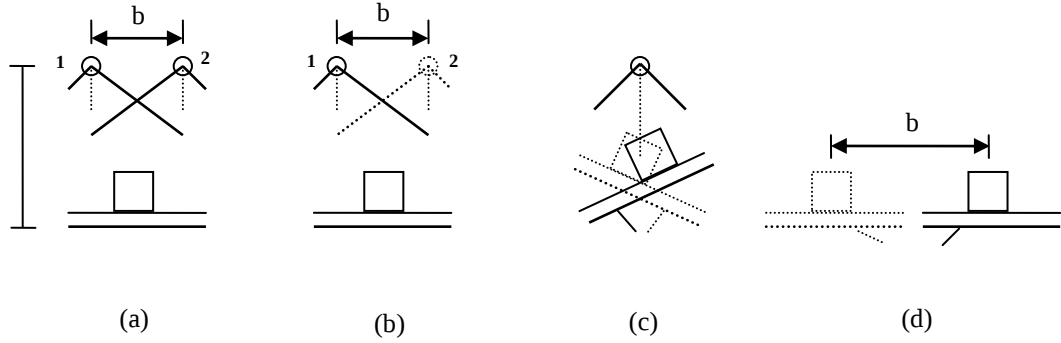
Bir stereoskopik radyograf çifti, her birinin kendi avantaj ve dezavantajları olan bir çok yolla elde edilebilir. Şekil 3.8a'da, iki X-Işını tüpü birbiriyle ilişkili olarak sabit bir tabanda sabitlenmişlerdir. Pratik nedenlerle, hem kaset tutucu hem de X-Işını tüpleri sert ünite olduğu için tüm aparat sabitlenecektir. Bunun avantajı, bir kez hizalanıp kalibre edildikten sonra, dış ve iç oryantasyonları bilindiği ve sabitlendiği için sonuçtaki fotogrametrik indirgemenin basitleştirilebilir olmasıdır. Bu düzenleme ayrıca, ayırık noktaların stereoskopik paralaksını tek bir radyografda elde etmek için, X-Işını tüplerinin eşzamanlı ateşlenmesine izin verir. Bütün bir ünitenin bir dezavantajı taban-uzaklık oranı olarak esnekliğidir. Fiyat ve bulunabilirlik iki tüp sisteminin iki ana dezavantajıdır (American Society of Photogrammetry, 1980).

Stereoradyograf elde etmek için daha yaygın bir düzenleme, X-Işını tüpünün filmin yüzeyine paralel çekildiği Şekil 3.8b'de gösterilmiştir. Bu metodun belirgin avantajı genel uygunluğudur. Eğer normal durumun basitleştirilmiş geometrisi uygulanacaksa, ya kayan mekanizma ya da kaset tutucu, maruz kalma yüzeyi ve film yüzeyi arasında paralellikten emin olmak için, dikkatlice hizalanmalıdır. Tabanın kendisi; tüp yuvasının, bir yüzüne yerleştirilen bir referans işaretine göre yer değiştirmesinin ölçülmesiyle bayağı doğru şekilde belirlenebilir (Moffitt, 1972). Bu metodun ana dezavantajı kayma sırasında tüp yuvasının kolay tutulamamasıdır. Ayrıca, bir kişi X-Işınlanırken, kaydırma operasyonu ile ilgili karışıklık kişi üstünde rahatsız edici etki yapar (American Society of Photogrammetry, 1980).

Referans yüzeyi ve kaset tutucusunun X-Işını tüpünün direk olarak altındaki bir eksen etrafında dönmesini gerektiren bir teknik, Şekil 3.8c'de gösterilmiştir. Bu, Şekil 3.8a'da gösterilen film-obje 1. konumunun sol tüp konumuyla eşleştiği geometrik bozulmaya çok benzer şekilde sonuçlanır. Bu teknik detaylı olarak McNeil tarafından anlatılmıştır (1966). Durağan objelerin çalışılmasına ve tıpta, vücudun film yüzeyine göre tamamen hareketsiz haldeki parçaları için uygulanabilir. Yine de, canlı bir özneyi bir konumdan diğerine sallamak hem iç hem dış kısımların hafif ve farklı kaymalarına neden olur ve üç-boyutlu analizin doğruluğunu yok eden yanlış paralellikler oluşturur (American Society of Photogrammetry, 1980).

Şekil 3.8d'de gösterilen düzenleme, stereo tabanın yaratılması için, X-Işınlanan objenin X-Işını tüpünün altında kaydırılmasını gerektirir. Bu Şekil 3.8a'da gösterilen film-obje 1. konumunun sol tüp konumuyla eşleştiğine benzer bir geometrik yapılandırmayla sonuçlanır. Bu düzenlemenin avantajı tüpün sabit tutulabilmesinde

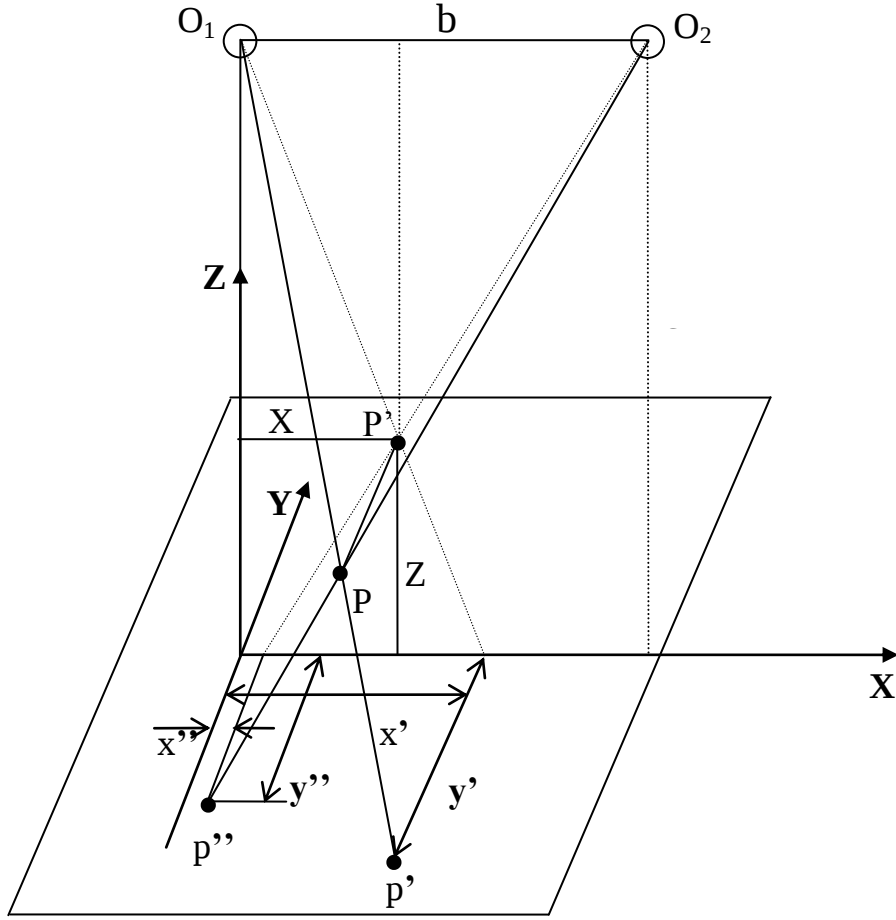
yatar. Yine de, bu obje-film dizilişini bir ünite olarak kendine paralel olarak kaldırmak için gerekli mekanizmaya sahip olma gerekliliğiyle kıyaslanmalıdır (American Society of Photogrammetry, 1980).



Şekil 3.8: Stereoskopik Görüntü Çiftleri Elde Edebilmek İçin Uygulanabilecek Geometrik Düzenlemeler

3.4.3 X-Işın Fotogrametrisi İçin Matematik Modeller

X-Işın fotogrametrisinde kullanılan birkaç matematiksel model vardır. Bu modellerin esas amacı obje noktalarının ve anotların konumlarının bir koordinat sistemi içinde belirlenmesidir. Bu işlemler temel geometrik bağıntılar ve kalibrasyon işlemleriyle gerçekleştirilir. Stereo X-Işın fotogrametrisinin geometrik prensibi Şekil 3.9'da gösterilmektedir. Şekil stereo X-Işın fotogrametrisinin normal alım durumunu açıklar. Anotların asal eksenleri birbirine paraleldir, baza ve film düzlemine diktir. Sol anodun bulunduğu nokta, koordinat sisteminin başlangıcıdır. Işık yayılım merkezi ile film arasındaki uzaklık asal uzaklık olarak tarif edilir, Şekil 3.9'da (c) olarak gösterilmiştir (Göktepe, 2004).



Şekil 3.9: Stereo X-Işını fotogrametrisinin normal alım durumu

Bir P noktasının radyograf üzerindeki görüntüsü sol anottaki görüntüde $p'(x', y')$ ve sağ anottaki görüntüde $p''(x'', y'')$ olarak belirlenir. (x', y') ve (x'', y'') radyograf koordinatlarıdır. P obje noktasının obje (X, Y, Z) koordinatları ise;

$$X = x'(1 - \frac{Z}{c})$$

$$Y = y'(1 - \frac{Z}{c}) , Y = y''(1 - \frac{Z}{c}) \quad (3.1)$$

$$Z = \frac{c \cdot p}{(b + p)}$$

$$p = x' - x''$$

formülleri ile bulunur (Göktepe, 2004)

Uygulamada X-Işın fotogrametrisinde kullanılan temel matematiksel modeller şunlardır:

- Fotogrametrik sistem
- Seattle sistemi
- Cleveland sistemi
- Direct Lineer Transformation (DLT) yöntemi

3.4.3.1 Fotogrametrik Sistem (Genişletilmiş Doğrusallık Koşulu)

Fotogrametrik sistemin temeli kollinearite şartına (collinearty condition) dayanmaktadır. Ancak X-Işını fotogrametrisi için kollinearite şartı biraz değiştirilmiştir. Fotogrametrik sistemde, radyograf sistemi resim sistemi olarak gösterilir ve obje koordinat sistemi de referans sistemi olarak isimlendirilir (Göktepe, 2004).

3.4.3.2 Seattle Sistemi

Bu yöntem Washington Üniversitesi ve Veterans Administration Hastanesi tarafından yürütülen bir araştırma projesi kapsamında Seattle’da geliştirilmiştir. Bu yöntem, bir kalibrasyon sistemi içermektedir. Bu sistemde kalibrasyon referans sistemi ile ilişkili bir ızgara levha kullanılmaktadır. Görüntü koordinatları monoküler bir sayısallaştırıcıda ölçülür ve obje referans sistemi koordinatlarına dönüştürülür. Sistem projektif dönüşümün doğrusal hale getirilmiş eşitliklerini kullanır (Göktepe, 2004).

3.4.3.3 Cleveland Sistemi

Bu sistem, obje uzayının iki düzlem kontrolü ile geliştirilmiştir. Çift düzlem kontrol sisteminde, A ve B anotlarının koordinatları bilinmektedir. P (obje) noktası, a filmi üzerinde P_a , b filmi üzerinde P_b olarak görüntülenir. P_a ve P_b resim noktalarının koordinatları bir sayısallaştırıcıda ölçülür. Filmin koordinat eksenleri, sayısallaştırıcının eksenine paralel olması için sayısallaştırıcı üzerinde yöneltme işlemi yapılır. Koordinat ölçmeleri sonucunda P_a ve P_b resim koordinatları (x_a, y_a) ve (x_b, y_b) olarak belirlenir. Bu koordinatlar daha sonra matematiksel eşitlikler yardımıyla X,Y,Z obje referans koordinat sistemine dönüştürülürler (Göktepe, 2004).

3.4.3.1 Direct Linear Transformation (DLT) Yöntemi

Analitik fotogrametride resim noktası analitik aletlerle veya komparatörle yapılır. Ölçülen resim koordinatlarının, komparatör koordinat sisteminden cisim koordinat sistemine dönüştürülmesi gerekir. Günümüzde ise dijital olarak elde edilen resim koordinatlarının doğrusal cisim koordinatlarına dönüştürülmesi idealdir. Abdel-Aziz ve Karara tarafından geliştirilen DLT yöntemi resim koordinatlarından cisim koordinatlarına dönüşümü doğrudan gerçekleştirmektedir. Yöntemin başlıca avantajı, kalibre edilmiş bir kamera veya gösterge işaretleri gerektirmemesidir. Doğrudan lineer dönüşüm yönteminin matematik ifadesi aşağıdaki eşitliklere dayanmaktadır (Göktepe, 2004). Bu eşitlikler:

$$\begin{pmatrix} \bar{x} - x_p \\ \bar{y} - y_p \\ -c \end{pmatrix} = \lambda \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Şeklinde yazılabilir. Burada;

$\bar{x}, \bar{y}$: Bir noktanın düzeltilmiş resim koordinatları,

x_p, y_p : Asal noktanın resim koordinatları,

c : Kamera sabiti,

λ : Ölçek faktörü,

m_{ij} : Dönüklük matrisi elemanları,

X, Y, Z : Noktanın arazi koordinatları,

X_0, Y_0, Z_0 : Kamera izdüşüm merkezinin arazi koordinatlarıdır.

Resim koordinat sisteminin, koordinatların ölçüldüğü makine koordinat sistemine paralel olduğu varsayımı ile dönüşüm ve düzeltme formülleri,

$$\bar{x} - x_p = \lambda_x (x + \Delta x - x_0) \quad (3.3)$$

$$\bar{y} - y_p = \lambda_y (y + \Delta y - y_0)$$

olarak yazılabilir. Bu formüllerde,

λ_x, λ_y : İki eksen yönündeki ölçek faktörleri,

x_0, y_0 : Ana noktanın komparatör koordinat sistemindeki koordinatları,

$\Delta x, \Delta y$: Koordinatlardaki sistematik hatalardır.

(2) ve (3) eşitliklerinde sol tarafların birbirine eşit olduğu göz önüne alınarak düzenleme yapılabilir. Bunlardan her iki eşitliğin sağ tarafları birbirine eşitlenirse;

$$x + \Delta x - x_0 = -c_x \frac{m_{11}(X - X_0) + m_{12}(Y - Y_0) + m_{13}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)} \quad (3.4)$$

$$y + \Delta y - y_0 = -c_y \frac{m_{21}(X - X_0) + m_{22}(Y - Y_0) + m_{23}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)}$$

Şeklinde ifade edilebilir. x, y komparatör koordinat sisteminde resim koordinatları, $\Delta x, \Delta y$ resim koordinatlarının düzeltmelerini, x_0, y_0 ana noktanın makine koordinat sistemindeki koordinatları ve c_x, c_y 'de x ve y yönündeki asal uzaklık değerleridir. Makine koordinat sisteminden resim koordinat sistemine dönüşümde afin dönüşüm kullanıldığından dolayı x ve y koordinat yönlerinde farklı asal mesafeler oluşur. Bir takım kabuller ve düzeltmeler sonucunda (5) eşitliği,

$$x + \Delta x = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad (3.5)$$

$$y + \Delta y = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

biçiminde ifade edilebilir. Koordinatlara getirilecek düzeltme değerleri ise;

$$\Delta x = x'(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots) + P_1(r^2 + 2x'^2) + 2P_2 x' y' \quad (3.6)$$

$$\Delta y = y'(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots) + P_2(r^2 + 2y'^2) + 2P_1 x' y'$$

şeklindedir. Burada,

$$x' = x - x_0$$

$$y' = y - y_0 \quad (3.7)$$

$$r^2 = x'^2 + y'^2$$

k_i : Simetrik distorsiyon katsayıları,

P_i : Simetrik olmayan mercek distorsiyon katsayılarını gösterir.

Yukarıdaki formüllerde 11 parametre açık şekilde ifade edilirse,

$$L = -(m_{31}X_0 + m_{32}Y_0 + m_{33}Z_0)$$

$$L_1 = (x_0m_{31} - c_xm_{11})/L$$

$$L_2 = (x_0m_{32} - c_xm_{12})/L$$

$$L_3 = (x_0m_{33} - c_xm_{13})/L$$

$$L_4 = x_0 + c_x(m_{11}X_0 + m_{12}Y_0 + m_{13}Z_0)/L$$

$$L_5 = (y_0m_{31} - c_y m_{21})/L \quad (3.8)$$

$$L_6 = (y_0m_{32} - c_y m_{22})/L$$

$$L_7 = (y_0m_{33} - c_y m_{23})/L$$

$$L_8 = y_0 + c_y(m_{21}X_0 + m_{22}Y_0 + m_{23}Z_0)/L$$

$$L_9 = m_{31}/L$$

$$L_{10} = m_{32}/L$$

$$L_{11} = m_{33}/L$$

şeklini alır (Toz, 1987). Bu eşitliklerin çözümü EKK ilkesine göre çözülebilir.

Denklemin matematiksel olarak çözüme kavuşturulabilmesi resim koordinatları ve obje koordinatları bilinen en az 6 adet noktaya ihtiyaç vardır. Noktaların obje koordinatları X,Y,Z, resim koordinatları u,v olarak ifade edilirse;

n adet nokta için normal denklemler katsayılar matrisi,

$$A = \begin{pmatrix} X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1 X_1 & -u_1 Y_1 & -u_1 Z_1 \\ X_2 & Y_2 & Z_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_2 X_2 & -u_2 Y_2 & -u_2 Z_2 \\ M & M & M & M & M & M & M & M & M & M & M \\ M & M & M & M & M & M & M & M & M & M & M \\ X_n & Y_n & Z_n & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_n X_n & -u_n Y_n & -u_n Z_n \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & -v_1 X_1 & -v_1 Y_1 & -v_1 Z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_2 & Y_2 & Z_2 & 1 & -v_2 X_2 & -v_2 Y_2 & -v_2 Z_2 \\ M & M & M & M & M & M & M & M & M & M & M \\ M & M & M & M & M & M & M & M & M & M & M \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_n & Y_n & Z_n & 1 & -v_n X_n & -v_n Y_n & -v_n Z_n \end{pmatrix} Z \quad (3.9)$$

$$L^T = \begin{matrix} u_1 & u_2 & \Lambda & \Lambda & \Lambda & u_n & v_1 & v_2 & \Lambda & \Lambda & \Lambda & v_n \end{matrix} \quad (3.10)$$

$$N = A^T A \quad (3.11)$$

$$n = A^T L \quad (3.12)$$

$$X = N^{-1} n \quad (3.13)$$

(13) nolu denklemde elde edilen değerler, (8) nolu denklemin 11 L parametresine ait sonuç değerleridir. Kamera iç yöneltme elemanları (x_0, y_0, c) (14) nolu eşitliklerden,

$$\begin{aligned} x_0 &= \frac{(L_1 L_9 + L_2 L_{10} + L_3 L_{11})}{(L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2)} \\ y_0 &= \frac{(L_5 L_9 + L_6 L_{10} + L_7 L_{11})}{(L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2)} \\ c_x &= \sqrt{\frac{(L_1^2 + L_2^2 + L_3^2)}{(L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2)}} - x_0^2 \\ c_y &= \sqrt{\frac{(L_5^2 + L_6^2 + L_7^2)}{(L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2)}} - y_0^2 \\ c &= \frac{c_x + c_y}{2} \end{aligned} \quad (3.14)$$

Kamera dış yöneltme elemanları (15) nolu eşitliklerden,

$$\begin{pmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} L_1 & L_2 & L_3 \\ L_5 & L_6 & L_7 \\ L_9 & L_{10} & L_{11} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} L_4 \\ L_8 \\ 1 \end{pmatrix}$$

$$\omega = \tan^{-1} \left(-\frac{L_{10}}{L_{11}} \right)$$

$$\varphi = \sin^{-1} \left(-\frac{L_9}{\sqrt{L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2}} \right) \quad (3.15)$$

$$\kappa = \cos^{-1} \left(-\frac{(L_1 - x_0 L_9)}{c \cdot \cos \varphi \cdot \sqrt{L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2}} \right)$$

hesaplanır (Fang-Jeng, 1997).

4. UYGULAMA

Bu çalışmada, ön kol kemikleri üzerinde (Ulna ve radius kemiklerinin) çalışılmıştır. Özel olarak tasarlanmış bir düzenek yardımı ile X-Işını teknolojisi kullanılarak çekilen röntgen filmlerinin üzerine düşürülmüş görüntülerin; taranması, işlenmesi, yorumlanması ve 3B'lu bir sayısal modeli oluşturularak gereksinim duyulan verinin sayısal olarak üretilmesi amaçlanmıştır.

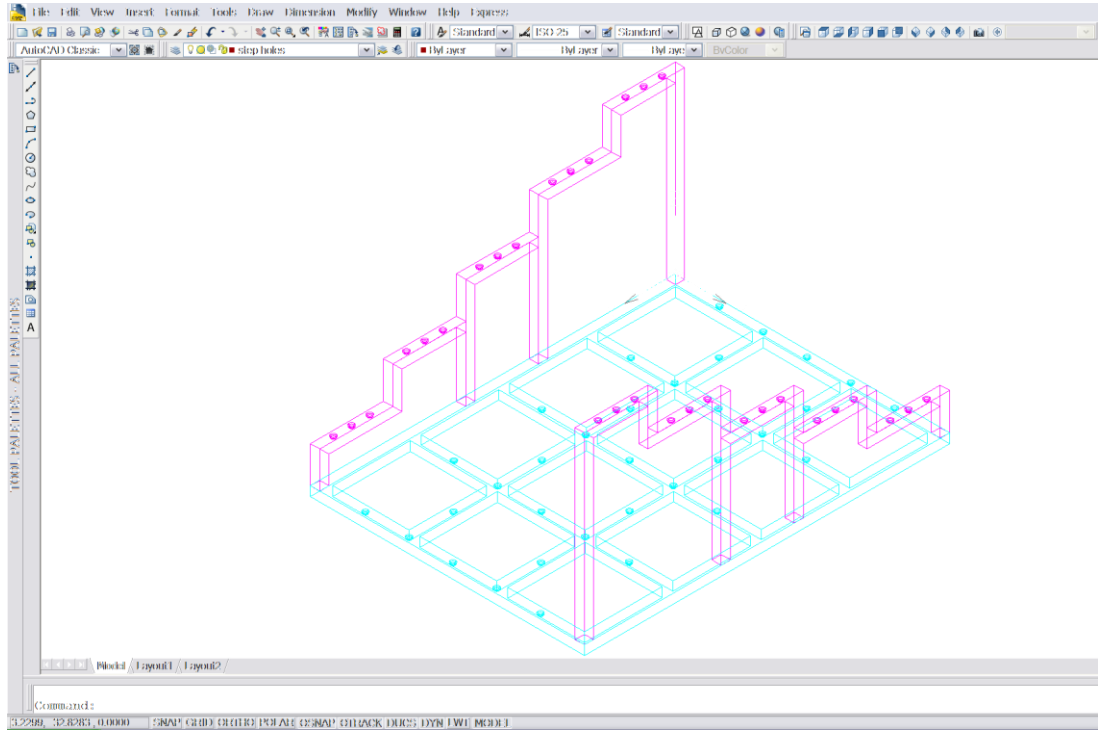
Çalışmada; As Model Makine Sanayi firmasının model imal eden makinesinde özel olarak tasarlanmış plastik ve ahşap malzemeden üretilen model, İTÜ Mediko Sosyal Merkezinde bulunan Röntgen cihazında çekilen röntgen filmleri, YTÜ fotogrametri laboratuvarında bulunan röntgen filmi tarama özelliği olan tarayıcı, dizüstü bilgisayar ve çeşitli yazılımlar kullanılmıştır.

4.1 Model Tasarımı

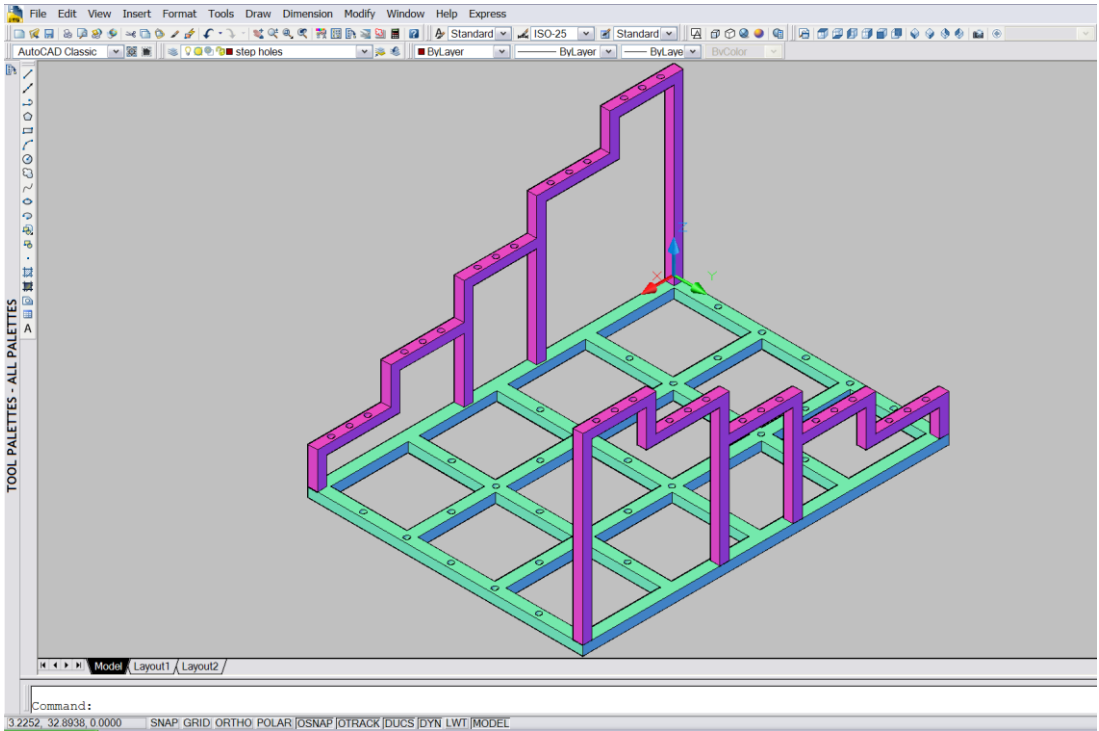
Stereo fotogrametrik değerlendirme yapabilmek için kol kemiklerini (ulna ve radius) çevreleyen 3 boyutlu bir düzenek tasarlanmıştır. Düzenekte koordinatı bilinen 63 adet nokta işaretlenmiştir. Bu noktaların 33 adeti alt tabana kareler ağı şeklinde, 15'şer adeti de birbirine göre asimetrik olan merdiven şeklinde bir yapının üstüne alt tabanın sağ ve sol yanına yerleştirilmiştir. Böylece kol kemiklerini çevreleyen bir koordinat ağı oluşturulmuştur.

Model tasarlanırken ayrıca insan kolunun ergonomisi de dikkate alınmış ve ölçüm sırasında koordinat ağını da içine alan ve zarar görmesini engelleyen insan kolunun yerleştirilebileceği ergonomik bir dış kutu tasarlanmıştır.

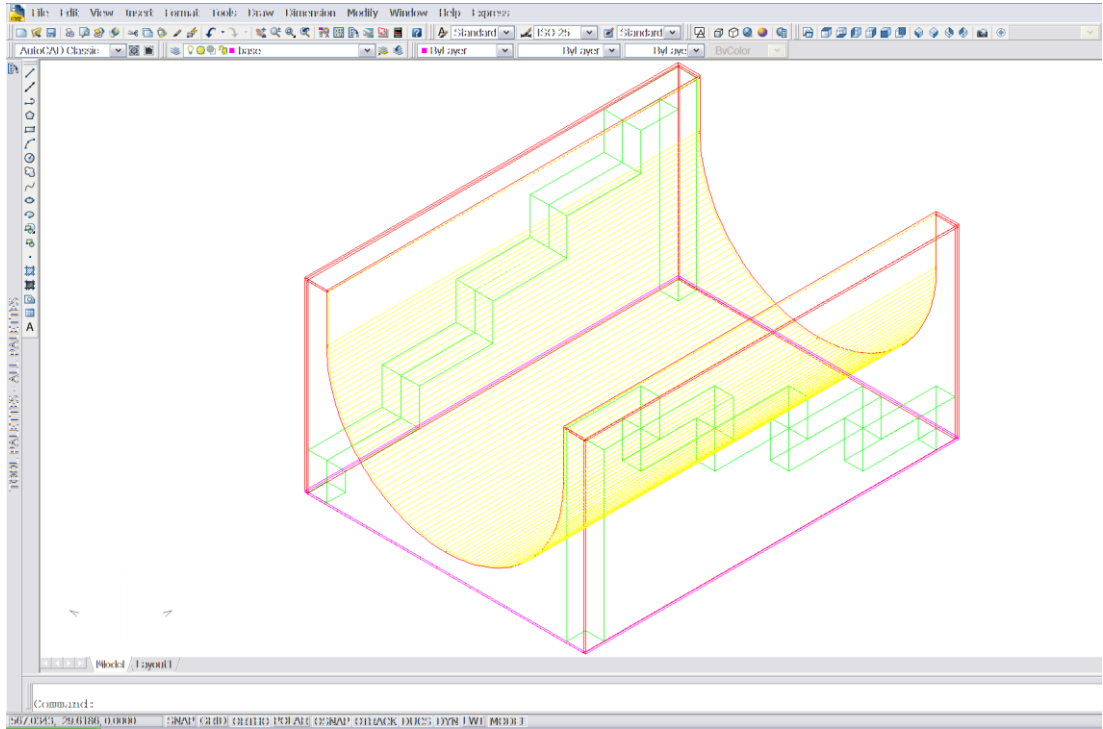
Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'de gösterildiği gibi model tasarımı AutoCAD 2006 programı kullanılarak 3 boyutlu olarak yapılmıştır. Tasarım aşamasında kontrol noktası olarak 3mm çapında metal rulman bilyelerinin kullanılması uygun görülmüş ve tasarım üzerinde buna göre hesaplamalar ve çizimler yapılmış ve bilye yuvaları oluşturulmuştur.



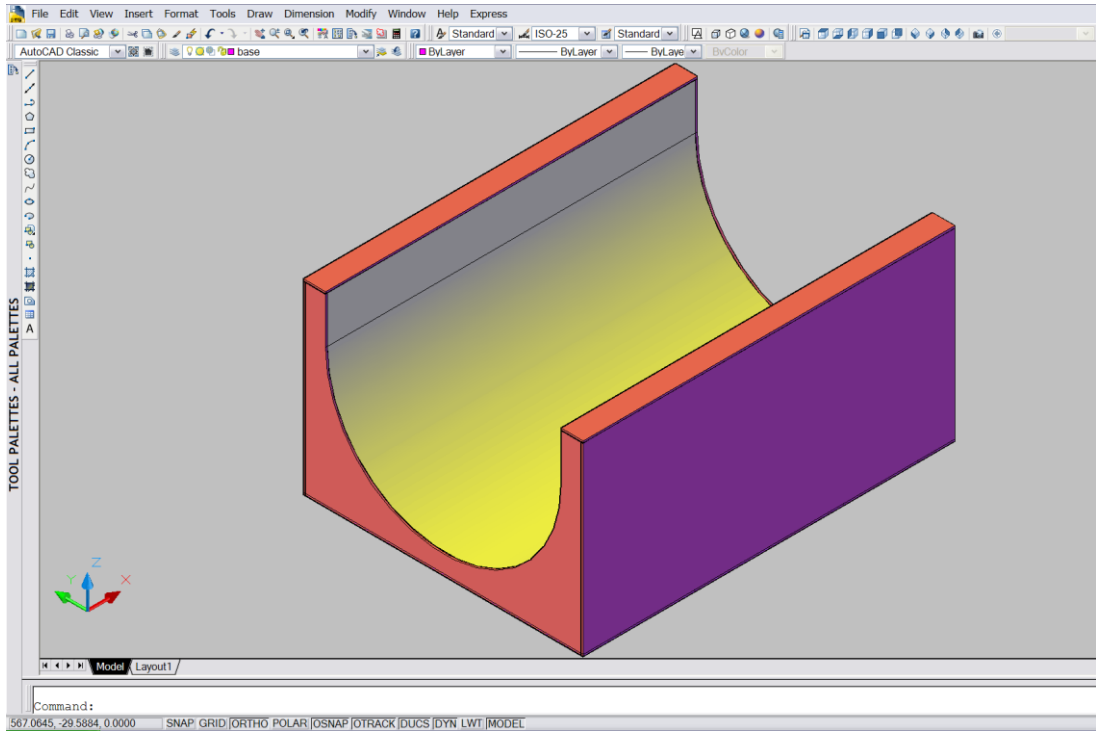
Şekil 4.1: Modelin Koordinat Ağını Oluşturan Kısımının 3Boyutlu AutoCAD Programında Kafes Tasarımı Gösterimi



Şekil 4.2: Modelin Koordinat Ağını Oluşturan Kısımının 3Boyutlu AutoCAD Programında Katı Yüzey Tasarımı Gösterimi

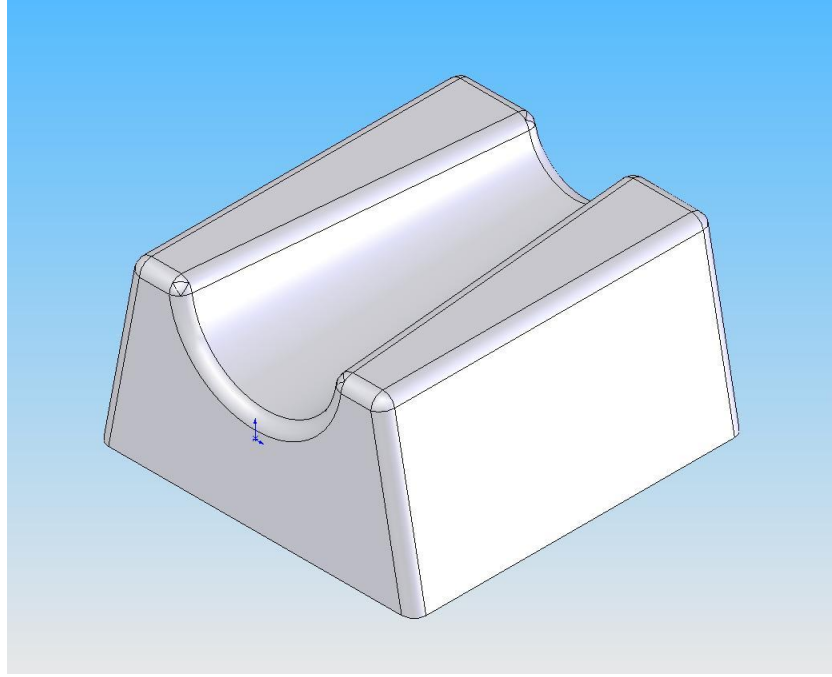


Şekil 4.3: Modelin Koordinat Ağının Dış Kutu İle Birlikte AutoCAD Programında 3Boyutlu Kafes Tasarımı Gösterimi

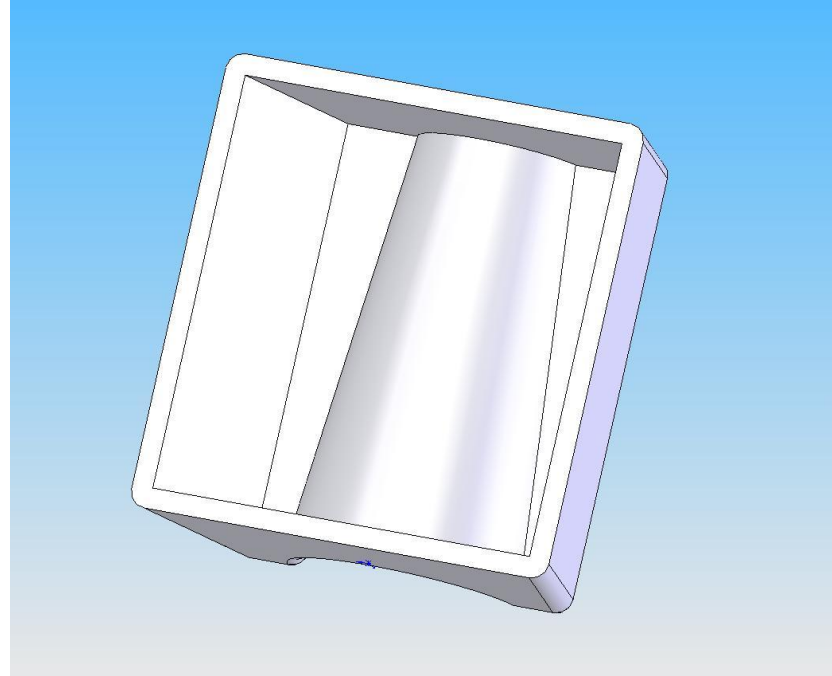


Şekil 4.4: Modelin Koordinat Ağının Dış Kutu İle Birlikte AutoCAD Programında 3Boyutlu Katı Yüzey Tasarımı Gösterimi

Dış kutunun tasarımı 3DMax Studio programı ile Şekil 4.5 ve 4.6 ‘da gösterildiği gibi tekrar yapılarak insan kolu için ergonomik olması sağlanmıştır.



Şekil 4.5: Modelin Dış Kutusunun 3D Studio Max Programı İle Yeniden Tasarlanmış Şeklinin 3Boyutlu Perspektif Gösterimi

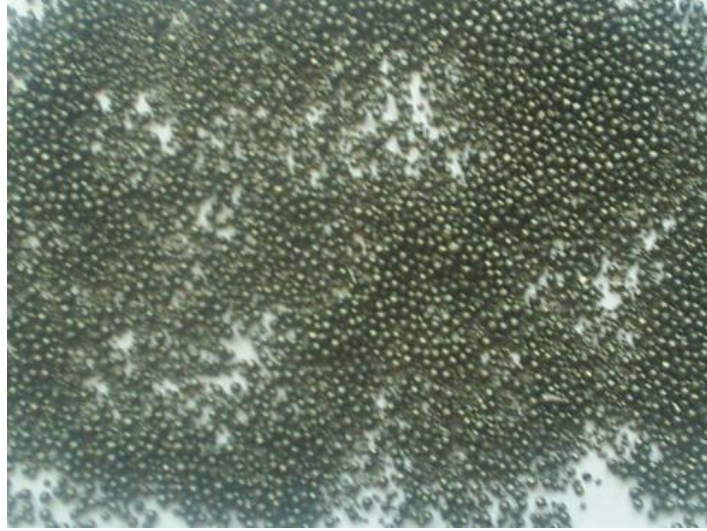


Şekil 4.6: Modelin Dış Kutusunun 3D Studio Max Programı İle Yeniden Tasarlanmış Şeklinin 3Boyutlu Altan Gösterimi

4.2 Model İçin Malzeme Seçimi

Yapılan literatür araştırmalarından sonra modelin plastik veya ahşap malzemeden olması gerektiği kontrol noktalarının da metal malzemeden olması gerektiği görülmüştür.

Kontrol noktaları için şekil 4.7’de gösterilen değişik çaplarda metal rulman bilyeleri ile röntgen filmi çekilmiş ve sonuçta 3mm çaplı metal rulman bilyeleri seçilmiştir.



şekil 4.7: Değişik aplardaki Rulman Bilyesi rnekleri

Prototipi imal edecek atölyeden model için malzeme örnekleri alınmış X-Işını’na karşı duyarlılıkları ve maliyetleri göz önüne alınarak; koordinat ağını oluşturacak parça için plastik ve st koruyucu dış kutu için ahşap malzeme öngörülmüştür.

4.3 Model İmalatı

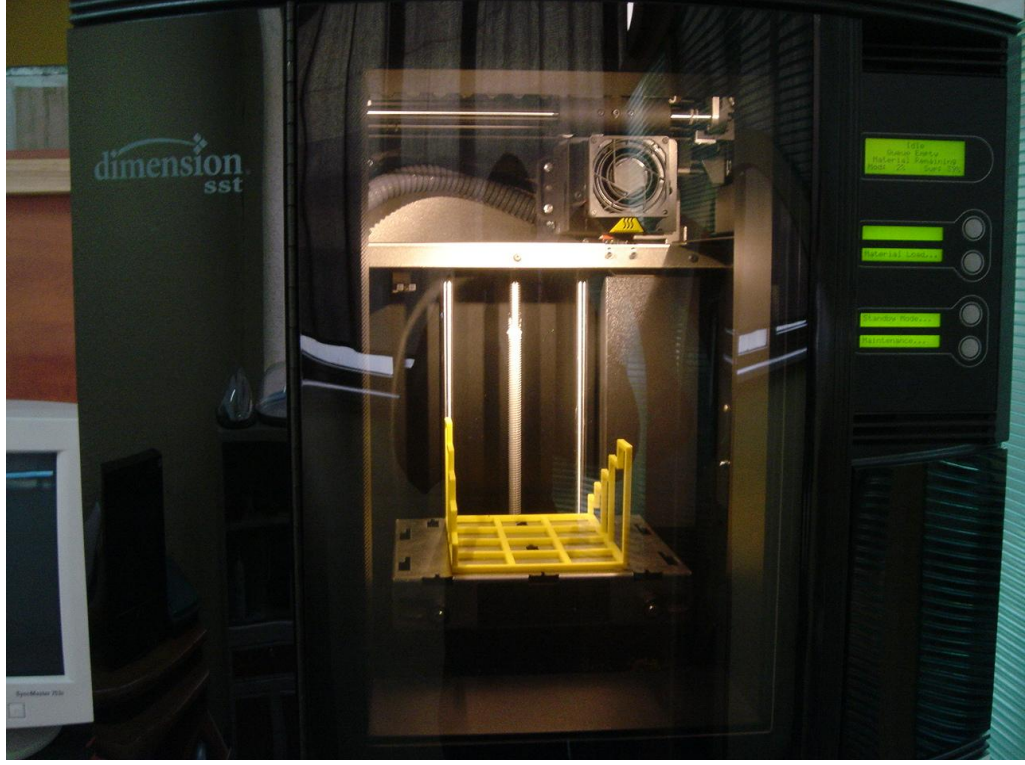
Model imalatı için prototip üretebilen Dimension 768 Series 3D Printer cihazı kullanıldı. AutoCAD ve Discreet 3D Studio Max7 programı ile tasarlanan çizimler bu cihazın dosya çalışma formatı olan STL dosya formatına çevrildi.



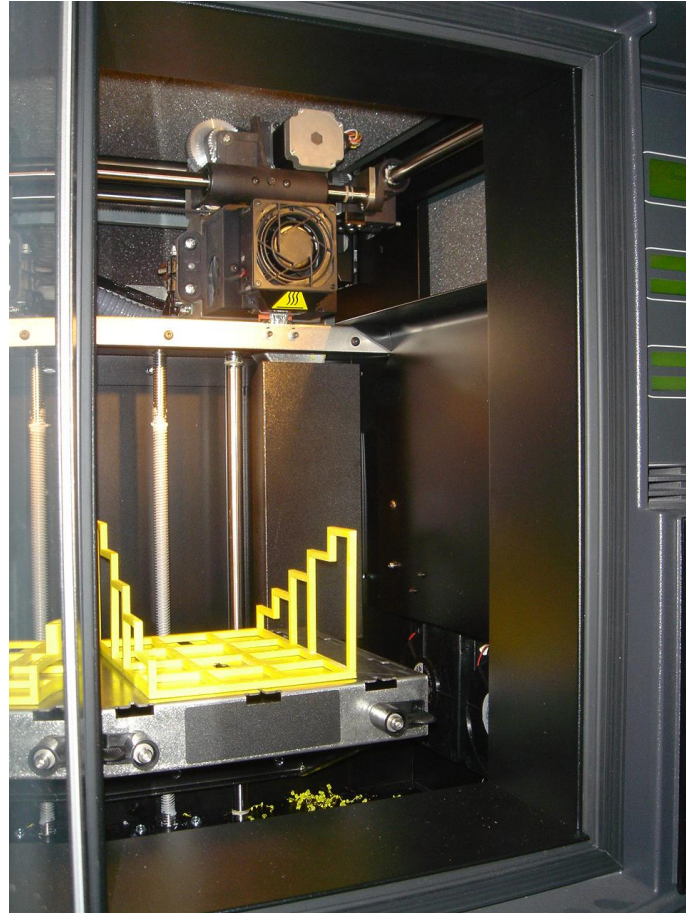
Şekil 4.8: Dimension 768 Series 3D Printer

Dimension 768 Series 3D Printer Ayrıntı Özellikleri:

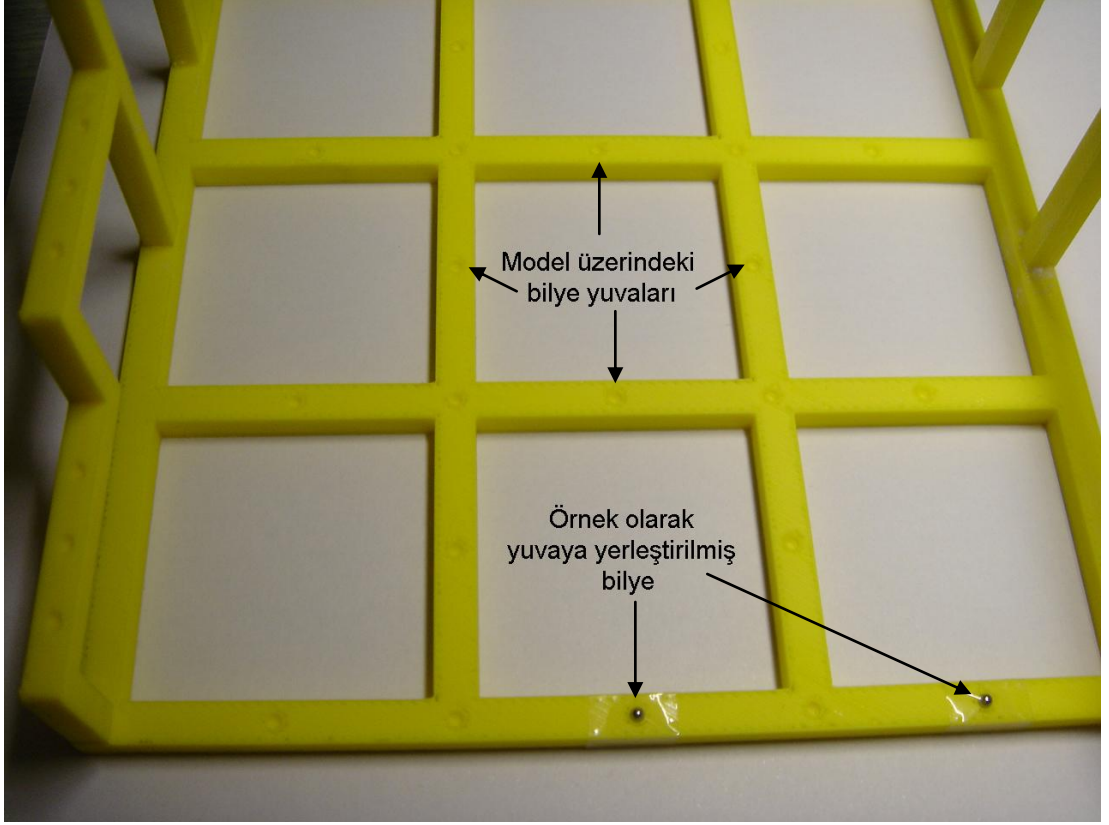
- Ağ Bağlantısı: TCP/IP 100/10 base T
- İş İstasyonu Uyumluluğu: Windows NT/Windows 2000/Windows XP
- Model Alanı: En çok : 203x203x305 mm
- Materyaller: Beyaz, mavi, sarı, siyah, kırmızı, yeşil veya metalik gri renkte ABS (acrylnitrile butadene styrene) plastik. (Özel renkler de mevcut)
- Materyal Kartuşları: 1 adet ABS materyalli otomatik yüklemeli 922 cu. cm. kartuş
1 adet Destek materyalli otomatik yüklemeli 922 cu. cm. kartuş
- Katman Kalınlığı: 0.245mm
- Boyutlar ve Güç Tüketimi:
 - Boyut: 686 x 914 x 1041 mm
 - Ağırlık: 136kg
 - Güç Tüketimi: 110-120 VAC, 60 Hz 15A



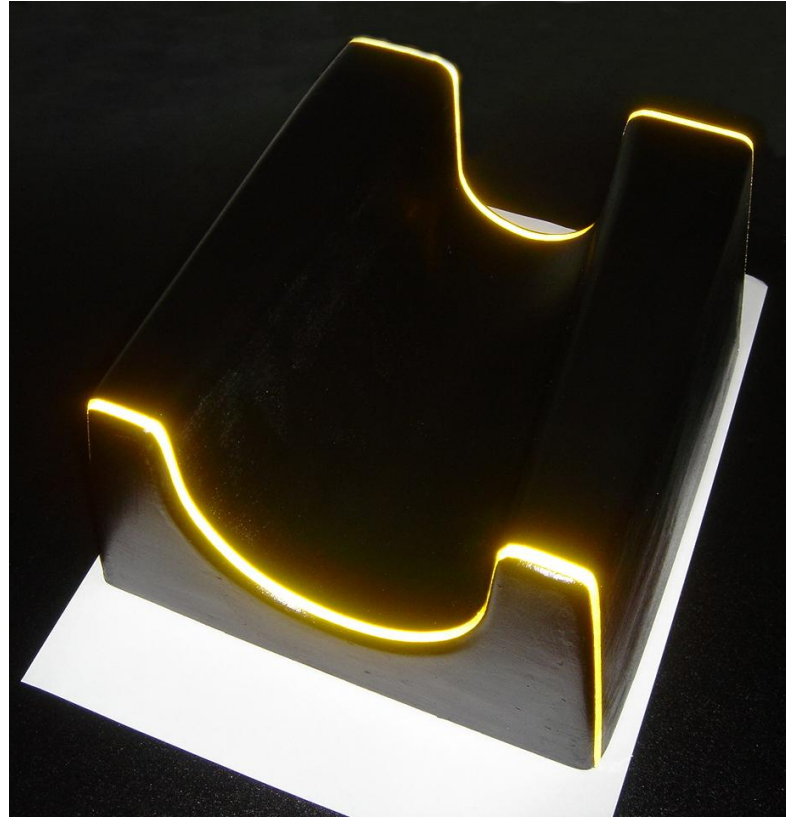
Şekil 4.9: Koordinat Ağını Oluşturan Parçanın İmalatı Yapılırken



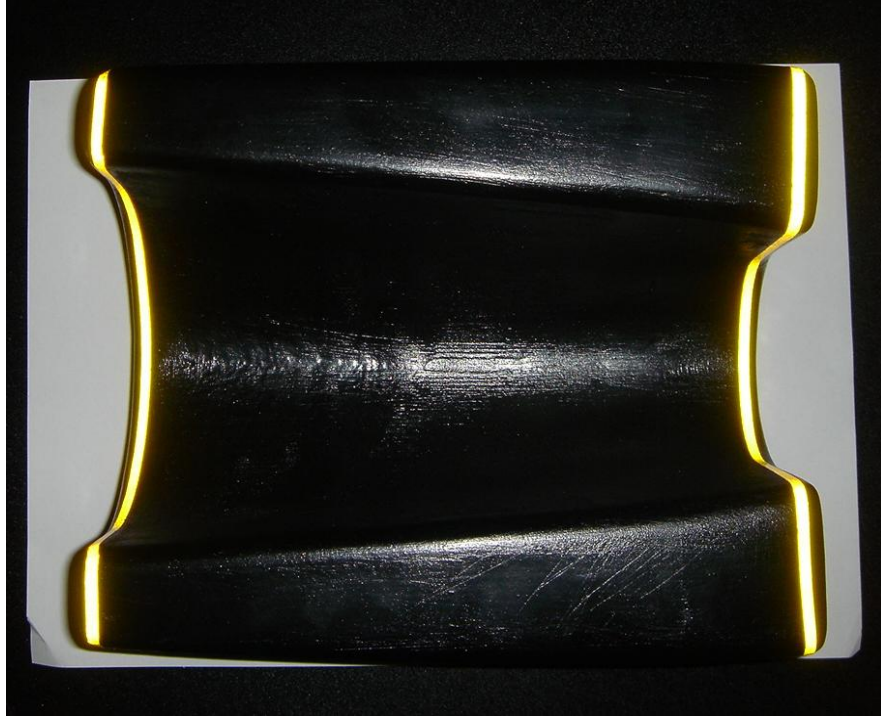
Şekil 4.10: Koordinat Ağını Oluşturan Parçanın İmalatı Tamamlanmış Hali



Şekil 4.11: İmalatı Tamamlanmış Model Üzerindeki Bilye Yuvaları



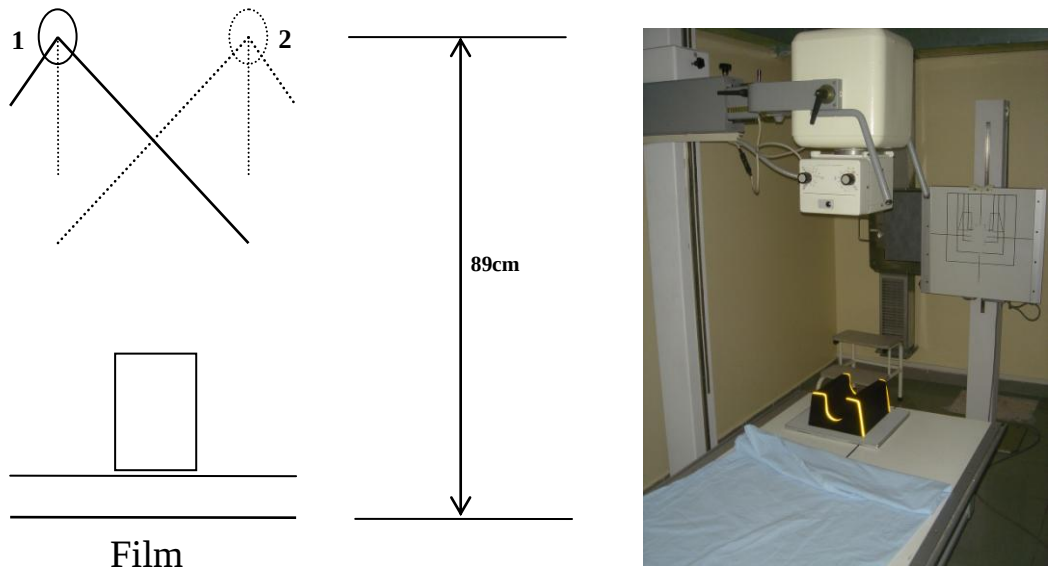
Şekil 4.12: İmalatı Tamamlanmış Dış Kutunun Perspektif Görünümü



Şekil 4.13: İmalatı Tamamlanmış Dış Kutunun Üstten Görünümü

4.4 X-Işını Filmi Çekim Düzenəğinin Tasarımı

Çalışmada İTÜ Mediko röntgen laboratuvarındaki röntgen makinesi kullanılmıştır. Anot yüksekliğı film düzleminden 89cm yukarıda ayarlanarak X-Işını filmi çekim işlemi gerçekleştirilmiştir. Filmler en az %50 bindirmeli olarak çekilmiştir ve Şekil 5.5’de gösterilmiştir.

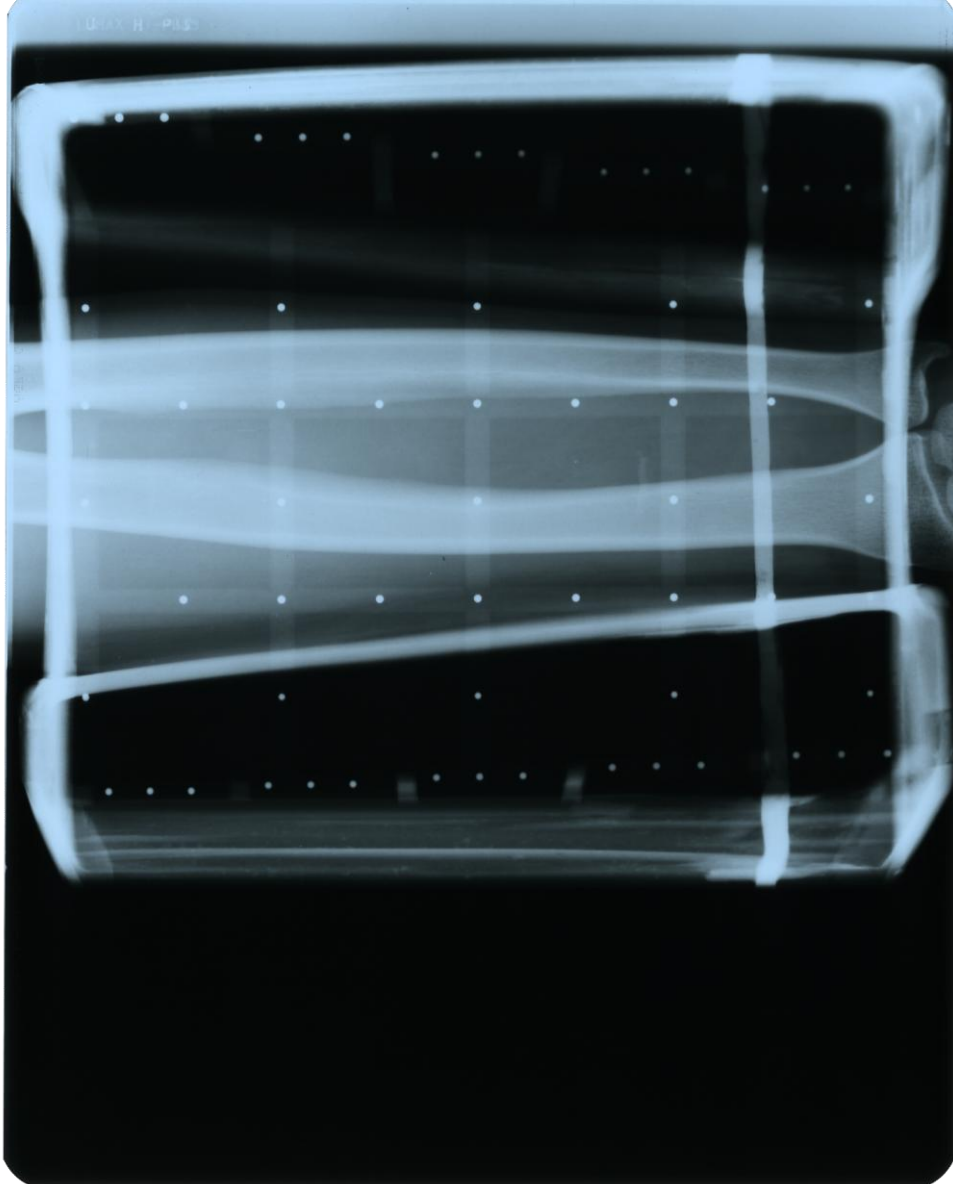


Şekil 4.15: X-Işını Filmi Çekim Düzenəğı

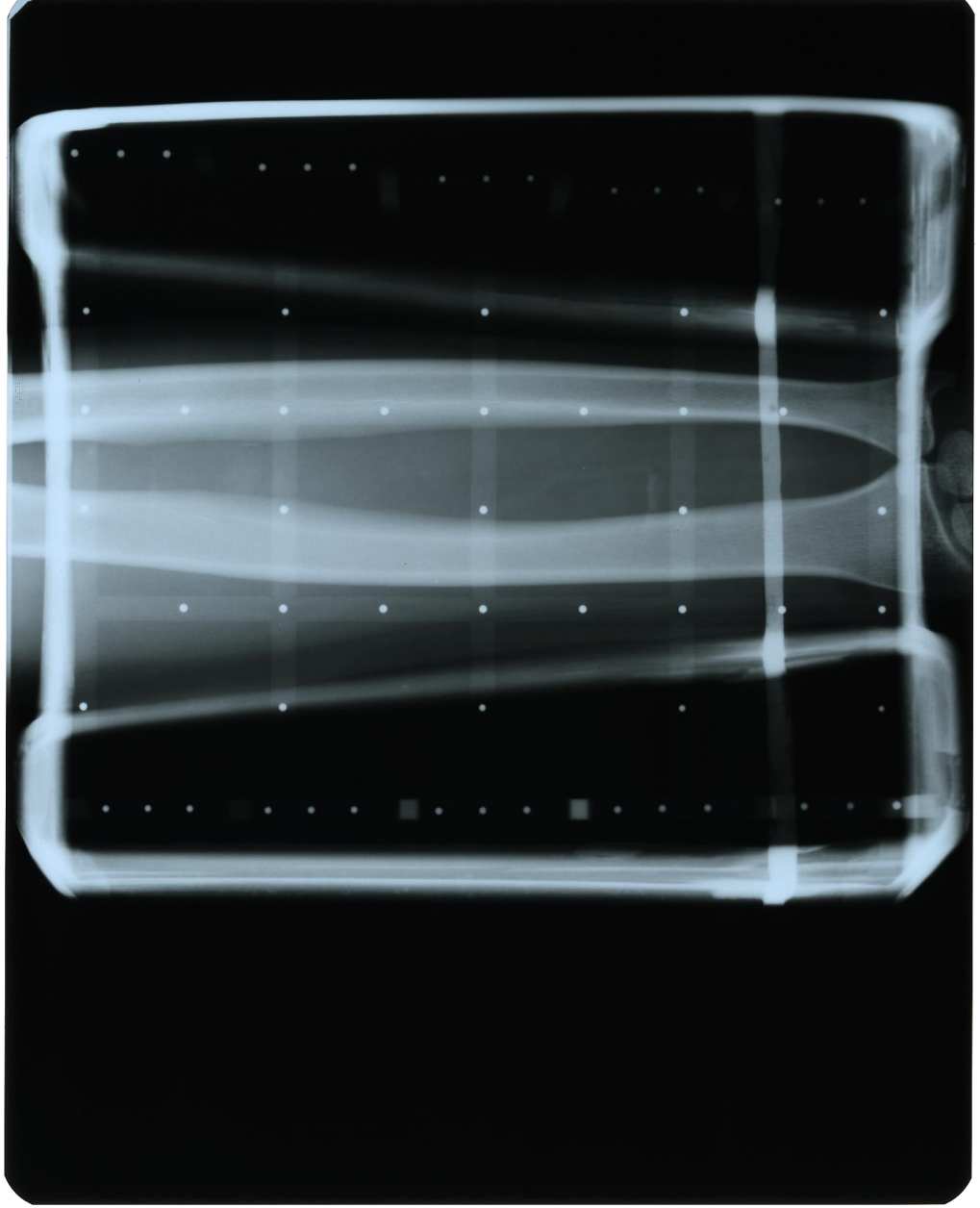
4.5 X-Işını Filmlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması

X-Işını filmleri genel olarak bir nevi sentetik kumaş temellidir. Kalınlığı 120 μ ile 250 μ arasında değişmektedir (Göktepe, 2004). Bu filmleri tarayabilmek için A3 ebadında röntgen filmi tarama özelliği olan EPSON Expression 10000XL tarayıcı kullanılmıştır.

Filmler Şekil 5.6' da gösterilen sol fotoğraf, Şekil 5.7' de gösterilen sağ fotoğraf 300dpi taranarak tiff formatında bilgisayara aktarılmıştır.



Şekil 4.16: 300dpi Çözünürlükte Taranmış Sol X-Işını Filmi



Şekil 4.17: 300dpi Çözünürlükte Taranmış Sağ X-Işını Filmi

4.6 Değerlendirme

Röntgen makinesi görüntüyü, geleneksel fotogrametrik kameralarda olduğu gibi cismin gerisinde (negatif görüntü) oluşturmayıp aksine cismin ön tarafında (pozitif görüntü) oluşturmaktadır. Pozitif görüntü oluşturmamasından 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 işlemi Direct Linear Transformation (DLT) yöntemi ile gerçekleştirilmiştir (Göktepe, 2004) Bu nedenle bu çalışma için matematik modeli DLT yöntemine dayanan bir yazılım kullanılmıştır.

Değerlendirme sırasında taranmış X-Işını filmlerinin piksel koordinatları Adobe Photoshop CS2 yazılımı kullanılarak ölçülmüştür. Bu yazılım ekranın sol üst köşesini orijin olarak kabul etmektedir.

Oluşturulan modelin kontrol noktalarının koordinat çizelgesi Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Modeldeki Kontrol Noktalarının Koordinatları

NN	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	NN	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	1,000	0,300	10,500	33	5,150	7,500	0,500
2	2,000	0,300	10,500	34	0,300	7,500	0,500
3	3,000	0,300	10,500	35	0,300	9,900	0,500
4	5,000	0,300	8,500	36	2,725	9,900	0,500
5	6,000	0,300	8,500	37	5,150	9,900	0,500
6	7,000	0,300	8,500	38	7,575	9,900	0,500
7	9,000	0,300	6,500	39	10,000	9,900	0,500
8	10,000	0,300	6,500	40	12,425	9,900	0,500
9	11,000	0,300	6,500	41	14,850	9,900	0,500
10	13,000	0,300	4,500	42	17,275	9,900	0,500
11	14,000	0,300	4,500	43	19,700	9,900	0,500
12	15,000	0,300	4,500	44	19,700	12,300	0,500
13	17,000	0,300	2,500	45	14,850	12,300	0,500
14	18,000	0,300	2,500	46	10,000	12,300	0,500
15	19,000	0,300	2,500	47	5,150	12,300	0,500
16	19,700	2,700	0,500	48	0,300	12,300	0,500
17	14,850	2,700	0,500	49	1,000	14,700	2,500
18	10,000	2,700	0,500	50	2,000	14,700	2,500
19	5,150	2,700	0,500	51	3,000	14,700	2,500
20	0,300	2,700	0,500	52	5,000	14,700	4,500
21	0,300	5,100	0,500	53	6,000	14,700	4,500
22	2,725	5,100	0,500	54	7,000	14,700	4,500
23	5,150	5,100	0,500	55	9,000	14,700	6,500
24	7,575	5,100	0,500	56	10,000	14,700	6,500
25	10,000	5,100	0,500	57	11,000	14,700	6,500
26	12,425	5,100	0,500	58	13,000	14,700	8,500
27	14,850	5,100	0,500	59	14,000	14,700	8,500
28	17,275	5,100	0,500	60	15,000	14,700	8,500
29	19,700	5,100	0,500	61	17,000	14,700	10,500
30	19,700	7,500	0,500	62	18,000	14,700	10,500
31	14,850	7,500	0,500	63	19,000	14,700	10,500
32	10,000	7,500	0,500				

Taranmış röntgen filminden Adobe Photoshop CS2 yazılımı ile okunmuş kontrol noktalarının piksel koordinatları Tablo 4.2’de verilmiştir. (x1,y1) sol resim, (x2,y2) sağ resim koordinat değerleridir.

Tablo 4.2: Kontrol Noktalarının Röntgen Filmi Üzerindeki Piksel Koordinatları

NN	x1	y1	x2	y2	NN	x1	y1	x2	y2
1	3,51	19,70	3,40	19,84	33	7,81	12,48	7,76	12,51
2	4,54	19,68	4,43	19,83	34	2,92	12,52	2,87	12,50
3	5,57	19,68	5,45	19,84	35	2,92	10,09	2,89	10,06
4	7,49	19,54	7,37	19,88	36	5,36	10,08	5,34	10,08
5	8,56	19,53	8,43	19,87	37	7,80	10,06	7,76	10,08
6	9,61	19,51	9,49	19,87	38	10,26	10,05	10,23	10,10
7	11,69	19,35	11,56	19,90	39	12,71	10,04	12,68	10,10
8	12,77	19,32	12,64	19,89	40	15,15	10,02	15,13	10,11
9	13,84	19,30	13,72	19,87	41	17,60	10,01	17,57	10,10
10	16,08	19,09	15,95	19,87	42	20,05	9,99	20,02	10,11
12	18,29	19,03	18,16	19,83	44	22,48	7,55	22,47	7,69
13	20,65	18,79	20,54	19,79	45	17,60	7,57	17,58	7,67
14	21,80	18,77	21,66	19,78	46	12,70	7,61	12,69	7,67
15	22,95	18,74	22,80	19,76	47	7,81	7,65	7,80	7,67
16	22,52	17,25	22,43	17,39	48	2,92	7,67	2,92	7,65
17	17,63	17,28	17,54	17,38	49	2,64	2,95	2,63	3,78
18	12,71	17,30	12,64	17,36	50	3,77	2,93	3,77	3,80
19	7,83	17,34	7,74	17,35	51	4,89	2,93	4,89	3,80
20	2,93	17,34	2,84	17,34	52	7,24	3,43	7,24	4,13
22	5,37	14,92	5,30	14,92	54	9,45	3,40	9,45	4,12
23	7,82	14,92	7,75	14,94	55	11,65	3,86	11,65	4,41
24	10,27	14,90	10,20	14,94	56	12,73	3,84	12,73	4,40
25	12,71	14,89	12,65	14,94	57	13,81	3,83	13,81	4,40
26	15,17	14,87	15,10	14,96	58	15,87	4,29	15,87	4,70
27	17,61	14,86	17,55	14,96	59	16,92	4,28	16,92	4,70
28	20,04	14,85	19,99	14,87	60	17,97	4,26	17,98	4,69
29	22,51	14,83	22,44	14,97	61	19,89	4,70	19,90	4,98
30	22,50	12,41	22,44	12,55	62	20,94	4,68	20,94	4,98
31	17,61	12,43	17,56	12,53	63	21,96	4,67	21,97	4,97

32	12,70	12,46	12,66	12,52					
----	-------	-------	-------	-------	--	--	--	--	--

DLT yöntemine göre sağ ve sol resim için (3.9) (3.10) (3.11) nolu eşitliklerden hesaplanan 11 adet L bilinmeyenleri matrisi Tablo 4.3 de gösterilmiştir.

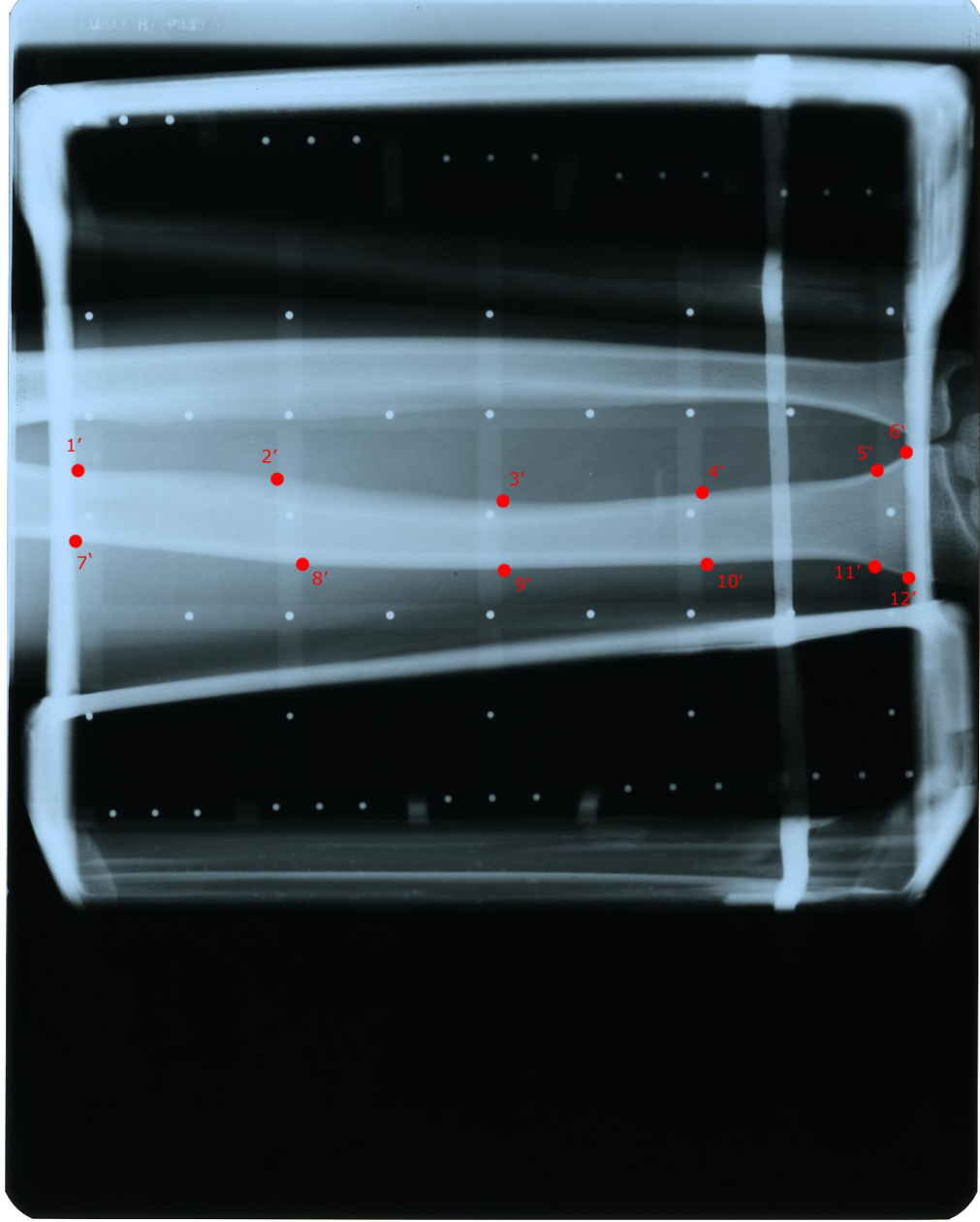
Tablo 4.3: Sağ ve Sol Resim İçin L Bilinmeyen Değerleri

L	Resim _{sağ}	Resim _{sol}
L1	0.92679	0.92293
L2	0.04670	0.00282
L3	-0.05365	-0.06149
L4	2.65341	2.86103
L5	-0.08772	-0.10635
L6	-0.94929	-0.84975
L7	-0.16580	-0.14338
L8	20.19842	19.76203
L9	-0.00453	-0.00448
L10	0.00419	0.00206
L11	-0.00801	-0.00802

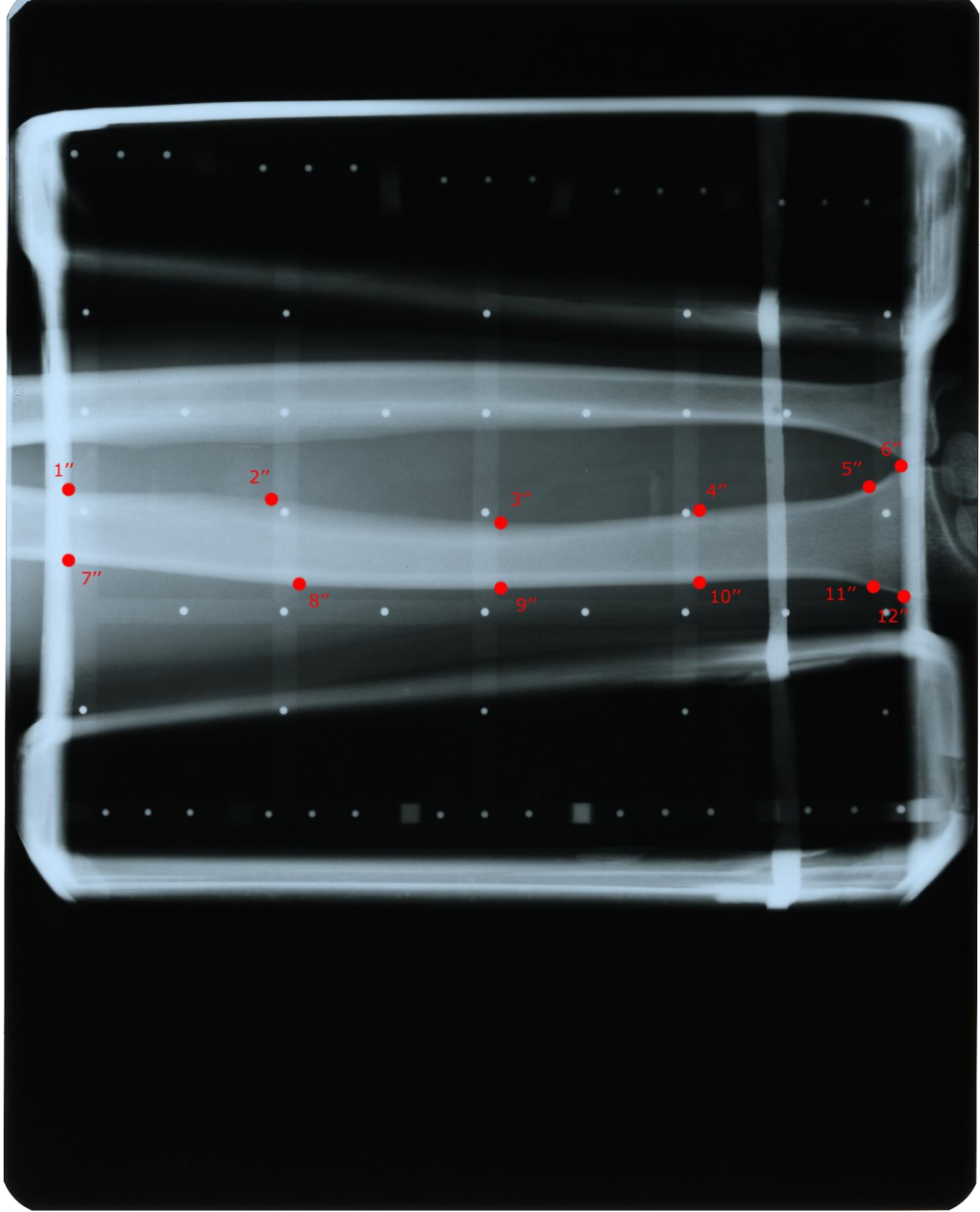
Kamera iç yöneltme elemanları (x_0, y_0, c), (3.14) nolu eşitlikten, kamera dış yöneltme elemanları ise (3.15) nolu eşitlikten Tablo 4.4 de gösterildiği gibi hesaplanmıştır.

Tablo 4.4: Sağ ve Sol Resim Parametreleri

	Resim _{sağ}	Resim _{sol}
X_0 (mm)	4.23640	5.05036
Y_0 (mm)	-0.46211	1.96883
Z_0 (mm)	122.23191	122.41462
x_0 (mm)	-34.93991	-41.08181
y_0 (mm)	-22.05151	-1.36048
C_x (mm)	85.04796	89.26254
C_y (mm)	93.14225	92.23019
C (mm)	89.09510	90.74636
ω (derece)	0.48215	0.25103
ϕ (derece)	0.46438	0.49658
κ (derece)	0.30316	0.18169



Şekil 4.18: Sol Resimde Piksel Koordinatları Okunan Noktalar



Şekil 4.19: Sağ Resimde Piksel Koordinatları Okunan Noktalar

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19’ da görüldüğü gibi sağ ve sol resimdeki aynı kemik üzerinde eşlenik noktaların Adobe Photoshop CS2 yazılımı kullanılarak piksel koordinatları okunmuştur. Bunun sonucunda elde edilen piksel koordinatları Tablo 4.5’ de gösterildiği gibidir.

Tablo 4.5: Resim Üzerindeki Noktaların Piksel Koordinat Okumaları

NN	x1	y1	x2	y2
1	2.54	11.99	2.61	11.35
2	7.47	12.25	7.52	11.58
3	12.36	12.73	12.4	12.09
4	17.86	12.59	17.9	11.94
5	22.13	11.85	22.17	11.39
6	22.78	11.42	22.84	11.01
7	2.57	13.75	2.58	13.14
8	8.09	14.32	8.13	13.69
9	12.95	14.39	13.03	13.79
10	17.83	14.25	17.9	13.68
11	22.12	14.38	22.18	13.76
12	22.81	14.51	22.89	13.98

(3.5) nolu eşitliğin sağ ve sol resimden elde edilen L değerleri ile birlikte çözümlenmesi sonucu resim üzerinden okunan noktaların X,Y,Z gerçek (arazi) koordinatları hesaplanmıştır ve Tablo 4.6’ da gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Kemik Üzerindeki Noktaların Gerçek (arazi) Koordinat Değerleri

NN	X	Y	Z
1	0.04	9.02	6.72
2	4.91	7.94	7.04
3	9.34	6.88	6.98
4	14.02	6.78	7.1
5	17.72	7.23	7.02
6	18.58	7.72	6.85
7	0.05	6.61	6.69
8	5.44	5.41	7.05
9	9.53	5.01	6.95
10	13.28	4.89	6.87
11	15.98	4.5	7.01
12	16.62	4.4	6.99

Elde edilen gerçek (arazi) koordinat değerleri Discreet 3D Studio Max 7 programında değerlendirilerek Şekil 4.20’ de gösterilen kemik modeli oluşturulmuştur.



Şekil 4.20: AutoCAD Programı İle Oluşturulmuş Kemik Modelinin Görüntüsü

4.6.1 Kontrol Noktalarının Doğruluk Analizleri

Tablo 4.7’ de kontrol noktalarının rasgele seçilmiş 20 tanesinin X, Y, Z koordinatları ve (3.5) nolu eşitliğin sağ ve sol resimden elde edilen L değerleri ile birlikte çözümlenmesi sonucu yeniden hesaplanan X_h , Y_h , Z_h değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4.7: Kontrol Noktalarının Koordinatları ve Hesapla Bulunan Değerleri

NN	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	X_h (cm)	Y_h (cm)	Z_h (cm)
1	1,000	0,300	10,500	1,153	0,261	10,058
2	2,000	0,300	10,500	2,133	0,268	10,430
3	3,000	0,300	10,500	3,091	0,257	10,793
4	5,000	0,300	8,500	4,859	0,268	8,180
5	6,000	0,300	8,500	5,861	0,272	8,923
6	7,000	0,300	8,500	6,841	0,273	9,119
7	9,000	0,300	6,500	8,982	0,296	6,641
8	10,000	0,300	6,500	10,012	0,307	6,695
9	11,000	0,300	6,500	10,974	0,320	6,739
10	13,000	0,300	4,500	13,607	0,383	4,227
11	14,000	0,300	4,500	14,640	0,409	4,760
12	15,000	0,300	4,500	15,650	0,415	4,148
18	10,000	2,700	0,500	9,669	2,415	0,431
19	5,150	2,700	0,500	5,198	2,535	0,678
20	0,300	2,700	0,500	0,199	2,716	0,964
22	2,725	5,100	0,500	2,491	5,688	0,296
23	5,150	5,100	0,500	5,278	5,491	0,637
24	7,575	5,100	0,500	7,899	5,332	0,292
25	10,000	5,100	0,500	10,335	5,154	0,399
26	12,425	5,100	0,500	12,732	5,040	0,388

Tablo 4.7’ den hesaplanan v, vv düzeltme değerleri Tablo 4.8’ de gösterilmiştir.

Tablo 4.8: Kontrol Noktalarının Düzeltme Değerleri

NN	v _x	v _y	v _z	vv _x	vv _y	vv _z
1	-0,1531	0,03891	0,44228	0,02343	0,00151	0,19561
2	-0,1326	0,03171	0,07021	0,01757	0,00101	0,00493
3	-0,0914	0,04281	-0,2926	0,00836	0,00183	0,08564
4	0,14127	0,03199	0,32017	0,01996	0,00102	0,10251
5	0,13941	0,02847	-0,4229	0,01944	0,00081	0,17882
6	0,15902	0,02692	-0,6188	0,02529	0,00072	0,38289
7	0,01834	0,00354	-0,1414	0,00034	1,3E-05	0,01999
8	-0,0123	-0,0069	-0,1952	0,00015	4,7E-05	0,0381
9	0,0258	-0,0201	-0,2394	0,00067	0,0004	0,05733
10	-0,6071	-0,0826	0,27321	0,36853	0,00683	0,07464
11	-0,6397	-0,1087	-0,2598	0,40922	0,01181	0,06749
12	-0,6503	-0,1145	0,35247	0,42286	0,01312	0,12424
18	0,33113	0,28497	0,06882	0,10964	0,08121	0,00474
19	-0,0478	0,16523	-0,1783	0,00228	0,0273	0,03178
20	0,10062	-0,0159	-0,464	0,01012	0,00025	0,21534
22	0,23357	-0,5882	0,20378	0,05456	0,34596	0,04153
23	-0,1282	-0,3906	-0,1371	0,01643	0,15255	0,01881
24	-0,3241	-0,2323	0,20827	0,10503	0,05395	0,04338
25	-0,335	-0,0536	0,10052	0,1122	0,00287	0,01011
26	-0,3067	0,05963	0,11166	0,09404	0,00356	0,01247

Elde edilen düzeltme değerlerinden;

$$m = \sqrt{\frac{|vv|}{(n-1)}} \quad (4.1)$$

(4.1) formülü ile X, Y, Z koordinatları için m_x, m_y, m_z karesel ortalama hata değerleri hesaplanmış ve Tablo 4.9’ da gösterilmiştir.

Tablo 4.9: X, Y, Z Koordinatlarının Karesel Ortalama Hata Değerleri

m _x =	0,309508
m _y =	0,192870
m _z =	0,300030

Tablo 4.9’ da gösterilen karesel ortalama hata değerlerinden

$$m_p = \sqrt{m_x^2 + m_y^2 + m_z^2} \quad (4.2)$$

(4.2) formülü ile nokta konum doğruluğu $m_p=0.472\text{cm}$ olarak hesaplanmıştır.

5. SONUÇLAR

X-Işınları'nın keşfi, insana “yaşamında” yeni derinlikler kazandırmış ve onun “Doğayı” algılamasına çok yardımcı olmuştur. Bu ışınların hassas emülsiyon yüzeylerde (röntgen filimler) kullanılır hale gelmesi ile “radyoloji” farklı bir anlam kazanmış ve başta sağlık sektörü olmak üzere inşaat, mekanik, güvenlik ve benzeri pek çok alanlarda birbirleri ile yarışan yeni endüstriyel cihazların gelişimine yol açmıştır. Bu yarış bitmemiş ve bitecek gibi de görünmemektedir.

Lisansüstü tezi olarak hazırlanan “Röntgen Filmlerinin Üç Boyutlu Modellenmesi ve Değerlendirilmesi” konulu çalışma da bu yarışta yer alma isteği olarak algılanmalıdır.

Çalışmanın amacı, sağlık sektörüne yöneliktir. Bu çalışma, çıplak gözle göremediklerimizi algılanabilir görüntüler haline getirme görevini üstlenmiş olan X-Işınları ve röntgen teknolojisine, “Fotogrametri” ve “Dijital” teknolojinin sunduğu olanaklarla görülebilir üçüncü boyutu katabilmek için bir model çalışmasıdır.

Sunulan bu çalışmada “objeden” alınmış röntgen filmlerinden özel tasarlanmış bir model ve düzenek yardımıyla üç boyutlu model elde etmek amaçlanmıştır. Ve ayrıca, bu üç boyutlu görüntüler aracılığı ile doktorların teşhis koyma sürecinde onların dikkat, deneyim, bilgi ve becerilerini hızlı ve doğru kullanmalarında artı değerler sağlanması hedeflenmiştir. Bu model üzerinden üretilecek cihazlar aracılığı ile üç boyutlu görüntüler elde edilebilecek ve doktorlarımızın sade “teşhis” çalışmaları yanı sıra tıbbın pek çok alanında farklı hizmet olanaklarına zemin hazırlanabileceği düşünülmektedir. Bu model çalışmasının endüstriyel boyut kazanabilmesi, takdir edileceği üzere multi akademik disiplinlerde üst düzey çalışmaları gerektirmektedir. Tıbbın beklentileri doğrultusunda yapılacak sanayi Ar-Ge si ise işin çok daha farklı bir boyutunu oluşturacaktır.

Değerlendirme sonucunda elde edilen nokta konum doğruluğu 0.472cm olarak bulunmuştur. Bu doğruluk bu alanda başka akademik çalışmalarla karşılaştırıldığında yeterli olarak kabul edilebilir düzeydedir (Göktepe, 2004). Bu doğruluğa etki eden

faktörler; röntgen filminin (radyograf) yapısı, tasarlanan modeli üreten 3D Printer cihazının hassasiyeti, filmlerin 300dpi da taranmasından dolayı piksel büyüklerinden kaynaklanan hatalar olarak düşünülebilir.

Yapılmak istenenler ve ulaşılan sonuç, yöntemin başarısı konusunda olumlu göstergeler ortaya koymaktadır. Oluşturulan sistemin en önemli yanlarından biri “sonuç ürünün” görsel bir nitelikte, kullanımı kolay bir şekilde sunulabilmesidir. Ayrıca bu sistemle üretilcek cihazların olası maliyetlerinin düşük, taşınabilir bir yapıya sahip olması ve kullanım deneyimini en aza indirmesi de önemli avantajlarındandır. “Sistemin” her sağlık merkezinde var olan standart bir röntgen cihazına kolaylıkla entegre edilebilir bir yapıya da sahip olması ayrı bir avantajıdır.

Sistemi geliştirme çalışmalarında kullanıcı dostu bir arayüz ile işlemlerin otomatikleştirilmesi ve sonuç ürünün daha hızlı bir şekilde elde edilmesi üzerinde denemeler yapılacaktır. Bu sayede vücudun değişik bölgeleri için genel bir düzenek elde edilebilecek ve hem maliyet açısından hem de kullanım kolaylığı açısından yaygınlaştırılması sağlanabilecektir.

Sistem geliştirilerek, özellikle sağlık düzeninin yetersiz kalabileceği kırsal alanlar ve afet bölgelerinde pahalı radyoloji cihazları yerine kullanılacak alternatif bir çözüm olabilecektir. Ayrıca silahlı kuvvetler için de taşınabilir, hızlı ve doğru sonuç veren bir tıbbi cihaz olarak da önemli fayda sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Acar U.**, 2005. Bulanık Mantıkla Görüntü Zenginleştirme Yöntemlerine Dayanarak Mammogramlardan Mikro Kalsifikasyon Tespiti, *Yüksek Lisans Tezi*, Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
- American Society of Photogrammetry.**, 1980. Manual of Photogrammetry 4th edition Asprs Pubns.
- Atkinson, K.B.**, 1996. Close Range Photogrammetry & Machine Vision, Whittles Publishing, UK.
- Atkinson, K.B.**, 2001. Close Range Photogrammetry & Machine Vision, Whittles Publishing, UK.
- Çavdaroglu G. Ç.**, 2006. Manyetik Rezonans (MR) Görüntülerinin Üç Boyutlu Modellenmesi ve Analizi, *Yüksek Lisans Tezi*, Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- D'Apuzzo N.**, 1998. Automated Photogrammetric Measurement of Human Faces, *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, **32**, 402-407
- D'Apuzzo N.**, 2000. Least Squares Matching Tracking Algorithm for Human Body Modeling, *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, **33**, 164-171
- D'Apuzzo N.**, 2000. Photogrammetric Measurement and Visualisation of Blood Vessel Branching casting: A Tool for Quantitative Accuracy Tests of MR-, CT -, and DS- angiography, *Videometrics and Optical Methods for 3D Shape Measurement, Proceeding of SPIE*, **4309**, 34-39
- D'Apuzzo N.**, 2002. Modeling Human Faces with Multi-Image Photogrammetry, *Three-Dimensional Image Capture and Applications V, Proc. Of SPIE*, **4661**
- Ege, A., Seker, D.Z., Tuncay, I., Duran, Z.**, 2004. A Photogrammetric Analysis of the Distal Radius Articular Surface, *The Journal of International Medical Research*, **32**, 406-410
- Everine B. van de Kraats, Graeme P. Penney, Dejan Tomazevic, Theo van Walsum, Wiro J. Niessen.**, 2005. Standardized Evaluation Methodology for 2D – 3D Registration, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **24**
- Fang-Yeng C.**, 1997. Application of Least-Squares Adjustment Technique to Geometric Camera Calibration and Photogrammetric Flow Visualization, *ISA 43rd international Instrumentation Symposium*, Orlando, Florida, USA, May 4-8
- Göktepe A.**, 2004. Deneyisel Biomekanik Uygulamaların Dijital Fotogrametrik Yöntemlerle Değerlendirilmesi Üzerine Bir Çalışma, *Doktora Tezi*, S.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.

- Habib, M. Morgan, E. M. Kim, R.Cheng.**, 2003. Linear Features In Photogrammetric Activities, *Boletim de Ciências Geodésicas*, **9**
- Heuvel, F. A. van den.**, 2002. Theme Issue on *Medical Imaging and Photogrammetry*, Editorial, *ISPRS Journal of Photogrammetry & Remote Sensing*, **56**, 283-285.
- Karlı F., Tüdeş T.**, 1998. X-Işın Fotogrametrisinin Ortopedide Üç Boyutlu Kullanımı İçin Matematik Modeller, *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, **4**, 685-691
- Mitchell, H.L., Newton, I.**, 2002. Medical Photogrammetric Measurement: Overview and prospects in *ISPRS Journal of Photogrammetry & Remote Sensing*, **56**, 286-294.
- Malian A., Azizi A., van den Heuvel F.A.**, 2004. Development of a Robust Photogrammetric Metrology System for Monitoring the Healing of Bedsores, *The Photogrammetric Record*, **20**, 241-273
- Moffit F. H.**, 1972. Stereo X-Ray Photogrammetry Applied to Orthodontic Measurement, *ISPRS Congress*, International Archives of Photogrammetry, **19**, 16
- Schewe H., Ifert F.**, 2000. Soft Tissue Analysis and Cast Measurement in Orthodontics Using Digital Photogrammetry, *IAPRS Congress*, **33**
- Tatlı P.**, 2006. Kontrast Tutucu Meme Manyetik Rezonans Görüntülerinde Kanserli Olan ve Olmayan Dokuların Görüntü İşleme Yöntemleri İle Belirlenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*, Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü İstanbul.
- Trinder J. C., Nade S., Vuillemin A.**, 1994. Application of Photogrammetric Measurements in *Medicine*, *International Archives of Photogrammetry & Remote Sensing*, **30**, 396-400
- Toz G.**, 1987. Fotogrametrik Nokta Belirtilmesi Probleminde DLT ve Demet Yönteminin Karşılaştırılması, *İTÜ Dergisi*, **45**, 34-38
- Turner-Smith A. R.**, 1990. X-Ray Photogrammetry Artificial Hip Joints, *Close-Range Photogrammetry Meets Machine Vision*, *SPIE Proceedings*, **1395**
- Zhingun L., Werner A., Brenner H. J.**, 1982. Determination of Body Outline by Stereo X-Ray Photogrammetry, *Phys. Med. Biol.*, **27**, 743-744

ÖZGEÇMİŞ

Gökçe BİRGİN

Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisi

Kişisel Bilgiler:

Doğum Yeri: İstanbul

Doğum Tarihi: 17.10.1980

Uyruğu: T.C.

Yabancı Dil:

İngilizce: İyi

Almanca: Başlangıç

Eğitim Durumu:

2004 – İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Geomatik Mühendisliği Lisansüstü programı

1998 – 2004 Yıldız Teknik Üniversitesi, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği

1995 – 1998 Özel Üsküdar Fen Lisesi

Akademik Çalışmalar:

Yıldız Teknik Üniversitesi

Lisans Tezi Ultrason Görüntülerinin 3 Boyutlu Modellenmesi

İş Tecrübesi:

2006 Mayıs - İstanbul Büyükşehir Belediyesi Ulaşım Planlama Müdürlüğü
Kontrol Mühendisi