

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

JEODEZİ VE FOTOGRAMETRİ MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ

X-IŞIN FOTOGRAMETRİSİNİN ORTOPEDİDE ÜÇ BOYUTLU  
KULLANILMASI

Harita Müh. Fevzi KARSLI

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde  
"Yüksek Mühendis"  
Ünvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 08.07.1996

Tezin Savunma Tarihi : 21.08.1996

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Türkay TÜDEŞ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Aslan DİLAVER

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Cemal BIYIK

Enstitü Müdürü : Prof. Dr. Yaşar GÖK

Temmuz, 1996

TRABZON

57769

## ÖNSÖZ

Bu çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Programı, Fotogrametri Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak hazırlanmıştır.

Çalışmada x-ışınları yardımıyla, insan vücudunun yada yaşayan bir nesnenin ortopedik bir uzvuna yapılan çekimlerle üç boyutlu görüntüler elde edilmiş ve çeşitli metotlarla bu görüntülerin çıktıları alınıp karşılaştırılarak irdelenmiştir.

Çalışma süresince görüş ve eleştirilerinden faydalandığım değerli hocam sayın Prof. Dr. Türkay TÜDEŞ'e, röntgen çekimleri aşamasında yardımcı olan sayın Doç. Dr. Ahmet U. TURAN'a, sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa ÜNAL'a, bilgisyarda sonuçların programlarla elde edilmesi aşamasında yardımcı olan hocam sayın Arş. Gör. Eminnur AYHAN'a, yardımcı olan teknisyen arkadaşlara, çekim için ayağını materyal olarak kullanmamı benden esirgemeyen arkadaşım Mak. Müh. Ünal BAYDAR'a ve bilgisyardaki yazım işlemlerinde yardımlarını esirgemeyen meslektaşım Arş. Gör. Faruk YILDIRIM'a teşekkür ederim.

Trabzon, Temmuz 1996

Fevzi KARSLI

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
TÜRKÇE ÖZET.....	V
İNGİLİZCE ÖZET.....	VI
ŞEKİL LİSTESİ.....	VII
TABLO LİSTESİ.....	IX
SEMBOL LİSTESİ.....	X
<b>1. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>1</b>
1.1. GİRİŞ.....	1
<b>2. TEORİK ÇALIŞMALAR.....</b>	<b>3</b>
2.1. X-Işın Fotogrametrisine Genel Bir Bakış.....	3
2.2. X-Işın Görüntülerinin Elde Edilmesi.....	5
2.2.1. X-Işın Filmleri.....	5
2.2.2. Düz Olmayan (Pürüzlü) Filmler.....	7
2.2.3. Çift Emülsiyonun Etkisi.....	8
2.2.4. X-Işınının Refraksiyonu.....	9
2.2.5. Penumbra Etkisi.....	10
2.2.6. Film Kalınlığının Değişimi.....	12
2.2.7. Film Deformasyonu.....	12
2.3. X-Işın Sistemlerinin Kalibrasyonu.....	12
2.3.1. Mc Neil Metodu.....	13
2.3.2. Janason ve Hindmarsh Aletleri.....	14
2.3.3. Agnoletto-Pagani Metodu.....	15
2.3.4. Moffitt'in Ana Nokta Yerleştiricisi.....	16
2.4. Nesne ve Nesne Uzayı Kontrolü.....	17
2.4.1. X-Işın Fotogrametrisinde Kullanılan Nesne (Hedef Materyal).....	18
2.4.2. Kalibrasyon Üçgeni.....	18
2.5. Stereo X-Işın Fotogrametrisi.....	20
2.5.1. Radyografların Ölçümü.....	21
2.5.2. Matematiksel Modeller.....	22

2.5.2.1. Geliştirilmiş Doğrudaşlık Şartı (Fotogrametrik sistem).....	24
2.5.2.2. Seattle Sistemi.....	30
2.5.2.3. Cleveland Sistemi.....	34
2.5.2.4. Klasik Yöntem.....	36
2.5.2.4.1. Komparator Koordinatlarından Resim (Radyograf) Koordinatlarına Geçiş.....	36
2.5.2.5. DLT (Direct Linear Transformation) Metodu.....	39
<b>3. BULGULAR.....</b>	<b>45</b>
3.1. Deney Düzenekinin Kurulması.....	45
3.2. Resimlerin (Radyograf) Çekilmesi.....	47
<b>4. İRDELEME.....</b>	<b>49</b>
<b>5. SONUÇLAR.....</b>	<b>54</b>
<b>6. ÖNERİLER.....</b>	<b>55</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>58</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>75</b>

## ÖZET

Son yıllarda yapılan bilimsel çalışmalarda, çeşitli meslek disiplinleri bir arada çalışma yoluna gitmektedirler ve bilimsel alanda söz konusu disiplinlerin birbirlerine ihtiyaçları oldukları aşikardır. Özellikle bu disiplinler arasında fotogrametri ile tıp bilimlerinin ortaklaşa bazı bilgileri kullandıkları gözlenmektedir.

Tıpta ve endüstri alanlarında da fotogrametrinin kullanılması gün geçtikçe yaygın bir hale gelmektedir. Bu alanlarda kullanılan fotogrametri, esasları itibariyle klasik fotogrametrinin hemen aynısıdır. Ancak tıpta ve endüstride teknik olarak x-ışınları kullanılmaktadır.

Bu çalışmada, *X-ışın Fotogrametrisi* ortopedik bir alanda kullanılmıştır. Herhangi bir ortopedik uzva x-ışınları gönderilerek, üç boyutlu görüntü elde edilmiştir. Elde edilen bu görüntüler üzerinde, şekli yeniden geometrik ve fiziksel olarak ortaya çıkarmak için bir takım ölçüler yapılmıştır.

Çalışma sonucunda, insan vücuduna çekilen bir röntgen filmi sadece iki boyutta incelenebilmesine rağmen, x-ışın fotogrametrisi yardımıyla çekilen röntgen filmlerinden üç boyutlu görüntülerin elde edilebildiği gözlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler** : X-Işınları, X-Işın Fotogrametrisi, Radyograf.

## ABSTRACT

### **The Use of X-Ray Photogrammetry with Three-Dimensional in Orthopedia.**

In the presents, many scientific reports heve been done by scientific groups. It is obvious that in scientific works, the groups needs each other at any time. Especially, the relation between photogrammetry and medical science has been observing on using the same information.

Using photogrammetry in medical science and industry are becoming common. The basic rules of x-ray photogrammetry in this field are the same as conventional photogrammetry. Also, x-ray techniques are being used in this field.

In this thesis, x-ray photogrammetry is used with a human organ, and three-dimensional images were formed and observations were done.

As a result, although the film of human organ can be examined in two-dimension, by using x-ray photogrammetry three-dimensional image has been captured.

**Key Words:** X-Rays, X-Ray Photogrammetry, Radiograph.

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.	X-ışın tüpünün diyagramı .....	4
Şekil 2.	Yüklü bir kasetin kesiti .....	6
Şekil 3.	Film dalgalanması .....	7
Şekil 4.	Çift emülsiyon sebebiyle oluşan deformasyon ....	8
Şekil 5.	X-ışın refraksiyonu .....	10
Şekil 6.	Penumbra etkisi .....	11
Şekil 7.	İç yöneltme elemanlarının belirlenmesi için McNeil aleti .....	13
Şekil 8.	Ana nokta tesisi için Janoson ve Hindmarsh yöntemi.....	14
Şekil 9.	Agnoletto-Pagani prensibi .....	15
Şekil 10.	Moffitt'in ana nokta yerleştiricisi .....	17
Şekil 11.	Kalibrasyon üçgeni .....	19
Şekil 12.	Stereo radyograflar .....	21
Şekil 13.	Stereo x-ışın fotogrametrisinin normal alım durumu.....	23
Şekil 14.	Analitik x-ışın fotogrametrisinin geometrisi ...	25
Şekil 15.	Uzay önden kestirme .....	30
Şekil 16.	Cleveland modelinin geometrisi .....	35
Şekil 17.	Resim ve komparator sistemleri .....	37
Şekil 18.	Komparator ve resim koordinat sistemleri arasındaki $\epsilon$ açısı .....	39
Şekil 19.	Kurulan deney düzeneği.....	45
Şekil 20.	Kontrol noktası tespiti.....	46
Şekil 21.	Normal durum için kontrol noktalarının X yönündeki fark grafiği.....	51
Şekil 22.	Normal durum için kontrol noktalarının Y yönündeki fark grafiği.....	51
Şekil 23.	Normal durum için kontrol noktalarının Z yönündeki fark grafiği.....	51

Şekil 24. DLT için kontrol noktalarının X yönündeki fark grafiği.....	52
Şekil 25. DLT için kontrol noktalarının Y yönündeki fark grafiği.....	52
Şekil 26. DLT için kontrol noktalarının Z yönündeki fark grafiği.....	52





## TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Kontrol noktalarının uzay koordinatları .....	47
Tablo 2. DLT ile hesaplanan koordinatlar ve gerçek koordinatlardan olan farkları.....	49
Tablo 3. Normal durum için hesaplanan koordinatlar ve gerçek koordinatlardan olan farkları.....	50
Ek Tablo 1. Kontrol ve ölçülen noktaların arazi koordinatları (Normal Durum).....	58
Ek Tablo 2. Kontrol ve ölçülen noktaların komparator koordinatları.....	61
Ek Tablo 3. Kontrol ve ölçülen noktaların resim koordinatları.....	64
Ek Tablo 4. Kontrol ve ölçülen noktaların arazi koordinatları (DLT).....	67

## SEMBOL LİSTESİ

$C$	: Projeksiyon merkezi
$X_0, Y_0$	: Asal noktanın koordinatları
$dR_x, dR_y$	: Filmin sapma miktarları
$c, Z_0$	: Asal uzaklık
$t, T$	: Film kalınlığı
$\Delta r$	: Çapsal uzaklık
$\Delta x, \Delta y$	: Çapsal uzaklığın bileşenleri
$d$	: Işın yerdeğişimi
$W$	: Materyal kalınlığı
$i$	: Geliş açısı
$r$	: Kırılma açısı
$u_g$	: Camın kırılma indisi
$d_1, d_2$	: Penumbra bölgesi yarıçapları
$d'$	: Umbra bölgesi yarıçapı
$Z_1, Z_2, Z_3$	: Asal uzaklık
$d_s$	: Film deformasyonu
$F_s, G_s$	: Film deformasyon parametreleri
$m_i$	: Doğru eğimleri
$Vx_i, Vy_i$	: Resim koordinatlarına getirilen düzeltmeler
$\Delta X_0, \Delta Y_0$	: Orta nokta koordinatına getirilen düzeltmeler
$q$	: Uzaklık
$x_i, y_i$	: Resim koordinatları
$\mu m$	: Mikron
$Pd_i$	: Aletin asal uzaklığı
$Pd$	: Radyografin asal uzaklığı
$a$	: Afin faktörü
$S_n$	: X ve Y yönündeki ölçek
$S_v$	: Z yönündeki ölçek
$x', y'$	: Sol resmin ölçülen koordinatları
$x'', y''$	: Sağ resmin ölçülen koordinatları

$b, B$	: Baz
$O_i$	: Anot merkezi, istasyon noktası
$X, Y, Z$	: Noktanın uzay koordinatları
$p_x$	: Paralaks
$X_c, Y_c, Z_c$	: İstasyon noktasının koordinatları
$P_i$	: Resim sistemindeki nokta
$Q_i$	: Referans sistemindeki nokta
$\vec{D}$	: Uzay vektörü
$\vec{d}$	: Resim vektörü
$\lambda, k$	: Ölçek faktörü
$M$	: Dönüklük matrisi
$m_{ij}$	: Dönüklük matrisinin elemanları
$W_{ei}, W_{fi}$	: Kapanmalar
$B_x, B_y, B_z$	: Baz bileşenleri
$a_i, b_i, c_i$	: Dönüşüm katsayıları
$l, m, n$	: Doğrultu cosinüsleri
$\bar{x}, \bar{y}$	: Bir noktanın düzeltilmiş resim koordinatları
$X_0, Y_0, Z_0$	: İzdüşüm merkezinin arazi koordinatları
$\lambda_x, \lambda_y$	: x ve y yönündeki ölçek faktörleri
$k_i$	: Simetrik mercek distorsiyon katsayıları
$P_i$	: Simetrik olmayan mercek distorsiyonu katsayıları
$Xk_n, Yk_n$	: Noktanın komparator koordinatları

## 1. GENEL BİLGİLER

### 1.1. GİRİŞ

Son yıllarda, fotogrametrinin çeşitli meslek gruplarının problemlerine çözüm olmağa başladığı gerçeği ortaya çıkmaktadır. Jeodezi dışındaki alanlarda kullanılan fotogrametri genelde yakın resim (close-range) fotogrametrisi olup, bu alanlarda x-ışın teknikleri kullanılmaktadır.

Özellikle yakın resim fotogrametrisinin, mimarlık ve endüstri alanlarında olduğu gibi, tıpta da hızlı gelişiminden söz edilebilir. Tıp fotogrametrisi, geniş tıp bilimindeki bütün fotogrametri uygulamalarını kapsayan bir terimdir. Tıptaki uygulamalar genelde vücut parçalarının biçim ve boyut ölçmeleriyle birlikte bu parçaların zamanla olan değişimlerini incelemektedir. Tıpta kullanılan fotogrametrinin temelinde stereofotogrametri yatmaktadır. Ayrıca bunu x-ışınları ve moire frienge interferometry gibi diğer görüntüleme sistemleri de desteklemektedir.

Tıpta fotogrametri uygulamaları, genellikle hareketli cisimleri kapsamaktadır. Resim çekimi için eş zamanlı bir çift resim çekme makinasının kullanılması zorunludur. Bazen cisimler hareketli olmayabilir ve çekimler ayrı ayrı zamanlarda da yapılabilir.

Ağız ve diş durumları ve deri üzerindeki lekeler x-ışın fotogrametrisiyle belirlenmektedir. Ayrıca bacak ve kollardaki hareketlerin incelenmesi mümkün olmaktadır. Bacaktaki yaraların, kenar kalınlığı, derinliği, alanı ve hacminin stereo x-ışın fotogrametrisi ile tespit edilmesi, iyileştirme işlemi için güvenilir bir kaynak oluşturmaktadır.

Kafanın doğrudan ölçülmesi zor bir işlemdir. Üstelik genel şekil çok karışıktır ve özellikle göz çevreleri gibi bazı bölgeler dokunmaya karşın çok duyarlıdır. Fotogrametri

bu güçlükleri ortadan kaldırmıştır. Bu nedenle dişçiler, gözcüler ve güzelleştirme operatörleri için yakın resim fotogrametrisi önemli rol oynamaktadır.

Anormal yüzlerin cerrahi olarak düzeltilmesine ait bir analiz, cerrahi müdahaleden önce ve sonra üç boyutlu resimler çekilerek anlaşılmaktadır. Hem normal hem de çatlak, yarık damak biçimlerinin ortopedik ve cerrahi tedavilerdeki gelişim değişimlerini ölçme aracı olarak stereo fotogrametri kullanılmıştır. Gebelik sırasında omurganın deformasyon ölçmeleri yapılabilmektedir.

El yüzeyine çekilen bir çift radyograf yardımıyla eş yükseklik eğrili haritası yapılabilmektedir. Vücuda yerleştirilen protezlerin zaman içerisinde yerdeğişimi yine stereo x-ışın fotogrametrisiyle belirlenebilmektedir. Protezler üzerinde belirlenecek noktaların ara uzaklıkları da tespit edilebilmektedir.

Bu çalışmada, insan vücudunun ortopedik bir parçasının çekilen x-ışın fotoğraflarıyla üç boyutlu görüntüsü çeşitli metotlarla elde edilmiş, metotlar arasında sonuç verileri yönünden karşılaştırma yapılmış ve bu görüntüler değerlendirilmiştir [1].

## 2. TEORİK ÇALIŞMALAR

### 2.1. X-Işın Fotogrametrisine Genel Bir Bakış

X-ışın fotogrametrisi, bir odak noktasından çıkan ve obje içinden geçerek film üzerine (radyograf=x-ışın filmi) düşürülen x-ışınlarının merkezi projeksiyonu temeline dayanmaktadır [2]. X-ışını teknikleri tıp ve endüstri alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Son yıllarda en çok kullanılan alan tıp bilimidir. İnsan vücudunun veya canlı bir nesnenin fiziksel verilerinin elde edilmesi ve bu verilerden üç boyutlu görüntülerin çıkarılması ancak x-ışınlarıyla sağlanır. Böylece tümör, kanser ve diğer anormal gelişmeler, yabancı maddeler; örneğin mideye inen metal parçaları, vücuda giren metal parçaları veya kırılan kemiklerin boyları belirlenmiş olmaktadır.

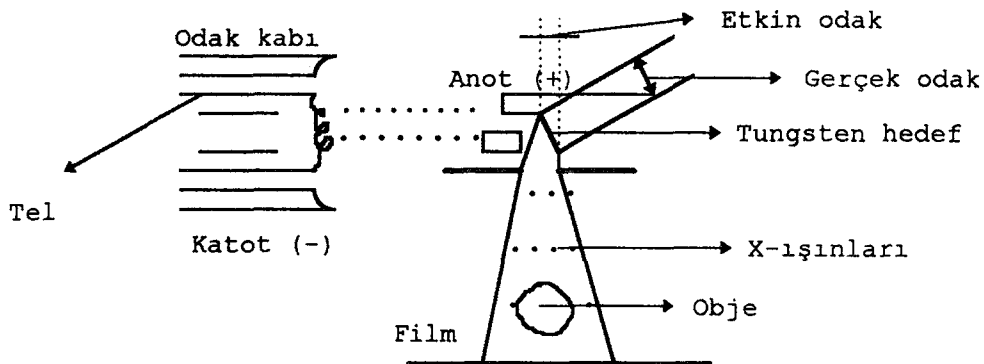
Gelişimi incelemek için en çok kullanılan metot, tek x-ışın fotoğraflarını çekerek, bu konuda elde edilecek veriler yardımıyla bilgi sahibi olmaktır. Ancak tek tek fotoğraflarla bilgi sadece iki boyutlu bir düzlemden alınmaktadır. Bu nedenle tek x-ışın fotoğraflarıyla gerek gelişimi incelemede ve gerekse yukarıda bahsedilen problemlerin çözümünde bazı sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunların en önemlisi, doğal yapının tam, doğru bir şekilde üç boyutlu yapısının açıklanmaması veya bu boyutlardaki deformasyonun izlenememesidir.

Tek x-ışın fotoğrafları stereo x-ışın fotogrametrisinin gelişimi için bir altlık oluşturmaktadırlar. Stereo x-ışın fotogrametrisi, üç boyutlu modelin görünümünü sağlayan ölçülerin alınmasına imkan veren bir sistemdir. Stereo x-ışın fotogrametrisini gerçekleştirebilmek için, %50 veya daha fazla bindirmeli iki röntgen fotoğrafı çekilmesi gerekir. Çünkü klasik fotogrametride de olduğu gibi bir modelin

oluşturulabilmesi için en az %50 bindirmeli iki resmin çekilmesi gerekir. Sonra bu fotoğraflar, stereo olarak gözlenerek, röntgeni çekilen obje yeniden optik ve matematiksel olarak oluşturulması için, obje üzerindeki değişik noktalarda ölçüler yapılır.

Bir objenin matematiksel noktaları, x-ışın fotoğrafları için fiziksel gerçekleri sağlamayabilir. Çünkü matematiksel yapıyı sağlamak için teorik bir tahmin yapılmıştır. Ayrıca x-ışın fotoğrafları az veya çok koyulukta nesnelere olması sebebiyle, literatürde *shadowraps* veya *radiograps* olarak adlandırılırlar [3].

X-ışınları, x-ışın tüpünde üretilerek nesne üzerine gönderilirler. Bu tüpte, ışınların çıkış kaynağı yani perspektif merkezi bir anottur. Elektronlar ince sıcak bir tel yardımıyla yoğunlaştırılır ve tungsten adı verilen hedef alanında odaklanarak tüpten dışarı çıkarılırlar. Elektronlar ile tungsten atomlarının çekirdeklerinin reaksiyonu, yüksek hızdaki elektronların çarpışması ve tungsten atomlarının elektronları x-ışınlarını üretir. Bu ışınlar elektriksel ve manyetik alanlardan etkilenmezler ve  $0.04 \text{ \AA} - 100 \text{ \AA}$  arasında dalga boylarına sahiptirler. Işınlar tüpten çıktıktan sonra doğru halinde ve aynı hızda yol alırlar. Bu ışınların tıpta tedavi amaçlı kullanılmalarının sebebi, emniyetli bir şekilde ısı ve ışık saçmalarına bağlıdır. Bir x-ışın tüpünün diyagramı şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1. X-ışın tüpünün diyagramı

Tüpde bulunan odak noktasının büyüklüğü, görüntünün çözümü olması için küçük odaksal noktalarla ilişki kurulacağından önem arz etmektedir. Şekil 1'de de görüldüğü gibi anot belirli bir eksen üzerinde sabit ya da hareketli olabilir. Anotun 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.

## **2.2. X-Işın Görüntülerinin Elde Edilmesi**

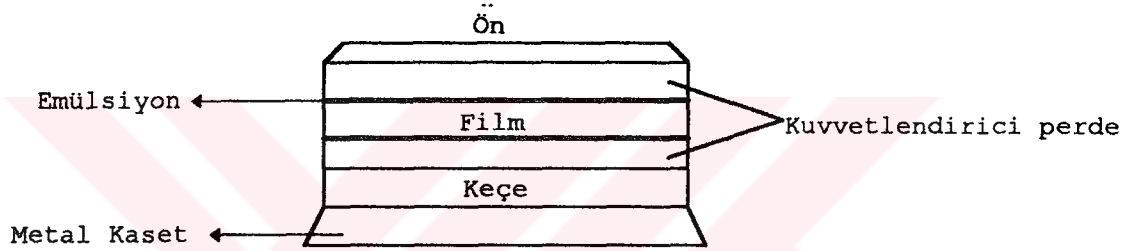
X-ışın fotogrametrisinin temelde iki kusuru vardır. Bunlardan birincisi; temel merkezi projeksiyon sadece tahminidir. Yani odak noktası matematiksel bir nokta değildir. İkincisi; kesin bir dalgalanmaya sahip olan bir film üzerine görüntü kaydedilir. Belirli hükümlerle yaşayan x-ışın fotogrametrisinden özellikle tıpta faydalanılır. Bunun önde gelen sebebi, ışık yayılımının dozajının indirgemeye ilgili olması ve insan vücutlarını muhafaza altına almasıdır. Bu durum çift emülsiyonlu filmler ve kuvvetlendirici perde kullanılarak sağlanır. Radyografların geometriksel doğruluğunu değerlendirmek için bunların etkileri tartışılmalıdır.

### **2.2.1. X-Işın Filmleri**

X-ışınının yayılım hareketi açık olarak görülmez ve bu ışınlar iki metotla görünür hale çevrilirler. Bir fotoğrafik emülsiyon direkt olarak x-ışınları ile ortaya çıkarılabilir. Işınların ortaya çıkması için x-ışın filmleri kullanılır. Bir x-ışın filmi, ışık emici ve x-ışın hassas ışık saçıcı perdenin emülsiyonla ilişkisi sağlanarak çekilir [4].



Hassas filmin direkt olarak x-ışınını alması nispeten azdır. Bu olumsuzluğu ortadan kaldırmak için kuvvetli perdeler kullanılır. Kuvvetli perdeler, x-ışınlarını aldıkları zaman mavi ışık saçarlar. X-ışın filmleri mavi ışığa duyarlıdırlar. Ayrıca kuvvetlendirici perdeler ışık yayılım dozajını da azaltmaktadırlar ve kullanıldıkları zaman çözünürlük azalır ki buda çift emülsiyonlu film kullanılarak çözülebilir. X-ışınlarının geniş açılarla film düzlemine gitmesi görüntünün flu olmasına sebebiyet verir. Bir film kasetinin kesiti şekil 2'de gösterilmektedir.

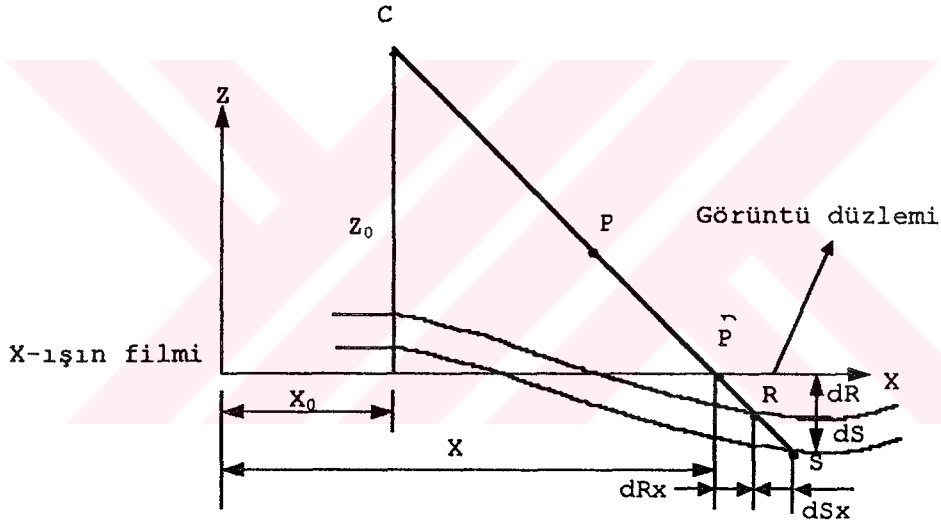


Şekil 2. Yüklü bir kasetin kesiti.

Düz ve yassı film kuvvetli perdenin arkasına yerleştirilen keçe tarafından muhafaza edilir. Keçe düzenli bir yoğunluğa sahip olmadığından filmde dalgalanma olur. Görüntünün yoğunluğu, cismin x-ışınını emmesine, kalınlığına ve nesnenin atomik yapısına bağlıdır. Eğer aynı kalınlıkta fakat farklı yoğunlukta iki nesneye x-ışınları 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, 7.6 atom numaralı tel bir kumaştan film üzerinde daha net gözükür. Tıpta çekilen röntgen filmlerinde kemiklerin daha açık ve net görülmesinin sebebidir budur.

### 2.2.2. Düz Olmayan (Pürüzlü) Filmler

Bir x-ışın filmi kendi teoriksel şekil (görüntü) düzleminden sapabilir. Çünkü, kasetteki filmin yerleştirildiği kısım düzgün bir düzlem olmayabilir, veya film pürüzlü bir kalınlıkta olabilir. Düzgün bir x-ışın filminin geometrik analizi hakkında kapsamlı bir çalışma yoktur. Şekil 3'de C projeksiyon merkezi,  $(X_0, Y_0)$  asal noktanın koordinatları,  $(X, Y)$  ise P noktasının gerçek koordinatlarıdır.  $dR_x$  ve  $dR_y$  düzgün olmayan filmin ortaya çıkardığı sapma miktarlarıdır.



Şekil 3. Film dalgalanması

Şekil 3'den ;

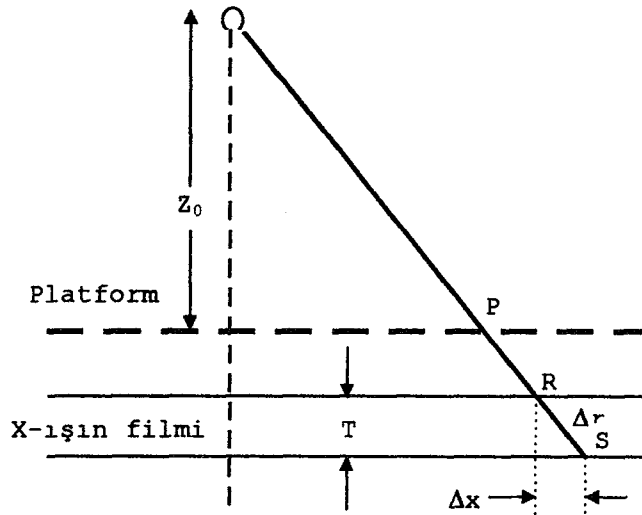
$$\begin{aligned} dR_x &= (X - X_0) dR / Z_0 \\ dR_y &= (Y - Y_0) dR / Z_0 \end{aligned} \quad (1)$$

yazılabilir. Bu miktarlar, 26  $\mu\text{m}$ 'den 75  $\mu\text{m}$ 'ye kadar değişmektedir [3]. Bu etkileri azaltmak için iki yöntem geliştirilmiştir. Birinci yöntemde; ışığın açısal dönme hareketi azaltılır. İkinci yöntemde ise; x-ışın filmi önüne

özel madenle kaplı bir yapı yerleştirilir ve bu yapının düzlemi görüntü düzlemi gibi kabul edilir. 1/4-1/2" (inch) kalınlığında olan madenle kaplı bu yapı cam, plexiglass ve ışık geçirmez radyo materyallerinden yapılır. Bu yöntemde film dalgalanma etkisini en aza indirmek için, ölçü aleti min. 500 mm uzağa kurulur. Ayrıca bu yöntem sadece analitik x-ışın fotogrametrisinde kullanılabilir.

### 2.2.3. Çift Emülsiyonun Etkisi

Şekil 2'deki sistematiğe görüldüğü gibi, standart bir x-ışın filmi her iki kenarında da emülsiyona sahiptir. İki emülsiyon tabakası bulanık bir stereo görüntüye sebep olabilir. Oluşan görüntüler her iki tabakada kaydedilir. Bu etki tek emülsiyonlu film kullanılarak giderilebilir. İki katmanlı durumda emülsiyon kalınlığı 5-10  $\mu\text{m}$  iken temel polyesterin (film taşıyıcı) 175  $\mu\text{m}$ 'dir. Geniş açılı görüntüler için bir görüntü bozukluğu ortaya çıkabilir ve hatta bulanık olur. Şekil 4'de P noktası iki emülsiyon tabakası üzerinde R ve S noktaları şeklinde görüntülenmektedir [5].



Şekil 4. Çift emülsiyon sebebiyle oluşan deformasyon

T film kalınlığında radyal yönde oluşan nokta ayrılığı, iki kısımda formüle edilebilir.

$$\begin{aligned}\Delta x &= T(X - X_0)/Z_0 \\ \Delta y &= T(Y - Y_0)/Z_0\end{aligned}\quad (2)$$

Burada;

- $\Delta x$  ve  $\Delta y$ ,  $\Delta r$  radyal ayrımının x ve y bileşenleri,
- x, y P noktasının resim koordinatları,
- $Z_0$  asal uzaklıktır.

Resim koordinatlarını ölçmede nokta, genelde R ve S'in ortasında tanımlanır. Alternatif olarak iki emülsiyon düzleminin ortasına kadar olan uzaklık, asal uzaklık olarak düşünülürse bu etki ihmal edilebilir ve bu yüzden bileşenlerin sadece yarısı resme etki etmiş olur [6].

#### 2.2.4. X-Işınının Refraksiyonu

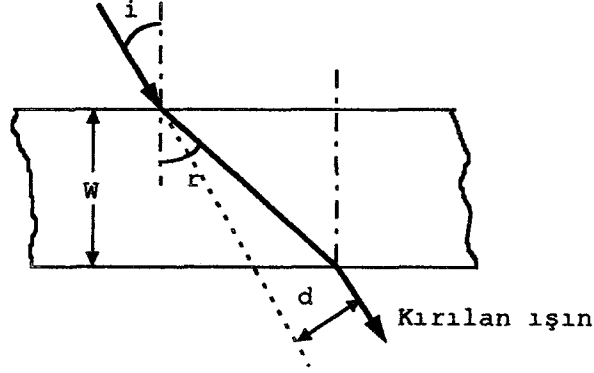
X-ışınlarının karakteristikleri görülebilir ışık ışınlarının karakteristiklerinden tamamen farklıdır. Görülebilir ışınlar farklı yoğunluktaki materyallerin arasından geçtikleri zaman, önemli bir refraksiyon etkisi altına girerler. Oysa, x-ışınları bir kaç değişken yoğunlukta materyallerin arasından geçirilir ve böylece bu ışınların refraksiyonu araştırılır.

X-ışın refraksiyonundan meydana gelen ışının yerdeğişimi d, emülsiyonun önündeki materyalle ilişki kurularak şöyle yazılabilir.

$$d = W(\tan r - \tan i) \quad (3)$$

Burada; i ve r sırasıyla geliş ve kırılma açılarıdır. W ise

materyalin kalınlığıdır.



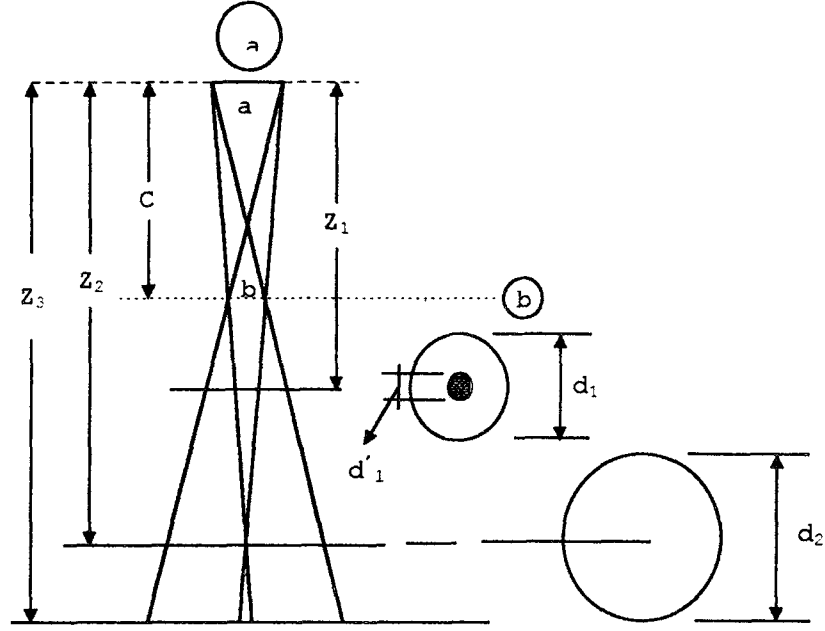
Şekil 5. X-Işın refraksiyonu

Bu refraksiyon tamamen önemsizdir ve ihmal edilebilir. Röntgen, toz tuz ve toz gümüşle bu etkiyi araştırmış ve  $W=12.7\mu\text{m}$  ( $1/2''$ ),  $i=45^\circ$  ve  $r$  cam için kırılma indisi  $n_g=1-5\times 10^{-6}$ ,  $d_g=0.06\mu\text{m}$  olarak bulmuştur [3].

#### 2.2.5. Penumbra Etkisi (Odak Civarındaki Distorsiyon)

Bu etki, x-ışın yayılım kaynağının bir nokta olmamasından kaynaklanır. Odağın büyüklüğü ve biçimi aletten alete değişebilmektedir. Bu büyüklük resmin bulanık çıkmasına sebebiyet verir. Bir x-ışın filmindeki görüntünün çözülebilmesi için, odak noktasının büyüklüğünün bilinmesi gerekir. Bu noktanın büyüklüğü, uygulama sınırı içerisinde  $0.3\text{ mm}$ 'dir [2]. Bu büyüklük (odak) matematiksel modelin oluşumuna etki eder ve bu aşamada odak nokta olarak kabul edilir.

Görüntünün bulanıklığı, objenin büyüklüğüne ve objenin film ve odağa olan uzaklığına bağlıdır. Bu durum şekil 6'da görülmektedir ki burada, odak a yarıçapında dairesel bir alan olarak kabul edilir.



Şekil 6. Penumbra etkisi

Odaktan  $c$  uzaklığında  $b$  yarıçapında bir dairesel obje yerleştirildiği kabul edilir. Burada  $z_1$ ,  $z_2$  ve  $z_3$  asal uzaklıklarında üç tipik görüntü biçimi düşünülebilir.  $z_1$ 'deki görüntü umbra ve penumbra,  $z_2$ 'deki görüntü sadece penumbra ve  $z_3$ 'deki görüntü ise resimde çıkmayan merkezi nokta etrafında dairesel bir biçimde penumbra içermektedir. Umbra resim üzerinde kısmen bulanık bir görüntü olup, penumbra ise tamamen bulanık görüntülerdir. Basit bir geometriyle aşağıdaki denklemler yazılabilir.

$$d = \left(\frac{z}{c}\right)b + \left\{\left(\frac{z}{c}\right) - 1\right\}a$$

$$d' = \left(\frac{z}{c}\right)b - \left\{\left(\frac{z}{c}\right) - 1\right\}a$$
(4)

Burada;  $d$  ve  $d'$  sırasıyla penumbra ve umbra bölgesi yarıçaplarıdır [5].

### 2.2.6. Film Kalınlığının Değişimi

Genelde x-ışın filmi bir nevi sentetik kumaş temellidir ve kalınlığı 120  $\mu\text{m}$ 'den 250  $\mu\text{m}$ 'ye kadar değişmektedir. Ölçülen film kalınlıkları değişimi 3 ile 9  $\mu\text{m}$  arasında olup hata sınırı  $\pm 3 \mu\text{m}$  dir. Polyester film için kalınlık sadece 80-140  $\mu\text{m}$ 'dir ve değişim 3 ile 4  $\mu\text{m}$ 'dir [7].

### 2.2.7. Film Deformasyonu

Sistematik bir hata olarak bilinen film deformasyonu üzerinde geniş bir şekilde çalışılmıştır. 1972'de yapılan bir çalışmada Meirer tarafından;

$$d_s = F_s + G_s t \quad (5)$$

formülünü elde edilmiştir. Burada t filmin büyüklük formatı,  $F_s$  ve  $G_s$  film deformasyon parametreleridir. X-ışın fotogrametrisi için filmin çekme payı üzerine yapılan bir test çalışmasında  $F_s = 1.5 \mu\text{m}$  ve  $G_s = 0.15 \mu\text{m}/\text{cm}$  olarak bulunmuştur [6],[7]. Böylece x-ışın filmi boyutları 36x43 cm olarak düşünölmüş ve  $d_s = 7.9 \mu\text{m}$  elde edilmiştir. Film deformasyonu hassasiyete etki eden parametrelerin arasındaki en büyük sistematik etkidir.

### 2.3. X-Işın Sistemlerinin Kalibrasyonu

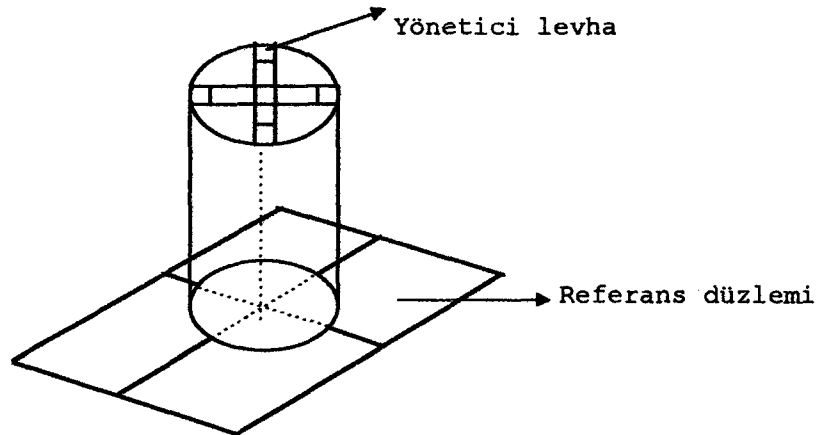
Radyograflar üzerinde nicel bilgileri elde edebilmek için, odak uzaklığının konumu, poz(çekim) anında radyografin düzlemi ile ilişkisi bilinmesi gerekir. Bu ilişkinin elemanları kalibrasyonla belirlenmesi gereken iç yöneltme elemanlarıdır. Geleneksel fotogrametride olduğu gibi,

kalibrasyonun amacı asal noktanın yeri ve asal uzaklığı belirlemektir. Asal nokta, odak uzaklığının film düzlemindeki normal ayağıdır. Odak noktası ile ana nokta arasındaki mesafe asal uzaklıktır.

Literatürde asal noktanın yeri ve asal uzaklığı belirlemek için çeşitli yöntemler tarif edilmiştir. Genellikle bu yöntemler, fiziksel ve yarı analitik yöntemler olarak sınıflandırılmıştır. Bu yöntemlerden G. Mc Neil ve Janoson-Hindmarsh fiziksel, Agnelotto-Pagani ve Moffitt'in yöntemleri yarı analitik yöntemlerdir. Yarı analitik yöntemler daha hassastır.

### 2.3.1. Mc Neil Yöntemi

Şekil 7'de görüldüğü gibi Mc Neil ışık geçirmez bir silindir yapıyı referans yüzeyi içine sokmuştur. Bu silindir yapı platform düzlemine diktir ve üzerinde 5 adet küçük delikli levha vardır. Silindirin asal eksenini merkezi levhanın deliğinden geçer. İç yöneltme elemanlarını belirlemek için bu yapıya bir test çekimi yapılır.

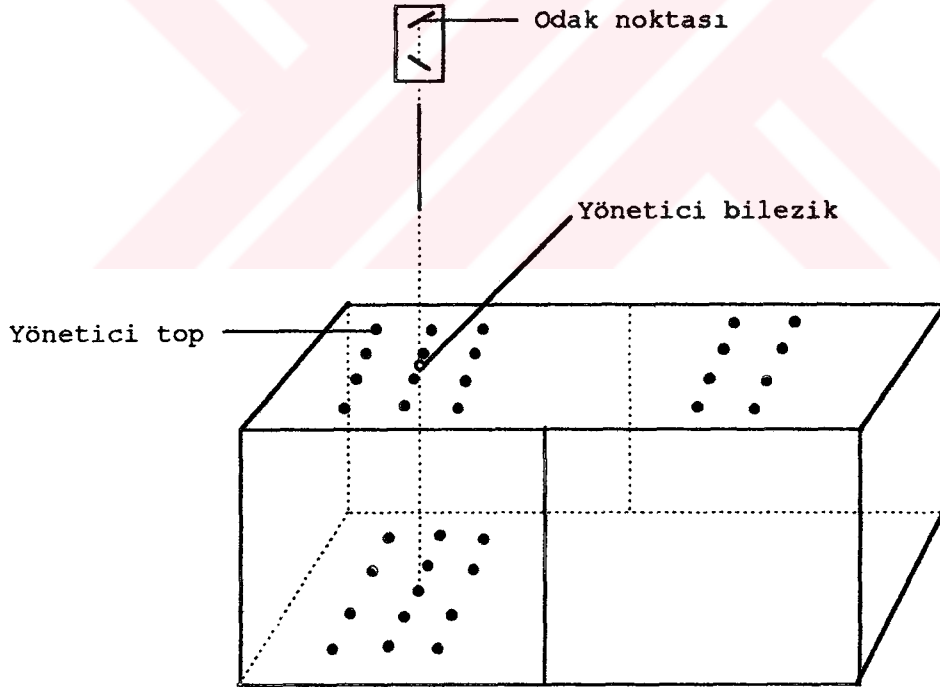


Şekil 7. İç yöneltme elemanlarının belirlenmesi için Mc Neil aleti.



### 2.3.2. Janoson ve Hindmarsh Aletleri

Janoson ve Hindmarsh tarafından kullanılan alet ve yöntemler temelde Mc Neil'in alet ve yöntemiyle aynıdır. Şekil 8'de görüldüğü gibi, iki tane 10 mm kalınlığında madenle kaplı plexiglass'tan yapılmış bir kontrol kafesi vardır. Film tabla üzerine yerleştirilir. Aletin büyüklüğü 400x700x250 mm boyutunda olup, filmin büyüklüğü 300x400 mm olarak düşünülür. Madenle kaplı levha içine 2 mm çapında toplar yerleştirilmiştir. Alttaki levhada 63, üstteki levhada 15 yönetici top bulunmaktadır. Ayrıca üstteki iki top tamamen alttaki levhadaki topların üstündedir. Bu toplar ana noktanın yerini bulmaya yardımcı olurlar. Bu alette bir de odak noktasının görevini gören x-ışın tüpü vardır.

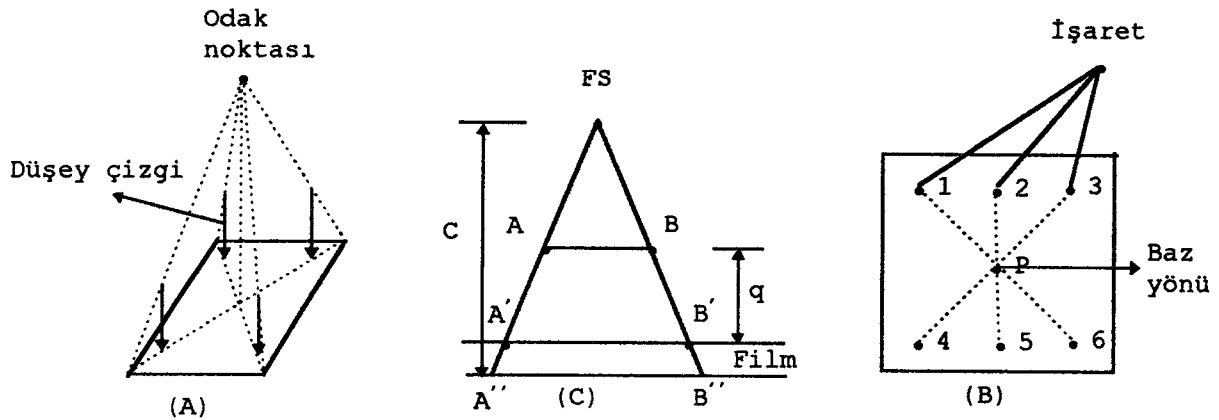


Şekil 8. Ana nokta tesisi için Janoson ve Hindmarsh Yöntemi

### 2.3.3. Agnoletto-Pagani Yöntemi

Bu yöntem geleneksel x-ışını aletlerinden geliştirilmiştir. Bu yöntemde kullanılan alet sabit bir tabla, tabla eksenini etrafında hareket edebilen ve tablaya çapraz duran bir x-ışın tüpünden oluşmaktadır. Üstelik tabla üzerinde x-ışın tüpünün yüksekliği ayarlanabilmektedir. Film kaseti tablanın altında yerleşir. Kalibrasyon şekil 9-A'da gösterilen ana düşey çizginin temeline dayanır. Şekildeki düşey çizgiler birleştirilirse ana nokta elde edilir. Şekil 9-B'deki 1-6 ve 3-4 çizgileri ana noktayı belirler. 2-5 çizgisi ise radyografin Y eksenini tanımlar. Ana uzaklık C bir şeritle tahmini olarak ölçülebilir. Bu yöntemde hassas bir sonuç elde etmek için, şekil 9-C'de, öncelikle (A-B) uzaklığı ve q uzaklığı (x-ışın tablasında) ve 1. film, 2. filmi ayarlanır. Sonra A'B' ve A''B'' uzaklıklarının kesin ölçülerinden faydalanarak, basit trigonometrik ilişkilerle C 1 mm inceliğinde belirlenebilir [3].

Kalibrasyon tek filme çekim alınarak yapılırsa, iki x-ışın tüpü arasındaki baz boyu da belirlenir. Bu durum, yöntemin avantajıdır. Ayrıca bu yöntem fotogrametrinin normal alım durumunun klasik bir örneğidir.



Şekil 9. Agnoletto-Pagani prensibi

### 2.3.4. Moffitt'in Ana Nokta Yerleştiricisi

Moffitt'in ana nokta yerleştiricisinde düşey çizgiler kullanılır. Moffitt'in aleti şekil 9-A'nın projeksiyon düzlemi gibi plexiglass'tan yapılmış temel bir tabladan oluşur. Şekil 10'da da görüldüğü gibi dört köşeye yerleşmiş 7" (inch) boyunda 4 toptüp bulunmaktadır. (1-2), (3-4), (5-6) ve (7-8) tüpleri asal noktayı meydana çıkarırlar. Ana noktanın muhtemel yerleşimi az hareketli ayarlamalar sonucu yapılır. Resim koordinatları sayısallaştırıcıda ölçülür ve asal noktanın koordinat tahmini;

$$\begin{aligned} x_0 &= (m_1 x_1 - m_3 x_2 + y_3 - y_1) / (m_1 - m_3) \\ y_0 &= m_1 (x_0 - x_1) + y_1 \end{aligned} \quad (6)$$

olarak yapılır. Burada;

$$\begin{aligned} m_1 &= (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1) \\ m_2 &= (y_4 - y_3) / (x_4 - x_3) \end{aligned} \quad (7)$$

dır. Bu eşitlikler her bir doğru için yazılabilir. Örneğin (1-2) doğrusu için yazılırsa;

$$\begin{aligned} (y_2 - y_0) V x_1 + (x_0 - x_2) V y_1 + (y_0 - y_1) V x_2 + (x_1 - x_0) V y_2 + (y_1 - y_2) \Delta x_0 \\ + (x_2 - x_1) \Delta y_0 + (x_2 y_0 - x_1 y_1 + x_1 y_2 - x_2 y_1 - x_0 y_2 + x_0 y_1) = 0 \end{aligned} \quad (8)$$

ifadesi elde edilir veya matris biçiminde;

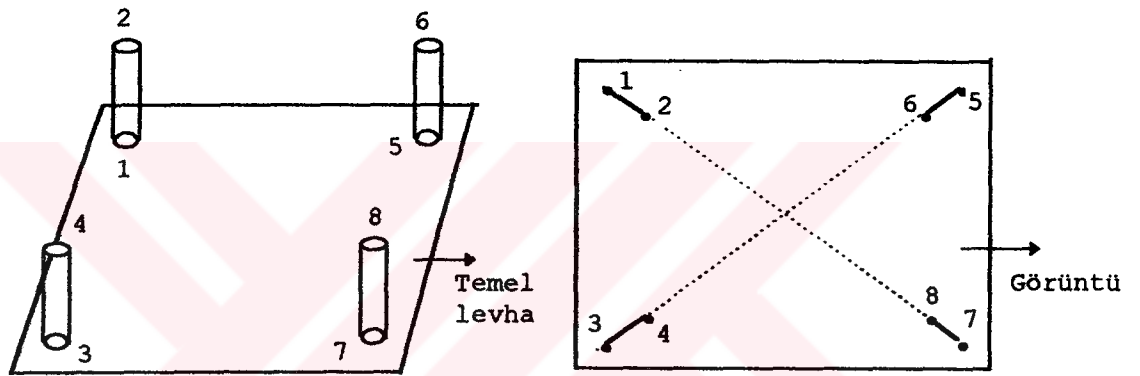
$$BV + AX + W = 0 \quad (9)$$

olur. Normal denklemin çözümü muhtemelen  $x_0$  ve  $y_0$  parametre değerlerini sağlar yani;

$$\Delta \mathbf{x} = -\left[ \mathbf{A}^T (\mathbf{B} \mathbf{P}^{-1} \mathbf{B}^T) \mathbf{A} \right]^{-1} \mathbf{A}^T (\mathbf{B} \mathbf{P}^{-1} \mathbf{B}^T)^{-1} \mathbf{W} \text{ ve} \quad (10)$$

$$(\mathbf{x}_0 + \Delta \mathbf{x}_0), (y_0 + \Delta y_0)$$

değerleri büyük bir ihtimalle ana noktanın koordinatlarıdır. Projeksiyon mesafesi, tüplerin üzerindeki markaların görüntü uzaklığından ve tüplerin dikkatlice ölçülmüş yüksekliklerinden hesaplanır. Bu bir yarı analitik yöntemdir ve fiziksel çözümden daha iyi bir sonuç sağlar [3].



Şekil 10. Moffitt'in ana nokta yerleştiricisi

#### 2.4. Nesne ve Nesne Uzayı Kontrolü

Radyograf bir gölgedir ve bu yüzden stereoskopik ölçüler için istenilen iyi detayları belirlemeyi zorlaştırır. Üstelik stereoskopik görüşün penumbra etkisiyle de netliği azalır (yarı aydınlık yarı karanlık). Bu stereoskopik görüş azlığının, özellikle nesne yaşayan bir vücuttayken farkına varılabilir. Vücuttaki akışkan sıvılar çözümü azaltır. Bu yüzden nesne, nesne uzayında kontrol edilmeli ve hedeflenmelidir.

Nesnenin hedeflenmesinin yanında, eğer mutlak konumlar ve tam boyutlar talep edilirse, nesne uzayı kontrol edilmelidir.

#### **2.4.1. X-Işın Fotogrametrisinde Kullanılan Nesne (Hedef Materyal)**

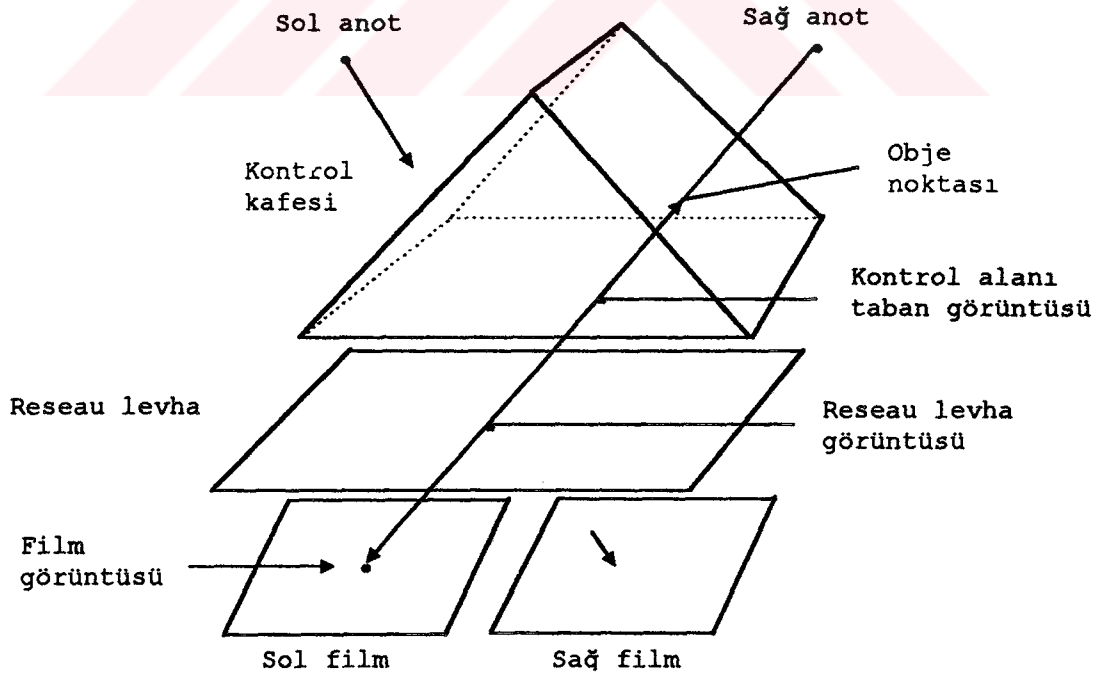
Hedef materyal nesneye bağımlıdır. Hedef materyali, nesne ile arasında iyi bir ilişki sağlanması için nesneden daha büyük atom numarasına sahip olması gerekir. Genelde insanlarda çelik top, protezlerde ise çelik halkalar hedef materyali olarak kullanılır.

Fotogrametriciler, eğer nesne kuru bir kemik veya kadavra ise iskelet üzerinde özel noktalar tanımlarlar. Bu hedefler kesin hücre birikimleri olabilir. Ancak nesne yaşıyorsa vücuttaki akışkan sıvılar işaretleri örtebilir. Bunu önlemek için bir yöntem geliştirilmiştir. Metal çizicilerle (delici, çivi) radyograf üzerinde görülebilir bir referans sistemi sağlamak için kemiklerin üzerine 1.5 mm çapında delikler açılır. Bu deliklere 1 mm çapında çelik toplar yerleştirilir. Yapılan çalışmalarda bu çelik topların iki yıl gibi bir süre buldukları yerde kalabildikleri ifade edilmektedir.

#### **2.4.2. Kalibrasyon Üçgeni**

Radyografların geometrisi, odak noktasının büyüklüğünün sınırlı olmasına rağmen, bir merkezi projeksiyon olarak düşünülür. Eğer nesne iki radyografda görüntülenirse, nesnenin doğru boyutları iki kriterle belirlenir. Bu kriterlerden birincisi, iki radyografin yöneltmesi genel bir koordinat sisteminde bilinmelidir ve görüntü noktası bu sistemde belirlenebilir olmalıdır. İkinci kriter, iki x-ışın

tüpünün odak noktalarının konumu da bu koordinat sisteminde bilinmelidir. Bu iki kriter nesne uzayının kontrolü ile sağlanabilir. Nesne uzayı kontrolü için bir çok yöntem geliştirilmiştir. Burada sadece en önemli noktalara işaret edilecektir. Bu yöntemlerin birinde üçgen kontrolü kullanılır. 1979 yılında Veress tarafından geliştirilen kalibrasyonun bu şekli iki kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısımda, film distorsiyonlarını gidermek amacıyla üzeri 100 mm aralıklarla işaretlenmiş madenle kaplı bir ızgara levha (reseau levha) kullanılır. İşaretler 1/2"(inch) kalınlığındadır ve levhanın içine sokulmuşlardır. Bu düzenleme şekil 11'de gösterilmektedir. İki radyograf için bir referans sistemi oluşturan reseau madenle kaplı levha, max 2.5 mm uzaklıkta x-ışının filminin üzerine yerleştirilir. Dikkatlice kalibre edilen bu levhada reseau noktalarının konumu (x, y koordinatları)  $\pm 0.010$  mm ile 0.012 mm arasında bir hassasiyette okunmalıdır.



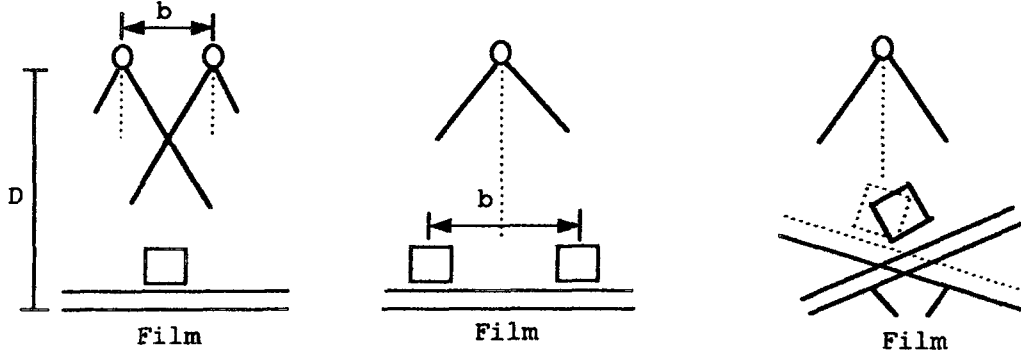
Şekil 11. Kalibrasyon üçgeni

Kalibrasyonun ikinci evresinde, uzaysal bir X, Y, Z koordinat sistemi oluşturularak bu sistemde anotların konumları belirlenir. Şekil 11'deki bir üçgen kafesi kalibrasyonun bu evresi için kullanılmaktadır. Yeterince doğruluğa sahip olan bu üçgen (yüzeydeki kontrol noktalarının konum hataları  $\pm 15 \mu\text{m}$ 'dir) portatiftir, konvergent ve paralel geometri için uygun biçime sahiptir. 1/2" kalınlığında plexiglasstan üretilen üçgen üzerindeki kontrol noktaları 0.8 mm çapında çelik toplardan yapılmıştır. Prosedür olarak bir çift radyograf kalibrasyon üçgeniyle beraber çekildikten sonra, üçgen kaldırılarak hasta veya nesne üçgenin bulunduğu bölgeye yerleştirilir ve çekim yapılır. Bu yöntem sadece iki anotlu sistemle uygulanabilir [3], [6].

### 2.5. Stereo X-ışın Fotogrametrisi

Stereo radyografları ortaya çıkarmak için iki farklı perspektif merkezinden iki ayrı görüntü alınmalıdır. Bu işlem bir kaç şekilde gerçekleştirilebilir. Birinci çözümde, iki anot (odak noktası) kullanılarak film aynı anda çekilebilir. Bu çözümün avantajı, eğer nesne yaşayan canlı bir vücutsa hedef hareketi azaltılır ve iki radyograf aynı filmle karşı karşıya getirilir. Böylece stereoskopik paralaks aynı film üzerinde ölçülür. Şekil 12'de bu çözümlere ilişkin durumlar gösterilmektedir. İkinci ve üçüncü çözüm şeklinde basit bir anot kullanılır. Eğer anot sabit kalıp nesne hareket ettirilirse aynı geometri ortaya çıkarılabilir. Hedefin iki konumu arası bazdır. Hedef sabit tutularak, perspektif merkezi hareket ettirilirse yine anotların arası baz olmak üzere üç boyutlu görüntü elde edilebilir [8]. Yine başka bir yolla, anot sabit tutulup, filmin üzerinde bulunduğu tabla eğilirse aynı durum ortaya çıkarılabilir. Bu düzende iki

radyograf iki eğimli konumda çekilir ve eğim açısı  $5^\circ$  ile  $7^\circ$ 'yi geçmemelidir. Radyografların stereoskopik idrakı baz oranına bağlıdır. X-ışın fotogrametrisinde bu oran yaklaşık 1:10 veya daha azdır.



Şekil 12. Stereo radyograflar

### 2.5.1. Radyografların Ölçümü

Genel olarak, radyografları ölçmek için dört yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler;

1. Monoküler modda bir komparator kullanarak,
2. Stereoskopik modda bir stereo komparator kullanarak,
3. Stereoskopik modda bir stereometre alet kullanarak,
4. Stereoskopik modda bir stereoskopik değerlendirme aleti kullanılarak yapılan ölçmelerdir [8].

Radyografları ölçmek için kullanılan stereo ve monokomparatorlar yeterli büyüklükte ölçü alanına sahip olmalıdırlar. Bir x-ışın filminin boyutları genelde 18x14" veya 46x36 cm'dir. Genelde radyograflar en uzak asal uzaklıkta alınırlar. Eğer bir stereo değerlendirme aleti kullanılırsa Z yönünde bir afin deformasyon olur, yani, Z yönündeki model ölçeği X ve Y yönündeki ölçeklerden farklı olacaktır.



$$\frac{Pd_i}{Pd} = a = \frac{S_n}{S_v} \quad (11)$$

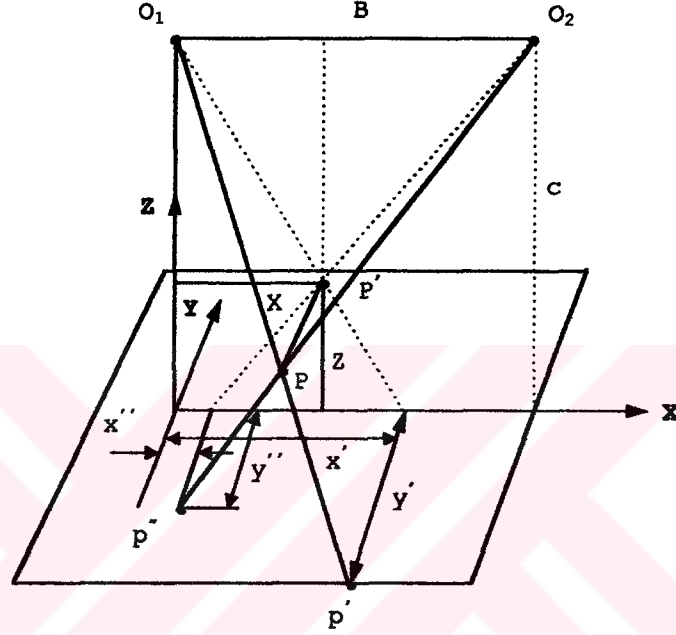
Burada  $Pd_i$  aletin asal uzaklığı,  $Pd$  radyografin asal uzaklığı,  $a$  afin faktörü,  $S_n$  ve  $S_v$  sırasıyla (X, Y) ve Z yönündeki ölçeklerdir. Geleneksel stereo değerlendirme aletleri, yani, baz içerde baz dışarda (base in base out) şartına sahip olmayan aletler ancak çok küçük baz oranlarında (1:10-1:15) radyografları değerlendirebilirler. Ancak orjinal radyografları kullanmaya müsait olan Zeiss Str-3 x-ışın komparatoru 40x40 cm boyutunda radyografları değerlendirebilir. Bu alet x, y koordinatlarını en az 0.1 mm, paralaksları 0.01 mm inceliğinde okuma imkanına sahiptir.

Radyografların stereoskopik görüş altında ölçülmesinin bir başka yolu da nokta işaretleyici alet kullanılmasıdır. Örneğin Wild PUG-4 aleti 6x-24x büyötmeye sahiptir. Bu alette değerlendirilecek noktalar emülsiyon üzerinde 20 ile 120  $\mu\text{m}$ 'lik delikler açılarak işaretlenir. Bu deliklerin koordinatları monoküler bir sayısallaştırıcı ile ölçölür. Radyograflarda koordinat ölçmenin en önemli yolu sayısallaştırıcı kullanmaktır. Yanlız sayısallaştırmada radyografin arkadan aydınlatılması gerekir. Analitik x-ışın fotogrametrisi için sayısallaştırıcının hassasiyeti 10-20  $\mu\text{m}$  arasında olmalıdır.

### 2.5.2. Matematiksel Modeller

X-ışın fotogrametrisinde kullanılan birkaç matematiksel model vardır. Bu modellerin esas amacı noktaların ve anotların konumlarını bir koordinat sisteminde bazı geometri ve kalibrasyonlarla belirlemektir. Stereo x-ışın

fotogrametrisinin geometrik prensibi şekil 13'de gösterilmektedir. Bu durum stereo x-ışın fotogrametrisinin normal alım durumunu açıklar. Anotların asal eksenleri paraleldir ve baza, film düzlemine diktirler. Sol anotun bulunduğu nokta koordinat sisteminin başlangıcıdır. Işık yayılım merkezi ile film arasındaki uzaklık asal uzaklıktır (C).



Şekil 13. Stereo x-ışın 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 noktasının  $(X, Y, Z)$  koordinatları;

$$\begin{aligned} X &= x' \left(1 - \frac{Z}{C}\right) \\ Y &= y' \left(1 - \frac{Z}{C}\right), \quad Y = y'' \left(1 - \frac{Z}{C}\right) \\ Z &= \frac{C \cdot p}{(B + p)} \end{aligned} \quad (12)$$

formülleri ile bulunur [9].

X-ışın fotogrametrisinde kullanılan matematiksel modeller aşağıda sıralanmıştır.

- Fotogrametrik sistem,
- Seattle sistemi,
- Cleveland sistemi.

#### 2.5.2.1. Genişletilmiş Doğrudaşlık Şartı (Fotogrametrik Sistem)

Fotogrametrik sistemin temeli kollinearite şartına (collinearty condition) dayanmaktadır. Ancak x-ışın fotogrametrisi için kollinearite şartı biraz değiştirilmiştir. Fotogrametrik sistemde, fotoğraf sistemi gibi gösterilecek bir radyograf sistemi ve kalibrasyon veya genel referans sistemi olmak üzere iki sistem kullanılır. Bir perspektif merkezi için sistemin genel geometrisi şekil 14'de gösterilmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi  $\vec{d}$  ve  $\vec{D}$  vektörleri farklı boyda olmalarına rağmen aynı yöndedir ve aynı doğru üzerindedirler.

Şekil 14 üzerindeki noktalara ilişkin aşağıdaki tanımlar yapılabilir.

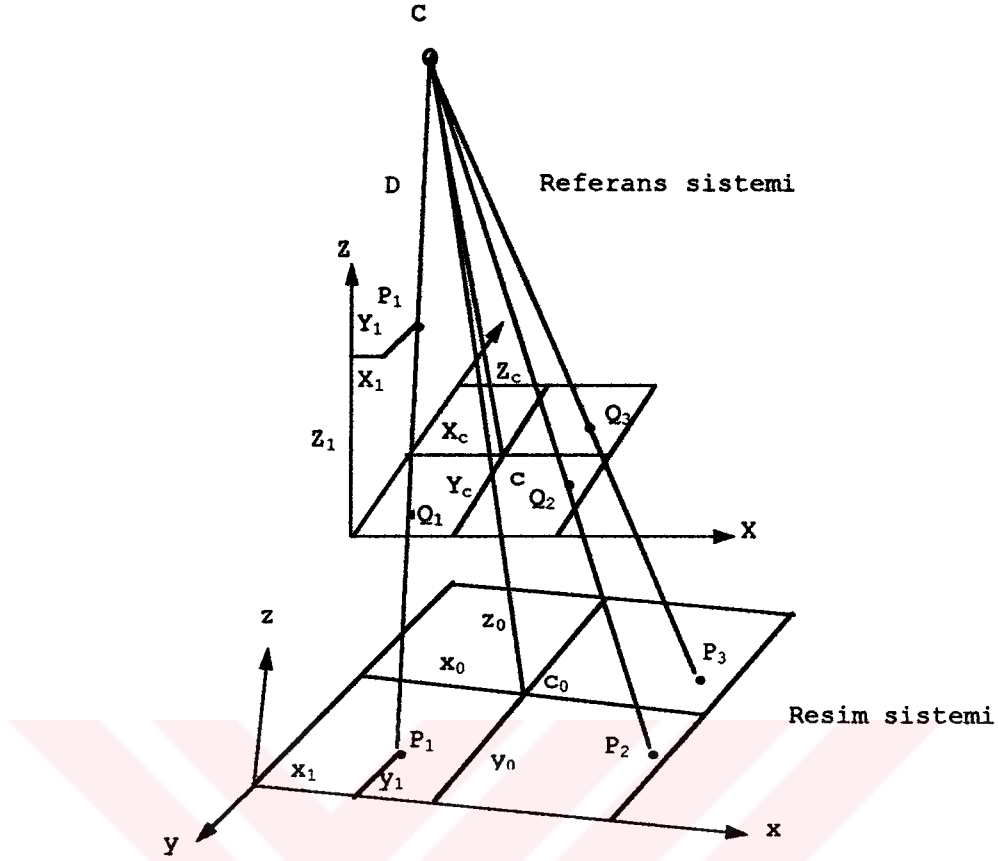
\* Fotoğraf koordinat sisteminde  $P_1$  noktasının koordinatları  $P_1 = (x, y, 0)$  dır.

\* Asal uzaklığın film düzlemini deldiği noktanın koordinatları  $C_0 = (x_0, y_0, 0)$  dır.

\* Perspektif merkezinin fotoğraf sistemindeki koordinatları  $C = (x_0, y_0, z_0)$  dır.

\* Asal uzaklığın referans düzlemini deldiği noktanın koordinatları  $C' = (X_c, Y_c, 0)$  dır.

\* Perspektif merkezinin referans sistemindeki koordinatları  $C = (X_c, Y_c, Z_c)$  dır.



Şekil 14. Analitik x-ışın fotogrametrisinin geometrisi

Bundan sonra kollinearite eşitlikleri;

$$x - x_0 = -z_0 \left[ \frac{m_{11}(X - X_c) + m_{12}(Y - Y_c) + m_{13}(Z - Z_c)}{m_{31}(X - X_c) + m_{32}(Y - Y_c) + m_{33}(Z - Z_c)} \right] k$$

(13)

$$y - y_0 = -z_0 \left[ \frac{m_{21}(X - X_c) + m_{22}(Y - Y_c) + m_{23}(Z - Z_c)}{m_{31}(X - X_c) + m_{32}(Y - Y_c) + m_{33}(Z - Z_c)} \right] k$$

şeklinde yazılır. Burada k ölçek faktörüdür. Yukarıdaki(13) eşitlikleri genel formda yazılırsa;

$$x - x_0 = -z_0 \frac{M_1 \bar{X}}{M_3 \bar{X}}$$

$$y - y_0 = -z_0 \frac{M_2 \bar{X}}{M_3 \bar{X}}$$

(14)

olur. Formüllerde geçen  $x$ ,  $y$  ölçülen resim koordinatları ve  $z_0$  asal uzaklıktır.  $M$  ise dönüklük matrisidir ve elemanları aşağıdaki şekildedir.

$$M = \begin{bmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix}$$

(15)

Ayrıca;

$$\bar{X} = \begin{bmatrix} X - X_c \\ Y - Y_c \\ Z - Z_c \end{bmatrix}$$

(16)

dır.  $Q$  referans sistemi ile fotoğraf koordinat sistemi arasındaki ilişki;

$$\bar{X}_Q = \frac{1}{k} M^T \bar{X}$$

(17)

şeklindedir. Burada;

$$\bar{X}_Q = \begin{bmatrix} X_Q - X_c \\ Y_Q - Y_c \\ -Z_c \end{bmatrix}$$

(18)

$$\bar{X} = \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ -z_0 \end{bmatrix}$$

şeklinde ifade edilir. P noktası ve referans sistemindeki karşılığı olan Q noktası arasındaki ilişki;

$$X_Q - X_c = -Z_c(X - X_c)/(Z - Z_c)$$

$$Y_Q - Y_c = -Z_c(Y - Y_c)/(Z - Z_c)$$

(19)

biçimindedir. Referans düzleminde  $Q_1, Q_2, Q_3$  olarak belirlenen  $P_i$  noktalarının fotoğraf düzlemindeki karşılıkları  $P_1, P_2$  ve  $P_3'$ 'dür. Bu noktalar kullanılarak perspektif merkezinin koordinatları  $X_c, Y_c$  ve  $Z_c$  kollinearite eşitliği yardımıyla ya da (19) eşitlikleri tekrar düzenlenerek aşağıdaki şekilde bulunabilir.

$$F_e = ZX_c + (X_Q - X)Z_c - X_QZ = 0$$

$$F_f = ZY_c + (Y_Q - Y)Z_c - Y_QZ = 0$$

(20)

X-ışın görüntülerinin  $(X_i, Y_i)$  fotoğraf koordinatları,  $(X'_{Q_i}, Y'_{Q_i}, 0)$  referans düzlemi koordinatlarına çevrilirler. (19) eşitlikleri EKK ilkesi formunda;

$$F'_{e_i} = Z_i X'_c + (X'_{Q_i} - X_i) Z'_c - X'_{Q_i} Z_i = W_{e_i}$$

$$F'_{f_i} = Z_i Y'_c + (Y'_{Q_i} - Y_i) Z'_c - Y'_{Q_i} Z_i = W_{f_i}$$

(21)

yazılır. Burada,  $W_{e_i}$  ve  $W_{f_i}$  kapanmalardır. Referans noktalarının koordinatları  $(X_i, Y_i, Z_i)$  sabit olarak düşünülür. Perspektif (izdüşüm) merkezinin yaklaşık değerleri;

$$\begin{aligned} X_c &= X'_c + \Delta X_c \\ Y_c &= Y'_c + \Delta Y_c \\ Z_c &= Z'_c + \Delta Z_c \end{aligned} \quad (22)$$

dır. Burada  $X'_c, Y'_c$  ve  $Z'_c$  izdüşüm merkezinin yaklaşık değerleridir.  $\Delta X_c, \Delta Y_c, \Delta Z_c$  perspektif merkezinin koordinat düzeltmeleridir. Ölçülen  $X'_{Q_i}$  ve  $Y'_{Q_i}$  değerleride aşağıda formüle edildiği gibi aynı hatalara  $v_{x_i}, v_{y_i}$  sahiptirler.

$$\begin{aligned} X_{Q_i} &= X'_{Q_i} + v_{x_i} \\ Y_{Q_i} &= Y'_{Q_i} + v_{y_i} \end{aligned} \quad (23)$$

(23) eşitliği lineerleştirilirse;

$$\frac{dF_e}{dX_Q} v_x + \frac{dF_e}{dY_Q} v_y + \frac{dF_e}{dX_c} \Delta X_c + \frac{dF_e}{dY_c} \Delta Y_c + \frac{dF_e}{dZ_c} \Delta Z_c + W_{e_i} = 0 \quad (24)$$

$$\frac{dF_f}{dX_Q} v_x + \frac{dF_f}{dY_Q} v_y + \frac{dF_f}{dX_c} \Delta X_c + \frac{dF_f}{dY_c} \Delta Y_c + \frac{dF_f}{dZ_c} \Delta Z_c + W_{f_i} = 0$$

eşitlikleri elde edilir. (24) eşitliği genel formda;

$$BV + AX + W = 0 \quad (25)$$

olarak yazılabilir.

Burada;

$$B = \begin{bmatrix} \bar{B}_1 \\ \bar{B}_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \bar{B}_n \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \bar{A}_n \end{bmatrix}, \quad W = \begin{bmatrix} \bar{W}_1 \\ \bar{W}_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \bar{W}_n \end{bmatrix}, \quad v = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} \Delta X_c \\ \Delta Y_c \\ \Delta Z_c \end{bmatrix}$$

$$\bar{B}_i = \begin{bmatrix} \frac{dF_e}{dX_Q} & \frac{dF_e}{dY_Q} \\ \frac{dF_f}{dX_Q} & \frac{dF_f}{dY_Q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z'_c - Z_i & 0 \\ 0 & Z'_c - Z_i \end{bmatrix}$$

$$\bar{A}_i = \begin{bmatrix} \frac{dF_e}{dX_c} & \frac{dF_e}{dY_c} & \frac{dF_e}{dZ_c} \\ \frac{dF_f}{dX_c} & \frac{dF_f}{dY_c} & \frac{dF_f}{dZ_c} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_i & 0 & X_{Q_i} - X_i \\ 0 & Z_i & Y_{Q_i} - Y_i \end{bmatrix}$$

$$\bar{W}_i = \begin{bmatrix} F'_{ei} \\ F'_{fi} \end{bmatrix}$$

dır. Bu eşitlikler EKK ilkesine göre çözülebilir. Dönüklük matrisi ve teorik izdüşüm merkezi koordinatları bulunduğundan sonra obje uzayı koordinatları uzay önden kestirme ile hesaplanır. Uzay önden kestirme (19) nolu formülden üretilir. Sonuç olarak aşağıdaki formüller ortaya çıkarılır.

$$X_Q - X_c = -Z_c(X - X_c)/(Z - Z_c)$$

$$X_U - X_f = -Z_f(X - X_f)/(Z - Z_f)$$

$$Y_Q - Y_c = -Z_c(Y - Y_c)/(Z - Z_c)$$

$$Y_U - Y_f = -Z_f(Y - Y_f)/(Z - Z_f)$$

(26)

(26) nolu formüllerde;

(X, Y, Z) : P noktasının uzay koordinatları,



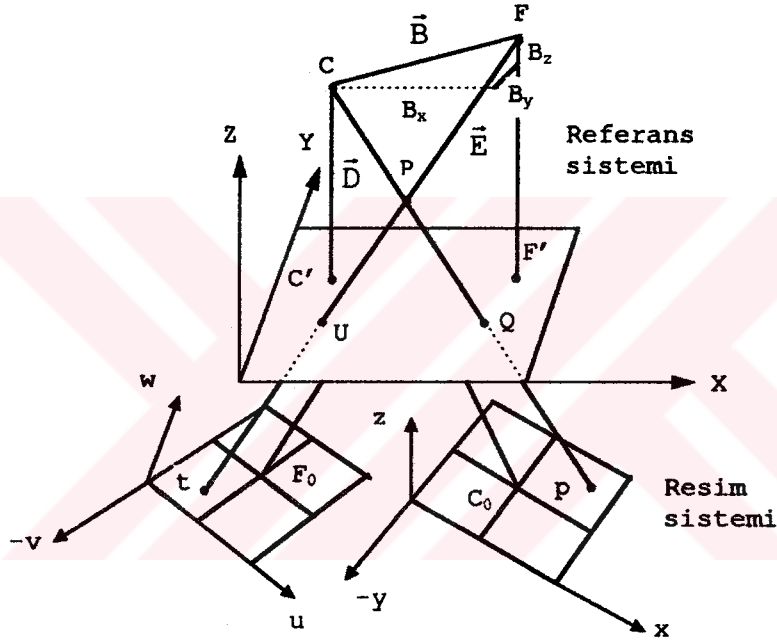
$(X_Q, Y_Q, 0)$ : Fotoğraf üzerindeki p noktasının Q referans sistemindeki koordinatları,

$(X_c, Y_c, Z_c)$ : Sol perspektif merkezinin koordinatları,

$(X_U, Y_U, 0)$ : Fotoğraf üzerindeki t noktasının U referans sistemindeki koordinatları,

$(X_F, Y_F, Z_F)$ : Sağ perspektif merkezinin koordinatlarıdır.

(25) nolu formüllerde dört eşitlik olmasına karşın üç bilinmeyen  $(X, Y, Z)$  bulunmaktadır. Çözüm için EKK ilkesi yeterli olmaktadır [10].



Şekil 15. Uzay önden kestirme.

#### 2.5.2.2. Seattle Sistemi

Bu yöntem, Washington üniversitesi ve Veterans Administration Hastanesi tarafından yürütülen bir araştırma projesi kapsamında Seattle'da geliştirilmiştir. Bu yöntem, bir kalibrasyon sistemini içermekte ve bu sistemde kalibrasyon referans sistemi ile ilişkili bir ızgara levha bulunmaktadır.

Görüntü koordinatları monoküler bir sayısallaştırıcıda ölçülür ve kontrol kafesi sistemi koordinatlarına dönüştürülür. Sistemde standart projektif dönüşümün lineerleştirilmiş eşitlikleri kullanılır. Bu eşitlikler;

$$\begin{aligned} x &= (a_0 + a_1x' + a_2y') / (c_1x' + c_2y' + 1) \\ y &= (b_0 + b_1x' + b_2y') / (c_1x' + c_2y' + 1) \end{aligned} \quad (27)$$

şeklindedir. Burada,

$x', y'$  : Ölçülen resim koordinatları,

$x, y$  : Düzeltilmiş resim koordinatları,

$a_0, a_1, a_2, b_0, b_1, b_2, c_1$  ve  $c_2$  dönüşüm katsayılarıdır.

Modelin temel formülü görüntü uzayında üç noktayı birleştiren bir doğru ile geliştirilmiştir. Bu noktalar  $x$ -ışın anotunun perspektif merkezi  $C(x, y, z)$ , bir  $P'(x', y', z')$  hedef noktasının koordinatları ve bu noktanın görüntüsünün film düzlemindeki  $P''(x'', y'', z'')$  noktasının koordinatlarıdır. Bu formül;

$$\frac{x-x'}{l} = \frac{y-y'}{m} = \frac{z-z'}{n} \quad (28)$$

biçiminde ifade edilir. Burada  $l, m$  ve  $n$  doğrultu (eğim) cosinüsleridir. Yani;

$$\begin{aligned} l &= (x'' - x') / d \\ m &= (y'' - y') / d \\ n &= (z'' - z') / d \\ d &= [(x'' - x')^2 + (y'' - y')^2 + (z'' - z')^2]^{1/2} \end{aligned} \quad (29)$$

dır. Daha sonra içler dışlar çarpımı neticesinde;

$$\begin{aligned} mx - mx' &= ly - ly' \\ nx - nx' &= lz - lz' \end{aligned} \quad (30)$$

elde edilir. (30) eşitliği matris şeklinde gösterilirse;

$$\begin{bmatrix} m & -1 & 0 \\ n & 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} mx' & -ly' \\ nx' & -lz' \end{bmatrix} = 0 \text{ veya } \overline{AX} - L = 0 \quad (31)$$

biçimi ortaya çıkar. Perspektif merkezinin koordinatlarını bulmak için iki veya daha fazla doğru geçecek noktalar gereklidir. Dengelemeli çözümlü sistem EKK ilkesiyle belirlenir.

$$\overline{X} = (\overline{A}^T \overline{A})^{-1} \overline{A}^T \overline{L} \quad (32)$$

(32) nolu eşitlikte A dizayn matrisi, L mutlak terimler vektörü ve X bilinmeyen koordinatların vektörüdür. (31) eşitliği lineerleştirilir ve eşitlik şartları ve gözlem kombinasyonu aşağıdaki şekilde formüle edilir.

$$BV + AX + W = 0 \quad (33)$$

Burada B, (31) eşitliğinin  $(x', y', z')$  ve  $(x'', y'', z'')$ 'ye göre kısmi sapmalar matrisidir. A,  $\overline{A}$ 'nın parametrelere göre kısmi sapmalar matrisidir. V ve W, X matrisinde yaklaşık değerler kullanılarak  $(x^0, y^0, z^0)$  elde edilen fark vektörleridir. Yanlız bir i doğrusu için  $A_i$  ve  $B_i$  matrisleri şu şekilde ifade edilebilir.

$$B_i = \begin{bmatrix} \frac{x^0 - x''}{(x'' - x')^2} & \frac{y'' - y^0}{(y'' - y')^2} & 0 & \frac{x' - x^0}{(x'' - x')^2} & \frac{y^0 - y'}{(y'' - y')^2} & 0 \\ \frac{x^0 - x''}{(x'' - x')^2} & 0 & \frac{z'' - z^0}{(z'' - z')^2} & \frac{x' - x^0}{(x'' - x')^2} & 0 & \frac{y^0 - y'}{(y'' - y')^2} \end{bmatrix} \quad (34)$$

$$A_i = \begin{bmatrix} 1/(x'' - x') & -1/(y'' - y') & 0 \\ 1/(x'' - x') & 0 & -1/(z'' - z') \end{bmatrix} \quad (35)$$

$V_i$  ve  $W_i$  vektörleri ise;

$$V_i^T = [v'_{x'}, v'_{y'}, v'_{z'}, v''_{x'}, v''_{y'}, v''_{z'}] \quad (36)$$

$$W_i = \begin{bmatrix} \frac{x^0 - x'}{x'' - x'} - \frac{y^0 - y'}{y'' - y'} \\ \frac{x^0 - x'}{x'' - x'} - \frac{z^0 - z'}{z'' - z'} \end{bmatrix}$$

şeklinde formüle edilir. Sonuç olarak parametrelerin vektörü  $X^T = (dx, dy, dz)$  şeklinde verilir. Burada,  $dx$ ,  $dy$  ve  $dz$   $x^0$ ,  $y^0$  ve  $z^0$  için başlangıç düzeltmeleridir. Bilinmeyen  $X$  parametrelerinin çözümü için de, normal denklemler EKK ilkesine göre aşağıdaki gibi şekillendirilir [11].

$$A^T(BP^{-1}B^T)^{-1}AX = -A^T(BP^{-1}B^T)^{-1}W \quad (37)$$

Burada  $p$ , gözlemlerin ağırlığıdır. Koordinatların standart hataları aşağıdaki matris eşitliğinden bulunur.

$$\sigma_{xx}^2 = \sigma_0^2 (A^T(BP^{-1}B^T)^{-1}A)^{-1} \quad (38)$$

### 2.5.2.3. Cleveland Sistemi

Bu sistem, nesne uzayının iki düzlem kontrolü ile geliştirilmiştir. Çift düzlem kontrol sisteminde, A ve B anotlarının koordinatları bilinmektedir. Şekil 15'de gösterildiği gibi, P noktası, a filmi üzerinde  $P_a$ , b filmi üzerinde  $P_b$  olarak görüntülenir.  $P_a$  ve  $P_b$  görüntü noktalarının koordinatları bir sayısallaştırıcıda ölçülür. Radyograflar, eksenler sayısallaştırıcı eksenlerine paralel olması için sayısallaştırıcı üzerinde yöneltirler. Radyografların eksenleri kontrol kafesi içine sokulmuş çelik toplar tarafından belirlenir. Koordinat ölçmeleri sonucunda  $P_a$  ve  $P_b$  noktalarının koordinatları  $(X_a, Y_a)$  ve  $(X_b, Y_b)$  olarak belirlenir. Bu koordinatlar sonra aşağıdaki ifadelerle X, Y, Z kafes referans sistemine dönüştürülürler.

$$\begin{aligned} p_a(x_a Z_a) &= p_a[(x_a + X'), 0, Z_a] = p_a(X, Y, Z) \\ p_b(x_b Z_b) &= p_b[0, (y_a + Y'), Z_b] = p_b(X, Y, Z) \end{aligned} \quad (39)$$

A ve B anotlarının bilinen konumları kullanılarak, uzayda  $R_a$  ve  $R_b$  ışınlarını içeren birer doğru tanımlanır.  $R_a$  ve  $R_b$  ışınları aynı şekilde parametrik olarak da tarif edilebilir. Yani;

$$U_a(\lambda) = X_{(\lambda)}l + Y_{(\lambda)}m + Z_{(\lambda)}n \quad (40)$$

dır. Burada;

$$\begin{aligned} X_{(\lambda)} &= X_A + \lambda (X_{pa} - X_A) \\ Y_{(\lambda)} &= Y_A + \lambda (Y_{pa} - Y_A) \\ Z_{(\lambda)} &= Z_A + \lambda (Z_{pa} - Z_A) \end{aligned} \quad (41)$$

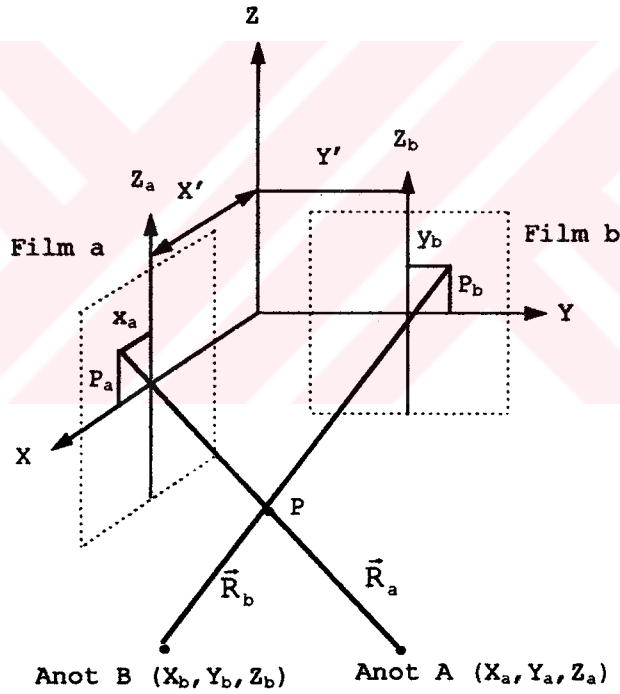
şeklinde formüle edilir. Yine;

$$U_b(\mu) = X_{(\mu)}l + Y_{(\mu)}m + Z_{(\mu)}n \quad (42)$$

dır. Burada;

$$\begin{aligned} X_{(\mu)} &= X_B + \mu (X_{pb} - X_B) \\ Y_{(\mu)} &= Y_B + \mu (Y_{pb} - Y_B) \\ Z_{(\mu)} &= Z_B + \mu (Z_{pb} - Z_B) \end{aligned} \quad (43)$$

elde edilir.



Şekil 16. Cleveland Modelinin Geometrisi

$\lambda$  ve  $\mu$  değerleri kalibrasyon yöntemi esnasında hesaplanır.  $\vec{R}_a$  ve  $\vec{R}_b$  vektörleri arasındaki min. mesafe, kalibrasyon yönteminde aynı prosedürlü taslak kullanılarak belirlenir. P noktası  $\vec{R}_a$  ve  $\vec{R}_b$  vektörlerine dik olan vektörün orta noktası olarak belirlenir [3].

#### 2.5.2.4. Klasik Yöntem

Klasik yöntem, geleneksel fotogrametride uygulanan yöntemin aynısıdır. Bu yöntem komparator koordinatlarından resme ve oradan da çekim koordinatlarına geçiş olmak üzere iki aşamada incelenebilir. Ancak x-ışın fotogrametrisinde resim koordinatlarından çekim koordinatlarına geçiş geleneksel fotogrametriden biraz farklıdır. Bu durum x-ışın fotogrametrisinin "normal alım durumu" konusunda daha önceki bölümlerde açıklanmıştır.

##### 2.5.2.4.1. Komparator Koordinatlarından Resim (Radyograf) Koordinatlarına Geçiş

Radyograf üzerindeki görüntü koordinatlarını belirlemek için ilk olarak komparator koordinatları ölçülür. Komparator koordinatlarını ölçerken ayrıca resim orta noktasının belirlenmesi amacıyla müşir koordinatları da ölçülür. Müşir koordinatlarının belirlenmesiyle iki sistem arasındaki dönüklük açısı hesaplanır. Resim orta noktasının (H) koordinatları;

$$Xk_H = \frac{Xk_1 + Xk_3}{2}, Yk_H = \frac{Yk_1 + Yk_3}{2} \quad (44)$$

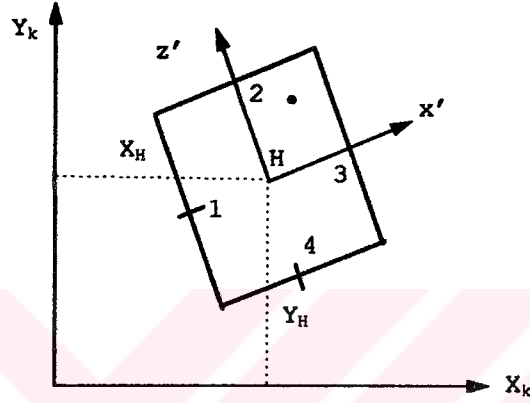
veya

$$Xk_H = \frac{Xk_2 + Xk_4}{2}, Yk_H = \frac{Yk_2 + Yk_4}{2} \quad (45)$$

bağıntılarından bir tanesiyle hesaplanabileceği gibi,

$$\begin{aligned} Xk_H &= \frac{Xk_1 + Xk_2 + Xk_3 + Xk_4}{4} \\ Yk_H &= \frac{Yk_1 + Yk_2 + Yk_3 + Yk_4}{4} \end{aligned} \quad (46)$$

bağıntılarıyla da bulunabilir [12].



Şekil 17. Resim ve komparator sistemleri

H orta noktasını, 13 ve 24 doğrularının kesim noktası olarak düşünmek ve çözümü buna göre yapmak da mümkündür. Her iki sistem arasındaki dönüklük açısı;

$$\left. \begin{aligned} \tan\alpha &= \frac{Yk_2 - Yk_4}{Xk_2 - Xk_4} = W_1 \\ \text{veya} \\ \frac{Yk_3 - Yk_1}{Xk_3 - Xk_1} &= W_2 \end{aligned} \right\} \quad (47)$$

olarak bulunur. Burada  $W_1 \cdot W_2 = -1$  kontrolü yapılır. H'in koordinatları;



$$Xk_H = Xk_1 + \frac{(Yk_4 - Yk_1) - W_1(Xk_4 - Xk_1)}{W_2 - W_1} \quad (48)$$

$$Yk_H = Yk_1 + (Xk_H - Xk_1)W_2$$

olarak elde edilir. H noktasının koordinatları değişik bir şekilde de hesaplanabilir [12].

$$\frac{Xk_1 - Xk_3)(Yk_3 - Yk_2) - (Yk_1 - Yk_3)(Xk_3 - Xk_2)}{(Xk_1 - Xk_3)(Yk_4 - Yk_2) - (Yk_1 - Yk_3)(Xk_4 - Xk_2)} = W_3 \quad (49)$$

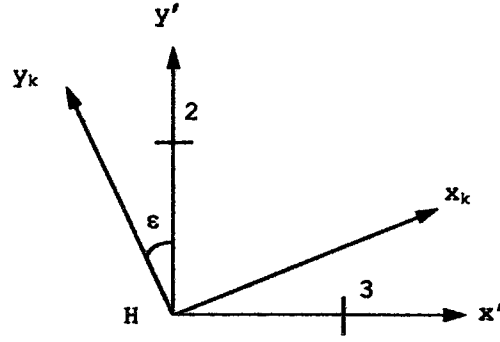
kabulü yapılır ve koordinatlar,

$$\begin{aligned} Xk_H &= Xk_2 + W_3(Xk_4 - Xk_2) \\ Yk_H &= Yk_2 + W_3(Yk_4 - Yk_2) \end{aligned} \quad (50)$$

bağıntısı elde edilir. Orta noktanın koordinatları bulunduğundan sonra transformasyon için gerekli olan  $\varepsilon$  açısı,

$$\tan \alpha = \tan(t_1 - t_2) = \frac{\tan t_1 - \tan t_2}{1 + \tan t_1 \tan t_2} \quad (51)$$

bağıntısından bulunur. Ancak komparator koordinatları ile resim (radyograf) koordinatları arasındaki geçişteki  $\varepsilon$  açısı özel bir durumda hesaplanır.



Şekil 18. Komparator ve resim koordinat sistemleri arasındaki  $\varepsilon$  açısı

2 numaralı (üst) müşir resmin  $y'$  eksenine üzerindedir. Dolayısıyla ( $H_2$ ) semtinin değeri sıfırdır. Bu nedenle  $\varepsilon$  açısının değeri,

$$\tan \varepsilon = \frac{Xk_2 - Xk_H}{Yk_2 - Yk_H} \quad (52)$$

olur. Resim (radyograf) koordinatları ise;

$$\begin{aligned} x'_n &= (Xk_n - Xk_H) \cos \varepsilon - (Yk_n - Yk_H) \sin \varepsilon \\ y'_n &= (Xk_n - Xk_H) \sin \varepsilon + (Yk_n - Yk_H) \cos \varepsilon \end{aligned} \quad (53)$$

bağıntılarından bulunur. Burada,

$x'_n, y'_n$ : Noktanın görüntü koordinatları,

$Xk_n, Yk_n$ : Noktanın komparator koordinatları,

$Xk_H, Yk_H$ : Resim (radyograf) koordinat sisteminin

başlangıç noktasının komparator koordinatları,

$\varepsilon$ : Dönüklük açısıdır.

#### 2.5.2.5. DLT (Direct Linear Transformation) Metodu

Analitik yöntemle işleminin yerini alabilen bu yöntem Abdel Aziz ve Karara tarafından orjinal olarak önerilmiş DLT

veya doğrudan lineer dönüşümdür. Yöntemin başlıca avantajları kalibre edilmiş bir kamera veya gösterge işaretleri, ayrıca parametreler için başlangıç değerleri gerektirmeden çözüm yapılmış olabilmesidir. Eşitlikler komparatordan görüntü uzayına dönüşümü içermeksizin, komparator koordinatları kullanılarak doğrudan cisim uzayı koordinatlarına ulaşılır. Doğrudan lineer dönüşüm yönteminin matematik ifadesi aşağıdaki eşitliklere dayanmaktadır. Bu eşitlikler,

$$\begin{bmatrix} \bar{x} - x_p \\ \bar{y} - y_p \\ -c \end{bmatrix} = \lambda \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \quad (54)$$

şeklinde yazılabilir. Burada,

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

$x_p, y_p$  : Asal noktanın resim koordinatları,

$c$  : kamera sabiti,

$\lambda$  : 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 komparator sistemine paralel olduğu varsayımı ile dönüşüm ve düzeltme formülleri,

$$\begin{aligned} \bar{x} - x_p &= \lambda_x (x + \Delta x - x_0) \\ \bar{y} - y_p &= \lambda_y (y + \Delta y - y_0) \end{aligned} \quad (55)$$

olarak yazılabilir. Bu formüllerde,

$\lambda_x, \lambda_y$ : İki eksen yönündeki ölçek faktörleri,

$x_0, y_0$ : Ana noktanın komparator koordinat sistemindeki koordinatları,

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

(54) ve (55) eşitliklerinde sol tarafların birbirine eşit olduğu göz önüne alınarak düzenleme yapılabilir. Buradan her iki eşitliğin sağ tarafları birbirine eşitlenirse;

$$x + \Delta x - x_0 = -c_x \frac{m_{11}(X - X_0) + m_{12}(Y - Y_0) + m_{13}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)} \quad (56)$$

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

şeklinde ifade edilebilir.  $x$  ve  $y$  komparator koordinat sisteminde görüntü koordinatları,  $\Delta x$  ve  $\Delta y$  görüntü koordinatlarının sistematik hataları,  $x_0, y_0$  ana noktanın komparator koordinat sistemindeki koordinatları ve  $c_x, c_y$ 'de  $x$  ve  $y$  yönündeki asal uzaklıktır. Komparator koordinat sisteminden görüntü koordinat sistemine dönüşümde afin ölçeklendirme kullanıldığından dolayı  $x$  ve  $y$  koordinat yönlerinde farklı asal mesafeler olur. Bir takım kabuller ve düzenlemeler sonucunda (56) eşitliği,

$$x + \Delta x = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad (57)$$

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

biçiminde ifade edilebilir. Sistematik hatalar ise;

$$\Delta x = x' (k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots) + P_1 (r^2 + 2x'^2) + 2P_2 x' y' \quad (58)$$

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

şeklindedir. Burada,

$$\begin{aligned} x' &= x - x_0 \\ y' &= y - y_0 \\ r^2 &= x'^2 + y'^2 \end{aligned} \quad (59)$$

$k_i$  : Simetrik mercek distorsiyon katsayıları,

$P_i$  : Simetrik olmayan mercek distorsiyon katsayılarını gösterir. Yukarıdaki formüllerde 11 parametre açık şekilde ifade edilirse,

$$\begin{aligned} L &= -(m_{31} X_0 + m_{32} Y_0 + m_{33} Z_0) \\ L_1 &= (x_0 m_{31} - c_x m_{11}) / L \\ L_2 &= (x_0 m_{32} - c_x m_{12}) / L \\ L_3 &= (x_0 m_{33} - c_x m_{13}) / L \\ L_4 &= x_0 + c_x (m_{11} X_0 + m_{12} Y_0 + m_{13} Z_0) / L \\ L_5 &= (y_0 m_{31} - c_y m_{21}) / L \\ L_6 &= (y_0 m_{32} - c_y m_{22}) / L \\ L_7 &= (y_0 m_{33} - c_y m_{23}) / L \\ L_8 &= y_0 + c_y (m_{21} X_0 + m_{22} Y_0 + m_{23} Z_0) / L \\ L_9 &= m_{31} / L \\ L_{10} &= m_{32} / L \\ L_{11} &= m_{33} / L \end{aligned} \quad (60)$$

şeklini alır [13]. Bu eşitliklerin çözümünde iki farklı yaklaşım söz konusu olabilir.

### a-) Direkt Yaklaşım

Eğer cisim uzayı, nokta koordinatlarının hepsi bilinir ve hatasız kabul edilirse ve simetrik çapsal distorsiyonun sadece ilk terimi kullanılırsa,

$$\begin{aligned} L_1X + L_2Y + L_3 + L_4 - xXL_9 - xYL_{10} - xZL_{11} - xk_1r^2A - x &= rx \\ L_5X + L_6Y + L_7 + L_8 - yXL_9 - yYL_{10} - yZL_{11} - yk_1r^2A - y &= ry \end{aligned} \quad (61)$$

şeklinde yazılabilir. Burada,

$$A = L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1 \quad (62)$$

şeklinde ifade edilir.  $rx$  ve  $ry$  ise,

$$\begin{bmatrix} rx \\ ry \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -X & -Y & -Z & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & xX & xY & xZ & xr^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -X & -Y & -Z & -1 & yX & yY & yZ & yr^2 \end{bmatrix} L + \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (63)$$

biçiminde gösterilir.

$$L = [L_1 \ L_2 \ L_3 \dots \ L_{11}k_1]^T \quad (64)$$

şeklinde gösterilebilir ve koşul denklemlerindeki artık hataları gösterir. En az 6 kontrol noktası  $L$  matrisindeki 12 bilinmeyen için tek anlamlı çözümü için gereklidir.

### b-) İteratif Yaklaşım

$V_x$  ve  $V_y$  komparatorunda ölçülmüş koordinatlardaki küçük rastgele hataları gösterdiği varsayılarak  $k_1$  mercek distorsiyonunda  $V_x$  ve  $V_y$ 'nin etkileri ihmal edilirse,

$$\begin{aligned}
Vx - \frac{X}{A}L_1 - \frac{Y}{A}L_2 - \frac{Z}{A}L_3 - \frac{1}{A}L_4 + \frac{xX}{A}L_9 + \frac{xY}{A}L_{10} + \frac{xZ}{A}L_{11} + xr^2k_1 + \frac{X}{A} &= 0 \\
Vy - \frac{X}{A}L_5 - \frac{Y}{A}L_6 - \frac{Z}{A}L_7 - \frac{1}{A}L_8 + \frac{yX}{A}L_9 + \frac{yY}{A}L_{10} + \frac{yZ}{A}L_{11} + yr^2k_1 + \frac{Y}{A} &= 0 \\
A = L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1 &
\end{aligned} \tag{65}$$

şeklinde ifade edilebilir. Eşitlikler doğrusal olmadığından önce doğrusallaştırılmalı ve ardışık en küçük kareler çözümü iteratif yapılmalıdır. DLT yaklaşımında cisim uzayı kontrol noktaları iyi dağılmış olmalı ayrıca bütün cisim uzayı kontrol noktalarının bir düzlemde olmasından kaçınılmalıdır [13]. Gerekirse kamera parametreleri DLT parametrelerinden,

$$\begin{aligned}
L &= -1 / \sqrt{(L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2)} \\
x_0 &= (L_1L_9 + L_2L_{10} + L_3L_{11}) L^2 \\
y_0 &= (L_5L_9 + L_6L_{10} + L_7L_{11}) L^2 \\
c_x &= \sqrt{[(L_1^2 + L_2^2 + L_3^2) - L^2 - x_0^2]} \\
c_y &= \sqrt{[(L_5^2 + L_6^2 + L_7^2) - L^2 - y_0^2]}
\end{aligned} \tag{66}$$

$$\begin{aligned}
\varphi &= \sin^{-1}(L_9L) \\
w &= \tan^{-1}\left(\frac{-L_{10}}{L_{11}}\right) \\
\kappa &= \cos^{-1}(m_{11}) / \cos j \\
m_{11} &= L(x_0L_9 - L_1) / c_x
\end{aligned}$$

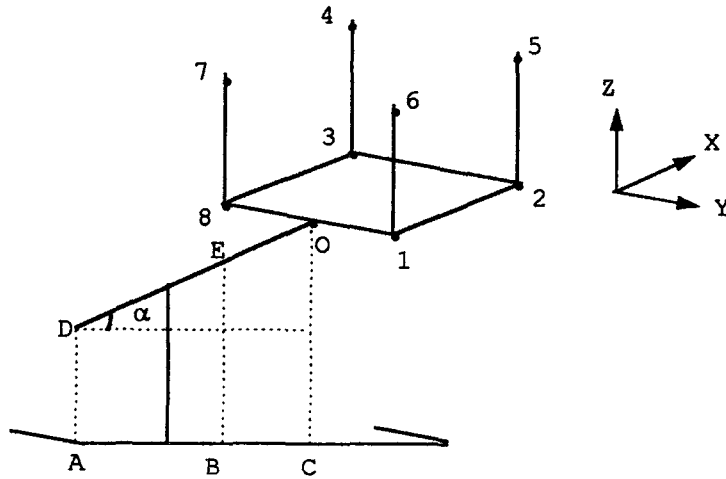
şeklinde bulunabilir [13].

### 3. BULGULAR

Bu çalışmada, bir diz kapağı bölgesinin röntgen filmi (radyograf) farklı zamanlarda çekilerek, üç boyutlu uzay koordinatları, dolayısıyla görüntüsü sayısal olarak elde edilmiştir. Sözkonusu görüntülerin elde edilebilmesi için cisme iki farklı istasyon noktasından (projeksiyon merkezi) radyograflar çekilmiştir. Radyografların çekim ortamında bir takım anlamlı verilerin elde edilmesi için bir deney düzeneği kurulmuştur.

#### 3.1. Deney Düzeneğinin Kurulması

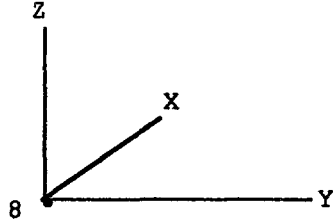
Bu aşamada, çözümün tek anlamlı yapılabilmesi için uzay koordinatları bilinen noktalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bunu sağlamak için, boyları 10 cm olan demir yapıllı dörtgen boyutunda çubuklarla bir küp yapılmıştır. Bu küpün herhangi bir noktası başlangıç seçilmek şartıyla diğer noktaların koordinatları bu merkeze göre hesaplanabilmektedir. Bu düzeneğe ilişkin şekil aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 19. Kurulan deney düzeneği



Şekilde  $DE=25.4$  cm,  $OC=25.8$  cm,  $EB=23.2$  cm,  $AD=15.2$  cm ve  $\alpha=20.39826^\circ$  dır. Şekil 19'dan da görüldüğü gibi küp tabanda bir kare ve bu karenin köşelerine dik olarak yerleştirilmiş çubuklardan oluşmaktadır. Herhangi bir kontrol noktasının yerinin tespiti,



Şekil 20. Kontrol noktası tespiti

şeklinde olup üç çubuğun kesim noktasıdır. Ayrıca küp ilave bir düzenele istenilen yönlerde döndürülmekte ve eğilebilmektedir. Literatürde kontrol noktalarının kemiklerin içine sokulması ile oluşturulduğu açıklanmaktadır. Ancak bu çalışmada bu işlem gerçekleştirilemediğinden kontrol noktalarının yukarıda açıklanan düzenele bulunması yoluna gidilmiştir. Çekim anında, bu düzenekteki küp filmde görüntülenecek şekilde röntgen aletinde yerleştirilir. Şekil 19'daki kontrol noktalarının radyografda açıkça görülebilmesi için sistem yatay düzlemden yukarı doğru bir miktar eğilmiştir. Böylece bütün kontrol noktalarının film üzerinde görüntülenmesi sağlanmıştır. 1-8 çubuğu ile küpün bağlı olduğu kolun kesim noktası O başlangıç seçilerek nokta koordinatları belirlenmiştir.

Tablo 1. Kontrol noktalarının uzay koordinatları

N.N.	X (cm)	Y(cm)	Z (cm)
1	0.00	5.00	0.00
2	9.49	5.00	3.15
3	9.49	-5.00	3.15
4	6.26	-5.00	12.88
5	6.26	5.00	12.88
6	-3.23	5.00	9.73
7	-3.23	-5.00	9.73
8	0.00	-5.00	0.00

Küp üzerinde koordinat belirlerken 1-2 doğrultusu X, 1-8 doğrultusu ise Y eksenini olarak ele alınmıştır.

### 3.2. Resimlerin (Radyograf) Çekilmesi

Radyograf çekimi, KTÜ Tıp Fakültesi Farabi Hastanesi Tomografi servisine ait Portable röntgen aletinde yapılmıştır. Bu alet sabit bir tabla ki bu tablaya film kaseti yerleştirilebilmekte ve X, Y, Z yönlerinde hareket edebilen bir projeksiyon merkezinden (x-ışın tüpü) oluşmaktadır. Ayrıca tabla üzerinde hasta yada cismin konulabileceği bir hareketli sehpa bulunmaktadır.

Resim çekimine başlamadan önce röntgen aletinde Z(c) mesafesi 120 cm olarak belirlenmiştir. Uzay koordinat sisteminin başlangıcı, projeksiyon merkezi ve radyografin orta noktasıyla çakışacak şekilde belirlenerek, 1-2 çubuğu baz doğrultusuyla çakıştırılmış ve baz 10 cm seçilmiştir. Sonra cisim (diz kapağı bölgesi) kontrol noktaları düzeneği altına getirilerek sol radyograf çekilmiştir. Aynı şekilde cisim hareket ettirilmeksizin projeksiyon merkezi baz kadar hareket ettirilerek (x yönünde) sağ radyograf çekilmiştir.

Çekilen radyograflar üzerinde öncelikle kontrol noktaları işaretlenmiş ve cismi en iyi şekilde tanımlayacak biçimde stereoskopik görüş altında fotogrametrik yapay noktalar atılmıştır. Özellikle kontrol noktalarının belirlenmesi sırasında büyük bir hassasiyet gösterilmiştir. Bu arada resimlerin orta noktaları da filmler üzerinde fotogrametrik olarak belirlenmiştir. Sol ve sağ film için işaretlenen bütün bu noktalar, kontrol noktaları da dahil olmak üzere resim koordinatları Zeiss Space Optik 102 mono komparatorunda ölçülmüştür. Ölçülen koordinatlar Ek 1'de gösterilmektedir.

Ölçülen komparator koordinatlarında gerekli düzenlemeler yapılarak resim koordinatları elde edilmiştir. Bu koordinatlar Ek 2'de gösterilmektedir.

Resim koordinatları kullanılarak, x-ışın fotogrametrisinin normal alım durumunda belirtilen,

$$Z = \frac{cp}{B+p}$$

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

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

bağıntılarıyla arazi koordinatlarına ulaşılmıştır. Aynı şekilde DLT yöntemiyle de elde edilen uzay koordinatları Ek 4'de gösterilmektedir.

#### 4. İRDELEME

Bu bölümde, çalışmada elde edilen sonuçlar irdelenecektir. Bilindiği gibi x-ışın fotogrametrisinin temel hedefi, çekilen radyograflar üzerinde yapılan ölçülerle cisim uzayını üç boyutlu koordinatlarla temsil edebilmektir.

Radyograflar hem x-ışın fotogrametrisinin normal alım durumu hemde DLT yöntemiyle değerlendirilmiştir. Bu iki yöntemde göre yapılan çözümlerde mm mertebesinde sonuçlar elde edilmiştir. Özellikle kontrol noktalarına ulaşmada, DLT yöntemi daha hassas sonuçlar vermiştir. Bunun en önemli sebebi, sözkonusu yöntemde veri olarak sadece ortak noktaların heriki sistemde koordinatları girilerek uzay koordinatları hesaplanmıştır. Burada diğer parametreler bütünüyle bilinmeyen olarak ele alınmıştır. DLT ile kontrol noktalarının hesaplanan koordinatları ve bu noktaların gerçek koordinatlarından olan farkları Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 2. DLT ile hesaplanan koordinatlar ve gerçek koordinatlardan olan farkları

NN	X <sub>hes</sub>	Y <sub>hes</sub>	Z <sub>hes</sub>	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	$\Delta x$	$\Delta y$	$\Delta z$
201	-0.06	5.19	-0.14	0.00	5.00	0.00	0.06	-0.19	0.14
202	9.56	5.21	2.80	9.49	5.00	3.15	-0.07	-0.21	0.35
203	9.88	-5.11	1.16	9.49	-5.00	3.15	-0.39	0.11	-1.01
204	6.43	-5.26	13.24	6.26	-5.00	12.88	-0.17	0.26	-0.36
205	6.12	5.30	13.16	6.26	5.00	12.88	0.14	-0.30	-0.28
206	-3.53	5.11	9.37	-3.23	5.00	9.73	0.30	-0.11	0.36
207	-3.04	-5.30	9.27	-3.23	-5.00	9.73	-0.19	0.30	0.46
208	0.28	-5.24	0.14	0.00	-5.00	0.00	-0.28	0.24	-0.14

Tablodan da görüldüğü gibi kontrol noktalarına tam anlamıyla ulaşılamamaktadır. Bunun en önemli sebebi, deney düzeneğinin radyograf altında kurulması aşamasında bazı parametrelerin istenilen hassasiyette belirlenememesidir. Ayrıca yapay noktaların stereoskop altında belirlenmesinde bir takım hatalarla birlikte koordinatlara yansımıştır.

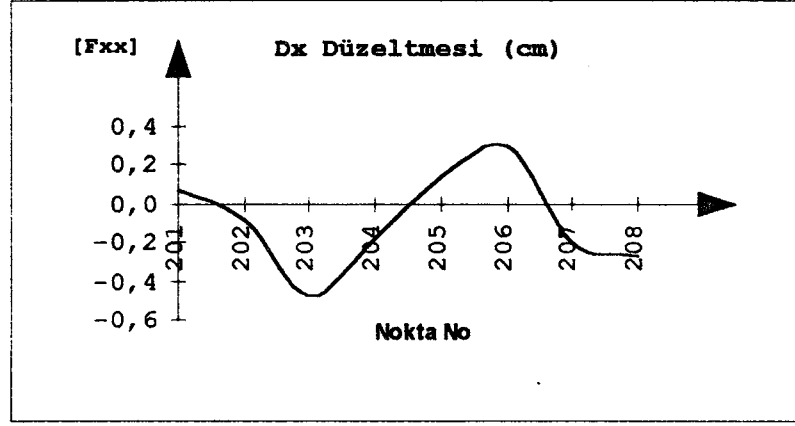
Kontrol noktalarının normal durum için hesaplanan koordinatları yine mm mertebesinde dir. Bu yöntemde hesaplama yapabilmek için baz mm hassasiyetinde belirlenmiştir. Normal alımla kontrol noktalarının hesaplanan koordinatları ve farklar Tablo 3'de gösterilmektedir.

Tablo 3. Normal alım ile hesaplanan koordinatlar ve gerçek koordinatlardan olan farkları

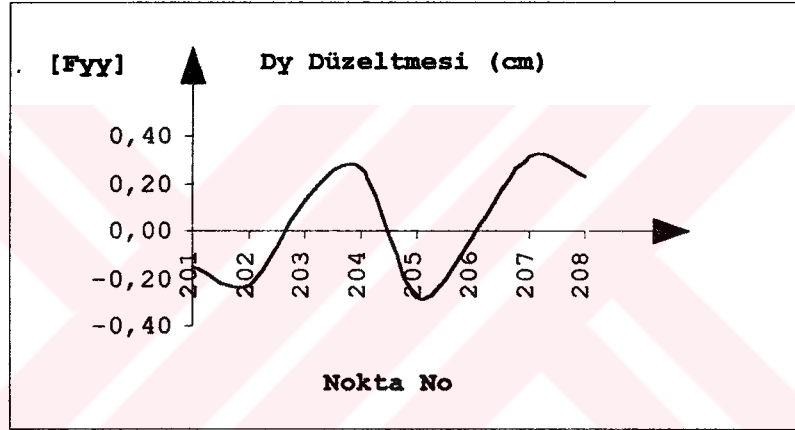
NN	X <sub>hes</sub>	Y <sub>hes</sub>	Z <sub>hes</sub>	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	$\Delta x$	$\Delta y$	$\Delta z$
201	-0.07	5.15	-0.15	0.00	5.00	0.00	0.07	-0.15	0.15
202	9.57	5.23	2.97	9.49	5.00	3.15	-0.08	-0.23	0.17
203	9.96	-5.13	3.19	9.49	-5.00	3.15	-0.48	0.13	-0.04
204	6.43	-5.26	13.28	6.26	-5.00	12.88	-0.17	0.26	-0.40
205	6.12	5.28	13.10	6.26	5.00	12.88	0.14	-0.28	-0.22
206	-3.52	5.01	9.46	-3.23	5.00	9.73	0.29	-0.02	0.26
207	-3.02	-5.32	9.35	-3.23	-5.00	9.73	-0.20	0.32	0.38
208	0.27	-5.22	0.15	0.00	-5.00	0.00	-0.27	0.22	-0.15

Yine bu yöntemde de kontrol noktalarına yaklaşık olarak ulaşılabilmektedir. Çünkü gerek baz ve gerekse c kamera asal uzaklığı sistemin müsaade ettiği ölçüde bir hassasiyette belirlenmektedir.

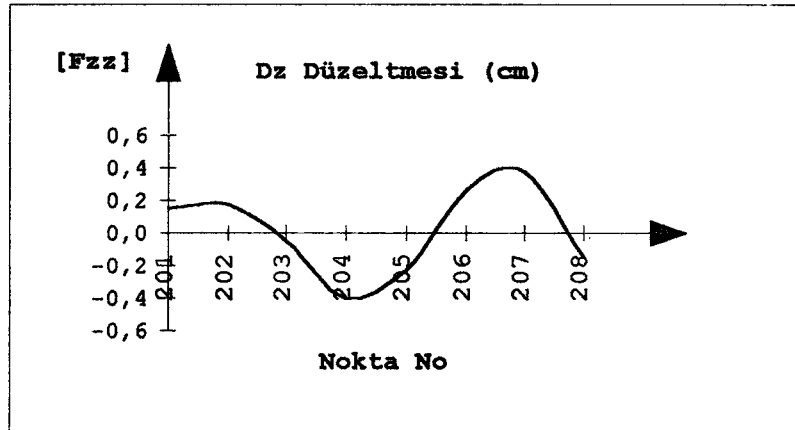
Hesaplanan kontrol noktalarının, gerçek koordinatlardan farkları heriki yönüme göre X,Y ve Z yönündeki grafikleri irdelenmiştir.



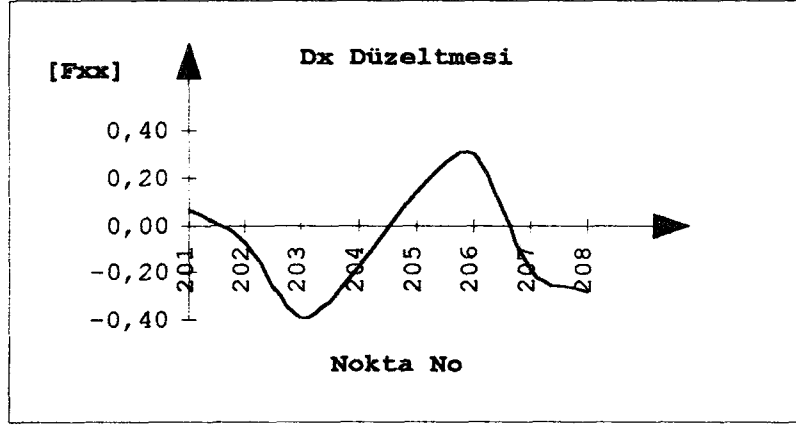
Şekil 21. Normal durum için kontrol noktalarının X yönündeki fark grafiği



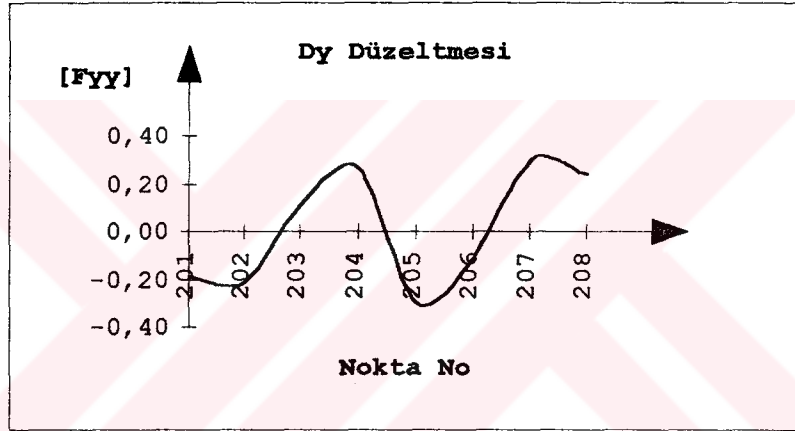
Şekil 22. Normal durum için kontrol noktalarının Y yönündeki fark grafiği



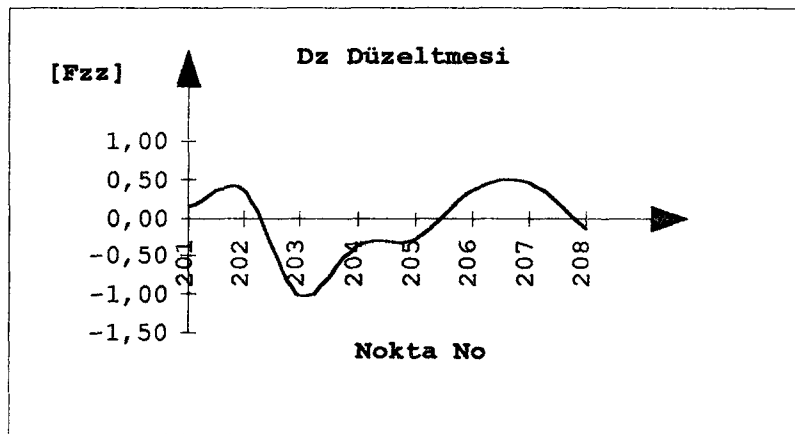
Şekil 23. Normal durum için kontrol noktalarının Z yönündeki fark grafiği



Şekil 24. DLT için kontrol noktalarının X yönündeki fark grafiği



Şekil 25. DLT için kontrol noktalarının Y yönündeki fark grafiği



Şekil 26. DLT için kontrol noktalarının Z yönündeki fark grafiği

Her iki yöntemde, bütün kontrol noktalarındaki hata karakteri aynı özelliktedir.

Uzay koordinatları elde edildikten sonra diz bölgesinin eykseklik eğrili haritası ve yüzeyi iki yöntem için çizdirilmiştir(Ek 5, Ek 6, Ek 7, Ek 8). Ayrıca yapay noktaların diz bölgesindeki dağılımını gösterilmiştir (Ek 9).





## 5. SONUÇLAR

Sonuç olarak, x-ışın fotogrametrisinin tıpta ve diğer bir çok bilim dallarında bir altlık olarak kullanılabileceği ortaya çıkmıştır. Ortopedik bir parçanın üç boyutlu modeli yüksek bir hassasiyet derecesiyle elde edilmiştir.

Kontrol noktalarının kesin koordinatlarına en uzak ihtimalle 5 mm hassasiyetinde her iki yöntemdede ulaşılmıştır.

Genel olarak bu çalışmada şu sonuçlar elde edilmiştir.

\* Bir diz kapağı bölgesine röntgen filmi çekilerek bu bölgeye ait yüzeyler çıkarılmış ve eşyükseklik eğrili haritaları çizdirilmiştir.

\* Ortopedik parçaların fotogrametrik yöntemlerle, üç boyutlu modelinin ortaya çıkabileceği tespit edilmiştir.

\* Elde edilen uzay koordinatlarından, kemik yapıları içindeki herhangi bir maddenin büyüklüğü hesaplanabilmekte ya da kemik içinde nerede yerleştiği tespit edilebilmektedir.

Ayrıca vücudun herhangi bir kısmının iki boyut yerine üç boyutlu ölçülerle değerlendirilmesi tıp biliminde daha anlamlı sonuçlar ortaya çıkaracağı görüşü benimsenmiştir.

Çalışmada olumsuz netice olarak, kontrol noktalarının ve diğer noktaların çekim anında nesne ile direkt temas ettirilememesidir. Bu nedenle noktaların belirlenmesi aşamasında bir takım hata kaynakları ortaya çıkmıştır.

Yine teknik imkanların sınırlı oluşu ve literatürde bahsedilen aletlere sahip olunmayışından bazı zorluklarla karşılaşmıştır.

Diğer yandan yüzeylerin hassas bir şekilde elde edilmesinde nesne üzerinde seçilen nokta sayısı da doğrudan etkili olmuştur.

## 6. ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, x-ışın fotogrametrisinin tıpta ortopedi alanında bir uygulaması gerçekleştirilmiştir. Uygulama sırasında belli parametreler, şartların müsaade sınırı içerisinde ölçülmüştür.

Ancak sistemin röntgen aletine yerleştirilmesi aşamasında, gerek bazın ölçümü ve gerekse c mesafesinin ölçümü istenilen düzeyde olmamaktadır. Esasen çekim yapılan röntgen aletinde x, y, z yönlerindeki hareket miktarları aletin hassas olmaması bakımından iyi bir şekilde belirlenememiştir. Yine film üzerinde yapay noktaların belirlenmesi, stereoskop altında yapıldığı için stereo modele ilişkin noktalarda belirli paralaks değerlerinin varolması kaçınılmaz olmuştur.

Bu yüzden, bu alanda yapılacak çalışmalar için daha hassas sonuçların elde edilmesi bakımından kullanılacak aletin daha duyarlıklı olması ve yapay noktaların stereokomparatorda değerlendirilmesi gerekmektedir.

X-ışın fotogrametrisi ile sonlu elemanlar yöntemi kullanılabileceği kanaati hakimdir.

Yine bu yöntemle vücuttaki her hangi iki nokta arasındaki uzaklık, bu uzaklığın zamanla değişimi (deformasyon) incelenebilir.

Vücudun herhangi bir kısmına yerleştirilecek protezlerin yerinin tespit edilmeside bu çalışmayla yapılabilir.

Sonuç olarak x-ışın fotogrametrisinin tıpta daha iyi bir şekilde uygulanabilmesi için özellikle çekim yapılan aletin hassas olması gerekmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- [1] Aytaç, M., Fotogrametri I, İTÜ Matbaası, Gümüşsuyu, 1988.
- [2] Moffitt, F.H., ve Mikhail, X-Ray Photogrammetry, 1980.
- [3] Karara, H.M., X-ray Photogrammetry, Systems, and Applications. Handbook of Non-Topographic Photogrammetry, 1987.
- [4] Turner-Smith, A.R., White, S.P., ve Bulstrode, C., X-Ray Photogrammetry of Artificial Hip Joints, Close Range Photogrammetry Meets Machine Vision, 1990.
- [5] Ghosh, S.K., X-Ray Photogrammetry, Handbook of Analytical Photogrammetry, 1979.
- [6] Veress, S.A., Lippert, F.G., ve Takamoto, T., An Analytical Approach to X-Ray Photogrammetry, Photogrammetric Engineering and Remote Sensing, 43(12), 1979b, 1503-1510.
- [7] Moffitt, F.H., Stereo X-Ray Photogrammetry Applied to Orthodontic Measurements, Ottawa ISP Congress, International Archives of Photogrammetry, 19(5), 1972.
- [8] Slama, C.C., X-Ray Systems and Applications, Manual of Photogrammetry, American Society, 1980.
- [9] McNeil, G.T., X-Ray Stereo Photogrammetry, Photogrammetric Engineering, 32(6):993-1004, 1966.
- [10] Veress, S.A., Lippert, F.G., Hou, M.C.Y., ve Takamoto, T., Patellar Tracking Patterns Measurement by Analytical X-Ray Photogrammetry, Journal Biomechanics, (12), 1979, 639-650.
- [11] Fraser, C.S., ve Abdullah, Q.A., A Simplified Mathematical Model for Applications of Analytical X-Ray Photogrammetry in Orthopaedics, International Archives of Photogrammetry, ISP XIV Congress, Hamburg, (B5), 1980, 211-220.
- [12] Tüdeş, T., Yer Fotogrametisi, KTÜ Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Trabzon, 1996.

- [13] Ayhan, E., Dönel Yüzeyleerin Yakın Fotogrametri Yöntemiyle Belirlenmesi, Doktora Tezi, KTÜ Müh. Mim. Fak, Trabzon, 1996.



## 8. EKLER

Ek Tablo 1. Kontrol ve ölçülen noktaların arazi koordinatları (Normal durum)

N.N	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
201	-0,074	5,154	29,283
202	9,574	5,234	32,415
203	9,965	-5,130	32,636
204	6,438	-5,267	42,718
205	6,115	5,283	42,538
206	-3,523	5,015	38,901
207	-3,028	-5,316	38,787
208	0,272	-5,228	29,591
1	2,210	0,093	11,966
2	3,539	-0,008	11,800
3	4,849	0,614	11,194
4	5,557	0,837	11,409
5	6,572	0,380	10,363
6	7,303	0,054	11,719
7	8,651	0,100	10,933
8	8,992	0,950	12,590
9	9,300	1,999	12,924
10	9,600	3,167	13,449
11	9,462	4,046	13,634
12	8,798	4,781	11,678
13	8,177	5,479	11,283
14	7,712	6,266	11,586
15	7,260	7,458	11,811
16	6,901	8,737	12,153
17	6,722	9,707	12,197
18	1,698	1,088	11,155
19	1,618	2,371	11,884
20	1,789	3,764	10,485
21	2,415	4,895	9,851
22	2,765	6,006	10,381
23	2,897	7,206	10,362
24	2,911	8,285	11,231
25	2,881	9,481	11,296
26	1,582	-0,665	11,223
27	2,769	-0,548	12,406
28	3,877	-0,133	11,488
29	4,683	0,378	10,872
30	5,236	0,212	10,481
31	5,854	0,445	9,560
32	6,458	-0,211	8,691
33	7,297	-0,544	10,240

Ek Tablo 1'in devamı.

34	8,558	-0,625	11,748
35	8,317	-1,825	12,340
36	8,211	-3,083	10,639
37	7,958	-3,837	10,901
38	7,598	-5,181	10,631
39	7,348	-6,606	11,154
40	7,191	-7,946	11,561
41	7,181	-9,306	11,207
42	4,058	-8,882	12,820
43	3,866	-7,621	12,132
44	3,596	-6,408	11,198
45	3,141	-4,842	12,081
46	2,543	-4,008	10,566
47	1,694	-3,284	10,840
48	1,169	-2,513	9,690
49	1,296	-1,571	11,403
50	5,505	1,774	12,435
51	5,423	3,020	13,063
52	5,289	4,305	13,121
53	5,191	5,653	13,511
54	5,082	6,933	14,095
55	4,941	8,251	14,257
56	4,776	9,541	13,646
57	7,552	1,143	12,340
58	7,767	2,337	13,066
59	7,989	3,709	14,415
60	6,804	2,081	12,856
61	6,884	3,331	13,203
62	6,729	4,752	13,814
63	4,144	1,591	12,149
64	3,074	1,241	13,810
65	3,026	2,515	16,819
66	4,094	2,735	17,071
67	3,517	3,724	14,848
68	3,987	4,937	15,355
69	4,092	6,253	14,129
70	4,060	7,489	13,717
71	3,940	8,605	14,142
72	6,246	6,112	15,556
73	6,009	7,436	15,009
74	5,846	8,653	14,733
75	5,334	-0,852	13,785
76	5,334	-1,949	13,857
77	5,417	-3,094	13,570
78	5,460	-4,341	13,958
79	5,450	-5,640	15,310

Ek Tablo 1'in devamı.

80	5,524	-7,138	14,024
81	5,558	-8,556	13,525
82	5,640	-9,711	13,829
83	2,919	-1,589	13,976
84	2,722	-2,562	14,154
85	4,221	-3,470	14,008
86	4,223	-2,328	13,790
87	4,413	-1,114	14,246
88	4,551	-5,149	13,440
89	4,819	-6,628	13,342
90	4,868	-8,069	12,378
91	6,851	-1,628	12,726
92	6,588	-2,728	13,163
93	6,474	-3,972	13,802
94	6,438	-5,059	13,707
95	6,457	-6,488	11,975
96	6,384	-7,852	12,517
97	2,467	1,768	13,203
98	2,848	3,581	14,615
99	3,375	4,796	12,936
100	4,607	3,688	14,609
101	6,617	1,351	12,194
102	8,707	2,929	11,297
103	6,251	3,840	13,182
104	6,057	5,240	13,235
105	4,828	2,273	12,438
106	7,447	4,187	12,844
107	6,264	2,597	13,409
108	2,343	-1,886	11,732
109	3,649	-2,948	13,254
110	3,851	-1,553	12,692
111	6,184	-1,243	10,391
112	6,104	-2,338	12,210
113	4,053	-4,152	12,746
114	4,273	-5,625	11,834
115	2,914	-0,002	11,960
116	6,193	-3,609	12,130
117	8,413	1,716	12,696
118	7,419	-2,362	11,166
119	6,469	6,798	14,680
120	5,065	-2,700	12,044
121	5,080	-3,751	12,590
122	3,680	2,054	16,378
123	4,060	0,869	13,803
124	5,667	-5,176	12,663
125	7,548	2,984	13,544

Ek Tablo 1'in devamı.

126	5,022	-9,163	10,612
127	6,259	-8,678	13,446
128	6,991	5,550	14,151
129	2,360	2,892	15,445

Ek Tablo 2. Kontrol ve ölçülen noktaların komparator koordinatları

N.N	Sol resim		Sağ resim	
	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)
201	55,149	185,061	80,300	180,554
202	187,309	189,582	207,730	183,093
203	193,003	49,303	213,076	39,032
204	156,097	34,612	158,252	31,093
205	150,863	198,096	153,379	194,853
206	4,000	190,947	13,462	186,735
207	11,384	37,266	21,054	34,885
208	59,742	46,815	84,442	43,674
1	80,679	117,327	127,033	114,009
2	95,377	116,395	141,901	112,696
3	109,615	123,552	156,757	119,246
4	117,543	125,914	164,467	121,839
5	128,069	120,945	176,047	116,633
6	137,071	117,425	183,678	113,025
7	151,315	117,948	198,721	113,522
8	156,588	127,346	202,297	123,141
9	160,361	139,055	205,721	135,015
10	164,246	152,044	209,054	148,550
11	162,884	161,822	207,496	158,725
12	153,596	168,791	200,245	166,399
13	146,387	176,425	193,439	173,777
14	141,490	185,500	188,233	182,463
15	136,657	199,007	183,170	195,689
16	132,922	213,114	179,083	210,579
17	130,962	223,514	177,078	221,851
18	74,851	127,943	122,032	125,307
19	74,089	142,334	120,527	139,547
20	75,734	157,036	123,590	154,713
21	82,445	170,070	130,932	165,851
22	86,395	182,137	134,355	178,615
23	87,840	195,232	135,819	191,762
24	88,251	207,221	135,355	204,846
25	87,941	220,603	134,979	217,990
26	73,584	109,317	120,697	105,276
27	87,020	110,818	132,920	106,214
28	99,008	115,939	145,851	110,387



Ek Tablo 2'nin devamı.

29	107,633	121,548	155,100	116,019
30	113,503	119,557	161,363	114,357
31	119,736	121,881	168,510	117,038
32	125,753	114,835	175,375	109,867
33	135,914	111,321	184,015	106,053
34	150,998	110,452	197,576	104,945
35	148,839	97,264	194,807	91,322
36	146,235	83,836	193,937	77,760
37	143,663	75,553	191,101	69,300
38	139,495	59,856	187,205	55,704
39	137,140	44,467	184,322	39,143
40	135,706	29,201	182,475	24,186
41	135,338	14,714	182,467	9,261
42	101,565	17,594	147,034	12,769
43	99,137	32,006	145,320	27,692
44	95,788	46,235	142,926	41,663
45	91,058	62,835	137,293	58,746
46	84,014	72,761	131,789	68,589
47	74,752	80,473	122,252	76,586
48	68,846	89,067	117,492	85,510
49	70,458	98,920	117,388	95,628
50	117,544	136,652	163,414	132,192
51	116,992	150,806	162,206	146,225
52	115,517	164,866	160,671	161,059
53	114,630	180,357	159,372	176,308
54	113,716	195,313	157,837	191,053
55	112,206	210,503	156,153	206,034
56	110,020	224,262	154,619	220,304
57	140,304	129,905	186,272	124,838
58	143,295	143,275	188,506	138,431
59	146,930	158,494	190,707	155,080
60	132,338	140,004	177,769	135,863
61	133,482	153,989	178,549	150,137
62	132,175	170,013	176,596	166,661
63	102,238	134,665	148,403	130,004
64	90,868	130,707	135,293	126,602
65	91,321	145,759	132,451	141,997
66	103,857	148,742	144,702	144,300
67	96,274	159,289	139,583	154,975
68	101,849	173,447	144,606	169,046
69	102,518	187,103	146,602	183,915
70	101,968	200,662	146,492	197,712
71	100,799	213,356	144,870	211,003
72	127,893	186,348	170,429	183,357
73	124,809	201,084	167,944	198,159
74	122,770	214,933	166,204	211,598

Ek Tablo 2'nin devamı.

75	116,394	107,527	160,846	102,487
76	116,431	95,274	160,806	89,906
77	117,213	82,578	161,893	76,912
78	117,915	68,394	162,182	62,610
79	118,597	52,456	161,403	47,506
80	118,684	36,366	162,881	31,249
81	118,769	20,662	163,497	15,731
82	119,883	7,313	164,288	2,439
83	89,165	99,289	133,413	93,990
84	86,997	87,708	131,055	83,453
85	103,917	77,449	148,131	73,242
86	103,844	90,773	148,290	85,882
87	106,210	104,260	150,169	99,712
88	107,378	58,998	152,195	54,288
89	110,354	42,239	155,275	37,884
90	110,407	26,892	156,336	22,426
91	132,769	98,902	178,336	93,938
92	130,130	86,455	175,239	81,531
93	129,284	72,531	173,717	66,960
94	128,816	60,215	173,350	54,823
95	127,857	45,130	174,202	39,989
96	127,404	29,959	173,188	23,965
97	83,854	136,143	128,921	132,849
98	88,563	157,109	132,125	153,711
99	93,961	169,876	139,309	166,891
100	108,589	158,517	152,157	154,726
101	129,789	131,229	175,908	128,096
102	152,253	148,429	199,290	145,492
103	126,359	159,550	171,448	155,984
104	124,213	175,201	169,247	171,841
105	110,000	141,821	155,866	138,146
106	139,531	163,044	184,975	159,981
107	126,648	145,639	171,498	142,100
108	82,098	95,281	128,692	92,179
109	97,148	83,182	142,162	79,802
110	99,195	98,717	144,797	95,802
111	123,836	102,956	171,786	99,082
112	124,082	90,679	170,184	86,515
113	101,474	70,076	147,020	66,269
114	103,532	54,217	150,021	50,228
115	88,501	116,350	134,861	112,871
116	125,028	76,387	171,213	72,565
117	150,219	134,946	195,817	132,701
118	137,934	90,908	185,104	86,261
119	129,834	193,648	173,325	190,531
120	112,433	86,425	158,707	82,799

Ek Tablo 2'nin devamı.

121	112,882	74,774	158,591	70,667
122	98,746	140,185	140,370	136,654
123	102,009	126,179	146,441	122,727
124	119,488	59,100	165,121	54,423
125	141,214	149,560	185,921	146,981
126	111,219	16,024	158,948	12,192
127	126,621	18,101	171,432	15,693
128	135,391	179,035	179,452	176,070
129	83,217	148,951	125,875	146,695

Ek Tablo 3. Kontrol ve ölçülen noktaların resim koordinatları

NN	Xsol (mm)	Ysol (mm)	Xsağ (mm)	Ysağ (mm)
201	-0,983	68,011	-33,262	68,345
202	131,180	72,532	94,168	70,884
203	136,870	-67,747	99,514	-73,177
204	99,965	-82,438	44,690	-81,116
205	94,731	81,046	39,817	82,644
206	-52,132	73,897	-100,100	74,526
207	-44,748	-79,784	-92,508	-77,324
208	3,610	-70,235	-29,120	-68,535
1	24,547	0,277	13,471	1,800
2	39,245	-0,655	28,339	0,487
3	53,483	6,502	43,195	7,037
4	61,411	8,864	50,905	9,630
5	71,937	3,895	62,485	4,424
6	80,939	0,375	70,116	0,816
7	95,183	0,898	85,159	1,313
8	100,460	10,296	88,735	10,932
9	104,230	22,005	92,159	22,806
10	108,110	34,994	95,492	36,341
11	106,750	44,772	93,934	46,516
12	97,464	51,741	86,683	54,190
13	90,255	59,375	79,877	61,568
14	85,358	68,450	74,671	70,254
15	80,525	81,957	69,608	83,480
16	76,790	96,064	65,521	98,370
17	74,830	106,464	63,516	109,642
18	18,719	10,893	8,470	13,098
19	17,957	25,284	6,965	27,338
20	19,602	39,986	10,028	42,504
21	26,313	53,020	17,370	53,642
22	30,263	65,087	20,793	66,406
23	31,708	78,182	22,257	79,553
24	32,119	90,171	21,793	92,637
25	31,809	103,553	21,417	105,781

Ek Tablo 3'ün devamı.

26	17,452	-7,733	7,135	-6,933
27	30,888	-6,232	19,358	-5,995
28	42,876	-1,111	32,289	-1,822
29	51,501	4,498	41,538	3,810
30	57,371	2,507	47,801	2,148
31	63,604	4,831	54,948	4,829
32	69,621	-2,215	61,813	-2,342
33	79,782	-5,729	70,453	-6,156
34	94,866	-6,598	84,014	-7,264
35	92,707	-19,786	81,245	-20,887
36	90,103	-33,214	80,375	-34,449
37	87,531	-41,497	77,539	-42,909
38	83,363	-57,194	73,643	-56,505
39	81,008	-72,583	70,760	-73,066
40	79,574	-87,849	68,913	-88,023
41	79,206	-102,340	68,905	-102,950
42	45,433	-99,456	33,472	-99,440
43	43,005	-85,044	31,758	-84,517
44	39,656	-70,815	29,364	-70,546
45	34,926	-54,215	23,731	-53,463
46	27,882	-44,289	18,227	-43,620
47	18,620	-36,577	8,690	-35,623
48	12,714	-27,983	3,930	-26,699
49	14,326	-18,130	3,826	-16,581
50	61,412	19,602	49,852	19,983
51	60,860	33,756	48,644	34,016
52	59,385	47,816	47,109	48,850
53	58,498	63,307	45,810	64,099
54	57,584	78,263	44,275	78,844
55	56,074	93,453	42,591	93,825
56	53,888	107,212	41,057	108,095
57	84,172	12,855	72,710	12,629
58	87,163	26,225	74,944	26,222
59	90,798	41,444	77,145	42,871
60	76,206	22,954	64,207	23,654
61	77,350	36,939	64,987	37,928
62	76,043	52,963	63,034	54,452
63	46,106	17,615	34,841	17,795
64	34,736	13,657	21,731	14,393
65	35,189	28,709	18,889	29,788
66	47,725	31,692	31,140	32,091
67	40,142	42,239	26,021	42,766
68	45,717	56,397	31,044	56,837
69	46,386	70,053	33,040	71,706
70	45,836	83,612	32,930	85,503
71	44,667	96,306	31,308	98,794

Ek Tablo 3'ün devamı.

72	71,761	69,298	56,867	71,148
73	68,677	84,034	54,382	85,950
74	66,638	97,883	52,642	99,389
75	60,262	-9,523	47,284	-9,722
76	60,299	-21,776	47,244	-22,303
77	61,081	-34,472	48,331	-35,297
78	61,783	-48,656	48,620	-49,599
79	62,465	-64,594	47,841	-64,703
80	62,552	-80,684	49,319	-80,960
81	62,637	-96,388	49,935	-96,478
82	63,751	-109,740	50,726	-109,770
83	33,033	-17,761	19,851	-18,219
84	30,865	-29,342	17,493	-28,756
85	47,785	-39,601	34,569	-38,967
86	47,712	-26,277	34,728	-26,327
87	50,078	-12,790	36,607	-12,497
88	51,246	-58,052	38,633	-57,921
89	54,222	-74,811	41,713	-74,325
90	54,275	-90,158	42,774	-89,783
91	76,637	-18,148	64,774	-18,271
92	73,998	-30,595	61,677	-30,678
93	73,152	-44,519	60,155	-45,249
94	72,684	-56,835	59,788	-57,386
95	71,725	-71,920	60,640	-72,220
96	71,272	-87,091	59,626	-88,244
97	27,722	19,093	15,359	20,640
98	32,431	40,059	18,563	41,502
99	37,829	52,826	25,747	54,682
100	52,457	41,467	38,595	42,517
101	73,657	14,179	62,346	15,887
102	96,121	31,379	85,728	33,283
103	70,227	42,500	57,886	43,775
104	68,081	58,151	55,685	59,632
105	53,868	24,771	42,304	25,937
106	83,399	45,994	71,413	47,772
107	70,516	28,589	57,936	29,891
108	25,966	-21,769	15,130	-20,030
109	41,016	-33,868	28,600	-32,407
110	43,063	-18,333	31,235	-16,407
111	67,704	-14,094	58,224	-13,127
112	67,950	-26,371	56,622	-25,694
113	45,342	-46,974	33,458	-45,940
114	47,400	-62,833	36,459	-61,981
115	32,369	-0,700	21,299	0,662
116	68,896	-40,663	57,651	-39,644
117	94,087	17,896	82,255	20,492

Ek Tablo 3'ün devamı.

118	81,802	-26,142	71,542	-25,948
119	73,702	76,598	59,763	78,322
120	56,301	-30,625	45,145	-29,410
121	56,750	-42,276	45,029	-41,542
122	42,614	23,135	26,808	24,445
123	45,877	9,129	32,879	10,518
124	63,356	-57,950	51,559	-57,786
125	85,082	32,510	72,359	34,772
126	55,087	-101,030	45,386	-100,020
127	70,489	-98,949	57,870	-96,516
128	79,259	61,985	65,890	63,861
129	27,085	31,901	12,313	34,486

Ek Tablo 4. Kontrol ve ölçülen noktaların arazi koordinatları (DLT)

N.N	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
201	-0,064	5,194	29,343
202	9,564	5,214	32,285
203	9,885	-5,310	33,646
204	6,438	-5,267	42,718
205	6,115	5,283	42,538
206	-3,523	5,115	38,851
207	-3,048	-5,306	38,777
208	0,282	-5,248	29,621
1	2,230	0,040	12,070
2	3,550	-0,070	11,730
3	4,860	0,550	10,920
4	5,560	0,770	11,120
5	6,580	0,300	9,910
6	7,310	-0,030	11,200
7	8,660	0,010	10,280
8	9,000	0,870	12,070
9	9,300	1,920	12,490
10	9,600	3,090	13,180
11	9,450	3,970	13,470
12	8,790	4,700	11,660
13	8,180	5,410	11,190
14	7,720	6,210	11,420
15	7,270	7,410	11,600
16	6,910	8,700	12,040
17	6,730	9,650	12,220
18	1,720	1,040	11,400
19	1,640	2,330	12,090
20	1,810	3,720	10,740
21	2,440	4,860	9,890
22	2,780	5,970	10,430
23	2,920	7,170	10,410
24	2,930	8,250	11,350
25	2,900	9,460	11,400

Ek Tablo 4'ün devamı.

26	1,600	-0,720	11,310
27	2,780	-0,600	12,300
28	3,890	-0,210	11,190
29	4,690	0,310	10,440
30	5,250	0,140	10,010
31	5,860	0,370	9,070
32	6,470	-0,300	8,050
33	7,310	-0,630	9,480
34	8,580	-0,720	10,860
35	8,340	-1,930	11,370
36	8,230	-3,210	9,570
37	7,980	-3,970	9,850
38	7,610	-5,320	9,730
39	7,360	-6,750	10,210
40	7,200	-8,100	10,650
41	7,190	-9,480	10,300
42	4,060	-0,900	12,410
43	3,870	-7,730	11,730
44	3,600	-6,510	10,830
45	3,140	-4,930	11,830
46	2,550	-4,090	10,410
47	1,710	-3,350	10,850
48	1,190	-2,570	9,830
49	1,320	-1,620	11,580
50	5,510	1,720	12,120
51	5,430	2,970	12,760
52	5,300	4,260	12,940
53	5,200	5,620	13,310
54	5,100	6,910	13,900
55	4,960	8,230	14,060
56	4,790	9,530	13,510
57	7,552	1,143	11,740
58	7,780	2,270	12,540
59	7,990	3,650	14,200
60	6,810	2,020	12,510
61	6,890	3,270	12,930
62	6,740	4,700	13,630
63	4,150	1,540	11,930
64	3,090	1,200	13,750
65	3,040	2,480	16,780
66	4,100	2,700	16,900
67	3,530	3,690	14,740
68	4,000	4,910	15,210
69	4,110	6,220	14,080
70	4,080	7,460	13,690
71	3,960	8,580	14,170
72	6,250	6,070	15,440
73	6,020	7,400	14,900
74	5,860	8,630	14,590
75	5,340	-0,920	13,340
76	5,340	-2,030	13,330

Ek Tablo 4'ün devamı.

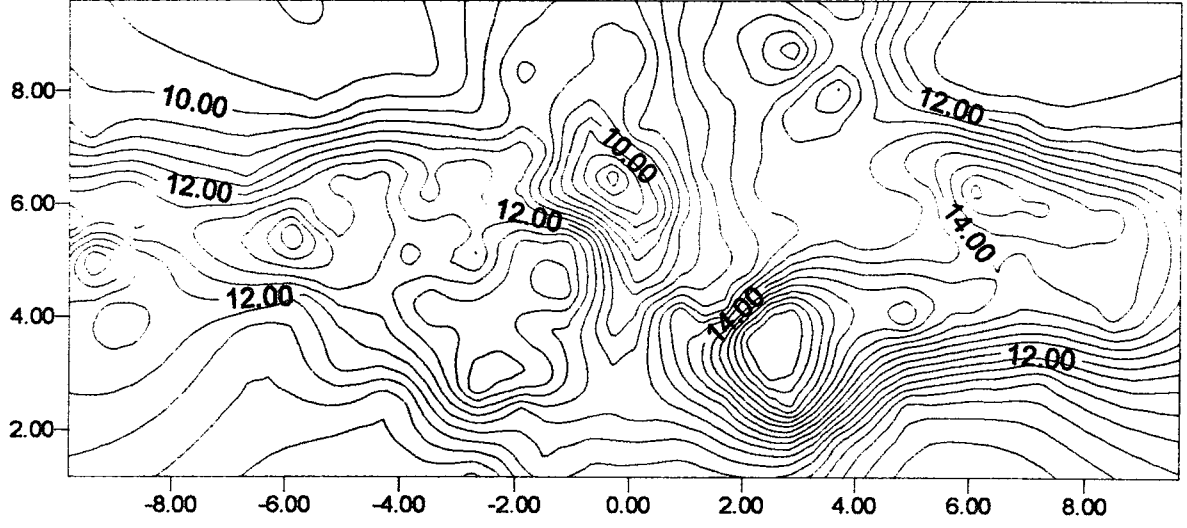
77	5,420	-3,180	12,970
78	5,460	-4,440	13,340
79	5,450	-5,740	14,740
80	5,510	-7,280	13,130
81	5,560	-8,690	12,910
82	5,640	-9,850	13,220
83	2,930	-1,650	13,760
84	2,730	-2,620	14,030
85	4,221	-3,550	13,680
86	4,230	-2,400	13,430
87	4,420	-1,180	13,960
88	4,551	-5,250	12,970
89	4,820	-6,740	12,830
90	4,870	-8,190	11,830
91	6,860	-1,720	12,080
92	6,600	-2,820	12,500
93	6,480	-4,080	13,060
94	6,440	-5,170	12,970
95	6,460	-6,620	11,180
96	6,390	-7,990	11,780
97	2,480	1,720	13,280
98	2,860	3,550	14,630
99	3,390	4,760	12,960
100	4,620	3,650	14,470
101	6,620	1,280	12,050
102	8,700	2,850	11,150
103	6,260	3,790	12,980
104	6,070	5,190	13,070
105	4,840	2,220	12,300
106	7,450	4,120	12,690
107	6,270	2,540	13,210
108	2,360	-1,950	11,800
109	3,650	-3,020	13,110
110	3,860	-1,620	12,680
111	6,190	-1,330	9,960
112	6,110	-2,430	11,710
113	4,060	-4,240	12,430
114	4,270	-5,730	11,400
115	2,930	-0,060	11,980
116	6,200	-3,710	11,580
117	8,400	1,630	12,770
118	7,430	-2,460	10,410
119	6,480	6,760	14,540
120	5,070	-2,780	11,710
121	5,080	-3,840	12,130
122	3,690	2,020	16,320
123	4,070	0,820	13,740
124	5,670	-5,290	12,030
125	7,540	2,910	13,510
126	5,020	-9,310	10,000
127	6,260	-8,820	12,770



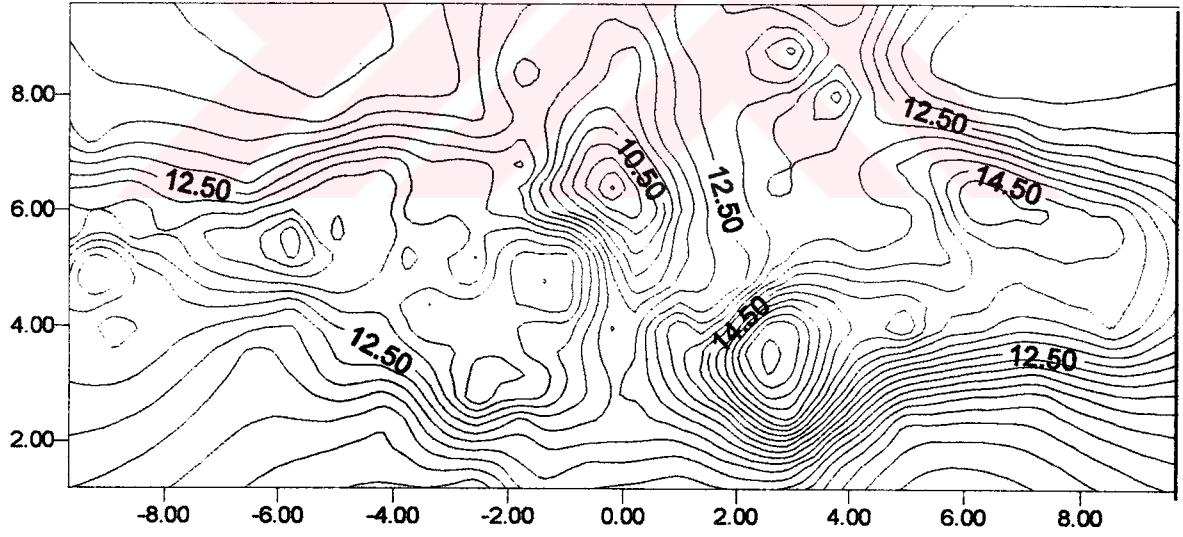
Ek Tablo 4'ün devamı.

128	7,000	5,500	14,020
129	2,380	2,860	15,580

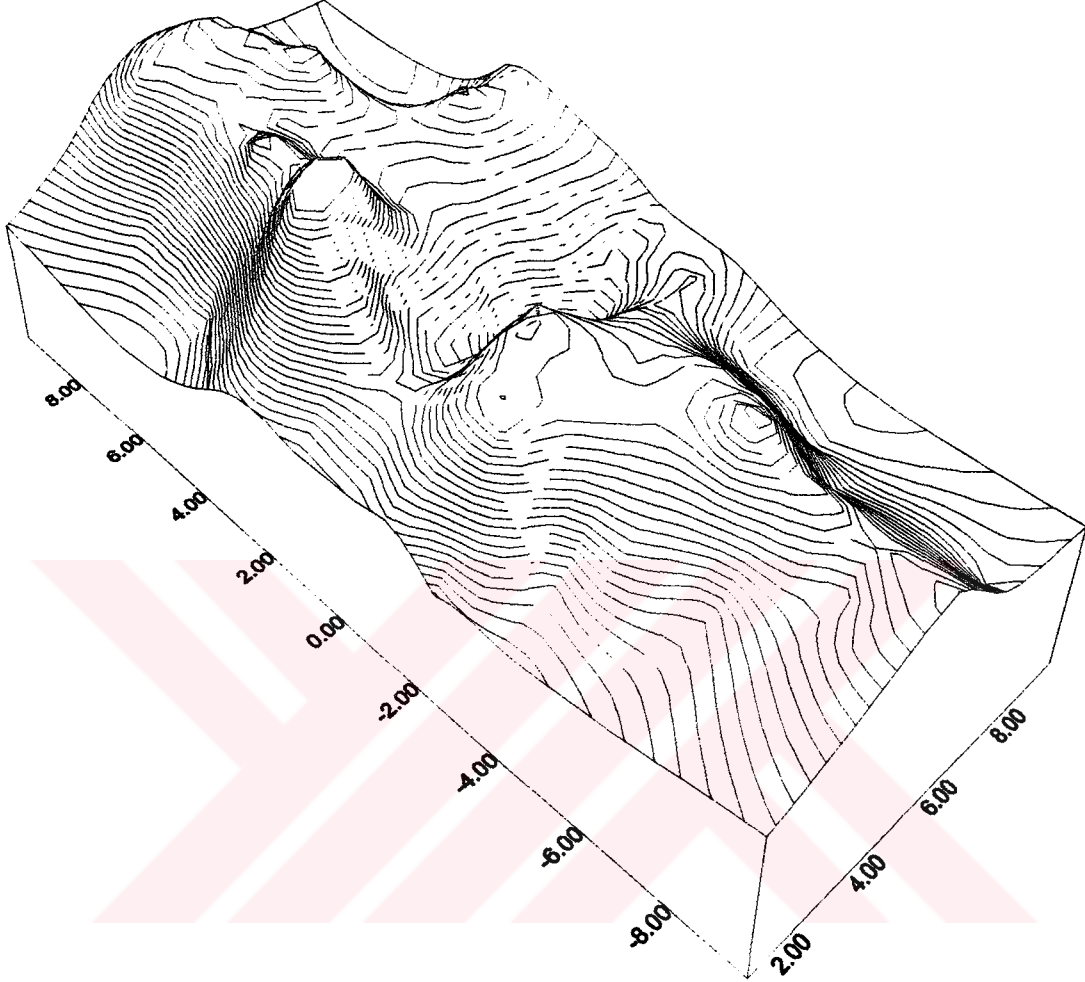
Ek 5. Bacak yüzeyinin DLT ile elde edilen haritası



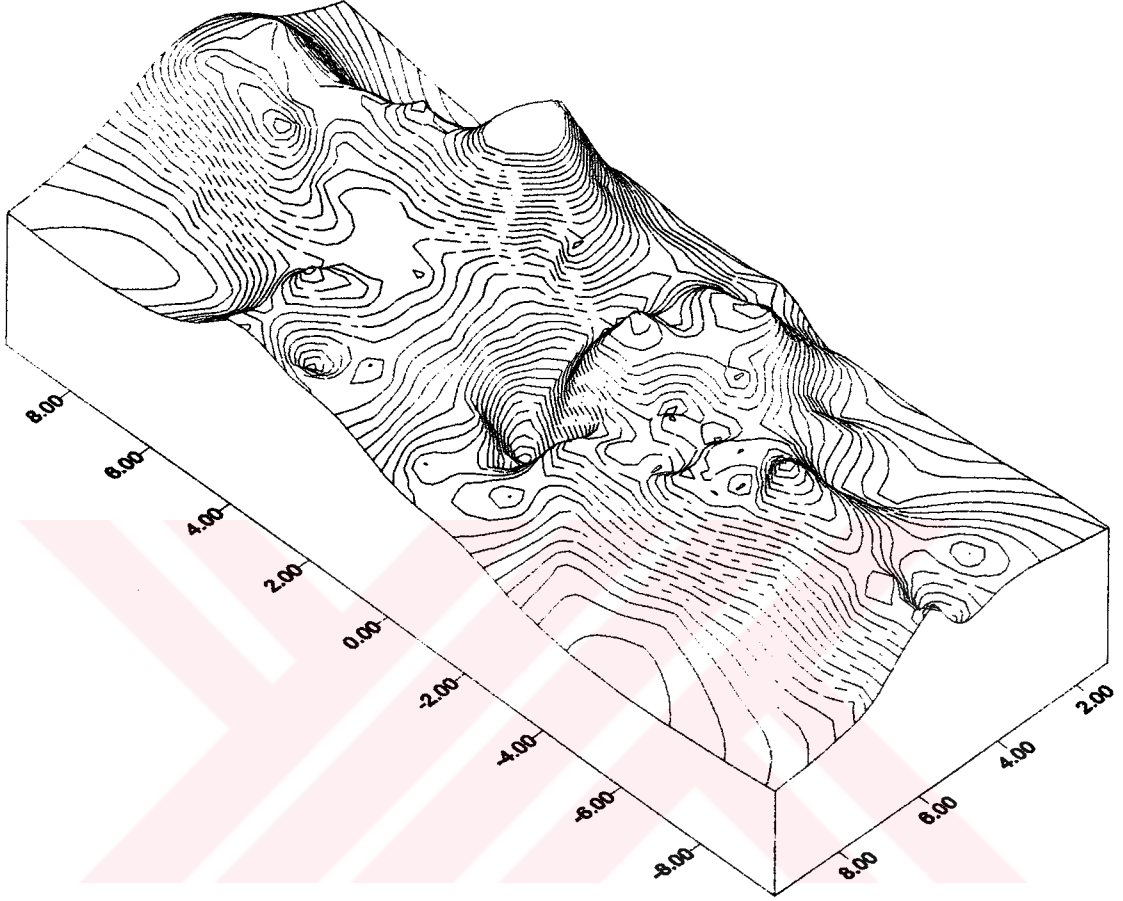
Ek 6. Bacak yüzeyinin Normal Durum ile elde edilen haritası



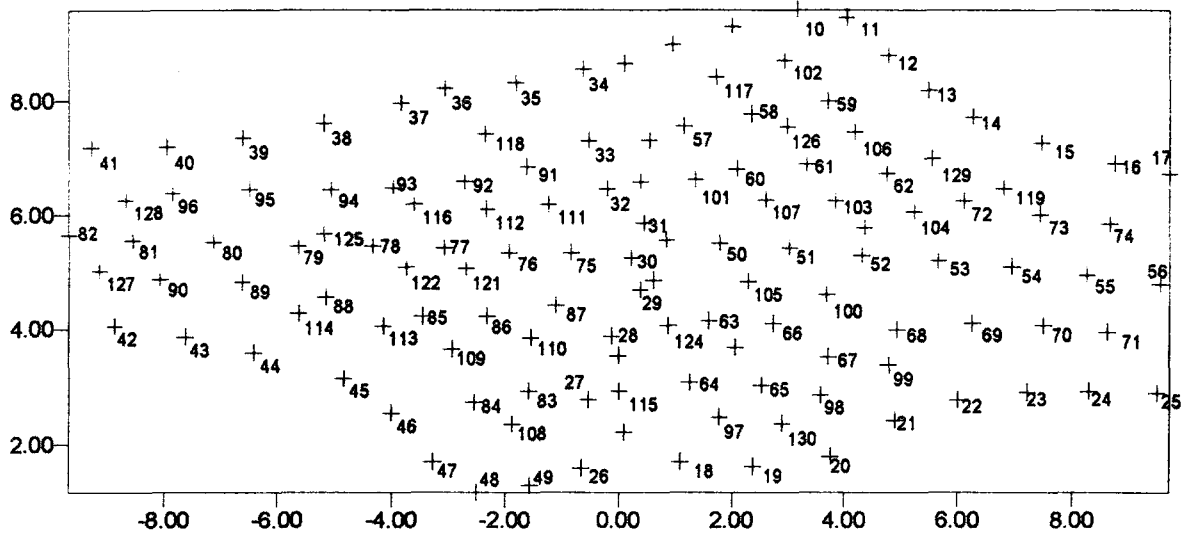
Ek 7. Bacak yüzeyinin Normal Durum ile elde edilen üç boyutlu modeli



Ek 8. Bacak yüzeyinin DLT ile elde edilen üç boyutlu modeli



Ek 9. Yapay noktaların diz üzerindeki dağılımı



## 9. ÖZGEÇMİŞ

Fevzi KARSLI, 15.03.1972 tarihinde Trabzon'un Yomra ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise tahsilini Yomra'da tamamladı. 1989 yılında KTÜ Mühendislik Mimarlık Fakültesi Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü programını kazandı. Temmuz 1993'de aynı bölümden mezun oldu. 28 Eylül 1993 tarihinde Fen Bilimleri Enstitüsü Jeodezi ve Fotogrametri Anabilim dalında yüksek lisans öğrenimine başladı. 14 Ocak 1994 tarihinde KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü kadrosuna araştırma görevlisi olarak atandı. Halen bu görevine devam etmekte olan yazar evli olup İngilizce bilmektedir.



## ÖZET

Son yıllarda yapılan bilimsel çalışmalarda, çeşitli meslek disiplinleri bir arada çalışma yoluna gitmektedirler ve bilimsel alanda söz konusu disiplinlerin birbirlerine ihtiyaçları oldukları aşikardır. Özellikle bu disiplinler arasında fotogrametri ile tıp bilimlerinin ortaklaşa bazı bilgileri kullandıkları gözlenmektedir.

Tıpta ve endüstri alanlarında da fotogrametrinin kullanılması gün geçtikçe yaygın bir hale gelmektedir. Bu alanlarda kullanılan fotogrametri, esasları itibariyle klasik fotogrametrinin hemen aynısıdır. Ancak tıpta ve endüstride teknik olarak x-ışınları kullanılmaktadır.

Bu çalışmada, **X-ışın Fotogrametrisi** ortopedik bir alanda kullanılmıştır. Herhangi bir ortopedik uzva x-ışınları gönderilerek, üç boyutlu görüntü elde edilmiştir. Elde edilen bu görüntüler üzerinde, şekli yeniden geometrik ve fiziksel olarak ortaya çıkarmak için bir takım ölçüler yapılmıştır.

Çalışma sonucunda, insan vücuduna çekilen bir röntgen filmi sadece iki boyutta incelenebilmesine rağmen, x-ışın fotogrametrisi yardımıyla çekilen röntgen filmlerinden üç boyutlu görüntülerin elde edilebildiği gözlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler** : X-Işınları, X-Işın Fotogrametrisi, Radyograf.

## ABSTRACT

### **The Use of X-Ray Photogrammetry with Three-Dimensional in Orthopedia.**

In the presents, many scientific reports have been done by scientific groups. It is obvious that in scientific works, the groups needs each other at any time. Especially, the relation between photogrammetry and medical science has been observing on using the same information.

Using photogrammetry in medical science and industry are becoming common. The basic rules of x-ray photogrammetry in this field are the same as conventional photogrammetry. Also, x-ray techniques are being used in this field.

In this thesis, x-ray photogrammetry is used with a human organ, and three-dimensional images were formed and observations were done.

As a result, although the film of human organ can be examined in two-dimension, by using x-ray photogrammetry three-dimensional image has been captured.

**Key Words:** X-Rays, X-Ray Photogrammetry, Radiograph.