

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

**RADYOTERAPİ
UYGULAMALARINDA OLASILIKSAL
RİSK ANALİZİ**

Çağatay Recep ÖZBAY

Tez Danışmanı: Dr.Öğr.Üyesi Mehmet BAYBURT

Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Sunuş Tarihi: 22.06.2018

**Bornova-İZMİR
2018**

Çağatay Recep ÖZBAY tarafından **DOKTORA TEZİ** olarak sunulan **“Radyoterapi Uygulamalarında Olasılıksal Risk Analizi”** başlıklı bu çalışma EÜ Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile EÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi'nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve **22/06/2018** tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği/oyçokluğu ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri:

İmza

Jüri Başkanı : Prof.Dr. Perihan ÜNAK

Raportör Üye : Prof.Dr. Cüneyt ÇELİKTAŞ

Üye : Prof.Dr. Suat ÖZKORUCUKLU

Üye : Doç.Dr. Oğuz AKPOLAT

Üye : Dr.Öğr.Üyesi Mehmet BAYBURT

Perihan ÜNAK
Cüneyt ÇELİKTAŞ
Suat ÖZKORUCUKLU
Oğuz AKPOLAT
Mehmet BAYBURT

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

EÜ Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Doktora Tezi olarak sunduğum “**Radyoterapi Uygulamalarında Olasılıksal Risk Analizi**” başlıklı bu tezin kendi çalışmam olduğunu, sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı, bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

22 / 06 / 2018

Çağatay Recep ÖZBAY

ÖZET

RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA OLASILIKSAL RİSK ANALİZİ

ÖZBAY, Çağatay Recep

Doktora Tezi, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr.Öğr.Üyesi Mehmet BAYBURT

Haziran 2018, 101 sayfa

Bu tez de, farklı disiplinlerin birlikte çalıştığı, karmaşık cihaz ve sistemlerin kullanıldığı radyoterapi uygulamalarında olasılıksal risk analizi yöntemi kullanılarak, riskin yüksek olduğu aşamaları değerlendirmek ve uygulama prosedürlerini iyileştirmek üzerine çalışılmıştır.

Radyoterapi, hazırlanış ve uygulama açısından birçok basamaktan oluşmaktadır. Uygulanan tedavi prosedürlerinde gerçekleşmiş hata veya hatalar, geçmişten günümüze birçok radyasyon kazasına sebep olmuştur. Bu çalışmada, lineer hızlandırıcı cihazı ile radyoterapi yapan onkoloji kliniğinde olasılıksal risk analizi, hata ağacı analizi metodu ile yapılmıştır.

Çalışmamızda, radyoterapi kliniğindeki iş akışı belirlenmiştir. Bu işlem, klinik uygulamanın simülasyon, tedavi planlama ve tedavi iletimi olarak üç bölüme ayrılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Hata ağacındaki iş akışı, uluslararası kaza raporları ve klinik gözlemlerden yararlanılarak SAPHIRE yazılımı ile oluşturulmuştur. Elde edilen hata ağacının her bir dalındaki olayların olasılıkları uzman değerlendirmesi metoduyla belirlenmiştir. Sistemin zayıflıkları, geliştirilmeye ihtiyaç duyulan bölgeleri, hata dağılımı, güvenilirliği konusunda nitel ve nicel sonuçlar elde edilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirilerek hatalı tedavi, yaralanma, hatta ölümle sonuçlanabilecek durumların riskini azaltmak amacıyla kalite yönetiminin geliştirilmesine yönelik adımlar belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Olasılıksal risk analizi, Hata ağacı analizi, Radyoterapi



ABSTRACT**PROBABILISTIC RISK ANALYSIS OF RADIOTHERAPY
APPLICATION**

PhD Thesis in Nuclear Sciences Department

Supervisor: Assistant. Prof. Mehmet Bayburt

June 2018, 101 pages

In this thesis, we have worked on probabilistic risk analysis method for radiotherapy applications to evaluate the stages of high risk and to improve the implementation procedures.

Radiotherapy consists of many steps in terms of preparation and application. Errors that occurred during the treatment procedures applied, radiotherapy has caused many incident from past to present. In this study, probabilistic risk analysis was performed by fault tree method (FTA) in department of radiotherapy.

In this study, the workflow in the radiotherapy clinic was determined. This process was performed by dividing the clinical application into three sections as simulation (fixation and imaging), treatment planning (dose planning) and treatment delivery. The fault tree was drawn in SAPHIRE software with the help of international accident reports and clinical observations. Error probabilities were determined by the expert evaluation method and then all data entered the software. Qualitative and quantitative results were obtained on the weaknesses of the system, areas required to be improved, error distribution, and reliability. Studies were conducted on the development of quality management in order to reduce the risk of malpractice, injury or even death.

Keywords: Probabilistic risk assessment, Fault tree analysis, radiotherapy

TEŞEKKÜR

Doktora çalışmam süresince her türlü olanağı sağlayan, alanındaki değerli bilgi, tecrübe ve görüşlerini benimle paylaşan değerli hocam Sayın Dr.Öğr.Üyesi Mehmet BAYBURT'a ve anabilim dalındaki tüm hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Analiz ve yazım aşamalarında, benimle birlikte büyük bir titizlik ve özveri ile çalışan dostum Sayın Dr.Aşkın GÜLER YİĞİTOĞLU ve sevgili eşim Öğr.Gör.Türkan ALKAN ÖZBAY'a gönülden teşekkürlerimi sunarım.

Doktora çalışmalarım süresince desteğini ve ilgisini esirgemeyen Dr. Salih GÜRDALLI'ya ve çalışmamdaki verileri elde ettiğim Medicalpark Radyasyon Onkolojisi kliniği çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamda kullandığım SAPHIRE yazılımını temin ettiğim OAK Ridge National Laboratory kurumuna destekleri için teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında olduğu gibi bu tez çalışması boyunca sabır, anlayış ve desteklerini esirgemeyen tüm Aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
TEŞEKKÜR	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xvii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xx
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xxi
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Radyasyon.....	2
2.1.1 İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar.....	3
2.1.2 İyonlaştırıcı radyasyonlar	3
2.2 Radyasyon madde etkileşimleri.....	4
2.2.1 Parçacık tipi radyasyonların madde ile etkileşimleri	5
2.2.2 EMR Madde ile etkileşme mekanizmaları	6
2.3 Radyasyonun Biyolojik Temelleri.....	9
2.4 Kanser	10
2.4.1 Kanser tedavi yöntemleri.....	10
2.5 Radyoterapinin Tarihçesi.....	10
2.6 X Işını Üretimi.....	11

İÇİNDEKİLER (devam)

	Sayfa
2.6.1 Lineer hızlandırıcılar	11
2.7 Radyoterapi Çeşitleri.....	13
2.7.1 Uygulama amacına göre radyoterapi	13
2.7.2 Zamanlamaya göre radyoterapi.....	14
2.7.3 Uygulama Şekline Göre Radyoterapi	15
2.7.4 Planlama tekniklerine göre external radyoterapi	19
2.8 Kaza	21
2.8.1 Radyasyon Kazası	21
2.8.2 Radyoterapide Kazalar	21
2.10 Kalite Güvenilirlik	23
2.10.1 Radyoterapi cihazının kontrolleri.....	24
2.11 Olasılıksal Risk Analizi	30
2.11.1 Hata Ağacı Yöntemi.....	30
2.12 Boolean Mantığı ve Lojik Diyagramlar	32
2.12.1 Bazı Boolean Kuralları	33
2.13 Hata Ağacı Diyagramının Yapılandırılması	35
2.13.1 Niceliksel Analiz.....	37
2.13.2 Niteliksel Analiz	37
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER	39
3.1 Klinik ve Analiz Araç Gereçleri	40

İÇİNDEKİLER (devam)

	Sayfa
3.1.1 Simülasyon ekipmanları	41
3.1.2 Kalite Kontrol Ekipmanları	48
3.1.3 Multidisipliner iletişim için kullanılan evrak ve dökümanlar.....	51
3.1.4 Risk analizi ekipmanları	52
3.2 Radyoterapide İş Akışı ve Çalışma Yöntemi.....	53
3.2.1 Simülasyon	54
3.2.2 Tedavi Planlama	59
3.2.3 Tedavinin uygulanması.....	65
3.2.4 Hata Ağacının Oluşturulması	69
3.2.5 Hata ağacının SAPHIRE’de çizilmesi	69
3.2.6 Uzman Değerlendirmesi	71
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	76
4.1 Hata Ağacı Bulguları	76
4.1.1 Tepe olay analizi.....	76
4.1.2 Simülasyon Hata Ağacı Analizi.....	83
4.1.3 Tedavi planlama hata ağacı analizi.....	84
4.1.4 Tedavi iletimi hata ağacı analizi	85
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	88
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	91

İÇİNDEKİLER (devam)

	Sayfa
ÖZGEÇMİŞ	97
EKLER.....	



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Elektromanyetik spektrum.....	2
2.2 İyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan EMR spektrumu.....	3
2.3 İyonlaştırıcı radyasyon çeşitleri.....	4
2.4 Fotoelektrik etkileşme	7
2.5 Compton Saçılması	7
2.6 Çift Oluşumu	8
2.7 Fotodisintegrasyon	8
2.8 Direkt ve indirekt etki mekanizması.....	9
2.9 Radyoterapide kullanılan LINAC'ların temsili görüntüsü	12
2.10 Lineer hızlandırıcı cihazında ana parçalar.....	13
2.11 İntralüminel brakiterapi gösterimi	15
2.12 Intraoperatif radyoterapi gösterimi.....	16
2.13 Stereotaktik radyocerrahi cihaz odası görünüşü.....	17
2.14 Nötron jenarotörü ile BNCT şeması.....	18
2.15 Proton ve X ışınları için yüzde derin doz eğrisi ve proton doz modülasyonu	18
2.16 Proton hızlandırıcı ve tedavi ünitesi tesisi gösterimi.....	19
2.17 İki boyutlu konvansiyonel (solda) ve üç boyutlu konformal (sağda).....	20
2.18 VE Mantık devresi ve doğruluk tablosu	34
2.19 VEYA Mantık devresi ve doğruluk tablosu	34

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.20 DEĞİL Mantık devresi ve doğruluk tablosu.....	35
2.21 Arabanızda gerçekleşebilecek olası bir arıza durumunun hata ağacı diyagram	36
3.1 Siemens Truepoint 16 Kesit PET/BT	41
3.2 Sabit Duvar Lazerleri.....	41
3.3 Hasta İşaretleyici Baryum Marker ve Suprasorb	42
3.4 Meme Board	43
3.5 Termoplastik Maske	43
3.6 Termoplastik maske ısıtıcı fırın	44
3.7 Doku eşdeğeri boluslar	44
3.8 Vakum yatak.....	45
3.9 Syngo acquisition workplace	45
3.10 Eclipse planlama sistemi.....	46
3.11 Trilogy LINAC	47
3.12 Kumanda odası kontrol sistemleri (kırmızı çerçeveli 4DTCI, mavi çerçeveli OBI ekranları ve üstte hasta takip kameraları).....	48
3.13 İyon Odaları ve Elektrometre	48
3.14 Su eşdeğeri katı fantomlar	49
3.15 Daily QA günlük mekanik ve dozimetrik kontrol sistemi	49
3.16 Mapcheck IMRT QA Array dedektör sistemleri	50

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.17 Gafchromic filmler	50
3.18 Simülasyon iş akış şeması	54
3.19 Radyoterapide kullanılan immobilizasyon ekipmanları	55
3.20 Radyoterapide hasta yatış pozisyonları	56
3.21 Farklı immobilizasyon ekipmanlarının hastalara uygun şekilde ayarlanması	57
3.22 Referans noktaların işaretlenmesi.....	57
3.23 Simülasyon CT görüntüleme işlemi	58
3.24 Tedavi planlama iş akışı	59
3.25 TPS de CT MRI füzyon görüntüsü.....	60
3.26 TPS’de konturlama gösterimi.....	61
3.27 Radyoterapi planlama gösterimi.....	62
3.28 Nokta doz ölçümü ile plan kalite kontrol set-up’ı.....	63
3.29 Mapcheck 2D dozimetrik plan kontrolü.....	64
3.30 Hacimsel doz kontrolünün yapıldığı polimer jel dozimetri.....	65
3.31 Tedavi iletimi iş akışı	66
3.32 LINAC’da hasta pozisyonlama	66
3.33 LNAC’da görüntüleme ile hedef tespiti	67
3.34 A) SAPHIRE yazılımında hata ağacının kapalı hali, B) Hata ağacının RT simülasyon kısmı açık halinin gösterimi	70
3.35 Uzman değerlendirme verileri (tekniker verileri).....	75

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 LINAC günlük kalite kontrol testleri	25
2.2 LINAC aylık kontrollerin limit değerleri	27
2.3 LINAC yıllık kontrollerinde MLC limit değerleri.....	28
2.4 LINAC yıllık kontrollerin limit değerleri	29
2.5 Boolean mantık devreleri temel işlemler	32
2.6 Boolean mantık devreleri yardımcı işlemler	32
3.1 Radyoterapi kliniğinin personel sayıları	39
3.2 Tedavi öncesi kontrol edilen parametreler.....	68
3.3 Tekniker verileri için ağırlıklandırma tablosu	75
4.1 Hatalı doz veya doz dağılım bölgesi FTA CUT-SET raporu	77
4.2 Simülasyon, tedavi planlama ve tedavi iletimi analiz sonuçları	77
4.3 Simülasyon hata ağacı analizi CUT-SET raporu	83
4.4 tedavi planlama alt hata ağacı analzi CUT-SET raporu.....	84
4.5 Tedavi iletimi alt hata ağacı analizi CUT-SET raporu	85
4.6 Hata ağacı analiz sonuçlarının karşılaştırılması	86

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
Z	Atom numarası
h	Planck Sabiti
μ	Toplam Tesir Kesiti
$\bar{A}$	A'nın değil veya A'nın komplementi
$\bar{A}$	A'nın Tersi
(.)	VE
(+)	VEYA
(Å)	Özel A
<u>Kısaltmalar</u>	
IMRT/YART	Intensity Modulated Radiotherapy / Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
IGRT	Image Guided Radiotherapy
ARC	Rotational Radiotherapy
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ASTRO	American Society for Radiation Oncology
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology
IAEA	International Atomic Energy Agency
MLC	Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
OBI	On Board Imaging

FTA	Fault Tree Analysis (Hata Ağacı Analizi)
TPS	Treatment Planning System (Tedavi Planlama Sistemi)
NRC	Nuclear Regulatory Commission
ROSIS	Radiation Oncology Safety Information System
AAA	Anizotropik Analitik Algotirma
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph
KV	Kilo Volt
KeV	Kiloelektron Volt
LINAC	Lineer Accelerator (Lineer Hızlandırıcı)
MU	Monitör Ünitesi
MV	Megavolt
MeV	Megaelektron Volt
OAR	Organ At Risk
PTV	Planlama Tümör Volümü
PBC	Pencil Beam Convolution

1.GİRİŞ

Kanser hastalığının temel tedavi yöntemlerinden bir tanesi radyoterapidir. Radyoterapi radyasyonun DNA üzerindeki etkilerini kullanır. Bu tedavi yönteminde, sağlıklı doku ve organları koruyarak tedavi edilecek bölgeye reçete edilen radyasyon dozunu vermek amaçlanır (ICRU, 1976).

Farklı yöntemlerle uygulanabilen Radyoterapide en yaygın kullanılan cihazlar Lineer hızlandırıcılardır (LINAC). Bu cihazlar yüksek enerjilerde hızlandırılan elektronları ve elektronların bir hedef materyale çarptırılması sonucunda oluşan *bremstrahlung* (*frenlenme*) X ışınlarını üretirler (Khan, 2010). Üretilen elektronlar ve X ışınları hastaya dışarıdan iletildiği için *external radyoterapi* olarak adlandırılmaktadır.

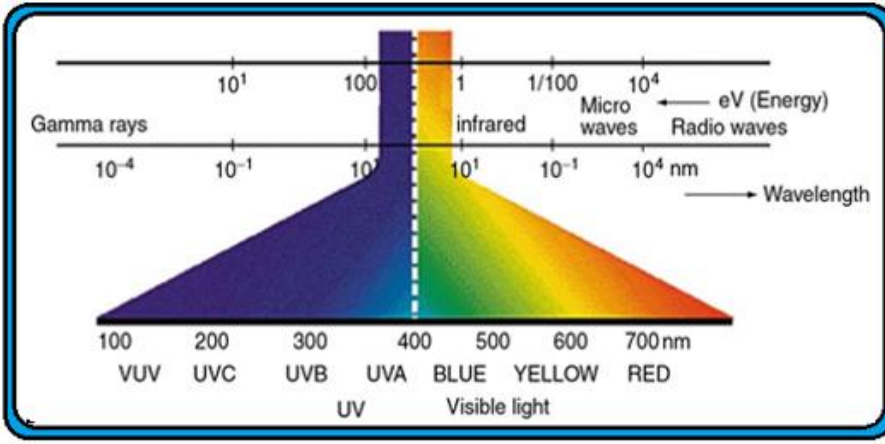
Radyoterapi, son çeyrek asırda çok önemli teknolojik gelişimler yaşamıştır. *Yoğunluk ayarlı radyoterapi* (YART) uygulamalarının standartlaşması ve tedavilerde daha gelişmiş cihazların kullanılması, tedavi planlama ve uygulanma açısından çok önemli kazanımların elde edilmesine olanak sağlamıştır. Bununla birlikte, hızla artan teknolojik gelişmeler radyasyon onkolojisi kliniklerini adeta bir gelişim bombardımanı altına almıştır. Modern radyoterapide tedavi planlama ve iletim sistemlerindeki bu hızlı gelişim geleneksel kalite yönetiminin yetersiz kalmasına sebep olmuştur. AAPM, ASTRO, ACR, ESTRO ve IAEA gibi uluslararası topluluk ve kurumların yayımladıkları birçok kalite yönetim metotları, radyoterapi cihaz ve ekipmanlarının performanslarına ve belirli tolerans limitleri içerisinde çalıştırılmasına odaklanmıştır. Oysaki radyasyon onkolojisi kliniklerinde gerçekleşen birçok hata, cihaz ve yazılımlara bağlı değil, daha çok iş akışı ve uygulama yöntemlerinden kaynaklanmaktadır. (Hug et al., 2016).

Bu tez çalışmasında, farklı disiplinlerin birlikte çalıştığı, karmaşık cihaz ve sistemlerin kullanıldığı radyoterapi uygulamalarında olasılıksal risk analizi yöntemi kullanarak, riskin yüksek olduğu aşamaları değerlendirmek ve uygulama prosedürlerini iyileştirmek hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyasyon

Radyasyon, enerjinin uzayda veya herhangi bir ortamda taşınımı olarak tanımlanır (Khan, 2010). Bu enerji transferi partiküller (parçacık) veya elektromanyetik yollarla olabilir. Elektromanyetik radyasyonlar (EMR), elektrik alan ve manyetik alan bileşenleri bulunan dalga tipi radyasyonlardır. Radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi, görünür ışınlar, ultraviyole ışınlar, X ve gama ışınları elektromanyetik radyasyona örnektir. Enerjileri dalga boyu veya frekanslarının fonksiyonu olan dalga tipi radyasyonlar bir spektrum üzerinde gösterilebilir (Şekil 2.1).

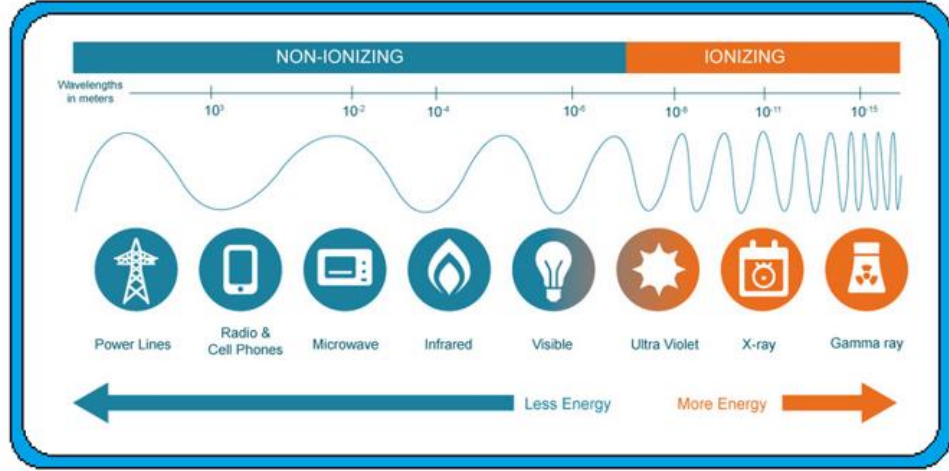


Şekil 2.1 Elektromanyetik spektrum

Parçacık tipi radyasyonlar enerjilerini kütleleriyle taşıyan radyasyon tipleridir. Elektronlar, protonlar, nötronlar, pi mezonlar veya ağır yüklü iyonlar parçacık tipi radyasyonlara örnek gösterilebilir. Radyasyon ayrıca *iyonlaştırıcı* ve *iyonlaştırıcı olmayan* olmak üzere iki bölüme ayrılır. Bir atomun elektron kaybetmesi olayına *iyonizasyon* denir. Atomun elektron kazanmış veya kaybetmiş hali *iyon* olarak adlandırılır. Elektron kazanmış atomlar pozitif, elektron kaybetmiş atomlar da negatif iyonlardır.

2.1.1 İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar

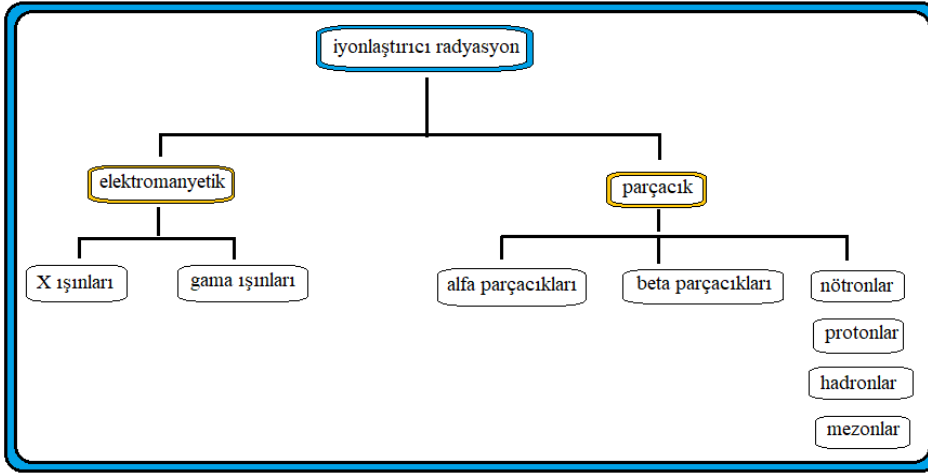
Bu tip radyasyonlar maddeyle etkileşme şekilleri ve enerjileri sebebiyle atomun yörüngesinden elektron koparma yeteneğine sahip değildirler ve bu sebeple *iyonlaştırıcı olmayan radyasyon* olarak adlandırılırlar. Günlük hayatta sıklıkla karşılaştığımız radyo dalgaları, radarlar, kızıl ötesi dalgalar vb. bu tip radyasyona örnek verilebilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 İyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan EMR spektrumu

2.1.2 İyonlaştırıcı radyasyonlar

Etkileştiği maddenin atomlarının yörünge elektronlarından herhangi bir tanesini atomdan ayırma yeteneğine sahip olan radyasyonlara *iyonlaştırıcı radyasyon* denir. İyonlaştırıcı radyasyonlar parçacık veya elektromanyetik dalga formunda olabilirler. İyonlaştırıcı radyasyonlarda kendi içerisinde *direkt iyonlaştırıcı* ve *indirekt (dolaylı) iyonlaştırıcı radyasyonlar* olmak üzere ikiye ayrılırlar (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 İyonlaştırıcı radyasyon çeşitleri

2.1.2.1 Direkt İyonlaştırıcı Radyasyonlar

Elektronlar, protonlar, alfa (${}^4_2\text{He}$) parçacıkları ve ağır yüklü iyonlar bu sınıfa dahildir. Bu tip radyasyonlar enerji transferini ortam materyalinin yörünge elektronlarıyla *coulomb* etkileşmesine girerek yaparlar.

2.1.2.2 İndirekt iyonlaştırıcı radyasyonlar

X ışınları, gama ışınları, nötronlar gibi yükü olmayan radyasyonlardır. Bu tip radyasyonlar yörünge elektronları ile *coulomb* etkileşmesine girmezler, bu sebeple etkileşme iki basamakta gerçekleşir. Birinci basamakta indirekt iyonlaştırıcı radyasyon ortama enerjisini bırakır ve ortamda yüklü parçacıklar oluşturur. İkinci basamakta ise oluşan yüklü parçacıklar yörünge elektronlarıyla etkileşerek ortamı iyonlaştırır (Podgorsak, 2005). İyonlaştırıcı radyasyonun canlı hücreye direkt ve indirekt etkileri radyobiyoloji bilim dalının doğmasına yol açmıştır. Yapılan çalışmalar radyasyonun tıpta teşhis ve tedavide kullanılabilirliğini desteklemiş ve günümüzde tıp alanında radyasyon kullanımı önemli bir yer kazanmıştır.

2.2 Radyasyon madde etkileşimleri

Radyasyon elektromanyetik ve parçacık radyasyon olmak üzere iki bölüme ayrılır. Bu iki tip radyasyonun madde ile etkileşme mekanizmaları farklıdır.

2.2.1 Parçacık tipi radyasyonların madde ile etkileşimleri

Parçacık tipi radyasyonlar elektron, proton, ağır yüklü iyonlar gibi yüklü veya nötronlar gibi yüksüz olabilirler. Bu sebeple madde ile etkileşme mekanizmaları farklıdır. Nötronlar yüksüz olmaları sebebiyle kütle çekim yasaları altında etkileşmeye girerken, yüklü olan alfalar, elektronlar veya protonlar hem kütle çekimi hem de yükleri sebebiyle *coulomb* mekanizmalarından etkilenirler. Parçacık tipi radyasyonların madde ile etkileşim mekanizmaları üç başlık altında incelenir.

2.2.1.1 Uyarılma

Gelen parçacık radyasyonu hedef atomun yörünge elektronlarından bir tanesine enerji transfer eder. Bu transfer edilen enerjinin büyüklüğü elektronun atomdan kopması için gerekli olan bağlanma enerjisinden küçük ise yörünge elektronu koparılamaz, fakat aldığı enerji ile bir üst enerji seviyesine geçer ve eski konumuna geri döner. Bu dönüş sırasında enerji seviyeleri arasındaki farka eşit değerde bir X ışını salınımı gerçekleşir. Bu radyasyona *karakteristik X ışını* adı verilir. Bu olay atomun *uyarılması* olarak tanımlanır (Khan, 2010).

2.2.1.2 İyonlaşma

Gelen parçacık radyasyonunun hedef atomdaki yörünge elektronlarından bir veya birden fazlasına bağlanma enerjilerinden fazla miktarda enerji transfer etmesi ve bu elektronların atomdan ayrılması olayına *iyonlaşma* denir (Khan, 2010).

2.2.1.3 Frenleme (Bremsstrahlung) etkileşimi

Bu etkileşme yüksek enerjili elektronların atom yoğunluğu fazla olan maddelerle etkileşmesi sonucunda görülür. Gelen elektron hedef atomun *coulomb* alanına girdiğinde yük çekimi sebebiyle ani bir yön değişimi ve ivme kaybına uğrar. Bu kayıp bir X ışını olarak salınır. Bu olaya *bremsstrahlung* etkileşmesi, oluşan X ışınlarına da *bremsstrahlung X ışınları* denir.

2.2.2 EMR Madde ile etkileşme mekanizmaları

X ışınları ve gama ışınları kendi taşıdıkları enerji ve etkiledikleri maddenin özelliklerine göre farklı etkileşimler gösterirler. Bu etkileşimler aşağıda tanımlanmıştır.

2.2.2.1 Rayleigh/ Thompson/ Koharent saçılma (Elastik Saçılma)

Bu etkileşim düşük enerjili X ve gama ışınlarının hedef çekirdeğin yörünge elektronlarıyla etkileşmesi ile oluşur. Gelen X ışını dış yörünge elektronu ile etkileşir ve sadece yön değiştirir. Gelen X ışını aynı dalga boyu ile saçılırken yörünge elektronunda da titreşim gözlenir. Etkileşme tesir kesiti;

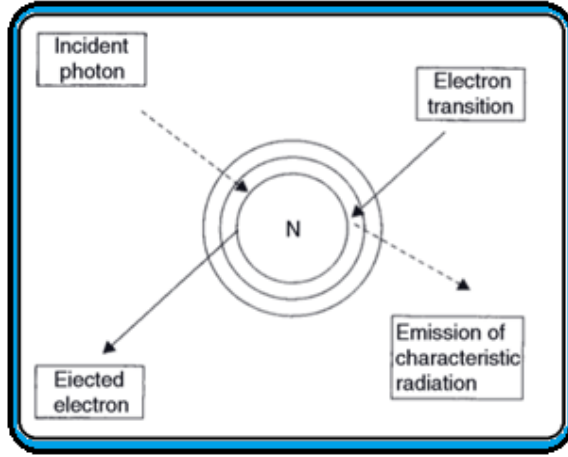
$$(Z/h.\mu)^2 \quad (1)$$

ile orantılıdır.

Burada z: etkileşilen maddenin atom numarası, h: plank sabiti ve μ : soğurma katsayısıdır.

2.2.2.2 Fotoelektrik etkileşim

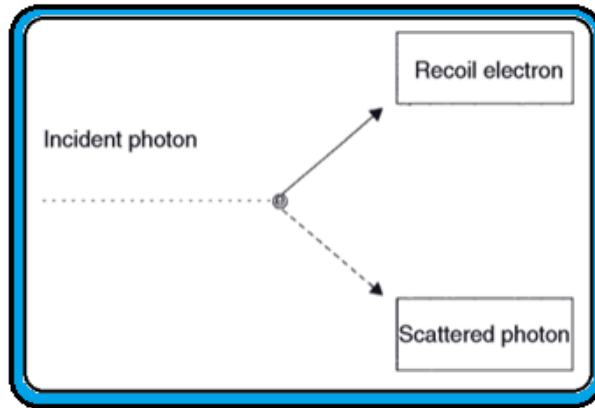
Bu olay düşük enerjili X ışınları ve atom yoğunluğu fazla olan maddeler arasında yüksek olasılıkla gerçekleşir. Gelen X ışını genellikle çekirdeğe daha yakın olan yörünge elektronlarıyla etkileşir ve enerjisinin tamamını yörünge elektronuna transfer eder. Bunun sonucunda, yörünge elektronu gelen X ışınının enerjisinden bağlanma enerjisi kadar eksik bir enerjiyle atomdan ayrılır. Oluşan elektrona *fotoelektron* adı verilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 Fotoelektrik etkileşme (Cherry and Duxbury, 2009)

2.2.2.3 Compton saçılması

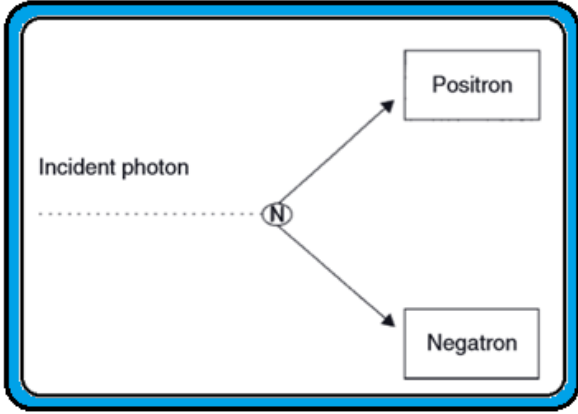
Compton saçılması olayı, orta enerjili X ışınlarının maddenin yörünge elektronlarıyla gerçekleştirdiği bir etkileşimdir. Gelen X ışını yörünge elektronunu kopararak atomu iyonlaştırırken kendisi de daha büyük bir dalga boyuna sahip olarak (enerjisi azalarak) farklı bir yönde saçılır. Enerji ve momentumun korunumu denklemleriyle kopan elektron ve saçılan X ışınının saçılma açıları ve son enerjileri hesaplanabilir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Compton Saçılması (Cherry and Duxbury, 2009)

2.2.2.4 Çift oluşumu

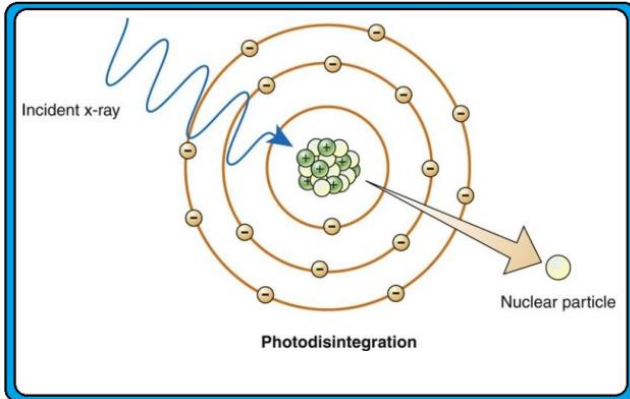
Bu etkileşme, gelen EMR'un hedef maddenin *coulomb* alanı ile etkileşmesi sonucunda gözlenir. Gelen EMR etkileşim sonucunda tüm enerjisini transfer ederken yok olur ve bir elektron-pozitron çifti oluşturur. Bu etkileşmenin gözlenebilmesi için, kütle ve enerjinin korunumu gereği gelen EMR'un enerjisi, iki adet elektronun durgun kütle enerjisi kadar olan 1024 KeV'den yüksek olmalıdır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6 Çift Oluşumu (Cherry and Duxbury, 2009)

2.2.2.5 Fotodisintegrasyon

Yüksek enerjili EMR'un hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesi olayıdır. Bu etkileşim sonrasında farklı iki atom oluşurken, nötron ve proton gibi temel tanecikler de gözlemlenebilir (Şekil 2.7).

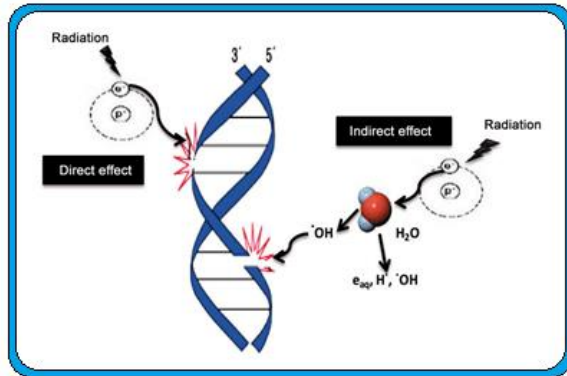


Şekil 2.7 Fotodisintegrasyon (Cherry and Duxbury, 2009)

2.3 Radyasyonun Biyolojik Temelleri

Hücreler sitoplazma ve çekirdekten oluşmaktadır. Yapılan çalışmalar hacim olarak hücrenin küçük bir kısmını oluşturan hücre çekirdeğinin radyasyona duyarlılığının sitoplazmaya oranla çok daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu sebeple iyonlaştırıcı radyasyonun hücre ölümündeki birincil mekanizması çekirdekteki DNA hasarıdır. Birçok DNA hasarı tamir edilebilir. Bunlar genellikle tek sarmal kırıklarıdır. Radyasyon etkisi altında DNA zincirinin her iki sarmalının birden parçalandığı durumlarda kromozom bozuklukların arttığı ve sonuçta hücre ölümüne yol açtığı belirlenmiştir (Halperin et al., 2013).

Radyasyonun hücre DNA'sına etkisi direk veya indirekt yollarla olmaktadır. Nötronlar, protonlar veya hadronlar gibi ağır yüklü parçacık radyasyonları DNA zincirine direkt olarak enerji transfer etme olasılıkları yüksek olan radyasyonlardır. Radyoterapide yaygın olarak kullanılan yüksek enerjili X ışınları ise DNA'yı indirekt olarak etkiler. Bu etkide gelen radyasyon hücrede en olası etkileşeceği molekül olan su ile etkileşerek serbest radikalleri oluşturur. Oluşan serbest radikaller moleküler oksijenle birleşerek organik peroksitler halini alırlar. Oluşan bu peroksitler DNA'da letal (ölümcül) hasara sebep olur. Bu olayda DNA hasarı ikincil moleküller tarafından gerçekleştirildiği için indirekt etki olarak adlandırılır (Şekil 2.8). İndirekt etki mekanizmasında ortamdaki oksijen miktarı önem kazanmaktadır (Bleehen, 1988).



Şekil 2.8 Direkt ve indirekt etki mekanizması

2.4 Kanser

Vücudu oluşturan hücreler bir araya gelerek dokuları, dokular bir araya gelerek organları oluşturmaktadırlar. Sistemimizde görevi ve işlevi sona eren hücreler yıkıma giderken yeni hücreler de kendi görev ve işlevlerine göre kontrollü bir şekilde çoğalırlar. Bu kontrollü çoğalma bir şekilde bozulursa kanser olarak adlandırdığımız hastalık ortaya çıkar. Kanser en kısa tanımıyla hücrelerin kontrolsüz şekilde çoğalmasdır (Kutluk and Kars 1996). Bulunduğu yerde kontrolsüz çoğalan hücreler zamanla farklılaşarak görev ve işlevlerini yerine getiremez ve çevresindeki normal dokuları da etkilemeye başlar. Lenfatikler yoluyla da vücudun başka bölümlerine taşınabilen kanser, canlıyı sistematik bir şekilde ele geçirebilir. Uygun tedavi verilmediği takdirde *morbidity* (organ kaybı) ve *mortality* (ölüm) ile sonuçlanan bu hastalık çağımızın en önemli sağlık problemlerindendir.

2.4.1 Kanser tedavi yöntemleri

Günümüzde kanser tedavisi üç farklı yöntem ve bu yöntemlerin kombinasyonları şeklinde yapılmaktadır. Bu yöntemler cerrahi, kemoterapi ve radyoterapidir. Cerrahide, sorunlu hücre ve dokular canlıdan rezeksiyon (kesip çıkarma) şeklinde gerçekleştirilirken, sistemik bir tedavi yöntemi olan kemoterapide hastaya verilen kimyasal ilaçlarla kanserli hücrelerin ortadan kaldırılması amaçlanır. Diğer bir tedavi şekli olan radyoterapide ise radyasyonun hücre üzerindeki öldürücü etkisi kullanılır. Hedef alınan kanser hücrelerinin DNA'larında hasar meydana getirerek yok edilmelerini amaçlayan radyoterapide, bu işlem *internal* (içeriden) veya *external* (dışardan) radyasyon demetleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir.

2.5 Radyoterapinin Tarihçesi

Radyasyon ile tedavi anlamına gelen bu yöntemin temelleri 1895 de alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen'in X ışınlarını keşfetmesi ile atılmıştır. X ışınının terapötik (tedavi edici) amaçlı ilk kullanımı 1897 yılında Profesör Freund tarafından *hairly mol tedavisi* olmuştur. 1900'lü yıllarda radyobiyoloji alanında

sonuçları hala güncelliğini kaybetmeyen çalışmalarıyla Bergonie ve Tribondeu yüksek mitotik aktiviteye ve kötü diferansiye özelliğe sahip hücrelerin radyasyona daha duyarlı olduğunu göstermişlerdir. 1919'da Curie Enstitüsü'nden Ragaud yaptığı çalışmayla, koyunlarda cilt reaksiyonu olmadan sterilite elde etmeyi fraksiyonasyon (dozun seansla bölünmesi) ile sağlamıştır. 2. Dünya savaşı sonrası yapılan radyobiyolojik çalışmalarda memelilerde *survival* (sağ kalım) eğrileri geliştirilmiştir. Radyasyon fiziği ve radyobiyolojini gelişmesi ve bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin kullanıma girmesiyle radyasyon tedavisinde hızlı bir atılım gözlenmiştir. Erken evrelerde teşhis konulabilmesi, tedavide multidisipliner yaklaşımların kullanılması, çok daha etkin tedavi tekniklerinin, teknolojik cihazlarla yüksek doğrulukta uygulanabilir hale gelmesi bu hızlı gelişimin en önemli nedenlerindendir (Kurtman and Çelebioğlu, 2000).

2.6 X Işını Üretimi

Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimleri kısmında da belirtildiği gibi elektronlar hedef atomun çekirdeği yakınından geçerken çekirdekte bulunan pozitif yüklü protonların etkisiyle yavaşlar ve yön değiştirirler. Bu yavaşlama sonucu elektron tarafından kaybedilen enerji X ışını üretimine harcanır. Üretilen X ışınına *bremsstrahlung* (*frenleme*) *X ışını* denir. Negatif ivmelenmede olduğu gibi pozitif ivmelenme yapan yüklü parçacıklarda X ışını üretebilirler. (Mayles et al., 2007)

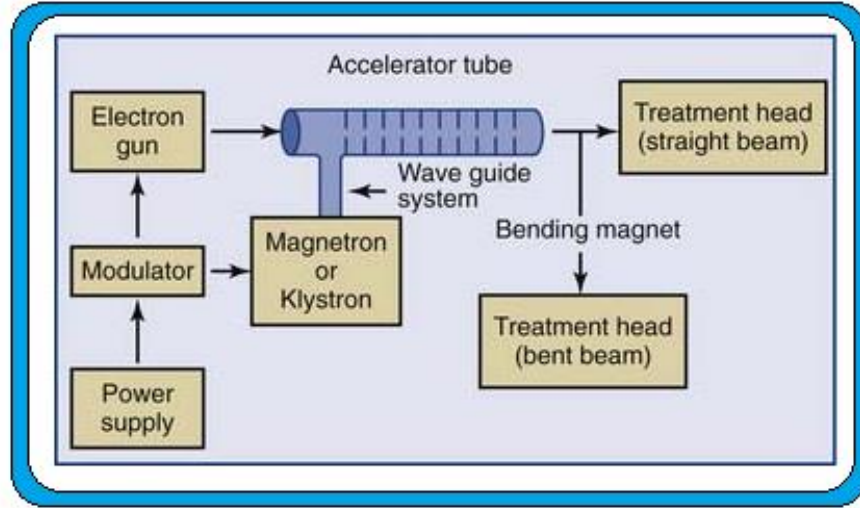
2.6.1 Lineer hızlandırıcılar

Parçacık fiziğinin en temel cihazlarından olan lineer hızlandırıcılar (LINAC) yüklü parçacıkların, elektrik alan ve manyetik alan altındaki davranışlarından yararlanan sistemlerdir. Bu sistemler nükleer reaksiyonların araştırılması gibi konularda büyük ölçüde kullanılmakla birlikte günümüzde medikal uygulamalarda da oldukça sık karşımıza çıkmaktadır (Greene and Williams, 1997). Lineer hızlandırıcıların tıpta en yaygın kullanım alanları, radyoizotop üretimi ve radyoterapi uygulamalarıdır. Radyoterapide kullanılan LINAC'lar elektron hızlandıran sistemlerdir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 Radyoterapide kullanılan LINAC'ların temsili görüntüsü

Bu sistemlerde yüksek frekanslı dalga kullanarak yüklü parçacıklar hızlandırılabilir. Basit diyagramı Şekil 2.10'da görüldüğü gibi yüksek enerjili güç kaynağı ve güç modülatör sistemi sayesinde tungsten malzemesinden yapılmış elektron tabancasında elektron üretilir. Magneton veya klaystron, elektronları hızlandırmada kullanılacak yüksek enerjili elektromanyetik dalgaları (EMD) üretir. Bu dalgaların kılavuzluğunda hızlandırıcı tüpte hızlandırılan elektronlar bükücü magnetler tarafından yönlendirilerek tungsten hedefe çarptırılır ve bremsstrahlung X ışınları oluşturulur. Daha sonra LINAC kafasında bulunan demet şekillendirme sistemleri ile radyasyon hastaya uygun şekilde iletilir (Hanna, 2012).



Şekil 2.10 Lineer hızlandırıcı cihazında ana parçalar

2.7 Radyoterapi Çeşitleri

Radyoterapi klasik olarak üç ana bölüme ayrılabilir. Bunlar; uygulama amacına göre radyoterapi, uygulama zamanlarına göre radyoterapi ve uygulama şekillerine göre radyoterapi olarak adlandırılabilir (Beyzadeoğlu et al., 2010).

2.7.1 Uygulama amacına göre radyoterapi

Radyoterapide fiziksel amaç hedef bölgeye reçete edilen radyasyon dozunu verirken, çevresindeki sağlıklı doku ve organları koruyarak tolere edebilecekleri dozlarda bırakabilmektir. Tedavi edilmek istenilen hastalardan beklenen yanıtı göre radyoterapi; küratif, palyatif, profilaktik ve tüm vücut radyoterapi şeklinde çeşitlendirilebilir.

2.7.1.1 Küratif radyoterapi

Radyoterapinin bu uygulama şeklinde amaç kür sağlamaktır. Yapılan uygulama sonrası hastalıksız sağ kalım beklenir. Erken evre hodgin lenfoma, nazofarenks kanseri, glottik larenks, bazı cilt kanserleri vs. küratif tedavi uygulanan kanser türlerine örneklerdir.

2.7.1.2 Palyatif radyoterapi

Bu uygulama şeklinde kanserin semptomlarını azaltmak, hastanın ağrılarını hafifletmek ve yaşam konforunu arttırmak amaçlanır. Düşük dozlarda uygulanır. Kemik ve beyin metastazları, palyatif radyoterapinin yapıldığı guruplara örnek olabilir.

2.7.1.3 Profilaktik radyoterapi

Koruyucu veya önleyici radyoterapi olarak da adlandırılan bu uygulamada metastazları önlemek amaçlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda, *küçük hücreli akciğer kanseri* hastalarında profilaktik tüm beyin ışınlaması yapılarak beyin metastazı riskinin üç yıl için %59'dan % 33'lere gerilediği ve üç yıllık sağ kalımın %15'den %21'e yükseldiği gösterilmiştir (Péchoux et al., 2009).

2.7.1.4 Tüm Vücut Radyoterapisi

Kemik iliği baskılanması yapmak veya lösemili hücreleri ortadan kaldırmak amaçlı tüm vücuda özel teknikler ve korumalarla uygulanan radyoterapi uygulamasıdır (Beyzadeoğlu et al., 2010).

2.7.2 Zamanlamaya göre radyoterapi

Zamanlamasına göre radyoterapi; *adjuvan radyoterapi*, *neoadjuvan radyoterapi* ve *kemo-radyoterapi* olarak sınıflandırılır.

2.7.2.1 Adjuvan radyoterapi

Herhangi bir tedavi modalitesinin ardından uygulanan radyoterapidir. Cerrahi sonrası uygulanırsa *post-operatif radyoterapi* olarak adlandırılır.

2.7.2.2 Neoadjuvan radyoterapi

Herhangi bir tedavi öncesinde radyoterapi uygulamasıdır. Cerrahi öncesinde uygulanırsa *pre-operatif radyoterapi* olarak adlandırılır.

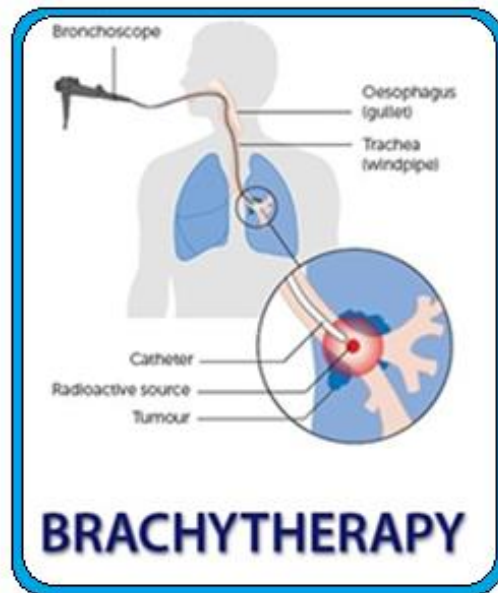
2.7.2.3 Kemo-radyoterapi

Kemoterapi ile radyoterapinin eş zamanlı uygulandığı yöntemdir. Bu yöntemde kemoterapi ilacının alınması ve radyoterapi uygulanması arasında farklı tür tekniklere bağlı olarak zaman farkı olabilmektedir.

2.7.3 Uygulama Şekline Göre Radyoterapi

2.7.3.1 Brakiterapi

Brakiterapi kanser tedavisinde kullanılan radyoterapi yöntemlerinden bir tanesidir. Bu uygulama, doku ya da organların direk olarak içine, boşluklarına veya cerrahi sonrası tümör yataklarına radyoaktif kaynak yerleştirilerek gerçekleştirilmektedir. Kelime anlamı kısa mesafe tedavisidir (Şekil 2.11). Brakiterapi sırasında radyoaktif kaynaklar geçici ya da kalıcı olarak uygulanabilir. Geçici uygulanması durumunda uygulama sonrasında radyoaktif kaynak hastadan uzaklaştırılacağı için tedavi sonrasında hastadan herhangi bir radyasyon saçılması söz konusu değildir ve hasta hayatına kaldığı yerden devam edebilir (Neolife Tıp Merkezi, 2018).



Şekil 2.11 İntralüminel brakiterapi gösterimi

2.7.3.2 Intraoperatif radyoterapi

Ameliyat esnasında ve koşullarında uygulanan radyoterapi yöntemidir. Genellikle rezeksiyon (cerrahi) sonrasında tümör yatağına düşük enerjili X ışınları ile uygulanır (Şekil 2.12).



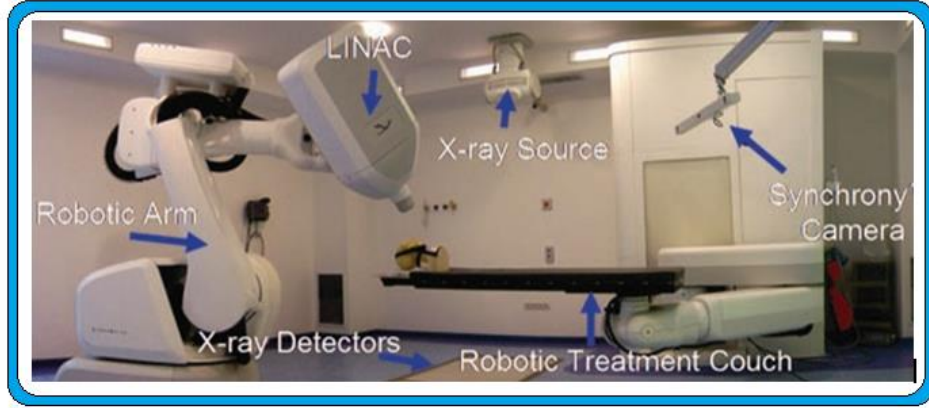
Şekil 2.12 Intraoperatif radyoterapi gösterimi

2.7.3.3 External radyoterapi

Dışarıdan bir radyasyon cihazıyla uygulanan radyoterapidir. Aktif bir kaynaktan (Cobalt-60) çıkan gama ışınları veya üretilen yüksek enerjili elektron ve X ışınlarının hedef bölgeye kolimatör sistemleri yardımıyla yönlendirilmesiyle gerçekleştirilir.

A) Stereotaktik Radyoterapi

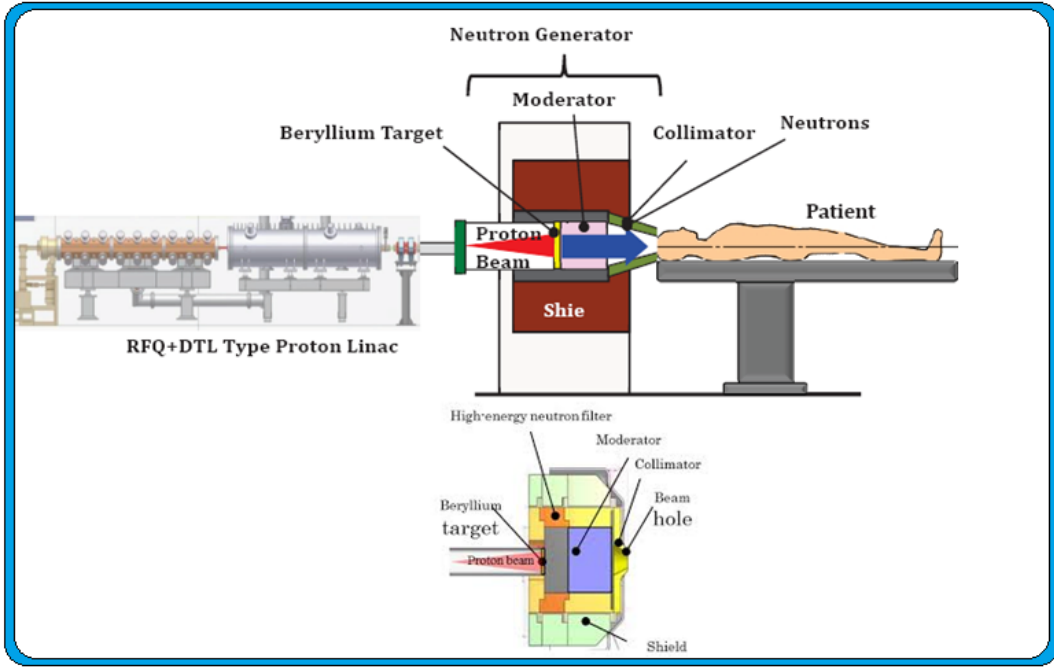
Tedavi uzayında belirli bir noktayı referans alarak, hedef bölgenin koordinatlarının üç boyutta tanımlandığı radyoterapi uygulamasıdır. Bu teknik tek fraksiyonda (seansta) öldürücü radyasyon dozlarıyla uygulanırsa *stereotaktik radyocerrahi* olarak adlandırılır (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Stereotaktik radyocerrahi cihaz odası görünüşü

B) Boron neutron capture radyoterapi (BNCT)

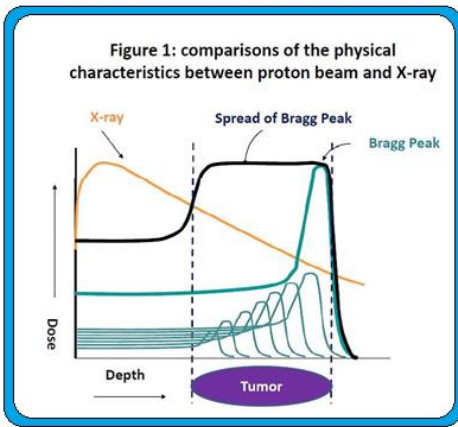
Genellikle maling beyin ve baş boyun tümörlerine uygulanan bu yöntemde *termal nötronlar* kullanılır. Bu sebeple termal nötron kaynağı olan nükleer santrallerde veya termal nötron jeneratörlerinde gerçekleştirilir (Şekil 2.14). Termal nötronların 10 atom numaralı bor elementi ile etkileşmesi sonucunda oluşan yüksek enerjili alfa ve lityum (Li) çekirdeklerinin çok kısa mesafede enerji kaybederek bulundukları yere yüksek doz transfer etmeleri ilkesinden yararlanılır (Barth et al., 1990). İlk olarak hedef bölgeye ^{10}B izotopuna zengin kimyasal bir bileşik enjekte edilir ve hedef bölgede ^{10}B izotopunun konsantrasyonu artırılır. Sonrasında bu bölge termal nötronlarla bombardıman edilir, oluşan alfa ve lityumlar kısa mesafede enerjilerini transfer ederek çevre dokulara zarar görmeden hedef bölgeye yüksek radyasyon dozu verilebilir (Kankaanranta et al., 2012).



Şekil 2.14 Nötron jeneratörü ile BNCT şeması

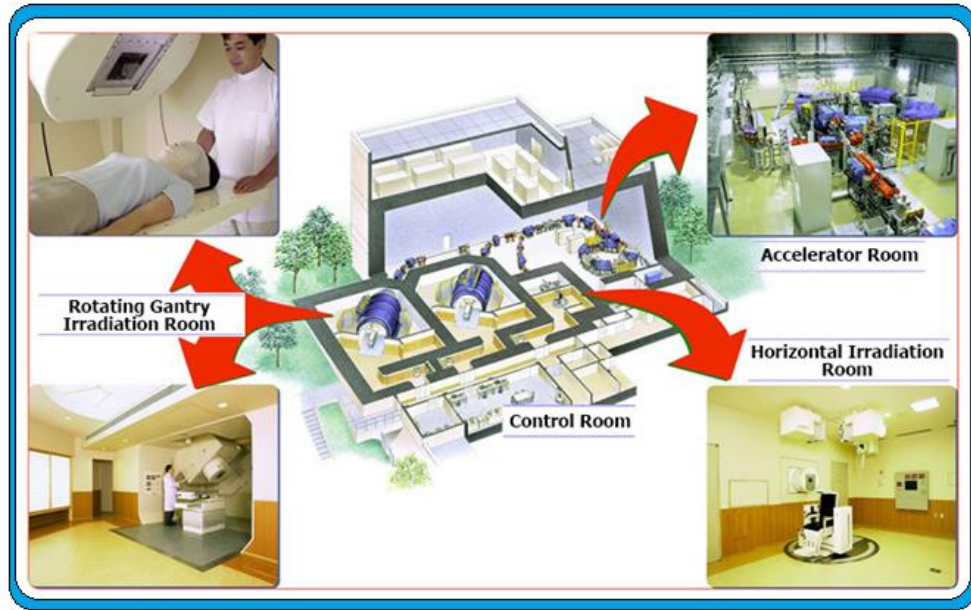
C) Proton radyoterapi

Radyoterapi de geleneksel yaklaşımlardan farklı olarak uygulanan proton tedavisi, yüksek enerjili proton demetlerinin modüle edilerek (düzenlenerek) hedef bölgeye yönlendirilmesiyle gerçekleştirilir. Protonun sahip olduğu enerjiye bağlı olarak sonlu bir erişim mesafesi vardır. Yüklü parçacık olması enerjisini kütlesi ve yükü sebebiyle farklı biçimde transfer etmesine sebep olur. Protonun ortama girişi ve ortamda bıraktığı dozun konvansiyonel X ışınlarına göre farklılığını gösteren eğri Şekil 2.15’de gösterilmiştir.



Şekil 2.15 Proton ve X ışınları için yüzde derin doz eğrisi ve proton doz modülasyonu

Özellikle girişten itibaren düşük doz bırakarak uzun mesafe kat edebilmesi ve *Bragg peak* olarak adlandırılan kısımdan sonra dozun aniden sıfıra inmesi en büyük avantajıdır. Bu mesafe, enerji ve doku yoğunluğuna bağlı olarak yaklaşık 0.6 mm seviyelerindedir. Farklı enerjilerde Bragg peak'ler üst üste bindirilerek istenilen hacimde doz sağlanır. Bu modülasyon ve doz dağılımları için 70-250 MeV enerjilerde protonlara, dolayısıyla Şekil 2.16'da gösterildiği gibi büyük bir proton hızlandırıcı tesisine ihtiyaç vardır (Wieszczycka and Scharf, 2001).



Şekil 2.16 Proton hızlandırıcı ve tedavi ünitesi tesisi gösterimi

2.7.4 Planlama tekniklerine göre external radyoterapi

External Radyoterapide reçete edilen dozun hastaya iletilmesi farklı planlama teknikleri ile gerçekleştirilebilir. Bu teknikler gelişim sırasına göre aşağıda anlatılmaktadır.

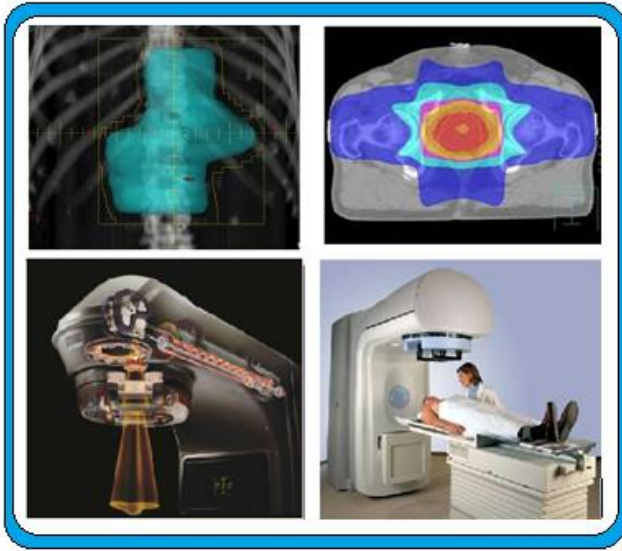
2.7.4.1 İki boyutlu konvansiyonel radyoterapi

Konvansiyonel simülatörlerde radyografik görüntüler üzerinden, korunmak istenilen bölgelere koruma blokları hazırlanarak uygulanan radyoterapidir. Fiziksel olarak verilecek radyasyon dozu el hesaplaması ile manuel olarak yapılır. Hesaplanan doz bilgileri cihaza girilerek tedavi gerçekleştirilir. Günümüzde nadir

olarak kullanılan bir yöntemdir.

2.7.4.2 Üç boyutlu konformal radyoterapi

Konform, çepeçevre sarmak anlamındadır. 3 boyutlu konformal radyoterapide, dozun hedefi üç boyutta sarması amaçlanır. Bilgisayarlı tomografi ile gerçekleştirilen simülasyon işlemi sonrasında, hedef bölge ve kritik organlar belirlenir. Bilgisayarlı planlama sistemi kullanılır. Planlamacı olası çözümleri farklı kombinasyonları deneyerek bulmaya çalışır. Elde edilen planlar arasından uygun olduğu görülen plan tedavi için hazırlanır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17 İki boyutlu konvansiyonel (solda) ve üç boyutlu konformal (sağda)

2.7.4.3 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) konformal bir radyoterapi tekniğidir. YART tekniği isminden de anlaşılacağı gibi radyasyon akısının miktarını tedavi süresince istenilen düzeyde ayarlayabilen radyoterapi uygulamasıdır (Webb, 2001). Bu teknikte gantry açısı, MLC pozisyonu, doz hızı tedavi süresince sürekli olarak değişebilir. Böylelikle yüksek konformalitede planlama ve tedavi yapılabilir. Ters planlama yöntemi kullanılan bu teknikte, istenilen hedef dozu ve kritik organ dozları planlamaya başlarken planlama sistemine girilir. Optimizasyon algoritmaları kullanan tedavi planlama sistemi istenilen doz

haritasını üretecek matematiksel optimizasyonu yapar. Elde edilen matematiksel veri cihazın özelliklerine göre gantry hareketi, MLC hareketi ve doz hızına dönüştürür. Planlama basamağında optimizasyon algoritması kullanmak planlamacının en olası çözüme kısa sürede ulaşmasını sağlar. Aynı zamanda yeni nesil cihazlarda geliştirilen mekanik avantajlar sayesinde kritik organlar çok daha iyi korunabilir.

2.8 Kaza

Prosedür hatası, operatör hatası veya cihaz arızası gibi sebeplerle gözlenen, güvenlik ve korunmanın dikkate alınmadığı durumlarda ortaya çıkan, istenmeyen olaylardır. Gerçekleştiği yer ve duruma göre sonuçları basit veya ağır olarak değerlendirilebilirler

2.8.1 Radyasyon Kazası

Bir radyasyon kaynağından veya iyonize radyasyonlarla yapılan bir uygulama sırasında meydana gelen, sonucunda insanların veya malzemenin ısınlanmasına ve/veya zarar görmesine neden olan beklenmeyen veya istenmeyen olaydır (Pala, 2006).

2.8.2 Radyoterapide Kazalar

Radyoterapi radyasyonun DNA üzerindeki öldürücü etkisini kullanarak kanserli hücreleri yok etmeyi hedefleyen bir tedavi yöntemidir. Bu teknikte yüksek enerjili radyasyon hüzmesi hedef bölgeye iletilirken, diğer doku ve organları korumak amaçlanır. Geleneksel radyasyondan korunma protokolleri ve mevzuatları sadece yüksek doz sebebiyle oluşan durumları kaza olarak değerlendirse de hedefte düşük doz ve kalitesiz uygulama durumları da kazalar açısından anlamlıdır. Ayrıca tedavinin tamamında, güven aralığı değeri olan %5 in 2 katı veya tek bir fraksiyonda % 20 fark kaza limitleri olarak tanımlanır. Kaza gerçekleştiğinde rapor edilmeli ve yerel otoritelere bildirilmelidir (Thwaites et.al., 2005).

Günümüzde hızlı bir şekilde gelişen radyoterapi uygulamalarında;

- Kompleks cihaz ve ekipmanların kullanılması
- Multidisipliner iş akışı
- Yetersiz güvenlik, kontrol ve önlemler
- Dizayn ve yönetimdeki zayıflıklar
- Yetersiz eğitim ve uygulama

gibi sebepler geçmişten günümüze birçok radyasyon kazasına sebep olmuştur.

Bu kazalar; ölümler, yüksek doza maruziyet, eksik tedaviler, halk ışınlanmaları gibi sonuçlar doğurmuştur. Bunun yanı sıra, radyoterapide gerçekleşen her türlü istenmeyen olay, kaliteyi ve hastalısız sağ kalım oranını düşürecektir. Unutulmaması gereken önemli bir husus da radyoterapide hastalar açısından iki kat riskin olduğu gerçeğidir. Bu risklerden birincisi ve en önemlisi potansiyel bir başarısızlık tümör kontrol olasılığını etkiyebileceği için ölümcül sonuçlar doğurabilir. İkincisi de normal dokularda yüksek radyasyon dozu, fonksiyon kayıplarına hatta ikincil kanserlere sebep olabilir.

2.8.1.1 İlk radyoterapi kazası (1974-1976, America -Columbus)

Kobalt-60 kaynağı kullanan teleterapi cihazında, kaynağın bozunum eğrisinde hata olması sebebiyle 5,5 ay içerisinde hastalara %10'dan daha fazla doz verilmiştir. 426 hasta bu kazadan etkilenmiştir (Johnston, 2007).

2.8.1.2 Zaragoza-İspanya radyoterapi kazası (1990)

Radyoterapi cihazında arıza meydana gelmesi sonucunda elektron tedavisinin yapılamadığı görülmüştür. Cihaza servis müdahalesi gerçekleştirilmiş, işlem sonrasında cihazın kontrol panelinde hangi enerji seçilirse seçilsin hep 36 MeV elektron enerjisiyle ışınlama yaptığı belirlenmiştir. Bu durum yaklaşık 2 hafta sonra fark edilmiştir (Mettler and Ortiz-Lopez, 2001).

2.8.1.3 San Jose-Costa Rica kazası (1996)

Teleterapi cihazında gerçekleşen bu kazada kaynak kalibrasyon hatası gerçekleşmiştir. Bu sebeple, bir ay içerisinde tedaviye giren 115 hastada yüksek

doza maruziyet ve 3 hastada ölüm gerçekleşmiştir (IAEA, 1998).

2.8.1.4 Glasgow-İskoçya kazası (2006)

Radyoterapide fraksiyon başına doz hesabı sırasında yapılan hata sebebiyle hastaya % 66'dan daha fazla doz verilmiştir. Hasta kazadan 9 ay sonra ölmüştür (Johnston, 2006).

2.8.1.5 Toulouse- Fransa kazası (2006)

Yeni bir stereotaktik radyoterapi cihazının devreye alınması sırasında hatalı ölçüm sistemi kullanılmasına bağlı olarak, yaklaşık % 200'lük yüksek doz hesaplaması gerçekleşmiştir. Hata fark edilinceye kadar 145 hasta bu durumdan etkilenmiştir (ASN Report, 2007).

2.8.1.6 Missouri-Amerika Kazası (2009)

Bilgisayarda oluşan hata kodunun dikkate alınmaması sebebiyle gerçekleşen kazada, koruma lifleri olmadan yapılan tedavi sonucunda hastanın 3 günde kritik organ dozlarına ulaşılmış ve tedavisi kesilmiştir. Ağız ve boğazında meydana gelen radyasyon hasarı sebebiyle solunum sorunları oluşan hasta birkaç hafta içerisinde ölmüştür (Bogdanich, 2010).

2.10 Kalite Güvenilirlik

Kalite güvencesi, bir ürün veya hizmetin verilen kalite şartlarını yerine getireceğine dair yeterli güvence sağlamak için gerekli olan planlı ve sistematik eylemlerdir (Hoyle, 2001). Bu nedenle, ilgili tüm prosedürleri, faaliyetleri, eylemleri ve dolayısıyla söz konusu sürece dahil olan tüm personel gruplarını kapsayan geniş bir yelpazeye sahiptir. Radyoterapideki kalite güvencesi, tıbbi reçetenin tutarlılığını sağlayan prosedürlerdir. Bu amaçla;

- Reçetenin hedef hacime olan dozu ile ilgili olarak güvenli bir şekilde yerine getirilmesi,
- Normal dokuya minimum doz,

- Minimum personel maruziyeti,
- Tedaviye yönelik yeterli hasta takibi konularını kapsar (Thwaites et.al., 2005).

Radyoterapide geleneksel kalite yönetimi konusunda uluslararası kurum ve organizasyonların yayımları (ESTRO, AAPM, ASTRO, IAEA), daha çok radyoterapi cihaz ve ekipmanlarının belirli tolerans limit ve değerlerde çalışması üzerine odaklanmıştır. Radyoterapi ekipmanlarının kalite kontrolü temel olarak fonksiyonel performans özelliklerinin sürekli olarak değerlendirilmesi işlemidir. Bu fonksiyonel özellikler uygulanan dozun geometrik ve dozimetrik doğruluğunu etkiler. Radyoterapi cihazının fonksiyonel performansı, elektronik arıza, bileşen arızası veya mekanik arıza nedeniyle aniden değişebilir veya bileşenlerin bozulması ve yaşlanması nedeniyle yavaşça toleransları aşabilir. Bu nedenle, iki temel gereksinim ortaya çıkmaktadır;

- Kalite kontrol ölçümleri tüm tedavi ekipmanlarında periyodik olarak yapılmalıdır.
- Düzenli koruyucu bakım ve izleme ile tedavi cihazının ve ölçüm ekipmanlarının performansları düzeltilmelidir (Kutcher et al., 1994).

Radyoterapide geleneksel kalite kontrol yöntemleri;

- 1-) Radyoterapi cihazlarının kalite kontrolleri
- 2-) Tedavi planlamalarının kalite kontrolleri

olmak üzere iki ana bölümde incelenebilir.

2.10.1 Radyoterapi cihazının kontrolleri

Radyoterapi cihazının mekanik ve dozimetrik değerlerinin uluslararası standartlardaki tolerans limit değerleri içerisinde çalışıp çalışmadığının kontrolleri olarak belirtilebilir. Bu kontroller tedavi cihazında sabit ve hareketli birçok mekanik aksamın kontrolünü içermektedir. Farklı cihazlarda farklı kontrollere ihtiyaç duyulabilir. Bu kontroller günlük, aylık ve yıllık periyotlar olmak üzere üçe ayrılabilir.

2.10.1.1 Günlük kontroller

Radyoterapi cihazının mekanik ve dozimetrik özelliklerinin günlük kontrolleridir.

- Her enerji için radyasyon veriminin kontrolü,
- Her enerji için flatness simetri ve alan boyutlarının kontrolü,
- Lazerlerin kontrolü,
- Masa hareketinin mekanik kontrolü,
- Görüntüleme sisteminin eşleştirme kontrolü,
- Güvenlik sistemlerinin kontrolü,
- Soğutma suyu sıcaklık kontrolü ve sistem basıncı kontrolü,
- Dielektrik gaz basıncı kontrolü,
- Sistem su seviyesi kontrolü,

olarak sınıflandırılabilirler. Bu günlük testlerin sonuçları açısından limit değerlerini içeren Çizelge 2.1 aşağıda verilmiştir (Klein et al., 2009).

Çizelge 2.1 LINAC günlük kalite kontrol testleri (Klein et al., 2009).

Günlük Kontroller	Konvansiyonel LINAC Toleransları	IMRT LINAC Toleransları	STEREOTACTIC LINAC Toleransları
Her enerji için radyasyon verimi	%3	%3	%3
Lazer	2 mm	1.5 mm	1 mm
Optik mesafe göstergesi	2 mm	2 mm	2 mm
Alan boyutları	2mm	2mm	1mm
Kapı interlockları	fonsiyonel	Fonsiyonel	fonsiyonel
Çarpma interlockları	fonsiyonel	Fonsiyonel	Fonsiyonel
Görüntü ve ses sistemi	fonsiyonel	Fonsiyonel	Fonsiyonel
Sterotaktik interlock	-----	-----	Fonsiyonel

2.10.1.2 Aylık kontroller

Aylık kontroller, günlük kontrollere ek olarak aşağıdaki kontrolleri içermektedirler;

- İzomerkez kontrolü,
- Kolimatör açısı kontrolü,
- Kolimatör dönüşü ile izomerkez kontrolü,
- Masa açısı kontrolü,
- Masa dönüşüyle izomerkez kontrolü,
- SSD kontrolü,
- Masanın 3 ekseninde hareket doğruluğu kontrolü,
- Alan boyutlarının kontrolü,
- Işık ve ışın alan kontrolü,
- Asimetrik jaw kontrolü,
- Her enerji için doz veriminin referans iyon odası ile kontrolü,
- Enerji kalitesi kontrolü,
- MLC testleri,

LINAC aylık kontrollerinin limit değerleri Çizelge 2.2 ve 2.3’de gösterilmiştir (Klein et al., 2009).

Çizelge 2.2 LINAC aylık kontrollerin limit değerleri (Klein et al., 2009).

AYLIK KONTROLLER	Konvansiyonel LINAC Toleransları	IMRT LINAC Toleransları	STEREOTACTIC LINAC Toleransları
Her enerji için radyasyon verimi	%2	%2	%2
Doz hızı sabitliği	-----	%2	%2
Işın demeti profil sabitliği	%1	%1	%1
Işık-ışın alan uyumu	2mm veya 1 önde %1 fark	2mm veya 1 önde %1 fark	2mm veya 1 önde %1 fark
Işık-ışın alan uyumu asimetrik	1mm veya 1 önde %1 fark	1mm veya 1 önde %1 fark	1mm veya 1 önde %1 fark
Optik mesafe göstergesi	1mm	1mm	1mm
Gantry/kolimatör açısı göstergeleri	1 derece	1 derece	1 derece
Jaw pozisyon göstergesi simetrik	2 mm	2 mm	2 mm
Jaw pozisyon göstergesi asimetrik	1 mm	1 mm	1 mm
Çaprazkıl izomerkez uyumu	1 mm	1 mm	1 mm
Tedavi masası pozisyon göstergeleri	2 mm/ 1 derece	2 mm/ 1 derece	1 mm/0.5 derece
Wedge yerleştirme doğruluğu	2 mm	2 mm	2 mm
Lazer doğruluğu	2 mm	1 mm	< 1mm

2.10.1.3 Yıllık kontroller

Bu kontroller günlük ve aylık kontrollere ek olarak aşağıdaki kontrolleri içermektedir.

- Su fantomunda verim ölçümleri,
- Su fantomunda yüzde derin doz ölçümleri,

- Su fantomunda flatness simetri ölçümleri,
- MLC testleri (geçirgenlik ve sızıntı vs.),
- Kolimatör ve fantom saçılma faktörlerinin ölçümleri,
- Wedge faktörlerinin ölçümleri,
- Elektron kon faktörlerinin ölçümleri,
- Kolimatör ve gantry yıldız testleri,
- Doz hızı testleri,
- Görüntü kılavuzu mekanik testleri,
- Görüntü kılavuzunun kalite testleri,

LINAC yıllık kontrollerin limit değerleri Çizelge 2.3 ve 2.4’de gösterilmiştir (Klein et al., 2009).

Çizelge 2.3 LINAC yıllık kontrollerinde MLC limit değerleri (Klein et al., 2009).

Tüm enerjilerde lif geçirgenliği	0.5 % referans değerden
Lif pozisyon tekrarlanabilirliği	1 mm
MLC Spoke shot	< 1mm yarıçap
MLC’li ışık-ışın alan uyumu (tüm enerjilerde)	2 mm
Dinamik ARC lif hız testi	<0.35 cm (Varian)
Dinamik ARC interlock trip testi	Lif pozisyon interlock vermeli
Arc tipik plan test	<0.35 cm (Varian)
IMRT tipik plan test	<0.35 cm (Varian)

Çizelge 2.4 LINAC yıllık kontrollerin limit değerleri (Klein et al., 2009).

YILLIK KONTROLLER	Konvansiyonel LINAC Toleransları	IMRT LINAC Toleransları	STEREOTACTIC LINAC Toleransları
Her enerji için flatness referanstan fark	%1	%1	%1
Her enerji için simetri referanstan fark	%1	%1	%1
Verim TG 51	%1	%1	%1
Alan verim faktörleri	%2 < 4x4 %1 > 4x4	%2 < 4x4 %1 > 4x4	%2 < 4x4 %1 > 4x4
Işın kalitesi	%1	%1	%1
Wedge geçirgenlik faktörü	%2	%2	%2
MU lineeritesi	%2 , > 5MU	%5 (2-4 MU) %2, > 5MU	%5 (2-4 MU) %2 , > 5MU
Doz hızına göre verim sabitliği (referanstan)	%2	%2	%2
Gantry açısına göre verim sabitliği (referanstan)	%1	%1	%1
Yüzde derin doz (referanstan)	1 mm	1 mm	1 mm
Kolimatör dönüş izomerkezi (referanstan)	1mm	1mm	1mm
Gantry dönüş izomerkezi (referanstan)	1mm	1 mm	1 mm
Masa dönüş izomerkezi (referanstan)	1 mm	1 mm	1 mm
Radyasyon ve mekanik izomerkez uyumu (referanstan)	2 mm	2 mm	1 mm
Masa açısı	1 derece	1 derece	1 derece
Maksimum masa hareketleri referanstan	2 mm	2 mm	2 mm

Ayrıca yukarıdaki çizelgelerde yer alan testlerin uygulama yöntemleri hakkında detaylı bilgiler AAPM TG 40 ve 142 raporlarda mevcuttur (Kutcher et al, 1994; Klein et al., 2009).

2.11 Olasılıksal Risk Analizi

Genellikle risk, olumsuz bir durum yani tehlike olarak değerlendirilir. Risklerin yaratabileceği olumsuz durumlardan etkilenmemek için olasılıkları göz önüne alarak, önlemler alma amaçlı çalışma ve planlama faaliyetlerini içeren ve adına *risk yönetimi* denilen bir disiplin ortaya çıkmıştır.

Günümüzde risk analizleri yardımıyla hatalar, kazalar, kayıplar ya da bunlara sebebiyet verebilecek olaylar önlenabilmektedir. Riskleri değerlendirmek, sadece olumsuzlukların önüne geçmez, ayrıca sistemin bölümlerindeki ekibe sağlıklı ve risk taşımayan bir ortamda güvenli şekilde çalışma olanağı sağlar. Olasılıksal risk analizi yöntemlerinden biri hata ağacı analiz (FTA) yöntemidir (Erdoğan, 2015).

2.11.1 Hata Ağacı Yöntemi

Hata ağacı analizi kavramı, 1962 yılında Bell Telefon Laboratuvarlarında, Amerikan hava kuvvetleri tarafından her an savaşa hazır tutulan sistemler için geliştirilmiştir (Erdoğan, 2015). Bu metot, sistem hatalarını, sistem ve sistem bileşenlerinin hatalarındaki kusurlu noktaları ve aralarındaki bağlantıyı görünür hale getiren mantıksal diyagramlardır. Hata ağacı model veya grafik olarak nitelendirilebilir. Bu model sistemdeki istenmeyen olaylara sebep olan sorumlu olay ve hataların öngörülür olmasını sağlar. Sayısal değer olarak olay olasılıklarının sisteme girilmesi sayesinde analiz edilmek istenilen olumsuz olayın gerçekleşme olasılığı belirlenebilir. Bu analiz adını, sistemin bozulmasına neden olabilecek hatalara ulaşılmasına kılavuzluk eden ağaç şeklindeki grafik yapısından almaktadır. Hata ağacı analizi belirli bir olay üzerinde yoğunlaşarak o hatanın nedenini belirlemek üzere sistem geliştirmeyi amaçlayan bir yöntemdir. Uygulama çalışmalarına istenmeyen olaydan (tepe olay) başlanır ve olayın sebepleri araştırılır. Bu nedenle tümdengelim yöntemi kullanır (Vesely, 2002).

FTA risk değerlendirmesi, risk seviyesini hesaplamak, kritik güvenlik bileşenlerini, fonksiyonlarını tanımlamak ve tasarlanan değişikliklerin etkisini ölçmeye yarar. Güvenlik tasarımında amaç, gerekenlere uymayı göstermek,

nerede güvenlik gereksinimi ihtiyacı olduğunu göstermek, zayıf noktaların veya hataların potansiyelini hesaplamaktır. Hata ağacının kapsamında başarısızlıklar, hatalı olaylar, normal olaylar, çevresel etkiler, sistemler, alt sistemler ve bileşenler, sistem elemanları (yazılım, donanım, insan, talimatlar-yönergeler) bulunmaktadır (Pate-Cornell and Murphy, 1996).

Hata ağacının en iyi uygulama alanları şöyle sıralanabilir;

- Sayısız ufak kazanın sorumlu olduğu sistemler,
- Kompleks ve birçok sistem elemanına sahip çalışma alanları,
- Önceden belirlenmiş istenmeyen olaylarda,
- Ayırt edilmesi zor ufak kazaların olduğu sistemlerde,

Hata ağacı analiz sonucunda elde edilen veriler aşağıdaki gibidir;

- Analiz içinden belirlenen olayın sebeplerini niceliksel veya niteliksel olarak algılamamıza yarar.
- Hataya sebep olan zincir olayları ve sebeplerini grafiksel olarak görmemizi sağlar.
- Kritik hatalardaki sorumlu durumları ve potansiyel olayları belirlememizi sağlar.
- Sayısal sonuçlar verir.
- Riskin optimize edilmesine yol gösterir.

Hata ağacı analizinde birçok sembol ve tanım kullanılmaktadır.

Fault: İstenmeyen sistem veya sistem elemanı durumu

Failure: Sistem elemanı veya sistemin bozulması

Primery Failure: Çevre ya da sistemde direkt arızaya sebep olmayan olaylardır (malzeme dayanımı, valf sızdırması, yayın esneklik özelliğinin değişmesi vs.).

Secondary Failure: Çevre ya da sistemin etkilendiği durumlardır (Sistemdeki parçanın uygunsuz dizayn edilmiş olması, yanlış kalibrasyon vs.).

Cut Set: Bir “Cut set”, hepsi olduğu takdirde, zirve olayının (top event) meydana gelmesine neden olan herhangi bir hata ağacı gurubudur.

Minimum Cut Set: Bir “minimum Cut Set” hepsi olduğu takdirde, zirve

olayının (top event) meydana gelmesine neden olan asgari hata ağacı gurubudur.

Path Set: Bir “Path Set” hata ağacını başlatan bir guruptur, meydana gelmediği takdirde zirve olay kesin olarak meydana gelmez.

2.12 Boolean Mantığı ve Lojik Diyagramlar

George Boole tarafından geliştirilen Boolean matematiği, elektrik anahtarlama devrelerine uygulanışı açıklayan bir matematik mantığıdır. Sayısal olarak bir değişken veya fonksiyon iki değer alabilir. Bu değerler ‘1’ veya ‘0’ olacaktır. *Değil* veya *tümleyen* (komplement), Örneğin $\bar{A}$ ifadesi “ A’nın değil veya A’nın komplementi” şeklinde okunur. Eğer $A=1$ ise $\bar{A} = 0$ olur. A ve B girişlere uygulanan iki değişkeni gösterirse VE fonksiyonu Boolean ifadesi olarak ‘A.B’ şeklinde yazılırken VEYA fonksiyonu için ‘A+B’ şeklinde yazılacaktır (Uğurlu, 2018).

Boolean mantık devreleri temel işlemleri Çizelge 2.5’de görülmektedir.

Çizelge 2.5 Boolean mantık devreleri temel işlemler

VE	(AND)
VEYA	(OR)
DEĞİL	(NOT)

Temel işlemler bir araya gelerek yeni işlemleri oluşturur bunlar yardımcı işlemler olarak da adlandırılabilir (Çizelge 2.6).

Çizelge 2.6 Boolean mantık devreleri yardımcı işlemler

VE DEĞİL	(NAND)
VEYA DEĞİL	(NOR)
VE VEYA	(AND-OR)
ÖZEL VEYA	(EXOR)
ÖZEL VEYA DEĞİL	(EXNOR)

2.12.1 Bazı Boolean Kuralları

- $A=0$ ise $\bar{A}=1$
- $0.0 = 0, 1+1=1, 0+0=0, 1.1 = 1$
- $0.1 = 1.0 = 0, 1+0 = 0+1 = 1$

Değişme kanunu;

- $A+B = B+A$
- $A.B = B.A$

Birleşme kanunu;

- $A+(B+C) = (A+B)+C$
- $A.(B.C) = (A.B).C$

Dağılma kanunu;

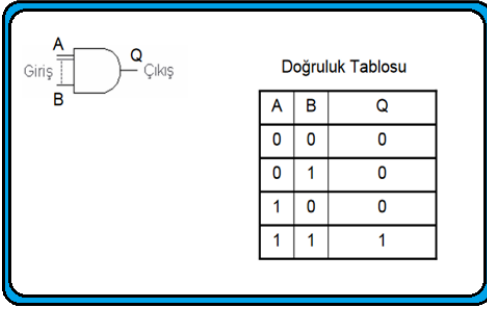
- $A.(B+C) = (A.B)+(A.C)$
- $A+(B.C) = (A+B).(A+C)$
- $A+A = A$
- $A.A = A$
- $A+A.B = A$
- $A.(A+B) = A$
- $A+0=A$
- $A+1=1$
- $A.1=A$
- $\bar{\bar{A}} = A$

Demorgan Kuralı

- $\overline{A + B} = \bar{A} . \bar{B} \quad \overline{A . B} = \bar{A} + \bar{B}$

VE Kapısı

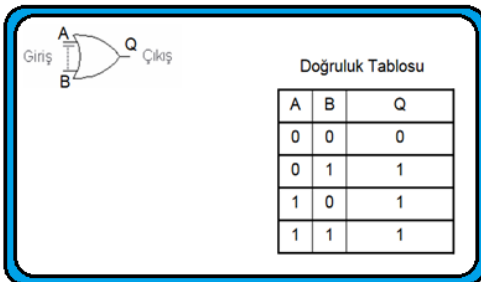
VE kapısı iki veya daha fazla giriş ve bir adette çıkış ucuna sahiptir. Bu giriş uçlarına uygulanan ‘1’ veya ‘0’ kodlarına göre çıkışta değişiklikler görülür. VE kapısının tüm girişleri ‘1’ olduğunda çıkış ‘1’, herhangi bir ucu ‘0’ olduğunda ise çıkış ‘0’dır. Kapı hesaplarındaki formülü Q (Çıkış (C)) = $A.B$ dir. Hata ağacı analizinde üst olayın olmasının ancak ve ancak alt iki olayın birlikte olması sonucunda gerçekleşmesi anlamına gelmektedir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18 VE Mantık devresi ve doğruluk tablosu

VEYA Kapısı

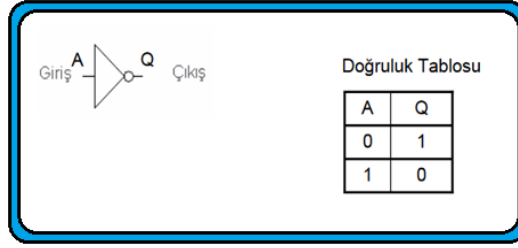
VEYA kapısı, iki veya daha fazla giriş, bir adet çıkış ucuna sahiptir. Giriş uçlarından herhangi birisinin “1” olması durumunda çıkış “1”, diğer durumlarda da çıkış “0”dır. Yani VE kapısının tersi mantığında çalışır. Kapı hesaplarındaki formülü Q (Çıkış (C)) = $A+B$ dir. Hata ağacı analizinde üst olayın olmasının alt iki olaydan biri veya ikisinin birlikte olması sonucunda gerçekleşmesi anlamına gelmektedir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 VEYA Mantık devresi ve doğruluk tablosu

DEĞİL Kapısı

DEĞİL Kapısı bir giriş ve bir de çıkış ucuna sahiptir. Girişine gelen Binary kodu tersleyerek çıkışına iletir. Yani giriş “1” iken çıkış “0”, giriş “0” iken çıkış “1” dir. Hesaplamalardaki formülü $Q = A'$ şeklindedir (Şekil 2.20).



Şekil 2.20 DEĞİL Mantık devresi ve doğruluk tablosu

Boolean matematiği tamamen “1” ve “0” üzerine kurulu bir matematiktir. Bu “1” ve “0”, düşük-yüksek, var-yok, olumlu-olumsuz, gibi terimlere benzetilebilir. Boolean matematiğinde;

$\bar{A}$ işareti tersi,

(.) işareti VE,

(+) işareti VEYA,

($\wedge$) işareti de özel veya manasına gelmektedir.

Diğer işlemler hata ağacı analiz yönteminde çok nadir kullanıldığı için burada bahsedilmemiştir.

Hata Ağacı Analizi 3 temel adımda uygulanır. Bunlar;

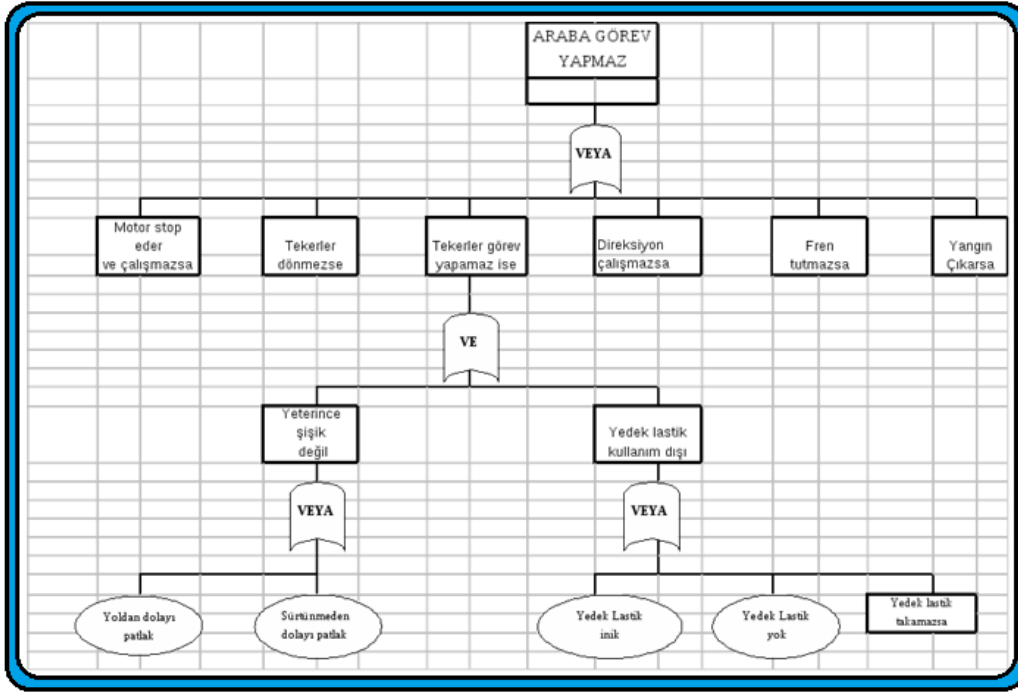
- Sistem analizi,
- Hata ağacının oluşturulması,
- Hata ağacının değerlendirilmesidir.

2.13 Hata Ağacı Diyagramının Yapılandırılması

Hata ağacı analizinde öncelikle grafik değerlendirmesi yapılır. Zirve olay (top event) analizin baş konusudur ve en önemli etki, performans, sakatlık, tahribat veya kaybı ifade etmektedir. FTA, uygulamayla ilgili faktörleri içermektedir. Yani bu faktörlerin direkt veya indirekt etkisinde gelişen diğer olay veya hatalar sonuç olarak zirve olayı oluşturmaktadır. Düşünülen faktörler diyagrama yerleştirilmek üzere listelenir. Hata ağacı analizi diyagramı, diyagramın tüm alt faktörlere kadar oluşturulmasıyla tamamlanır (Jakóbczak, 2015).

En basit şekilde, günlük hayatta çok sık kullandığımız arabalarımızdan bir

örnek ile açıklayacak olursak, arabamızda gerçekleşebilecek olası bir arıza durumunun hata ağacı diyagramı Şekil 2.21’de gösterilmiştir.



Şekil 2.21 Arabanızda gerçekleşebilecek olası bir arıza durumunun hata ağacı diyagramı

Tepe olay (istenmeyen durum) arabanın çalışmamasıdır. VEYA mantık kapısı ile 6 ara olaya bölünmüştür. Bunlar;

- Motorun stop etmesi ve çalışmaması
- Tekerleğin dönmemesi
- Tekerleklerin görev yapmaması
- Direksiyonun çalışmaması
- Frenin tutmaması
- Yangın çıkması şeklindedir.

Bu olası nedenler yapılan analizin detayına göre arttırılabilir. Yukarıdaki ara olaylar VEYA kapsısı ile mantıksal olarak bağlanmış olup tepe olayın gerçekleşmesi için bu ara olaylardan bir tanesinin veya birden çoğunun gerçekleşmesi yeterlidir. Ayrıca nitel olarak tepe olayın olasılığı, altındaki ara olayların olma olasılıkları toplamına eşittir.

Ara olaylardan tekerlekler görev yapamaz hatasını incelediğimizde ise VE kapısı ile bağlanmış iki ara olay görürüz, bu olaylar;

- Yeterince şişik değil (tekerlek) (1)

- Yedek lastik devre dışı (2)

Bu durumda, *tekerlek görev yapamaz* ara olayının sebepleri iki kademede incelenmiştir. Bu olayın gerçekleşmesi için iki alt olayında aynı anda gerçekleşmesi gerekmektedir. Sonuç olarak tekerleğin görev yapamaması ihtimali (1) ve (2) numaralı durumların olasılıkları çarpımına eşittir.

Yukarıdaki örnekte de görüldüğü gibi tepe olay temel olaylara kadar irdelenerek sistem çözümlenir ve her bir temel olayın olasılıkları belirlenebilirse hata ağacı hem niteliksel hem de niceliksel olarak incelenebilir.

2.13.1 Niceliksel Analiz

Hata ağacının niceliksel analizi ile;

- PF (Hatanın Olasılığı) değeri saptanır.
- PF ile R (Güvenilirlik) arasında ilişki kurulur.
- Üstel hata dağılımları belirlenir.
- Mantık kapısından diğer mantık kapısına yayılma tespit edilir.

Güvenilirlik ve hata olasılığı arasındaki bağıntı eşitlik (3) ile hesaplanmaktadır.

$$R = \frac{S}{(S+F)} \quad (1)$$

$$P_F = \frac{F}{(S+F)} \quad (2)$$

$$R + P_F = \frac{S}{(S+F)} + \frac{F}{(S+F)} \equiv 1 \quad (3)$$

2.13.2 Niteliksel Analiz

Niteliksel analizde, nicel analiz sonucu elde edilen hata olasılığının değerlendirilmesi yapılır. Tepe olaya giden “minimum cut set” incelenir. Azaltılmış hata ağacının tespiti yapılır (Bedford and Cooke, 2001).

Cut Set'in Kullanılması ile PF değerlendirilir, maruz olunacak müşterek

nedenler bulunur, müşterek nedenlerin olasılığı analiz edilir ve hatanın oluşmasındaki önemli etkilerin değerlendirilmesi yapılır.

Özetle hata ağacı analizi yöntemiyle, kompleks bir sistemin güvenilirliğinin tanımlanması, bir probleme etki eden ve birbirleri ile karşılıklı ilişki içinde bulunan olumsuzlukların belirlenmesi, bu olumsuzlukların oluşma olasılıklarının değerlendirilmesi, herhangi bir sistemde kendini tehlike olarak hissettiren tüm problemlerin sistematik olarak ortaya konulması sağlanabilmektedir.



3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

Çalışmada olasılıksal risk analizi, Medicalpark İzmir hastanesi radyasyon onkolojisi kliniği için gerçekleştirildi. Hata ağacı metodu kullanarak yapılan analizlerde personel, cihaz ve ekipmanlar, hasta sayıları, uzman değerlendirmeleri, olay kayıtları gibi birçok veriden yararlanılmıştır. Bu sebeple analiz için kullandığımız ekipmanlarla birlikte, çalışmada direk olarak kullanılmamış olsa bile sistemi ve hata kaynaklarını anlayabilmek için klinikte kullanılan cihaz, ekipman ve görevli personelden bu bölümde kısaca bahsedilmiştir. Çalışmanın yapıldığı radyoterapi kliniğinin personel sayıları Çizelge 3.1’de görüldüğü gibidir.

Çizelge 3.1 Radyoterapi kliniğinin personel sayıları

Personel	Sayı
Radyasyon Onkoloğu	1
Medikal Fizik Uzmanı	2
Radyoterapi Teknikeri	5
Klinik Hemşiresi	1
Sekreter	2

Radyoterapi klinikleri farklı disiplinlerden bilim insanlarının birlikte görev yaptıkları alanlardır. Bu kliniklerde radyasyon onkologları, medikal fizik uzmanları, teknik servis mühendisleri, radyoterapi teknikerleri, hemşireler, koordinasyon çalışanları (sekreterler) ve yardımcı personeller birlikte görev yapmaktadırlar.

Radyasyon Onkologları: Kansere hastalarına radyoterapi endikasyonu koymak, radyoterapi alacak hedef bölgeleri ve korunacak sağlıklı dokuları belirlemek, hastaların ilk gün tedavilerini başlatmak, süreç içerisinde ve tedavi bitiminde hastaları takip etmek temel görevlerindendir.

Medikal Fizik Uzmanları: Radyasyon güvenliğini sağlamak, klinikte kullanılan cihazların düzenli bir şekilde kalite kontrolünü yaparak her zaman tolerans değerleri içerisinde çalışmasını sağlamak, radyoterapi planlaması yapmak, hastaların ilk gün tedavilerini başlatmak temel görevlerindendir.

Teknik Servis Mühendisleri: Radyoterapi cihazlarının mekanik, elektronik ve fiziksel sorunlarını çözmek, medikal fizik uzmanıyla birlikte cihazların doğru çalışmasını sağlamak, cihazların periyodik bakımlarını yapmak, gerekli durumlarda güncellemek ve bu konularla ilgili medikal fizik uzmanını bilgilendirmek temel görevlerindendir.

Radyoterapi Teknikeri: Radyoterapi de simülasyon ve tedavinin uygulanması basamağında görev alırlar. Hasta güvenliği, radyasyon güvenliği, hasta takibi, cihaz takibi gibi konularda medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkoloğu ile koordineli bir şekilde çalışırlar.

Hemşiler: Radyasyon onkoloğu ile birlikte hasta takibinde görev yaparlar.

Sekreterler: Hasta ve hasta yakınlarının düzenli ve güvenli bir şekilde gözetimli ve denetimli alanlarda bulunmalarını kontrol etmek, dosya ve hasta takibi yapmak temel görevlerindendir.

3.1 Klinik ve Analiz Araç Gereçleri

Bu bölümde radyoterapi uygulamalarında kullanılan ve olasılıksal risk analizi için gerekli olan araç ve gereçler anlatılmıştır.

3.1.1 Simülasyon ekipmanları

3.1.1.1 Siemens Truepoint 16 kesit tomografi cihazı

Siemens'in 80 cm FOV açıklığına sahip PET/BT cihazıdır. 16 kesitli bir cihazdır. Radyoterapi simülasyonu için uygundur. Radyoterapi planlama için yeterli kalitede DICOM görüntüleri elde edilebilmektedir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Siemens Truepoint 16 Kesit PET/BT

3.1.1.2 Sabit duvar lazerleri

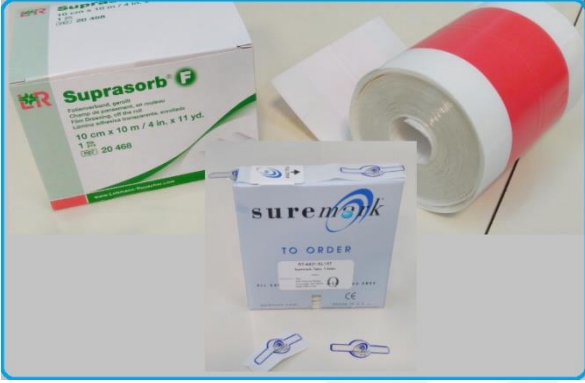
LAP marka duvar lazerleri simülasyon odasında, cihazın sol ve sağında ikişer, üst ön kısımda bir tane olacak şekilde yer alır. Masa ekseninde 1 noktada kesişirler. Hastanın tomografi masası üzerindeki pozisyonunu tekrarlayabilmek için kullanılan bu lazer sisteminin aynısı LINAC cihazında da bulunmaktadır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 Sabit Duvar Lazerleri

3.1.1.3 Hasta İşaretleyici Baryum Marker ve Suprasorb

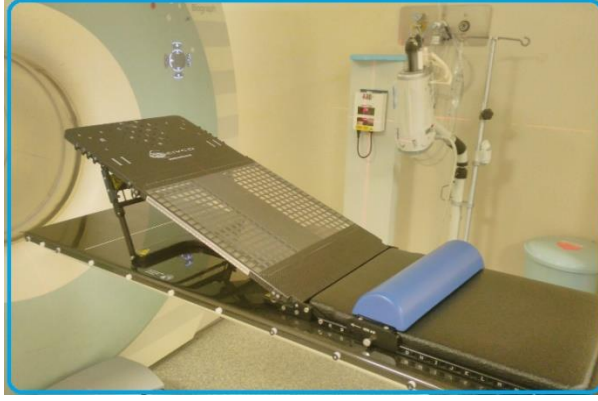
Hasta işaretleyici, simülasyon sırasında hasta üzerindeki lazer konum bilgisini çekilen CT görüntülerine taşıyabilmemize olanak sağlayan, radyo-opak malzemelerdir. Lazerlerin hasta üzerindeki izdüşümlerine yerleştirilerek kullanılırlar. İşaret koruyucu bant, hasta üzerindeki işaretlerin korunmasını sağlayan saydam yapışkanlı bantlardır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Hasta İşaretleyici Baryum Marker ve Suprasorb

3.1.1.4 IMRT Board, Meme Board, Abdomen Press Board

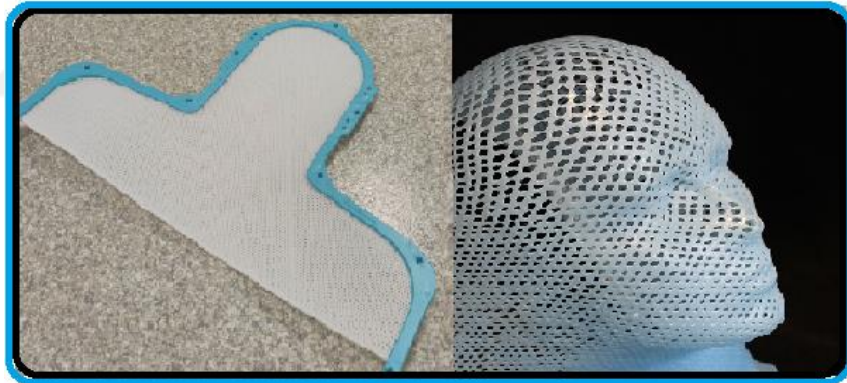
IMRT board termoplastik maske ile tedaviye girecek olan hastaların tedavi masa düzleminde sabit durmalarını sağlayan ekipmanlardır. Karbon alaşımından yapılmışlardır ve radyasyon absorpsiyonları sıfıra yakın olan materyallerdir. Ayrıca CT görüntülerinde artefakt yaratmazlar. Benzer şekilde, akciğer koruması amacıyla hastaların belirli açıda yatmasını sağlayan meme board ve diyafram hareketi ile hedefin değişmesini azaltmak için kullanılan abdomen press boardlar da aynı özellikleri taşımaktadırlar (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Meme Board

3.1.1.5 Termoplastik maskeler (Baş / Baş-Boyun / Baş-Boyun-Omuz)

65-70 °C ısıtıldığında esneklik kazanan ve uygulandığı yüzeyin şeklini alabilen plastik ve ağ yapısında maskelerdir. Kısa sürede soğuyarak sertleşmesi ve kalıp halini alması sayesinde hastaya özgü olacak şekilde kullanılırlar. Hastanın tedavi süresince hareketsiz kalmasını sağlarlar (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Termoplastik Maske

3.1.1.6 Maske ısıtıcı fırın

İçerisinde istenilen sabit ısıda su saklayabilen ısı ayarlı fırınlardır. Termoplastik maskelerin uygulama öncesi ısıtılabilmesi için yeterli boyutlardadırlar (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Termoplastik maske ısıtıcı fırın

3.1.1.7 Bolus

Boluslar doku eşdeğeri malzemelerdir. Özellikle cilde yakın yerleşimli tümörlerin tedavisinde veya cildin doz almasının istendiği durumlarda kullanılırlar. Bunun yanı sıra cerrahi sonrası oluşan doku eksikliklerini tamamlamak için kompensatör amaçlı kullanımları da mevcuttur (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Doku eşdeğeri boluslar

3.1.1.8 Vakum yataklar

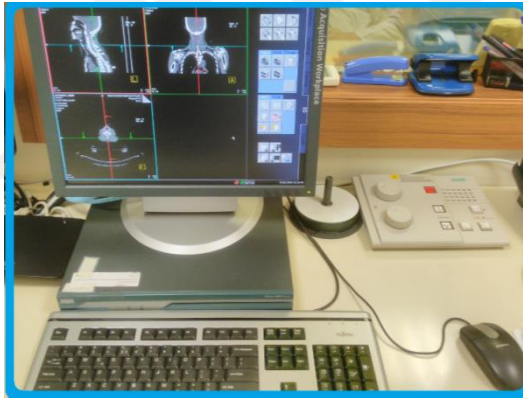
İçerisinde radyasyon absorbe etmeyen malzeme bulunan ve havası alındığında üzerinde yatan kişinin şeklini alabilen yatak ve yastıklardır. Hasta immobilizasyonunu, pozisyon tekrarlanabilirliğini ve yatış konforunu sağlamak amacıyla kullanılırlar (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Vakum yatak

3.1.1.9 Simülâtör bilgisayarı ve programı

Syngo acquisition workplace sistemi, CT simülâtörün bağılı olduğu ve çekilecek tomografide hasta bilgilerinin ve çekim protokollerinin belirlendiği yazılımdır. Bu yazılım sayesinde istenilen bölgelerin istenilen radyolojik kalitede DICOM görüntüleri elde edilebilir ve üç boyutlu hale getirilebilir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Syngo acquisition workplace

3.1.1.10 Konturlama ve planlama ekipmanları

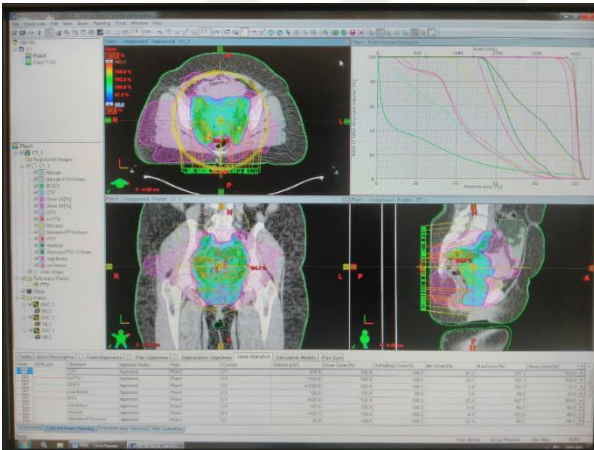
Simülasyon cihazından elde edilen DICOM görüntüleri üzerinde, hedef ve kritik organların belirlenebilmesini ve tedavi planlama yapılabilmesini sağlayan sistemlerdir. Tedavi planlama sistemi (TPS) olarak adlandırılırlar.

3.1.1.11 Eclipse tedavi planlama sistemi

Klinikte Eclipse konturlama ve planlama sistemi kullanılmaktadır. Bu tedavi planlama sistemi sayesinde, CT'den elde edilen DICOM verileri birleştirilerek

hastanın 3 boyutlu modeli oluşturulabilmektedir. Konturlama kısmında her bir kesitte farklı geometrik çizim tool'ları yardımıyla hedef ve kritik yapılar ayrı ayrı belirlenebilmektedir. Ayrıca sistemin yoğunluk farklılıklarından yararlanarak gerçekleştirebildiği otomatik konturlama opsiyonu bulunmaktadır. Bunun yanı sıra, çizilen konturları birbirinden belirli marjlarla ayırabilen *crop tool*, çizilen bir hacime istenilen yönde negatif ve pozitif marj (pay) vermeye yarayan *oto margin tool* ve hızlı çizim için *interpolasyon* özellikleri bulunmaktadır.

Planlama bölümünde elektron, 3D Konformal Radyoterapi, IMRT, ARC gibi tedavi planları yapılabilir. TPS sistemi *forward* veya *inverse* planlama yapılabilir. PB, PBC, AAA gibi farklı hesaplama algoritmalarını kullanabilen sistem hızlı ve yüksek doğrulukta doz hesaplaması yapabilir. Hesaplama sonucunda kesit dozlarını hem izodoz eğrisi hem de doz volüm histogramları (DVH) şeklinde gösterebilmektedir (Şekil 3.10). Windows XP işletim sistemi ile çalışmaktadır. Network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta, DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir (Özbay, 2012).



Şekil 3.10 Eclipse planlama sistemi

3.1.1.12 Varian TRILOGY HD MLC lineer hızlandırıcı

Varian marka LINAC 6, 9, 12 ve 15 MeV enerjilerinde elektron ve 6 MV/ 6MV SRS/ 18MV modunda X ışını tedavisi yapabilen Radyoterapi cihazıdır. Kafa yapısında ışın şekillendirici HD MLC bulunur. Konvansiyonel konformal ve IMRT tedavilerini *step and shoot* ve *sliding window* tekniğiyle

gerçekleştirebilmektedir. Rapid ARC tekniğinde yapılan planlamalarda, gantry rotasyonu sırasında MLC hareketi ve değişken doz hızı ile kısa sürede yüksek konformalitede tedavi iletimi sağlanabilmektedir. Ayrıca MV - KV ve cone beam CT görüntüsü alarak hedef lokalizasyon tespiti yapılabilmesi sayesinde de IGRT uygulaması gerçekleştirilebilmektedir (Varian, 2018) (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 Trilogy LINAC

3.1.1.13 4DTCI Ve OBI tedavi ve görüntüleme bilgisayar sistemi

Bu yazılımlar kontrol kumanda odasında bulunmaktadır. Tedavinin uygulanması ve kontrolünün sağlandığı programlardır. 4DTCI sistemi sayesinde tedavi anında planlamadan transfer edilen, cihazın o anki fiziksel ve dozimetrik parametreleri karşılaştırılır. Bu sayede uyumsuz herhangi bir parametre olmadan tedavinin sürdürülmesi sağlanır. Ayrıca 4DTCI ekranında MLC'ler sürekli takip edilebilmektedir. OBI sistemi görüntü kılavuzluğu ile 4DTCI sisteminin bağlantısını kurar. Bu program sayesinde tedavi öncesinde alınan görüntüler planlamadan gelen referans görüntüler ile eşleştirilebilmekte ve eşleme sonucunda gerekli masa hareketi bilgisini verebilmektedir. Böylece milimetre mertebesinde hassasiyetle görüntü eşleme yapılabilir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 Kumanda odası kontrol sistemleri (kırmızı çerçeve 4DTCI, mavi çerçeve OBI ekranları ve üstte hasta takip kameraları)

3.1.1.14 Hasta takip kamera ve ses sistemleri

Cihaz odasında bulunan 1 adet hareketli ve 3 adet sabit kamera ve ses sistemi sayesinde tedavi süresince hastalar takip edilebilmektedir. Hareketli kamera ile odanın her köşesi görülebilmekte ve zoom özelliği ile hastaya yakın takip yapılabilmektedir. Ayrıca yaşam destek üniteleriyle tedaviye alınan hastalarda ünitelerin takibi kamera sisteminden yapılabilmektedir (Şekil 3.12).

3.1.2 Kalite Kontrol Ekipmanları

3.1.2.1 İyon odaları ve Elektrometre

1 adet Iba marka 0.6 cc ve 1 adet Iba marka paralel plak iyon odası ile elektron ve X ışınlarının mutlak doz ölçümleri düzenli biçimde yapılabilmektedir. Iba dose 1 model elektrometre istenilen potansiyelde ve polaritede yük veya doz ölçümü yapılabilmektedir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 İyon Odaları ve Elektrometre

3.1.2.2 Su eşdeğeri katı fantomlar

Iba marka su eşdeğeri katı fantomlar sayesinde hızlı bir şekilde doz ölçümleri gerçekleştirilebilmektedir. 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıkta plakalar şeklinde olan RW3 fantomlardan 2 tanesi iyon odalarının yerleştirilebilmesi için özel olarak tasarlanmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14 Su eşdeğeri katı fantomlar

3.1.2.3 Daily QA günlük mekanik ve dozimetrik kontrol sistemi

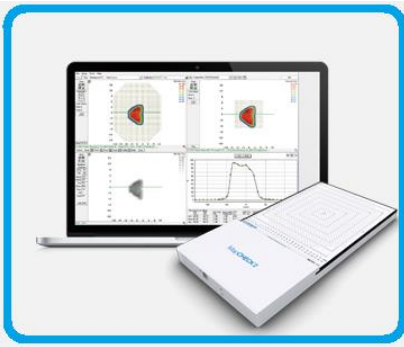
Sun Nuclear marka günlük kontrol fantomudur. Üzerinde bulunan diyot dedektör dizisi sayesinde günlük olarak tedaviler başlamadan mutlak doz, ışın düzlüğü ve simetrisi, alan boyutları gibi parametreler kontrol edilebilir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15 Daily QA günlük mekanik ve dozimetrik kontrol sistemi

3.1.2.4 Mapcheck IMRT QA Array dedektör sistemi

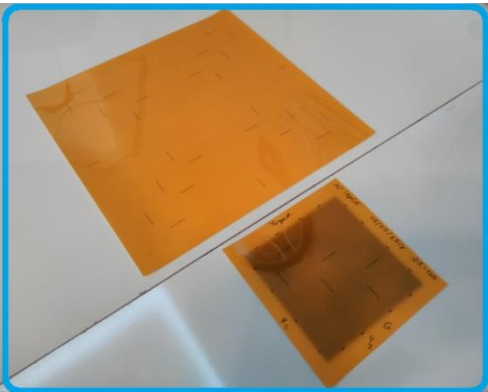
Sun Nuclear marka array dedektör sistemi özellikle IMRT planlarının kişiye özgü kalite kontrolü için tasarlanmıştır. Üzerinde bulunan 1527 diyot dedektör sayesinde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir (0.642 mm). Tedavi planlamalarının 2 boyutta analizi için kullanılır. Yüzde doz farkı ve mesafesi açısından mutlak ve göreceli olarak planlama ile cihazda gerçekleştirilen ışınlamayı karşılaştırabilmektedir. *Gamma analizi* metodu ile karşılaştırmayı farklı *treshold* (eşik değeri) değerlerinde yapabilmektedir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Mapcheck IMRT QA Array dedektör sistemleri

3.1.2.5 Gafchromic filmler

Gafchromic filmler, radyasyon maruziyeti sonucunda hiçbir işlemten geçmesine gerek olmadan kararlı ve ışınlama ile ilgili fiziksel ve dozimetrik bilgiler veren ekipmanlardır. Kliniğimizde radyasyon alanının fiziksel kontrolünde kullanılmaktadır (Şekil 3.17).



Şekil 3.17 Gafchromic filmler

3.1.2.6 Mekanik kontrol ekipmanları

Kliniğimizde mekanik kontrollerde kullanılan dijital ve manuel su terazileri, farklı boyutlarda metrik ölçerler, lazer ve izomerkez kontrollerini sağlayan fantomlar kullanılmaktadır.

3.1.3 Multidisipliner iletişim için kullanılan evrak ve dökümanlar

Genel bilgiler bölümünde bahsedildiği üzere radyasyon onkolojisi klinikleri multidisiplinerdir. Beş farklı gruptan çalışanın iletişimlerindeki eksiklikleri ortadan kaldırmak ve gerekli durumlarda kontrol mekanizması olarak kullanılan evrak ve dokümanlar bulunmaktadır.

3.1.3.1 LINAC günlük kalite kontrol formu

Radyoterpi cihazları her akşam tedavi sonunda kapatılır ve yeni tedavi gününde tekrar açılır. Birçok elektronik ve mekanik devre ile kontrol edilen cihazın toleranslar içerisinde çalışıp çalışmadığı tedaviler başlamadan önce günlük olarak kontrol edilir. Cihaz ile ilgili gaz basıncı, su basıncı, su seviyesi, sıcaklık, doz değerleri, IGRT eşleme değerleri, acil durum sistemlerinin ve hasta takip sistemlerinin kontrolleri radyoterapi teknikerleri tarafından yapıldıktan sonra günlük kontrol formuna yazılır. Bilgiler düzenli olarak kayıt altına alınır. Böylelikle medikal fizikçi tüm parametreleri gözden geçirebilir ve gerekli değerlendirmeyi yaparak, gerektiğinde eski kayıtları inceleyebilmektedir.

3.1.3.2 CT günlük simülatör kalite kontrol formu

LINAC'lar gibi CT simülatör cihazında da günlük olarak benzer kontroller gerçekleştirilir ve günlük kontrol formuna kayıt edilir.

3.1.3.3 CT simülatör hasta defteri

Simülasyon işlemi sonrasında hastanın adı soyadı, hasta numarası, kullanılan ekipmanlarla ilgili detaylı bilgilerin bulunduğu defterdir. Bu deftere hastanın yatış pozisyonu, kullanılan ekipmanların durumu ve hastaya ait tedavi

planlamasını ilgilendirecek notlar yazılır. Ayrıca işlemi yapan tekniker bilgisi de disiplinler arası iletişim açısından önemlidir.

3.1.3.4 Tedavi hazırlığı durum tahtası

Bu tahta genellikle radyoterapi planlama odasında bulunur. Üzerinde hastaya ait olan ad, soyad, numara, endikasyon, CT tarihi, konturlama tarihi, planlama durumu, plan onay tarihi ve notlar gibi kısımlar bulunmaktadır. Yapılan her işlem bu tahtaya kaydedilerek takip edilir. Bu sayede herhangi bir anda bir hastanın hangi aşamada olduğu izlenebilmektedir. Ayrıca notlar kısmı sayesinde tüm disipline insanlar hasta ile ilgili bir durumu tahta üzerinden takip ederek bilgi alabilir.

3.1.4 Risk analizi ekipmanları

Olasılıksal risk analizini gerçekleştirmek için kullandığımız yazılım ve bilgisayardan oluşmaktadır.

3.1.4.1 Lenovo Z 500 Diz Üstü Bilgisayar

Çalışmada olasılıksal risk analizini gerçekleştirmek üzere kullanılan yazılım lenovo Z 500 model diz üstü bilgisayara kurulmuştur. Bu bilgisayarın donanım özellikleri SAPHIRE 8 yazılımını kullanabilmek için yeterlidir.

3.1.4.2 SAPHIRE 8 yazılımı

Çalışmada kullanılan SAPHIRE programı *Oak Ridge National Laboratory (ORNL)*'den temin edilmiştir (ORNL, 2018). SAPHIRE (Systems Analysis Programs for Hands-on Integrated Reliability Evaluations/ Gelişkin – Tümleşik Güvenirlilik Değerlendirmesi için Sistem Analizi Programları), Amerika Birleşik Devletleri'nde, Idaho Ulusal Laboratuvarı'nda Nükleer Düzenleme Komisyonu için geliştirilmiştir. SAPHIRE kodu, risk analizi çalışmaları ve değerlendirmeleri yapma özelliklerine sahiptir. Olasılıksal risk analizi kompleks bir sistemdeki riski değerlendirmek için gerçekleştirilir. SAPHIRE yazılımı, verilerin oluşturulması, analizinin yapılması, analiz sonucunda hesaplanan riskin sayısal olarak

belirlenmesi ve sonuçlarının gösterilmesi için oluşturulmuş programları içerir. SAPHIRE yazılımında, olay ve hata ağaçları ara yüzlerde oluşturabilir. Yapılan analizlerin sonuçlarının değerlendirilmesi için gerekli olan sayısal değerler ve grafikler, SAPHIRE yazılımından elde edilebilir (Güler, 2011) Hata ve olay ağaçlarının oluşturulması, bu ağaçların birbirleri ile bağlantılarının kurulması, gerekli durumlarda ağaçların değiştirilmesi ya da kaza senaryolarının değiştirilerek incelenmesi SAPHIRE yazılımı ile kolaylıkla yapılabilmektedir (Russel, 1999). SAPHIRE yazılımında, hata ağaçlarının oluşturulması için mantık kapıları bulunmaktadır. Bu kapılar, temel olayların, sıklığı belirlenmeye çalışılan tepe olaya ulaşabilmek için bir araya getirilmelerini sağlamak amacıyla kullanılırlar. Her mantık kapısının bir ya da birden fazla girdisi vardır. Bu girdiler kapının alt kısmında gösterilir. Kapının çıktısı ise kapının üstünde gösterilir. Mantık kapılarının girdileri temel olaylar olabileceği gibi, başka kapıların çıktıları da olabilir.

SAPHIRE yazılımında tanımlanan mantık kapıları şu aşağıdaki gibidir:

- VE kapısı
- VEYA kapısı
- N/M (M sayıda olaydan N tanesi gerçekleşirse) kapısı
- Transfer kapısı
- VE DEĞİL kapısı
- VEYA DEĞİL kapısı
- Yavaşlatma kapısı

3.2 Radyoterapi İş Akışı ve Çalışma Yöntemi

Çalışmada Radyoterapi kliniğine uygulamak için hata ağacı analizi (FTA) yöntemi seçilmiştir. FTA yönteminin ilk adımı için analiz edilecek sistem detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu amaçla radyoterapi uygulama aşamaları üç ana bölümde incelenmiştir.

- Simülasyon (*fixation and imaging*)
- Tedavi planlama (*dose planning*)
- Tedavi iletimi (*treatment*)

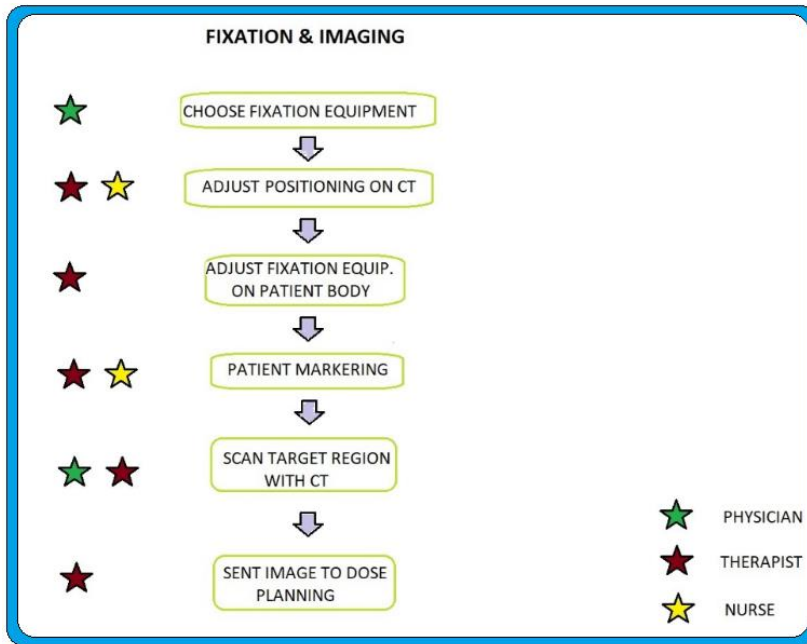
Her bölümün iş akış şeması oluşturulmuştur. Her basamakta görev alan

personel belirlenmiştir. Tedavi uygulama basamakları yeniden gözden geçirilerek kayıt altına alınmıştır. Kayıt altına alınan iş akışı ve detaylı açıklamaları aşağıda verilmiştir.

3.2.1 Simülasyon

Radyoterapinin ilk basamağı olan simülasyon işlemi simülatörde gerçekleştirilir. Bu cihazlar tedavi cihazıyla eşmerkez özelliğine sahip olan görüntüleme cihazlarıdır. CT simülasyon sayesinde hastadan üç boyutlu veri alınabilmektedir (Cherry and Duxbury, 2009) Bilgisayarlı planlama yapabilmek için CT Simülatör gereklidir. CT Simülasyon iş akışı aşağıdaki basamaklardan oluşur (Şekil 3.18).

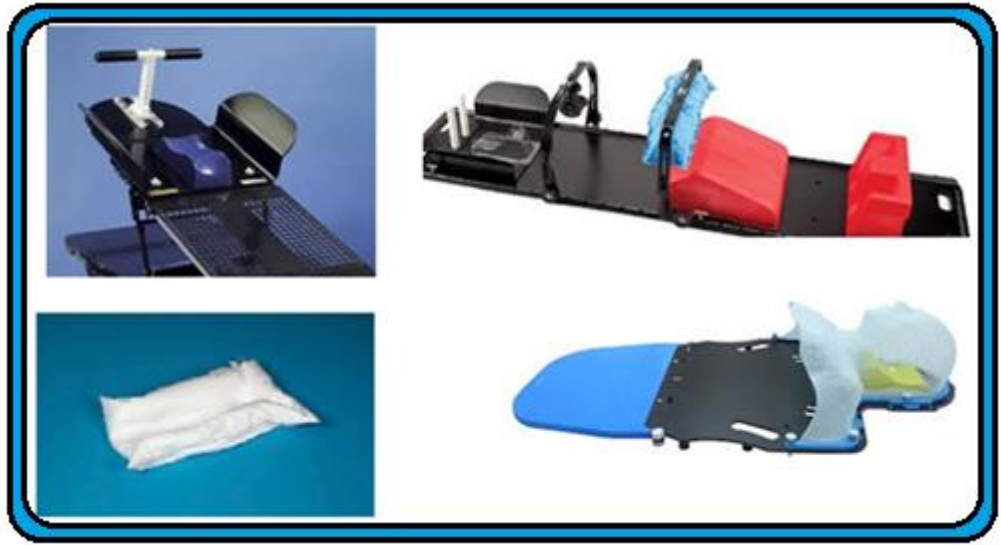
- İmmobilizasyon ekipmanının seçimi,
- CT cihazında hasta pozisyonlama,
- Kullanılacak immobilizasyon ekipmanının hastaya uygun şekilde ayarlanması,
- Referans noktaların işaretlenmesi,
- Görüntüleme,
- Veri transferi,



Şekil 3.18 Simülasyon iş akış şeması

3.2.1.1 İmmobilizasyon ekipmanının belirlenmesi

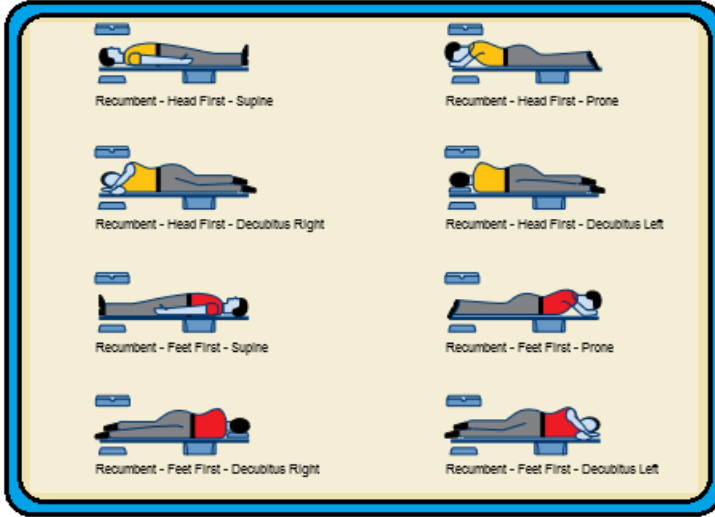
Radyoterapide immobilizasyon ekipmanları hastanın, tedavi esnasında hareketsiz ve rahat bir şekilde kalabilmesi ve radyoterapiye uygun pozisyona getirilmesi amacıyla kullanılır. Termoplastik maskeler, akciğer boardları, diz altı sabitleyiciler, vakum yataklar, press board'lar ve omuz çekecekleri en sık kullanılan immobilizasyon ekipmanlarıdır (Şekil 3.19). Tedavide hangi ekipmanın kullanılacağı hastalığın tanısı ve tedavi edilecek bölge değerlendirilerek seçilir. Baş boyun ışınlamalarında termoplastik maskeler kullanılırken, omuzların radyoterapi alanlarına girmesini engellemek amacıyla omuz çekecekleri kullanılabilir. Karaciğer ışınlamalarında hastanın sabitlenmesi için vakum yatak ve diyafram solunumunu azaltarak hedef bölgenin yer değiştirmesini engellemek için press board'lar kullanılır.



Şekil 3.19 Radyoterapide kullanılan immobilizasyon ekipmanları

3.2.1.2 CT cihazında hasta pozisyonlama

Bu işlem 8 farklı şekilde gerçekleştirilebilir. İnsan vücudunu alt-üst, ön ve arka olmak üzere bölümlendirecek olursak, tedavi edilecek bölgeye en kısa mesafeden en uygun tedaviyi vermek amacıyla hasta farklı pozisyonlarda yatırılabilir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20 Radyoterapide hasta yatış pozisyonları

3.2.1.3 Kullanılacak immobilizasyon ekipmanının hastaya uygun şekilde ayarlanması

Kullanılacak olan ekipmanının seçimi ve hasta yatış pozisyonu belirlendikten sonra uygulama basamağına geçilir. Bu aşamada kullanılacak olan ekipman doğru şartlar altında ve hastanın en uygun pozisyonu almasına yardımcı olacak şekilde ayarlanır (Şekil 3.21). Uygulama açısından bir örnek verecek olursak, baş-boyun ışınlaması için termoplastik maske uygulamasında;

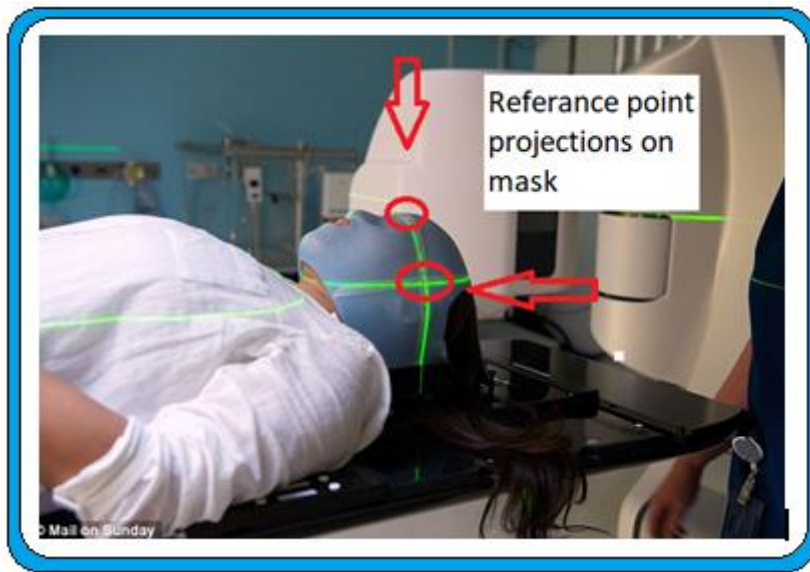
- 1-Maske fırın içerisinde yeterli süre (üreticinin belirttiği sürede) ısıtılır.
- 2-Hasta maskenin sıcaklığı ve yapılan işlem hakkında bilgilendirilir.
- 3-Maske hastanın baş-boyun kısmına yerleştirilir.
- 4-Maskenin çene, alın, elmacık kemikleri, burun ve boyun kısımlarının boşluksuz bir şekilde hastayı sardığından emin olunur.
- 5-Kuruması ve tamamen şeklini alması için yeterli süre beklenilir.



Şekil 3.21 Farklı immobilizasyon ekipmanlarının hastalara uygun şekilde ayarlanması

3.2.1.4 Referans noktaların işaretlenmesi

Simülasyon odasında bulunan sabit lazer sistemi sayesinde hasta üzerinde referans alınacak noktalar işaretlenir. Bu noktalar lazerlerin hasta üzerindeki izdüşümleridir. Radyo-opak Baryum marker'lar (işaretleyiciler), çekilen CT görüntülerinde referans noktaların konum bilgisinin tedavi planlamaya ve tedaviye taşınmasını sağlar. Referans noktalar maske üzerine özel çizim kalemleriyle işaretlenir ve Baryum marker'lar bu noktalara yerleştirilir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22 Referans noktaların işaretlenmesi

3.2.1.5 CT görüntüleme

Simülasyon işleminin bir diğer basamağı görüntüleme işlemidir. Bu kısımda tedavi edilecek bölgenin özelliğine göre CT çekimi yapılır. Yapılan görüntülemeye;

- Kesitler arası mesafe,
- Taranan bölgenin sınırları,
- Referans işaretleyicilerin konumları,
- Varsa başka işaretleyiciler (cerrahi sınırlar vs.),
- Kullanılmış ise bolus pozisyonu,
- Işınlanacak bölgenin fiziksel durumu (rektum, mesane, ince bağırsak doluluğu gibi),
- Artefakt veya kontrastlanmış bölge olup olmadığı

kontrol edilmeli ve hastadan veri kaybına sebep olmayacak şekilde görüntü alınmalıdır (Şekil 3.23).



Şekil 3.23 Simülasyon CT görüntüleme işlemi

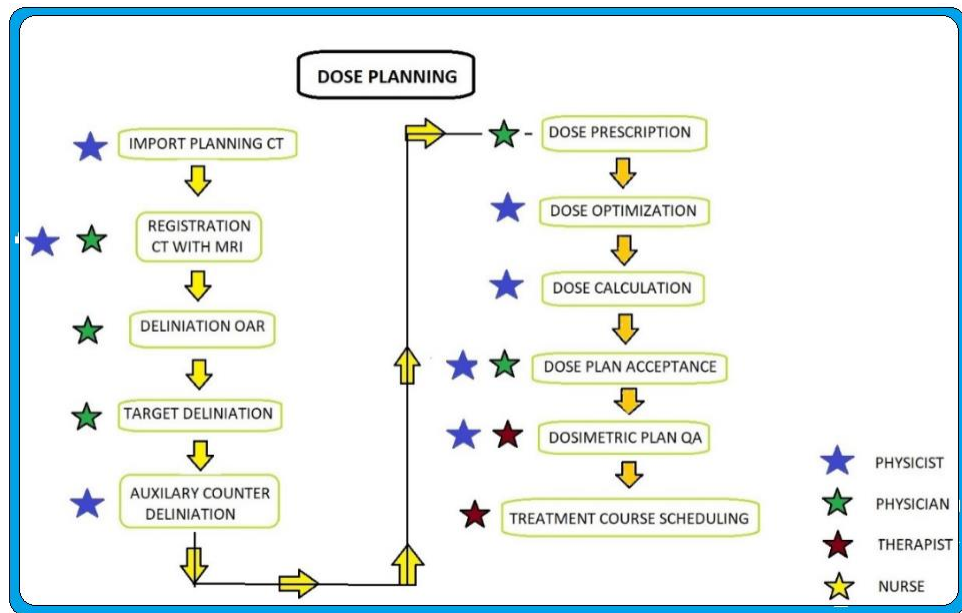
3.2.1.6 CT verilerinin transferi

CT simülasyon sonucu elde edilen datalar, rekonstrüksiyon işlemi sonrasında eksiksiz ve doğru hasta bilgilerini içerecek şekilde TPS'e gönderilir.

3.2.2 Tedavi Planlama

Radyoterapinin simülasyondan sonraki aşaması tedavi planlamadır. Tedavi planlama kısmının iş akışı aşağıdaki sıralamayla gerçekleşir (Şekil 3.24).

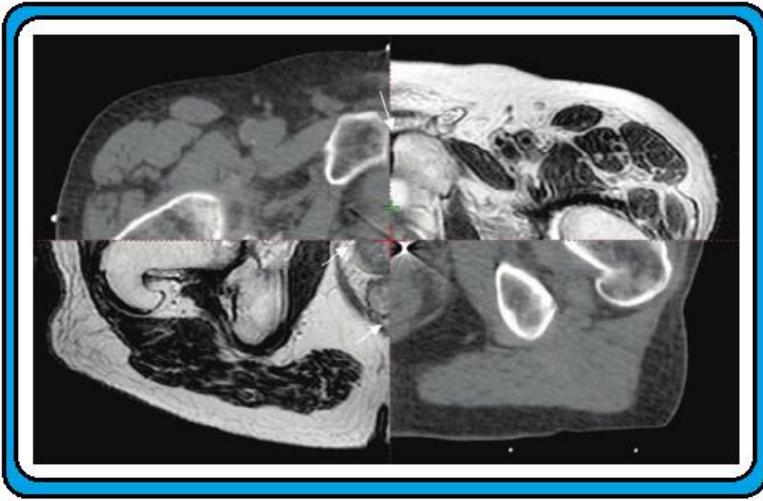
- Simülasyon CT verilerinin TPS'e indirilmesi,
- MRI görüntüleri ile füzyon yapılması (gerekli ise),
- Risk altındaki organların çizilmesi,
- Hedef yapıların çizilmesi,
- Planlamaya yardımcı yapıların çizilmesi (gerekli ise),
- Tedavi dozu reçetelendirilmesi,
- Doz optimizasyonu,
- Doz hesaplaması,
- Plan kontrol ve onaylama,
- Kişiye özel plan kalite kontrolü,
- Tedavi programının yapılması.



Şekil 3.24 Tedavi planlama iş akışı

3.2.2.1 Simülasyon Görüntülerinin İndirilmesi ve MRI Füzyonu

Simülasyon sonucunda elde edilen tomografi görüntüleri, hedef ve kritik organların belirlenmesi ve planlama yapılması için TPS bilgisayarlarına transfer edilir. TPS, tedavi cihazının tüm fiziksel ve dozimetrik özelliklerini içerir. Radyoterapi planlaması bu sistemde gerçekleştirilir. Ayrıca TPS’de bulunan özel yazılımlar sayesinde hastanın MRI görüntüleri ile füzyon yapılarak, tomografide ayırt edilemeyen hedef bölgelerin belirlenmesi sağlanır (Şekil 3.25).



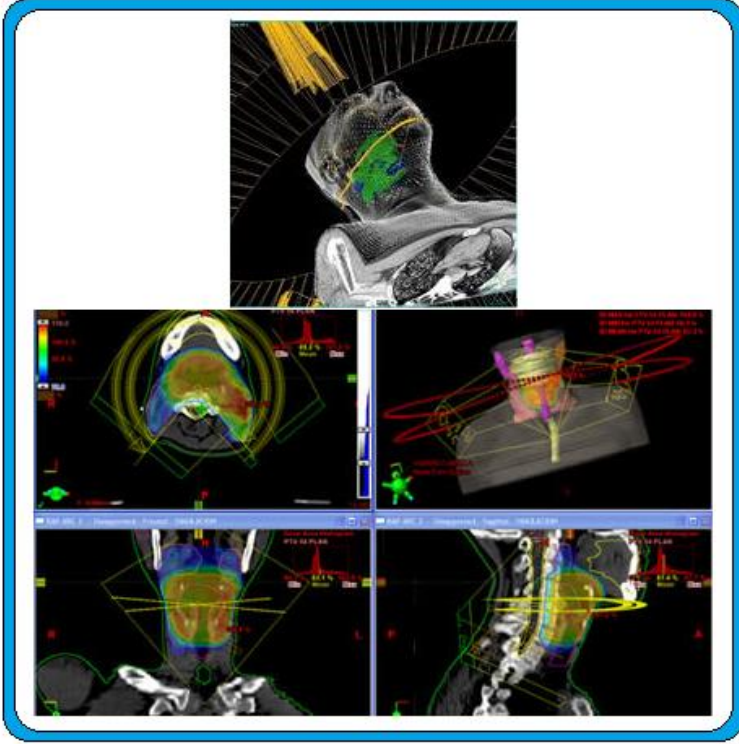
Şekil 3.25 TPS de CT MRI füzyon görüntüsü

3.2.2.2 Doz reçetelendirmesi

Doz reçetelendirmesi hastaya verilecek toplam radyasyon dozunun ve şemasının belirlendiği kısımdır. Hastanın tüm tetkikleri incelendikten sonra hastalığın evresi başta olmak üzere hastanın yaşı, cinsiyeti ve geçmiş öyküsü değerlendirilerek radyasyon onkoloğu tarafından belirlenir. Bu işlem uluslararası standartlara uyularak yapılır. 200 cGy/fraksiyon’dan 35 fraksiyon olmak üzere toplam 7000 cGy veya 180 cGy/fraksiyon’dan 25 fraksiyon olmak üzere toplam 4500 cGy gibi örneklendirilebilir. Farklı fraksinasyon şemaları da uygulanabilir.

3.2.2.3 PTV ve OAR çizimi

TPS’e indirilen görüntüler radyasyon onkoloğu tarafından incelenerek, hedef bölgeler ve riskli organlar tomografi kesitleri üzerinde çizilir. Bu işlem



Şekil 3.27 Radyoterapi planlama gösterimi

3.2.2.5 Plan onay ve kontrol

Plan onaylama ve kontrol kısmı yapılan radyoterapi planının değerlendirildiği bölümdür. Bu aşamada medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkoloğu hedef hacim için;

- Minimum, maksimum ve ortalama doz,
- Konformalite indeksi,
- Doz gradyenti,

Risk altındaki organlar için;

- maksimum ve ortalama doz kriterlerini değerlendirirler.

Tüm yapılar için doz volüm histogramları incelenir. Bu değerlendirmelerde uluslararası kabul görmüş yayınlar kullanılır (Bentzen et. al., 2010). Ayrıca her bir kesitte doz dağılımları incelenerek tedavinin uygunluğu kontrol edilir. Yapılan kontroller sonrasında uygulanabilir olarak kabul gören planlama kalite kontrol ışınlaması için hazırlanır.

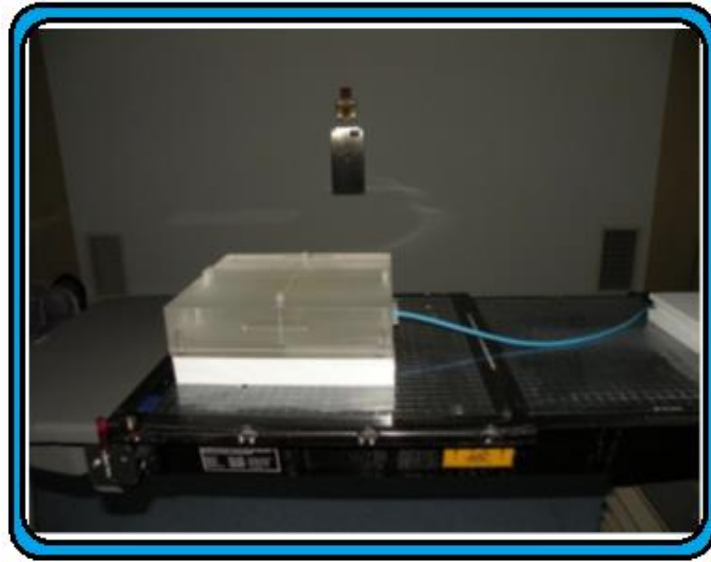
3.2.2.6 Dozimetrik Kalite Kontrol

Planlama sisteminde onaylanan tedavi planı hastalara uygulanmadan önce dozimetrik ekipmanlar üzerinde denenerek kontrol edilir. Bu aşama;

- 1) Nokta doz ölçümü,
- 2) İki boyutta izodoz haritalarının karşılaştırılması,
- 3) Hacimsel doz kontrolü olmak üzere üç şekilde gerçekleştirilebilir.

1) Nokta doz ölçümü:

Bu yöntemde hastaya uygulanması ön görülen planlama, bir su eşdeğeri fantoma uygulanır. Hesaplama sonucunda referans bir derinlikte (5 veya 10 cm) tedavi planlamasının hesapladığı doz değeri kayıt edilir. Aynı şartlarda su eşdeğeri fantom sistemi, cihazda hazırlanır ve aynı referans derinliğe iyon odası konularak ölçüm yapılır (Şekil 3.28). Yapılan ölçüm sonucunda elde edilen yük miktarı gerekli faktörlerle çarpılarak doz cinsinden hesaplanır ve TPS’de not alınmış olan değer ile karşılaştırılır. İki sonuç arasında farkın % 5 içerisinde kalması beklenir (Dabloda, et. al., 2007).

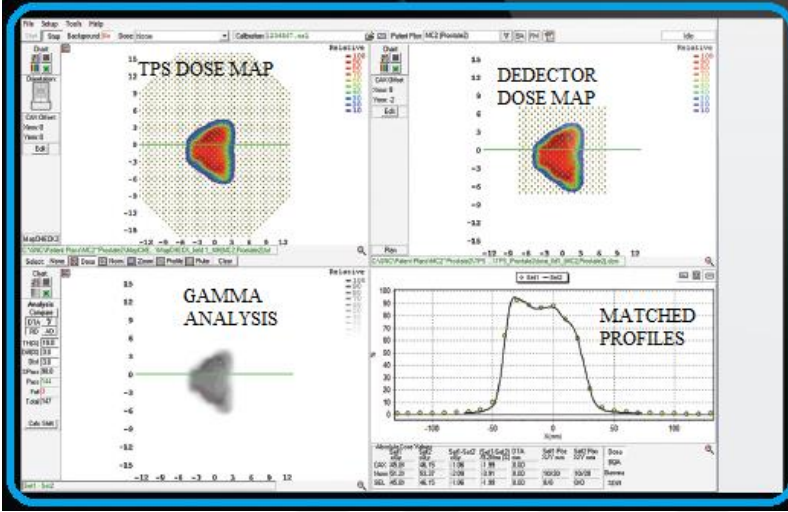


Şekil 3.28 Nokta doz ölçümü ile plan kalite kontrol set-up'ı

2) İki boyutlu doz haritalarının karşılaştırılması

Bu yöntemde radyoterapi planı iki boyutta doz ölçebilen bir dedektör sistemi ile kontrol edilir. İlk olarak kontrol edilecek plan için TPS üzerinde doz hesaplaması yapılır. Ardından referans derinlikte hesaplanan doz dağılımı kayıt

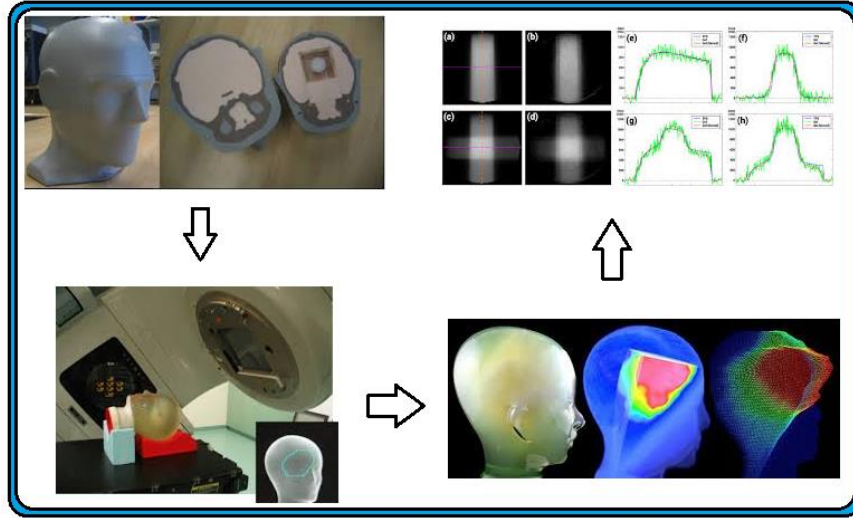
edilir. Tedavi cihazında TPS'deki set-up parametreleri ile aynı koşullar oluşturulur ve dedektör sistemi referans derinliğe yerleştirilir. Işınlama sonucunda elde edilen doz haritası özel yazılımlar kullanılarak TPS'den alınanlar ile karşılaştırılır (Şekil 3.29).



Şekil 3.29 Mapcheck 2D dozimetrik plan kontrolü

3) Hacimsel Doz kontrolü

Hacimsel doz kontrolü yapabilen sistemler IMRT ve radyocerrahi gibi doz gradyentinin yüksek olduğu radyoterapi planlamalarının kontrolü açısından önemlidirler. En yaygın örnekleri jel dozimetrelerdir. Polimer jel dozimetreler, ışınlandığında soğurulan radyasyon dozunun fonksiyonu olarak polimerize olabilen, radyasyona duyarlı kimyasallardan üretilen dozimetrelerdir. Jel yapı polimerlerin uzaysal bütünlüğünü korur ve ışınlanmış jel MRI, CT, US, OPT-CT veya Titreşim Spektroskopisi gibi modaliteler ile görüntülenerek doz dağılımı belirlenebilir (Vergote et.al., 2003; Duthoy et.al., 2003) ve özel yazılımlar ile planlama sisteminden elde edilen verilerle karşılaştırılarak doz kalite kontrolü yapılabilir (Şekil 3.30).



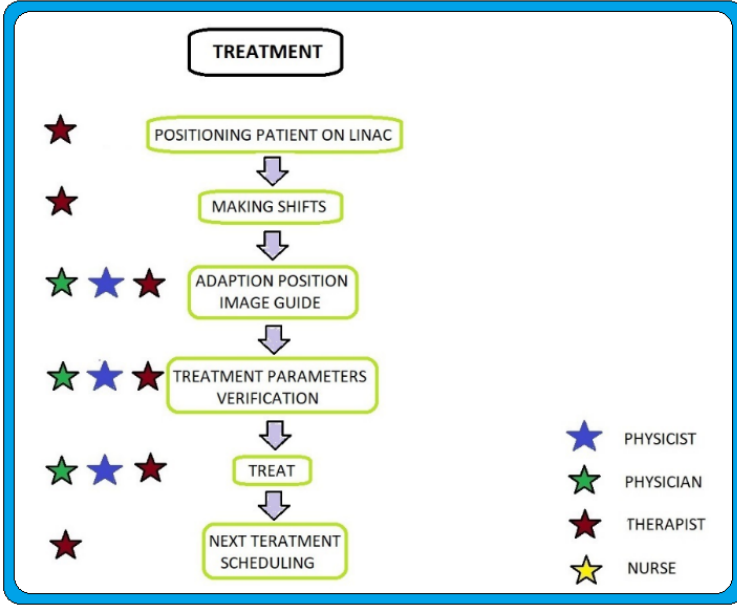
Şekil 3.30 Hacimsel doz kontrolünün yapıldığı polimer jel dozimetri

3.2.3 Tedavinin uygulanması

Kalite kontrol işlemi sonrasında uygulanabilir olarak değerlendirilen planlar ilk gün tedavisi (set-up) için hazırlanır. Bu hazırlık basamağında hasta dosyasına tedavi detayları bulunan çıktılar eklenir ve tedavi bilgileri yazılır. RT chart yazılımı sayesinde plan onaylama ve tedavi hazırlıkları bilgisayar ortamında yapılır. Bu sistem tedavinin her anını elektronik olarak kayıt altına alır ve onaylanan parametrelerle uyumsuzluk durumunda tedavinin iletimini engeller.

Tedavi uygulama bölümünde iş akışı sırasıyla;

- LINAC da hasta pozisyonlama,
- Hedefe yönelik kaydırmaların yapılması,
- Görüntü kılavuzluğu ile üç boyutta milimetrik ayarlama,
- Tüm tedavi parametrelerinin kontrolü,
- Tedavinin iletilmesi,
- Diğer fraksiyonların organizasyonu şeklindedir (Şekil 3.31).



Şekil 3.31 Tedavi iletimi iş akışı

3.2.3.1 LINAC'da hasta pozisyonlama

Tedavi işleminin ilk gününde, hasta simülasyon koşullarında tedavi cihazına yatırılır. Bu işlemin hatasız gerçekleştirilmesi hastanın kaliteli bir tedavi almasını temelden etkiler. Dosya kayıtları ve tedavi ekranı kontrol edilerek simülasyon ekipmanları hazırlanır. Hastanın simülasyon fotoğrafları kontrol edilir ve yatışı sağlanır. Masa hareket ettirilerek simülasyonda işaretlenmiş olan lazer konumları LINAC lazerleri ile aynı pozisyona getirilir (Şekil 3.32).



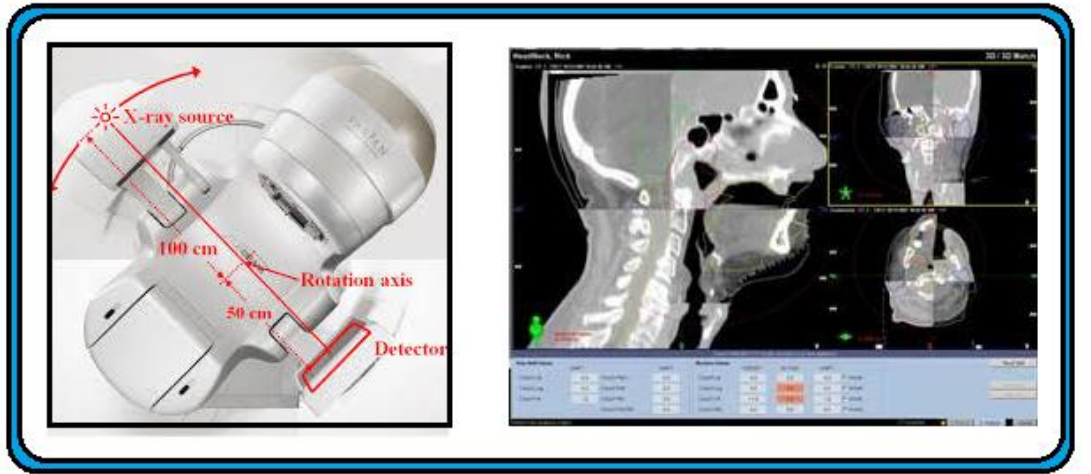
Şekil 3.32 LINAC'da hasta pozisyonlama

3.2.3.2 Hedefe yönelik kaydırmaların yapılması

Planlama bilgisayarı simülasyonda işaretlenen Baryum marker'lar sayesinde CT merkezinin konumunu bilmektedir. Tedavi için oluşturulmuş olan radyasyon alanlarının hasta üzerindeki konumlarının bilgilerini de CT merkezini referans alarak verebilir. Bu veriler tedavi çıktılarında masa pozisyon değişimleri olarak gösterilir ve tedavi alanını hedef almayı sağlar. Tekniker masayı bu veriler doğrultusunda hareket ettirir ve görüntüleme öncesi pozisyona getirir.

3.2.3.3 Görüntü kılavuzluğu ile üç boyutta milimetrik ayarlama

Gelişen görüntüleme teknolojisi ve bu sistemlerin radyoterapi cihazına entegre edilmesi sayesinde, tedavi öncesinde çekilen MV-KV veya CBCT görüntüleri yardımıyla tedavi edilecek bölgenin planlamada hazırlanan tedavi bölgesiyle birebir uyumu sağlanabilmektedir. Böylelikle tedavi edilen bölgenin doğruluğundan emin olunur (Şekil 3.33).



Şekil 3.33 LNAC'da görüntüleme ile hedef tespiti

3.2.3.4 Tüm tedavi parametrelerinin kontrol edilmesi

Tedavi bölgesinin görüntüleme ile doğrulanması sonrasında, tüm tedavi parametreleri kontrol edilir. Bu kontroller, hasta üzerinde alan kontrolü ve cihaz parametrelerinin tedavi çıktıları ile kontrolü olarak 2'ye ayrılabilir.

➤ Tedavi odasında hasta üzerinde kontrol

Bu kontrol mekanizması tedavi öncesi son kontroldür. Bu sebeple önemi büyüktür. Radyasyon onkoloğu ve medikal fizikçi cihaz içerisine son kez girerek ışık alanını kontrol eder.

➤ Tedavi çıktıları ile kontrol

Cihaz göstergelerindeki değerler planlama değerleriyle karşılaştırılır. Bu karşılaştırma işleminde kontrol edilen parametreler Çizelge 3.2’de gösterilmektedir. Tüm veriler uyumluysa tedavi başlatılır.

Çizelge 3.2 Tedavi öncesi kontrol edilen parametreler

Kontrol edilen parametreler	Tedavi planlama çıktısındaki veriler ve cihaz verileri uyumu
Hasta isim soy isim numara	✓
Doz ve fraksiyon sayısı	✓
Tedavi planı adı	✓
Her bir alanın ganrty pozisyonu	✓
Her bir alanın kolimatör pozisyonu	✓
Her bir alanın ismi	✓
Her bir alanın enerjisi	✓
Her bir alanın doz hızı	✓
Her bir alanın alan boyutları	✓

3.2.3.5 Tedavinin iletilmesi

Tedavinin iletimi tüm kontroller sonrasında; kumanda konsolunda bulunan teknikerin ışınlama düğmesine basmasıyla başlar. Tedavi sırasında hasta kamera ve ses sistemi aracılığıyla kesintisiz bir şekilde takip edilir. Herhangi olumsuz bir durumda tedavi durdurulabilir.

3.2.3.6 Diğer fraksiyonların organizasyonu

Hastanın tedavi şemasına göre bir sonraki fraksiyonun belirlenmesi işlemidir. Özellikle farklı tedavi şemalarında (fraksiyonlar arası sürelerin farklı olduğu durumlar) önem kazanır.

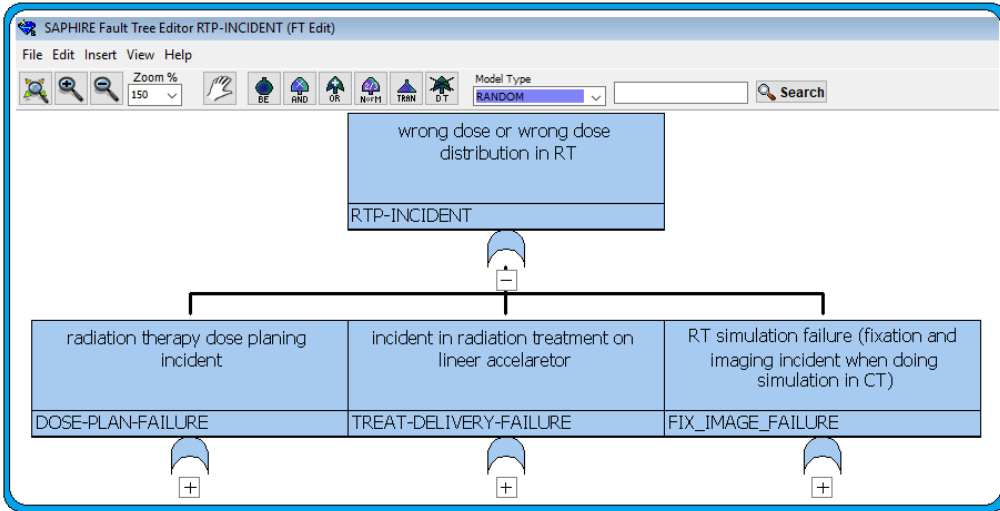
Yukarıda detayları ile anlatılan iş akış şemaları ve uygulama prosedürleri belirlendikten sonra hata ağacı çalışmalarına geçilmiştir.

3.2.4 Hata Ağacının Oluşturulması

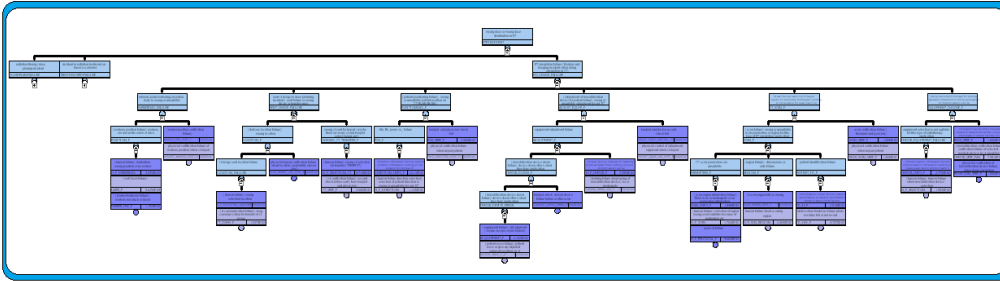
Hata ağacı oluşturulurken ilk olarak çalışma amacına göre tepe olay (top event) belirlenmiştir. Analizimizde tepe olay, hatalı doz veya doz dağılımı bölgesi olarak tanımlanmıştır. Ardından bu hataya sebep olabilecek ara olaylar (intermediate events) ve temel olaylar (basic events) belirlenmiştir. Bu işlemler ilk olarak manuel yöntemle boolean mantık devreleri kullanarak kağıt üzerinde yapılmıştır. Temel hata kaynakları belirlenirken radyoterapi güvenlik raporları (NRC, ROSIS, IAEA), haber kaynakları (dergi ve gazete yazıları) ile kliniğimizde karşılaştığımız olaylardan da yararlanılmıştır.

3.2.5 Hata ağacının SAPHIRE’de çizilmesi

Hata ağacının manuel çiziminden sonra SAPHIRE 8 yazılımında çizimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.34). Bu işlem direk olarak yazılım üzerinden de yapılabilirdi, fakat hata modellerinin üzerinde düşünmek, değişiklikleri daha hızlı şekilde gerçekleştirmek için bu sıralama ile uygulanmıştır. Hata ağaçlarının detaylı gösterimi Ekler kısmında mevcuttur.



A)



B)

Şekil 3.34 A) SAPHIRE yazılımında hata ağacının kapalı hali, B) hata ağacının RT simülasyon kısmı açık halinin gösterimi

Olasılıksal risk analizinin niceliksel hesaplamalarında, modellenen kaza senaryosu için çalışmanın niteliğine göre en temel etmenlere kadar çözümlenmesi gerekebilir. Elde edilen temel olayların gerçekleşme olasılıklarının belirlenmesine ihtiyaç duyulur. Fakat bu noktada bazı zorluklar vardır. Örneğin bir güç santralının soğutma ünitelerinde yapılan analizinde, bir pompanın çalışmama olasılığı üretici firma tarafından yapılan testler sonucunda ölçülebilir veya petrol platformunun herhangi bir kısımdaki dizel jeneratörün devreye girmemesi olasılığı belirsizlik değeri ile birlikte tanımlanabilir.

Radyoterapi uygulamalarında ise olasılıksal risk değerlendirme modellerinin geliştirilmesi zorlu bir iştir, çünkü ekipman ve terapi prosedürlerinin güvenilirliğinin yanı sıra istenmeyen olaylar için meydana gelme konusunda veri eksikliği vardır. Bu nedenle, bu tür sistemlerde risk analizi çalışmalarının çoğu, gerekli olasılık verilerini tahmin etmek için uzman görüş birliğine dayanmaktadır.

(Thomadsen et.al., 2013). Çalışmada, sistemin nicel analizi uzman değerlendirmesi (expert judgement) yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

3.2.6 Uzman Değerlendirmesi

Uzmanlar modern organizasyonlar için vazgeçilmez kişilerdir. Önemli bir olay, yöntem veya sistemde veri eksikliği olduğu durumlarda eksikleri tamamlayacak ve bilgiler arası köprü kurmayı sağlayacak kişilerdir. Yaptıkları yorumlar ve verdikleri bilgilerle belirsizlikleri azaltırlar. Uzmanlar veri kazandırma, bu verileri yorumlama, işleme ve değerlendirme fonksiyonlarına sahiptirler (Benini et. al., 2017). Hata ve olay ağacı modelleri risk değerlendirmede en çok kullanılan yöntemlerdir. Bu modellerde olay başlatıcıları için frekans tahminleri veren istatistiksel veriler bulunabilir ancak bir modeldeki koşullu olasılıkları tahmin ederken bu veriler çok nadir bulunur. Bu nedenle risk modelinde niceliksel değerlendirme yapılırken uzman yargısına her zaman ihtiyaç duyulur (Rosqvist and Tuominen, 1999).

Her risk modeli, analistlerin yaptığı varsayımlara dayanır. Bunlar; varsayımlar, geçmiş olaylar/kazalar, mevcut uzmanlık, uzman kararlarının bir araya toplanması, niceliksel risk ölçütleri vb. ile ilgili veri kayıtlarının kullanılabilirliği ve uygunluğu ile ilişkilidir. Modelleme varsayımları değiştikçe, risk değerlendirmesi değişebilir. Belirsizliğin ana kaynaklarından biri genellikle uzman değerlendirmesinin kullanımı ile ilgilidir (Rosqvist and Tuominen, 1999).

3.2.6.1 Uzman Mülakatları

Bu çalışmada toplanacak verilerin belirsizliğini azaltmak ve değersiz verileri elemek amacıyla uzman görüşleri karşılıklı (yüz yüze) mülakat şeklinde gerçekleştirilmiştir. Bu mülakatlar belirli bir metodolojide yapılmış ve her uzmana aynı basamaklar uygulanmıştır.

Çalışmada değerlendirmedeki belirsizliği azaltmak ve kaliteli verilere ulaşmak için uzman değerlendirmesinde aşağıdaki sıralama izlenmiştir;

- Uzmanların belirlenmesi,

- Uzmanların bilgilendirilmesi,
- Verilerin toplanması ve varsayımlar,
- Verilerin birleştirilmesi,
- Verilerin değerlendirilmesi,

1) Uzmanların belirlenmesi: Çalışmada radyoterapi kliniğinde iş akışında görev alan bir radyasyon onkoloğu, iki medikal fizik uzmanı ve dört radyoterapi teknikeri belirlenmiştir. Yeterli iş deneyim süresine sahip olmayan bir tekniker ve bir medikal fizikçi çalışma dışı bırakılmıştır.

2) Uzmanın bilgilendirilmesi: Mülakatlar radyasyon onkolojisi kliniğinde her bir uzmanla yüz yüze ve teker teker gerçekleştirilmiştir. Mülakat süreleri 45 -75 dk arasında sürmüştür. Sorular sorulmadan önce her uzmana çalışmanın amacı, gerekçesi, çalışmadan beklentiler ve çalışmanın yöntemi hakkında bilgilendirme yapılmıştır. Bazı güncel örneklerle uzman mülakatları anlatılmış ve profesyonel görüşmeler gerçekleştirilmiştir. Uzmanlara sorular öncesi verilen bilgilerin başlıkları aşağıdaki gibidir;

- Çalışmanın adı
- Çalışmanın amacı
- Olasılıksal risk analizi ve hata ağacı yöntemi hakkında kısa bilgi
- Hata ağacının SAPHIRE programı üzerinden görsel gösterimi
- Mülakat sırasında izlenecek yöntem
- Sorulara verilecek cevaplar açısından beklentiler

3) Verilerin toplanması ve varsayımlar: Çalışmada radyoterapinin hazırlanışı ve ilk gün iletimi (set-up) değerlendirilmiştir. Bu sebeple, fraksiyonlar arasında uygulamalara yer verilmemiştir. Analizimiz 2015, 2016 ve 2017 yılları için yapılmıştır. Bu süreçte gerçekleştirilen 2707 tedavi uygulaması değerlendirilmiştir.

Hata ağacı için gerekli olan veriler uzman mülakatlarından elde edilmiştir. Sorular hata ağacımızdaki tepe olayın gerçekleşmesine sebep olma ihtimali olan her bir temel olay için hazırlanmıştır. Bu sorular uzmana açık, anlaşılır ve örnekli şekilde sorulmuştur. Ayrıca mülakat sırasında karşılıklı iletişimle sorular tek tek açıklanmış, verilerin kalitesini arttıracak sözlü bilgilendirmeler yapılmıştır.

Sorulan soruların cevapları sayısal değerleri içermektedir. Ayrıca uzmanların hata modellerine verdiği sayısal değerlerin anlamlılığını artırmak için, uzmanın analiz edilen çalışmada, bahsi geçen uygulamayı kaç kez gerçekleştirmiş olduğu bilgisi paylaşılmıştır. Bununla birlikte, güven aralığı oluşturmak için maksimum, minimum ve en olası olmak üzere üç değer istenmiştir.

Hata ağacımızda kullandığımız ve kontrol noktalarını belirten verifikasyon hatası kısımları şartlı olasılık (conditional probability) olarak değerlendirilmiştir. Yapılan uzman değerlendirme verilerine göre bu olasılık değerleri onkolog, fizikçi ve tekniker için ortalama olarak sırasıyla 0.15, 0.10, 0.20 olarak belirlenmiş ve sisteme bu şekilde yansıtılmıştır. Disiplinlerin Birlikte yaptığı kontrollerde bu olasılık değerleri çarpılarak kullanılmıştır.

Hata ağacımızda çekilen CT görüntülerinin hatalı lokasyona gitmesine bağlı olarak gerçekleşen kontrol hatasının olasılığı çok düşüktür. Bu nedenle olasılık değeri 0'a çok yakın belirlenmiştir (PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F olasılığı $1.0 E^{-6}$).

Hata ağacında immobilizasyon ekipmanının ayarlanması ve sonrasında kontrol basamaklarından birisi olan fizikçi kontrolünün hata olasılığı $3.0 E^{-1}$ olarak kabul edilmiştir. Bu kontrol, fizik uzmanının görüntüleri bilgisayar sistemine indirmesi sırasında yapılması sebebiyle yüksek hata olasılığına sahiptir. $3.0E^{-1}$ değeri fizik uzmanları tarafından değerlendirilerek belirlenmiştir (PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F olasılığı $3.0E^{-1}$).

ARC tekniği kullanılarak yapılan planlamalarda 10 plandan 1 tanesinde AVOIDANCE (dönüş sırasında ışınlamadan pas geçilen bölge) kullanıldığı kabul edilmiştir.

Olasılık değerleri, bir uzmandan alınan olay sayısının, o uzmanın o işlemi kaç kez yaptığı bilgisine bölünmesi ile hesaplanır. Bu amaçla uygulama verilerinin toplanma şekilleri ve bazı varsayımlar aşağıda sıralanmıştır;

- Tüm immobilizasyon ekipmanlarının kullanılma sayıları CT simülasyon defterlerinden elde edilmiştir. 2015, 2016 ve 2017 yılları

için incelenmiş ve her bir uzmanın hangi işlemi kaç kez gerçekleştirdiği sayılmıştır.

- Çalışma aralığında izin günleri de hesaba katılarak uzmanların çalışma zamanları belirlenmiş ve gün içinde eşit süre çalıştıkları düşünülerek katıldıkları set-up, hasta pozisyonlama, kaydırma yapma, tedavi konsolu kullanma, görüntü kılavuzluğunda eşleme yapma, hasta takibi gibi uygulamaların sayıları bu varsayım üzerinden hesaplanmıştır.
- Radyasyon onkoloğu için çalışma aralığında 2707 hasta tedavi ettiği veri sisteminden belirlenmiştir.
- Medikal fizik uzmanlarında çalışma süreleri ve set-up sayıları eşit düşünülerek $2707/2 = 1350$ kabul edilmiştir. Ayrıca planlama sayılarıyla ilgili olarak ortalama hasta başına 3 plan yapıldığı kabul edilmiştir.

4) Verilerin birleştirilmesi: Veriler her bir uzman için Excel tablosuna girilmiştir. Aynı gruptan uzmanların verileri birleştirirken ağırlıklandırma yapılmıştır (Çizelge 3.3). Bu yöntemde uzmanın meslekte çalıştığı yıl, Medicalpark hastanesinde 2015 yılından sonra yaptığı uygulama sayısı ve uzman fizikçi tarafından verilen güvenilirlik katsayısı kullanılmıştır. Bu birleştirme işlemi medikal fizik uzmanları için aritmetik ortalama ile gerçekleştirilmiştir. Radyasyon onkoloğu bir kişi olduğu için verileri direk kullanılmıştır.

- **Ağırlıklı Ortalama ile verilerin birleştirilmesi:** Teknikerlerle yapılan uzman değerlendirilmesi sonucunda elde edilen veriler, basit ağırlıklı ortalama kullanılarak birleştirilmiştir.

Çizelge 3.3 Tekniker verileri için ağırlıklandırma tablosu

	Tekniker 1	Tekniker 2	Tekniker 3	Tekniker 4	Bölüm Toplam skor
AY (göreceli)	2	4	1	2	9
HS (göreceli)	4	4	3	4	15
GK (göreceli)	8	8	7	3	26
TS	14	16	11	9	50
Ağırlık faktörü	14/50	16/50	11/50	9/50	1

AY: Radyoterapide çalışılan aktif yıl (göreceli)

HS: Tedavisinde bulundukları hasta sayısı

GK: Güvenilirlik katsayısı (göreceli)

TS: Toplam Skor

BTS: Bölüm toplam skoru

Her bir tekniker için Ağırlık faktörü TS / BTS bölümünden hesaplanmıştır. Skor değerleri GK > HS >AY şeklinde olacak biçimde ve teknikerlerin değerlerine göre belirlenmiştir. Uzman değerlendirmesinde elde edilen olasılık değerleri yukarıdaki tabloda bulunan ağırlık faktörü kullanılarak birleştirilmiştir. Elde edilen verilerin, olasılıkların ve ağırlıklı olasılıkların bulunduğu Excel tablosu Ekler kısmında verilmiştir (Şekil 3.35).

		terapist 1					terapist 2					terapist 3						
		EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK		
IMMOB. INFO. F.	T1	5	10	7	395	0,017722	5	10	6	371	0,016173	15	20	17	252	0,06746	5	
H. F. SELECTION	T2	2	8	4	395	0,010127	3	6	5	371	0,013477	10	15	13	252	0,051587	1	
IMMOB. VER. F.	T3	0	3	1	395	0,002532	3	5	4	371	0,010782	3	5	4	252	0,015873	1	
DIRECTION. INFO. F.	T4	8	20	15	395	0,037975	5	8	4	371	0,010782	10	14	13	252	0,051587	2	
H. F. DIRECTION	T5	1	4	2	395	0,005063	2	5	3	371	0,008086	5	10	8	252	0,031746	1	
EQUIPMENT. F.	T6	10	18	12	395	0,03038	10	15	12	371	0,032345	3	5	3	252	0,011905	1	
PATIENT. MOVE. F.	T7	15	25	18	395	0,04557	10	16	13	371	0,03504	20	30	25	252	0,099206	9	
H. F. IMMOB. F.	T8	2	5	3	395	0,007595	4	6	5	371	0,013477	10	20	15	252	0,059524	2	
TRAINING. IMMOB. USE. F.	T9	10	15	12	395	0,03038	0	1	1	371	0,002695	5	10	9	252	0,035714	1	
H. F. MARKERING	T10	6	12	8	395	0,020253	5	7	6	371	0,016173	15	25	20	252	0,079365	4	
LAZER. F.	T11	0	1	0	395	0	1	2	1	371	0,002695	0	0	0	252	0	0	
MARKER. HW. F.	T12	4	9	6	395	0,01519	1	2	1	371	0,002695	3	6	5	252	0,019841	4	
MARKER. POS. VER. F.	T13	2	7	5	395	0,012658	1	2	1	371	0,002695	2	3	3	252	0,011905	1	
SCAN. INFO. F.	T14	0	1	0	395	0	15	20	17	371	0,045822	3	5	4	252	0,015873	1	
H. F. PROTOCOL. F.	T15	0	0	0	395	0	3	5	4	371	0,010782	1	2	1	252	0,003968	1	
H. F. SCAN	T16	0	1	0	395	0	10	15	13	371	0,03504	5	8	7	252	0,027778	1	
SCAN. REGION. INFO. F.	T17	15	25	18	395	0,04557	15	20	17	371	0,045822	3	6	5	252	0,019841	10	
H. F. SCAN. REGION	T18	3	6	4	395	0,010127	5	7	6	371	0,016173	10	15	13	252	0,051587	1	
ID. H. F.	T19	10	18	13	395	0,032911	3	5	4	371	0,010782	10	20	15	252	0,059524	5	
ID. HW. F.	T20	2	3	2	395	0,005063	1	2	1	371	0,002695	2	2	2	252	0,007937	1	
SCAN. VER. F.	T21	5	8	6	395	0,01519	5	8	6	371	0,016173	4	6	5	252	0,019841	10	
H. F. SELECTION. LOCATION	T22	0	0	0	395	0	2	3	2	371	0,005391	2	3	3	252	0,011905	1	

Şekil 3.35 Uzman değerlendirme verileri (tekniker verileri)

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Çalışmada Radyoterapi kliniğinde 2015-2017 yılları arasında gerçekleştirilen radyoterapi uygulamaları için olasılıksal risk analizi gerçekleştirilmiştir.

4.1 Hata Ağacı Bulguları

SAPHİRE programında tüm verilerin programa girişi yapılmıştır. Yazılımda gerçekleştirilen hesaplamalar sonrasında tepe olay ve alt olaylar için gerçekleşme olasılıkları hesaplanmıştır. Ayrıca üç ana bölüme ayrılan uygulama basamakları için bireysel analizler gerçekleştirilmiştir.

4.1.1 Tepe olay analizi

Radyoterapi uygulamalarında hatalı doz veya doz dağılımı olarak belirlediğimiz tepe olayı için hata ağacına olasılık değerleri girildi ve yazılım tarafından çözümlendi. Analiz edilen sistemimizde 87 CUT- SET hesaplandı. Çizelge 4.1’de hatalı doz veya doz dağılımı olayı için ilk 6 CUT- SET görülmektedir. Çizelgede CUT- SET numarası, gerçekleşme olasılığı, tepe olaya yüzde olarak katkısı, olay ismi ve açıklaması bulunmaktadır. 87 CUT- SET’in tamamı Ekler kısmında mevcuttur.

Çizelge 4.1 Hatalı doz veya doz dağılım bölgesi FTA CUT-SET raporu

Cut Set Report - RTP-INCIDENT (FT)				Radiotherapy Clinical FTA	
May 3, 2018 11:17					
#	Case	Prob/Freq	Total %	Cut Set	Description
Total		5.37E-3	100	Displaying 87 of 87 Cut Sets.	
1	C	4.23E-4	7.88		
		1.41E-2		H_F_MATCH_IMAGE	human failure match image inattention
		3.00E-2		MATCH_SETUP_VERF_F	matching verification failure on setup physician and therapist
2	C	3.87E-4	7.21		
		1.50E-1		DIAGNOSTIC_INFO_CONTRL_F	control of diagnostic information before delineation of ptv
		2.58E-3		DIAGNOSTIC_INFO_F	(diagnostic information failure) there is wrong or inadequate diagnostic information for draw ptv
3	C	2.99E-4	5.57		
		1.11E-2		PATIENT_TRACK_F	patient tracking failure on monitors system therapist and physicist on setup
		2.69E-2		PATIENT_TRAET_MOVE_F	patient moving when treatment going on
4	C	2.92E-4	5.43		
		3.00E-2		CT_VERF_F	(ct verification failure) second check before sent (from therapist and physician)
		9.72E-3		H_F_SELECTION_CT	(human failure) wrong ct selection for transfer (THERAPIST)
5	C	2.32E-4	4.33		
		7.75E-3		IMAGE_QUALITY_F	image quality failure
		3.00E-2		MATCH_SETUP_VERF_F	matching verification failure on setup physician and therapist
6	C	1.85E-4	3.44		
		3.00E-2		ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	therapist and doctor second check fail
		2.05E-2		H_F_IMMOB_F	(human failure) because of inattention or similar factor there is wrong using of immobilization device
		3.00E-1		PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	physicist control of adjustment equipment when ct import

Analiz sonucunda tepe olayın gerçekleşme olasılığı 5.371×10^{-3} olarak hesaplanmıştır. Bu tepe olayın alt 3 bölümden oluşan kısımlarının analiz sonuçları Çizelge 4.2’de görülmektedir.

Çizelge 4.2 Simülasyon, tedavi planlama ve tedavi iletimi analiz sonuçları

Kısım	Cut-set sayısı	Olasılık %
Simülasyon	21	0.116
Tedavi planlama	53	0.271
Tedavi iletimi	13	0.151

Hatalı doz veya doz dağılımı olayına en büyük katkının %7,88 oran ile görüntü kılavuzluğunda yapılan imaj eşleme hatası olduğu görülmüştür. Olasılık değeri 4.23×10^{-4} olan bu kısımdaki hata;

1. İnsan hatasına bağlı hatalı eşleme,
2. Yapılan bu eşleştirmenin kontrolünde hata olması,

olmak üzere iki hatanın birlikte gerçekleşmesiyle ortaya çıkabilir.

Bu kısımda toplamda iki kontrol mekanizması vardır ve bunlardan biri uygulayıcının kendisidir. Bu durum kontrol mekanizmasının zayıf noktasını göstermektedir. Ayrıca klinik iş yükünün arttığı yoğun bir günde kontrol mekanizmasındaki zayıflama ihtimali hata olasılığını arttırabilir.

Tavsiyeler;

- Özellikle set-up'larda hasta pozisyon doğruluğunu üçüncü bir gözün kontrol etmesi ve yorumlaması,
- Yoğun bir çalışma anında bile görüntülemenin kontrolüne yeteri kadar süre ayrılması,
- Görüntü eşleme sistemi konusunda hata önleyici eğitimlerin güncel olarak tekrarlanması gibi iyileştirmeler % 0,537 olan tepe olay gerçekleşme olasılığını düşürebilir.

Analizimiz sonucunda tepe olaya % 7.21 katkı sağlayan hasta tetkik bilgi hatasının olasılığı $3.87 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır. Radyasyon onkoloğu açısından Gross Tumor Volume (GTV) hastanın PET, MRI, cerrahi sınır, tutulu lenf nodu sayısı gibi bilgiler neticesinde çizilir. Bu bilgilerde oluşabilecek bir hata tedaviyi en başından yanlışa sürükleyebilir. Klinik uygulamamızda radyasyon onkoloğu tarafından tek kontrol noktası bulunmaktadır. Bu hata;

1. Diagnostik bilginin hatalı gelmesi
2. Bilginin kontrol edilmesi kısmında hata olması sonrasında gerçekleşebilir.

Klinik doktoru ile yapılan görüşmelerde, özellikle hastaların MRI, PET ve cerrahi bilgilerinde bir hata olması durumunda, bu hatayı yakalamanın oldukça güç olduğu kanısına varılmıştır.

Tavsiyeler;

- GTV çiziminden önce PET MRI değerlendirmeleri için radyoloji, nükleer tıp ve radyasyon onkolojisi hekiminin bilgi alışverişinde bulunması,
- Radyoloji ve PET görüntüleri raporlanmadan, ikinci bir diagnostik hekimi tarafından gözden geçirilmesi,
- Özellikle küratif hasta gurubunun mümkünse onkolojik değerlendirme konseylerinden geçirilmeleri gibi düzenlemeler hata olasılığını ciddi anlamda düşürecektir.

Analizde hataya en çok katkısı bulunan 3. kısmın set-up sırasında, hasta takibinde meydana gelebileceği hesaplanmıştır. Tepe olaya katkısı % 5.57 ve hata olasılığı $2.99 E^{-4}$ olarak bulunmuştur. Bu hata;

1. Hastanın tedavi esnasında hareket etmesi
2. Hasta takibinde hata olması

şeklinde iki olayın birlikte gerçekleşmesi sonucunda görülebilir.

Klinikte bulunan 3 kameranin tamamı çalışmadığı durumda tedaviler durdurulur. Bu sebeple, kamera hatası hata ağacına dâhil edilmemiştir. Tedavi esnasında hastanın hareket etmesi hedef bölgeye istenilen dozun verilememesi anlamına geldiği gibi kritik bir organın da fazladan doza maruz kalmasına sebep olabilir. Bu olay radyoterapinin amacı olan TCB (tümör kontrol olasılığı) ve NTCP (normal doku komplikasyon olasılığı) değerlerini direk olarak etkileyen bir durumdur.

Tavsiyeler;

- Tedavi öncesinde hasta bir kez daha bilgilendirilebilir.
- Hareket olasılığı olan hastalar sabitleme aparatları ile masaya bağlanabilir.
- Set-up sırasında tedavi tamamlanana kadar 1 tekniker sadece hasta takip etmek için görevlendirilebilir. Ayrıca bu tekniker gerekli durumda en hızlı şekilde cihazı durdurabilecek pozisyonda olabilir.
- Gerekli fayda-maliyet analizleri de yapılarak herhangi bir hasta hareketi algılandığında cihazda radyasyon iletimini durduran bir sistem kurulabilir. Böylelikle bu konudaki insan faktörü azalabilir ve gerektiğinde cihaz daha hızlı durdurulabilir.

Tepe olaya sebebiyet verme olasılığı en yüksek olan 4. kısmın, simülasyon için çekilen görüntülerin gönderilmesi sırasında olabileceği hesaplanmıştır. Bu hatanın istenmeyen olaya katkısı %5.43 ve olasılığı da $2.92 E^{-4}$ olarak bulunmuştur. Bu olay;

1. İnsan hatasına bağlı olarak yanlış CT görüntüsünün transfer edilmesi,
2. Hatalı CT görüntüsünün kontrol sırasında da fark edilememesi,

şeklindeki iki hatanın birlikte gerçekleşmesi sonucunda gözlenebilir.

Simülasyon sırasında en iyi tedavi için tomografi çekimi bir çok kez tekrarlanabilir. Bu gibi bir durumda, planlama için yanlış CT serisinin sisteme transfer edilmesi bütün çalışmanın bu uygunsuz CT üzerinden yapılmasına sebep olabilir. Kliniğimizde çekilen CT görüntüleri doktor tarafından onaylanmaktadır. Fakat transfer işlemini tekniker gerçekleştirir ve tek kontrol mekanizması kendisidir. Hatalı CT transferi olasılığını azaltmak için transfer edilecek CT serilerinin saat bilgilerinin kontrol edilerek gönderilmesi ve bunun bir *check list* sistemi ile kayıt altına alınarak yapılması tavsiye edilebilir.

Analiz sonucunda hataya katkısı en yüksek 5. durumun, görüntü kılavuzluğu için alınan imajların kalitelerindeki bozukluklara bağlı gelişebilecek hatalar olduğu görülmüştür. Bu tür olayların tepe olaya katkısı % 4,33 ve olasılığı $2.32 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır.

1. İmaj kalitesinde hata olması
2. Eşleme kontrolünde hata olması

Şeklindeki iki olayın birlikte olması durumunda, hatalı doz dağılım bölgesi sonucuyla karşılaşılabılır. Böyle bir hatanın olasılığını azaltmak için;

- Görüntü kalitesinin, eşleme işlemi için uygun olmadığı durumlarda tedaviler durdurulabilir.
- Dedektörler ve görüntüleme sistemi açısından ek bir periyodik QA basamağı eklenebilir.
- Tedavi açısından görüntü kalitesinin yetersiz olduğu fakat hasta açısından tedavisinin devam etmesinin önemli olduğu durumlarda, radyasyon onkoloğunun görüntü eşleme işlemine destek vermesi sağlanabilir.

Analizimiz, tepe olaya katkısı en yüksek olan 6. ve 8. sıradaki durumu, immobilizasyon ekipmanının tedavi kalitesi açısından uygunsuz ayarlanması olarak göstermektedir. Tepe olaya katkıları sırasıyla % 3.44 ve % 3.0 ve olasılık değerleri $1.85 E^{-4}$ ve $1.61 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır. Bu hatalar;

1. İnsan hatasına bağlı hatalı uygulama
2. Doktor ve teknikerin kontrol katası (Verifikasyon hatası)
3. Verilerin indirilmesi sırasında fizikçi kontrol hatası (Verifikasyon hatası)
4. İmmobilizasyon ekipmanını kullanmayla ilgili eksik veya yetersiz eğitim

yukarıdaki sorunların birlikte gerçekleşmesi sonucu ortaya çıkar. Bu bölümdeki sorunları azaltmak için;

- Belirli periyotlarda immobilizasyon eğitimlerini güncellemek,
 - Ekipmanı uygulamadan önce hastaya yeterli bilgilendirmenin yapıldığından emin olmak,
 - Vakum yatak ve termoplastik maske uygulamalarında ekipmanın sabitlenmesi için yeterli süre beklemek,
 - Uygulama sonrasında doktoru kontrol için yönlendirmek,
 - Genel durumu sebebiyle prosedüre uymayan hastalar için medikal fizikçiyle birlikte alternatif uygulamaları düşünmek
- gibi konuların üzerinde durulabilir.

Analizimizde tepe olaya katkısı 7. sırada bulunan olay *PTV crop hatası* 'dır. Bu olay hata ağacında PTV çizimiyle ilgili kısımda yer almaktadır. Analiz sonucunda *crop* uygulama hatası olasılığı $1.66 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır. Tepe olaya katkısı % 3.09 dur.

Bu olay hata ağacında;

1. Crop hatası
2. Crop sonrası kontrol hatası olarak görülmektedir.

Bu gibi bir hata olasılığını düşürmek için;

- PTV konturlaması sonrasında cilt mesafesi ikinci bir kontrolden geçebilir.
- Post processing işlemi ile PTV dışında kalmış olabilecek noktasal konturların planlama öncesi temizlenmesi sağlanabilir.
- Planlama sonrası MU değerleri kontrol edilebilir.

Sonuçlarımızda tepe olaya 9. sıradan katkı sağlayan olaylar MRI füzyon hatası ile ilgilidir. Bu hatanın tepe olaya katkısı ve olasılığı sırası ile %2.96 ve $1.59 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır. Bu hata aşağıdaki olayların birlikte olması sonucunda gerçekleşir;

1. İnsan hatasına bağlı olarak uygun olmayan füzyon gerçekleştirilmesi
2. Fizikçi kontrol hatası
3. Doktor kontrol hatası

Füzyon yapılacak bölgenin doğrulanması için iletişim kurmak ve füzyonla ilgili eğitimleri güncellemek bu tür hataların olasılığını azaltabilir.

Kliniğimizde gerçekleştirdiğimiz hata ağacı analizinde, tepe olaya 10. sıradan katkının görüntü kılavuzluğu için teknik seçiminde gerçekleşebilecek hatalar olduğu görülmüştür. Bu olay tepe olaya %2.87 katkı sağlamaktadır ve olasılığı $1.54 E^{-4}$ olarak hesaplanmıştır.

Hata noktaları;

1. Hangi görüntüleme tekniğinin kullanılacağı ile ilgili bilgide hata olması
 2. Teknikle ilgili kontrol mekanizmasının hata yapması
- olarak belirlenmiştir.

Cihazımızda KV-MV ve CBCT görüntüleme yapılabilmektedir. MV görüntüleme meme ve akciğer tespitinde, KV görüntüleme kemik yapının tespitinde, CBCT’de detaylı organ ve doku tespitinde kullanılır. CBCT alınmayan bir prostat hastasının mesane ve rektum durumundan haberdar olunamaz. Benzer şekilde sadece KV görüntüsü alınan bir meme hastasının da meme ve akciğer pozisyonu ile ilgili bilgi olmadığı için eşleme zayıf kalacaktır. Hedef tespitinde kullanılacak görüntüleme sistemlerinin bize sağladığı bilgiler sayesinde, iyi bir tedavi uygulaması yapıldığından emin olunabilir. Bu açıdan hangi teknikle görüntü alınması gerektiği çok önemlidir. Bu kısımdaki hata olasılığını azaltmak amacıyla aşağıdaki durumlar gözden geçirilebilir;

- Set-up sırasında görüntüleme teknikleriyle ilgili standart prosedür kontrol edilerek, güncellemeler yapılabilir.
- Standart prosedür teknikerlerin kolaylıkla ulaşabileceği (mümkünse panoda asılı bir şekilde) bir yerde bulundurulabilir.
- Set-up sırasında medikal fizikçi ve doktor her seferinde görüntüleme tekniğini sorgulayabilir ve bu konuda bir *check list* yapılabilir.
- Belirlenen periyotlarda görüntüleme teknikleri ve yöntemleri eğitimi düzenlenerek bilgilerin güncel kalması sağlanabilir.

Çalışmada Radyoterapi uygulamaları analiz edilmek üzere 3 ana bölüme ayrılmıştır. Hatalı doz veya doz bölgesi olarak belirlediğimiz tepe olayımızın alt ana bölümleri de kendi içinde hata ağaçlarına ayırarak incelenmiştir.

4.1.2 Simülasyon Hata Ağacı Analizi

Ana hata ağacımızda simülasyon bölümü transfer gate ile bağlanarak, alt ağaca (sub-tree) çevrilmiş ve SAPHIRE programında çözdürülmüştür. Tepe olay olarak simülasyon hatası (*fixation and imagin failure*) olan hata ağacı analiz edildiğinde olasılığı $1.16 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır. Analiz sonuçları çizelge 4.3’de görülmektedir.

Çizelge 4.3 Simülasyon hata ağacı analizi CUT-SET raporu

Cut Set Report - FIX_IMAGE_FAILURE (FT)				Radiotherapy Clinical FTA	
May 3, 2018 12:08					
#	Case	Prob/Freq	Total %	Cut Set	Description
Total		1.16E-3	100	Displaying 21 of 21 Cut Sets.	
1	C	2.92E-4	25.1		
		3.00E-2		CT_VERF_F	(ct verification failure) second check before sent (from therapist and physician)
		9.72E-3		H_F_SELECTION_CT	(human failure) wrong ct selection for transfer (THERAPIST)
2	C	1.85E-4	15.9		
		3.00E-2		ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	therapist and doctor second check fail
		2.05E-2		H_F_IMMOB_F	(human failure) because of inattention or similar factor there is wrong using of immobilization device
		3.00E-1		PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	physicist control of adjustment equipment when ct import
3	C	1.61E-4	13.9		
		3.00E-2		ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	therapist and doctor second check fail
		3.00E-1		PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	physicist control of adjustment equipment when ct import
		1.79E-2		TRAINIG_IMMOB_USE_F	(training failure about using of immobilization device) no or inadequate
4	C	9.04E-5	7.78		
		3.00E-2		ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	therapist and doctor second check fail
		5.02E-2		PATIENT_MOVE_F_CT	(patient move failure) patient move or give up adjusted equipment position on ct
		3.00E-1		PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	physicist control of adjustment equipment when ct import
		2.00E-1		THERAPIST_CHECK_IMMOB_F	therapist check immob device failure before or after scan
5	C	7.83E-5	6.74		
		2.61E-2		DIRECTION_INFO_F	(direction information failure) patient direction information is wrong or not suitable for optimal RT
		1.00E-1		PHYS_DIRECTOIN_VERF_F	physicist verification failure when import patient

Çizelge 4.3’de görüldüğü üzere simülasyon hatasına % 25 gibi yüksek katkı çekilen CT görüntüsünün transferi sırasında, insan hatası ve kontrol işleminde de hatalı olması durumudur. Olasılık değeri $2.92 \cdot 10^{-4}$ olarak hesaplanmıştır. İnsan hatasının temel sebepleri olan dikkatsiz davranma, acele etme, yüksek özgüven gibi durumlar göz önüne alındığında, kontrolü de aynı kişinin yapıyor olması hata olasılığını artırır.

Çizelge 4.3’de 2. ve 3.sırada immobilizasyon ekipmanının tedavi için uygun olmayan kullanımı yer almaktadır. Bu basamakların kontrol mekanizmaları aynı

olup, ana hata kaynakları insan hatasına bağlı hatalı uygulama ve yetersiz eğitimidir. Bu nokta için 2 farklı kontrol mekanizmasının bulunması, yeni bir kontrol noktası koymanın katkı sağlamayacağını göstermektedir. Bununla birlikte, immobilizasyon ekipmanlarının kullanımı konusunda rutin olarak bilgi güncelleme eğitimlerinin yapılması, sistem iyileştirmesi için önemli olabilir.

4.1.3 Tedavi planlama hata ağacı analizi

Ana hata ağacımızda tedavi planlama bölümü transfer gate ile bağlanarak alt ağaca çevrilmiş ve SAPHIRE programında çözdürülmüştür. Tepe olay olarak tedavi planlama hatası (*dose planning failure*) olan bu hata ağacı analiz edildiğinde olasılığı $2.71 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır. CUT-SET sayısı 53 olan analiz sonucumuza en çok katkı yapan 5 hata Çizelge 4.4’de görülmektedir.

Çizelge 4.4 Tedavi planlama alt hata ağacı analizi CUT-SET raporu

Cut Set Report - DOSE-PLAN-FAILURE (FT)				Radiotherapy Clinical FTA	
May 3, 2018 11:58					
#	Case	Prob/Freq	Total %	Cut Set	Description
Total		2.71E-3	100	Displaying 53 of 53 Cut Sets.	
1	C	3.87E-4	14.3		
		1.50E-1		DIAGNOSTIC_INFO_CONTRL_F	control of diagnostic information before delineation of ptv
		2.58E-3		DIAGNOSTIC_INFO_F	(diagnostic information failure) there is wrong or inadequate diagnostic information for draw ptv
2	C	1.68E-4	6.13		
		1.11E-2		CROP_PTV_F	(crop ptv failure) there is a ptv out or near the body or other structure failure
		1.50E-2		CROP_VERF_F	verification of ptv border from body or other critical structure (physicist and physician control failure)
3	C	1.59E-4	5.87		
		6.09E-2		H_F_MRI_FUSION	(human failure) wrong mri selection
		2.61E-2		MRI_PHYSICIAN_VERF_F	mri physician verification failure
		1.00E-1		MRI_VERF_F	(mri verification failure) physicist
4	C	1.13E-4	4.19		
		4.35E-2		MRI_INFO_F	(mri information failure)
		2.61E-2		MRI_PHYSICIAN_VERF_F	mri physician verification failure
		1.00E-1		MRI_VERF_F	(mri verification failure) physicist
5	C	1.11E-4	4.09		
		7.39E-3		PTV_SAVE_F	(ptv save failure) save data failure
		1.50E-2		SAVE_PTV_VERF_F	physician and physicist control
6	C	1.11E-4	4.09		
		1.50E-2		PRSCRPTON_VERF_F	verification of dose prescription failure physician and physicist

Çizelge 4.4’te görüldüğü gibi tedavi planlama hatasına en yüksek katkı hedef belirleme kısmında, radyasyon onkoloğuna gelen diagnostik bilgede hata olması durumudur. Tepe olay olan tedavi planlama hatasına % 14.3 katkıda bulunmaktadır ve olasılığı $3.87 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır.

Bu analizden çıkarılabilecek önemli sonuçlardan bir tanesi de ana hata analizinde % 7.21 ile 2. sırada bulunan diagnostik bilgi kaynaklı hata, tedavi planlama alt ağaç analizinde 1. sıradadır ve hataya % 14'lük katkı sağlamaktadır. Bu sebeple, bu noktada yapılacak iyileştirmenin çalışmamızın asıl hedefi olan hatalı doz ve doz bölgesi olasılığını önemli ölçüde düşüreceği görülmektedir.

4.1.4 Tedavi iletimi hata ağacı analizi

Ana hata ağacımızda tedavi iletimi bölümü transfer gate ile bağlanarak alt ağaca çevrilmiş ve SAPHIRE programında çözdürülmüştür. Tepe olay olarak tedavi iletimi hatası (*treatment delivery failure*) olan bu ağaç analiz edildiğinde olasılığı 1.51×10^{-3} olarak hesaplanmıştır. Cut set sayısı 13 olan analiz sonucumuza en çok katkı yapan 5 hata Çizelge 4.5'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 Tedavi iletimi alt hata ağacı analizi CUT-SET raporu

Cut Set Report - TREAT-DELIVERY-FAILURE (FT)				Radiotherapy Clinical FTA	
May 3, 2018 12:10					
#	Case	Prob/Freq	Total %	Cut Set	Description
Total		1.51E-3	100	Displaying 13 of 13 Cut Sets.	
1	C	4.23E-4	28		
		1.41E-2		H_F_MATCH_IMAGE	human failure match image inattention
		3.00E-2		MATCH_SETUP_VERF_F	matching verification failure on setup physician and therapist
2	C	2.99E-4	19.8		
		1.11E-2		PATIENT_TRACK_F	patient tracking failure on monitors system therapist and physicist on setup
		2.69E-2		PATIENT_TRAET_MOVE_F	patient moving when treatment going on
3	C	2.32E-4	15.4		
		7.75E-3		IMAGE_QUALITY_F	image quality failure
		3.00E-2		MATCH_SETUP_VERF_F	matching verification failure on setup physician and therapist
4	C	1.54E-4	10.2		
		1.50E-2		TECHNIQUE_CONTROL_F	image guide technique control by physician and physicist error.
		1.03E-2		TECH_INFO_F	(technique information failure) there is no or inadequate information about image guide technique
5	C	8.55E-5	5.65		
		5.70E-3		H_F_IMAGE_GUIDE_TECHN	(human failure) inattention etc wrong technique selection
		1.50E-2		TECHNIQUE_CONTROL_F	image guide technique control by physician and physicist error.
6	C	6.54E-5	4.33		
		2.18E-3		IMA_MATCH_TRAINING_F	image match training failure no or inadequate

Bu analizin en önemli sonucu, ana hata analizinde 1. ve 3. sırada yer alan görüntü kılavuzluğunda imaj eşleme hatası ve hasta takip hatasının, tedavi iletimi alt ağaç analizinde % 28 ve % 19.8 katkılarla 1. ve 2. sırada yer almasıdır. Bu sebeple, bu iki hata kaynağında yapılabilecek iyileştirmeler, tepe olay hata olasılığını azaltmak açısından sistemi olumlu şekilde etkileyecektir.

Literatürde Radyoterapi için hata ağacı yöntemi ile niceliksel olasılıklı risk analizi çalışması çok az bulunmaktadır. Çalışmamız için referans aldığımız makaleler arasında yer alan Ekaette ve arkadaşlarının çalışması (Ekaette et. al., 2007) ile karşılaştırma Çizelge 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6 Hata ağacı analiz sonuçlarının karşılaştırılması

	Ekaette ve ark.’nın hata ağacı hata olasılık değerleri (Uzman değerlendirmesi verileriyle) (yıl da 2894 hasta)	Hesaplanan hata ağacı hata olasılık değerleri (Uzman değerlendirmesi verileriyle) (üç yılda 2707 hasta)
Reçetelendirme	0.00060	-----
Simülasyon (Blok dökümü olayları da dahil)	0.00240	0.00116
Tedavi planlama	0.00010	0.00271
Veri girişi	0.00063	-----
Tedavi iletimi	-----	0.00151
Toplam hata ağacı	0.00373	0.00537

Çizelgede görüldüğü gibi Ekaette ve ekibi çalışmalarını reçetelendirme, simülasyon, tedavi planlama ve veri girişi olmak üzere 4 aşamada incelemiştir. Çalışmamızda ise simülasyon, tedavi planlama ve tedavi iletimi olmak üzere 3 aşama bulunmaktadır. Karşılaştırmada, simülasyon kaynaklı hata olasılıkları (0.00240 ve 0.00116) birbiri ile tutarlı görülmektedir. Farkın klinik koşullar, uygulama farklılıkları, immobilizasyon ekipman farklılıkları gibi durumlardan kaynaklanması muhtemeldir. Ayrıca çalışmamızda, blok kullanımı olmaması ve Ekaette ve arkadaşlarının bu uygulamayı da çalışmalarına dâhil etmiş olmaları, klinikler arası farklılıkların bu tür çalışmalarda sonuçları etkilediğini göstermektedir. Tedavi planlama kısmının analiz sonuçları (0.00010 ve 0.00271) arasında büyük oranda farkın temel sebebinin uzman tahminlerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ana hata ağacı sonuçları değerlendirildiğinde (0.00373 ve 0.00537) hata olasılıklarının birbirine çok yakın

olması, tepe olay hata ağacı analiz sonuçlarımızın literatüre uyumlu olduğunu göstermektedir.

İki çalışma karşılaştırıldığında, tepe olay olasılık değerimizin yüksek olmasının nedeni, tedavi iletimi basamağının çalışmamızda değerlendirilmesi, buna karşın Ekaette ve arkadaşlarının çalışmasında bu değerlendirmenin yapılmamış olması olarak düşünülebilir. Ayrıca çalışmalarında uzman değerlendirme ekibindeki personel sayıları ve hasta sayıları da bizden fazladır. Bu da sistemi modelleme ve verilerin güvenilirliğini arttırmak açısından çalışmamızın eksik olan kısmını göstermektedir.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada hata ağacı metodu kullanılarak radyoterapi kliniğinin olasılıksal risk analizi gerçekleştirilmiştir. Deterministik yöntemlerden farklı işleyen bu yöntem sayesinde niceliksel olarak hataya en yatkın kısımların değerlendirilmesi sağlanmıştır. Çalışmada elde ettiğimiz veriler ve analizlerimizi maddeler halinde değerlendirecek;

- Kliniğimiz için gerçekleştirdiğimiz radyoterapide hatalı doz veya doz dağılımı bölgesi hatasının olasılığı $5.37 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır. Bu hata olasılığına en büyük katkıyı sağlayan bölgelerin; görüntü kılavuzluğunda görüntü eşleme hatası, GTV belirlemede kullanılacak olan diagnostik bilgi hatası, tedavi iletimi sırasında hasta hareketine karşın hasta takibi hatası ve bu hataların kontrol noktalarında meydana gelen hatalar olduğu belirlenmiştir. Radyoterapide her kliniğin iş akışında, personel sayısında, personel çeşitliliğinde, görev dağılımında, kullanılan cihaz ve ekipmanlarında, uygulama tekniklerinde kendine özgü nitelikleri bulunur. Bu farklılıklar, benzer çalışmaları her kliniğin kendine özgü gerçekleştirmesi gerekliliğinin göstergesidir. Ayrıca AAPM TG 100 çalışmasında (Huq et. al., 2016), radyoterapide proaktif kalite yönetimindeki çalışmaları her kliniğin kendine özgü oluşturması ve değerlendirmesi gerektiğinin altını çizmektedir.
- Simülasyon alt hata ağacımızda hata olasılığımız $1.16 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır. Sistemin en zayıf kısımlarının; CT kesitlerinin transferi sırasında olabilecek hata, insan hatasına bağlı olarak immobilizasyon ekipmanını uygulama da hata, immobilizasyon ekipmanlarının kullanımı ile ilgili yetersiz eğitim sebebiyle hata ve yukarıdaki bölümlerin kontrol mekanizmalarında meydana gelebilecek hatalardan kaynaklandığı belirlenmiştir. Sistemi iyileştirmek adına yapılabilecek önleyici faaliyetler bulgular ve tartışma kısmında detaylı olarak anlatılmıştır.
- Tedavi planlama alt hata ağacımızda hata olasılığımız $2.71 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır. Bu bölümde sistemin en zayıf kısımları; GTV belirlemeye yardımcı olan diagnostik verilerde oluşabilecek hatalar, insan hatasına bağlı hedef bölgede *crop* işleminde oluşabilecek hatalar, insan hatasına bağlı uygun olmayan MRI seçim hatası ve bu durumlar için bulunan

kontrol basamaklarında gerçekleşebilecek hatalar olduğu görülmüştür. Sistemi geliştirmek adına yapılabilecek önleyici faaliyetler bulgular ve tartışma kısmında detaylı olarak anlatılmıştır.

- Tedavi iletimi alt hata ağacında hata olasılığı 1.51×10^{-3} olarak hesaplanmıştır. Sistemin en zayıf kısımlarının; görüntü kılavuzluğunda insan hatasına bağlı uygun olmayan eşleme hatası, tedavi sırasında hasta takibi hatası, kalitesiz görüntüye bağlı hatalar ve bu basamakların kontrol mekanizmalarında meydana gelebilecek hatalar olduğu belirlenmiştir. Bu açıdan sistemi geliştirmek adına yapılabilecek önleyici faaliyetler bulgular ve tartışma kısmında detaylı olarak anlatılmıştır.

Çalışmamızın temel amacı olasılıksal risk analizi yöntemi ile proaktif olarak radyoterapide risk hesaplamasıdır. Bu yöntemin en büyük zorluklarından bir tanesi hata ağacında kullandığımız olasılık verilerinin elde edilmesi olmuştur. Verilerin elde edilmesi kısmında kullandığımız uzman değerlendirmesi yöntemi, uygulama açısından bizi memnun etmiş olsa da, verileri topladığımız uzman sayımızın yetersiz olması sonuçlarda yüksek veya alçak tahminlere sebep olmuş olabilir.

Radyoterapi alanında niceliksel hata ağacı çalışması literatürde çok az bulunmaktadır. Çalışma sonuçlarımızın Ekaette ve ark.'nın çalışması ile uyumlu olması ve çalışmamız sırasında hataya açık olduğunu düşündüğümüz bölgelerin analizimizde de sayısal sonuçlarla desteklenmiş olması çalışmanın güvenilirliğini arttırmaktadır.

Bu çalışma, sistemi tüm detaylarıyla anlama ve iyileştirme amaçlıdır. Kalite yönetimini geliştirmek adına yapılan bu risk analizinde verilerimizin yetersizliği sebebiyle istatistiksel belirsizlik hesaplamalarına yer verilmemiştir.

Çalışmamız radyoterapi kliniklerinde kuralcı ve yerleşik yöntemler dışında ileriye yönelik risk analizi metotları kullanarak gerçekleştirilmiştir. Bu sayede var olan sistemin eksikleri ve potansiyel hata noktaları değerlendirilmiştir. Bu konu üzerinde ülkemizdeki radyoterapi kliniklerinde ilk olan çalışmamız, radyoterapide

olasılıksal güvenlik analizi ile kalite yönetimini geliştirme amaçlı başlangıç çalışması niteliğindedir.

Ülkemizde Radyoterapi kliniklerinde iş yükü, hasta yoğunluğu, personel eksikliği gibi durumlar sebebiyle uygulama ve yönetimdeki eksiklikler yıllarca süregelmektedir. Yeni gelen personellere aynı eksikliklerin aktarılması uzun yıllar kaza riski yüksek noktaların bulunmasına neden olabilmektedir. Bu sebeple, özellikle yeni bir klinik kurulduğunda, yeni bir cihaz, yeni ekipman veya yeni uygulama yöntemi devreye alındığında olasılıksal risk analizinin yapılmasını ve güvenlik açısından zayıf noktaların belirlenmesini öneriyoruz. Yapılan analizler sonrasında zayıf noktalar için uygun kalite kontrol yöntemini belirlemek ve uygulamaya geçirmek bu tür bir çalışmanın temel amacıdır ve gerçekleştirilmelidir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- ASN, 2007. Report ‘‘Concerning the radiotherapy incident at the university hospital centre (CHU) in Toulouse Rengueil hospital.’’ http://www.french-nuclearsafety.fr/content/download/55492/372764/file/Toulouse ASN_report1.pdf
- Barth, R.F., Soloway, A. H., Fairchild, R. G.,** 1990, Boron Neutron Capture Therapy of Cancer, *Cancer Research*, 50: 1061–1070 pp.
- Bedford, T., Cooke R. M.,** 2001, Probabilistic Risk Analysis Foundations and Methodes, Cambridge University Press, UK, 414p.
- Benini, A., Chataigner, P., Noumri, N., Parham, N., Sweeney, J., Tax, L.,** 2017, Expert Judgment, ‘‘The use of expert judgment in humanitarian analysis theory, methods and applications’’, ACAPS, 218p. https://www.acaps.org/sites/acaps/files/resources/files/acaps_expert_judgment - full study august 2017.pdf (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Bentzen, S. M., Constine, L.S., Deasy, J.O., Eisbruch, A., Jackson, A. et al.,** 2010, Quantitative analyses of normal tissue effects in the clinic (QUANTEC): an introduction to the scientific issues, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 76 (Suppl. 3): 3-9pp. [doi:10.1016/j.ijrobp.2009.09.040](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.09.040)
- Beyzadeoglu, M., Ozyigit, G., Ebruli, C.,** 2010, Basic Radiation Oncology, Springer, New York, 576p.
- Bleehen, N.M.,** 1988, Radiobiology in Radiotherapy, Springer-Verlag, London, 248p.
- Bogdanich, W.,** 2010. ‘‘Radiation offers new cures, and ways to do harm,’’ New York Times, January 24, 1-13 pp. <http://atlas.physics.arizona.edu/~kjohns/teaching/phys586/s11/pdf/nytimes-radiation.pdf> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Cherry, P., Duxbury, A.,** 2009, Practical Radiotherapy Physics and Equipment, 2nd Ed., Wiley-Blackwell, USA, 284p.
- Cherry, P., Duxbury, A.,** 2009, Practical Radiotherapy: Physics and Equipment, 2nd ed., Wiley-Blackwell, USA, 301p.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Dabloda, F.S., Hartmann, G.H., Pena, J., Cpote, R., Rhein, B., et al.,** 2007, Uncertainty estimation in intensity-modulated radiotherapy absolute dosimetry verification. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 68(1): 301-310
- Duthoy, W., De Gersem, W., Vergote, K., Coghe, M., Boterberg, T., et. al.,** 2003, Whole abdominopelvic radiotherapy (WAPRT) using intensity-modulated arc therapy (IMAT): first clinical experience, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, (4): 1019-1032pp.
- Ekaette, E., Lee, R.C., Cooke, D.L., Iftody, S., Craighead, P.,** 2007, Probabilistic fault tree analysis of a radiation treatment system, *Risk Analysis*, 27: 1395–1410pp. <https://doi.org/10.1111/j.1539-6924.2007.00976.x>
- Erdoğan, A.,** 2015, Fault tree analysis literature research and application in a medium sized enterprise, *ÇSGB Çalışma Dünyası Dergisi*, 3(1): 106-122 pp.
- Greene, D., Williams, P. C.,** 1997, Linear Accelerators for Radiation Therapy, 2nd Ed., Institute of Physics Publishing, New York, 286p.
- Güler, A.,** 2011, Rus tipi basınçlı su nükleer reaktörlerinin acil kor soğutma suyu sistemlerinin olasılıklı güvenlik analizinin yapılması, Hacettepe Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 69p.
- Halperin, E. C., Brady, L. W., Perez, C. A., Wazer, D. E.,** 2013, Principles and Practice of Radiation Oncology, 6th Ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA, 1936p.
- Hanna, S.,** 2012, RF Linear Accelerators for Medical and Industrial Applications, Artech House, Norwood, MA, USA, 202p.
- Hoyle, D.,** 2001, ISO 9000 Quality Systems Handbook, 4th ed., Butterworth-Heinemann, Oxford, 672p.
- <http://pqm-online.com/assets/files/lib/books/holye2.pdf>

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Huq, M. S., Fraass, B. A., Dunscombe, P. B., Gibbons Jr, J. P. , Ibbott, G. S., Mundt, A. J., Mutic, S., Palta, J. R., Rath, F., Thomadsen, B. R., Williamson, J. F., Yorke, E. D., 2016, The Report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management, *Medical Physics*, 43(7): 4209-4262 pp.

<http://dx.doi.org/10.1118/1.4947547>.

IAEA, 1998, Accidental overexposure of radiotherapy patients in San José, Costa Rica, International Atomic Energy Agency, Vienna, 176p. (Special publication series IAEA-STI/PUB/1027).

ICRU, 1976, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gama rays in radiotherapy procedures, International Commission on Radiation Units and Measurements, Report No.24, Washington, DC.

Jakóbczak, D. J., 2015, Analyzing Risk through Probabilistic Modeling in Operations Research, IGI Global, Poland, 441p.

Johnston, A. M., 2006, Unintended overexposure of patient Lisa Norris during radiotherapy treatment at the Beatson Oncology Centre, Glasgow in January 2006, Technical report, the Scottish Ministers for The Ionising Radiation Regulation, 86p.

Johnston, Wm. R. 2007. ‘‘Columbus radiotherapy accident, 1974-1976’’ Database of radiological incidents and related events-Johnston's Archive, <http://www.johnstonsarchive.net/nuclear/radevents/1974USA2.html> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).

Kankaanranta, L., Seppälä, T., Koivunoro, H., Saarilahti, K., Atula, T., et al., 2012, Boron neutron capture therapy in the treatment of locally recurred head-and-neck cancer : Final analysis of a phase I/II trial, *Head and Neck Cancer*, 82(1): 67–75 pp. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.09.057>

Khan, F.M., 2010, The Physics of Radiation Therapy. 4th Ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 541p.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F., Simon, W. et al.,** 2009, Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators, *Medical Physics*, 36: 4197–4212 pp. <https://doi.org/10.1118/1.3190392>
- Kurtman C., Çelebioğlu B.,** 2000, Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi, Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı Cilt 1, Sayı 1, Ankara, 2p.
- Kutcher, G. J., Coia, L., Gillin, M., Hanson, W. F., Liebel, S. et al.,** 1994, Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Medical Physics*, 21(4): 581–618 pp. <https://doi.org/10.1118/1.597316>
- Kutluk, T., Kars, A.,** 1996, Kanser Konusunda Genel Bilgiler (7.Baskı), Sağlık Bakanlığı Kanser ve Savaş Daire Başkanlığı, Ankara, 98p.
- Le Pécoux, C., Dunant, A., Senan, S., Wolfson, A., Quoix, E., et al.,** 2009, Standard-dose versus higher-dose prophylactic cranial irradiation (PCI) in patients with limited-stage small-cell lung cancer in complete remission after chemotherapy and thoracic radiotherapy (PCI 99-01, EORTC 22003-08004, RTOG 0212, and IFCT 99-01): a randomised clinical trial, *Lancet Oncol*, 10: 467–474 pp.
- Mayles, P., Nahum, A. E. Rosenwald, J.,** 2007, Handbook of Radiotherapy Physics, FL: CRC Press, Boca Raton, 1470p.
- Mettler, F.A., Ortiz-Lopez, Jr. P.,** 2001, Accidents in Radiation Therapy, 291-297, Medical management of radiation accidents, Gusev, I.A., Guskova, A.K., Mettler, F.A. (Eds), CRC Press, New York, London, 611p.
- Neolife Tıp Merkezi,** “Brakiterapi nedir?” <http://neolife.com.tr/brakiterapi-nedir/> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- ORNL,** “Oak Ridge National Laboratory” <https://www.ornl.gov/> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Özbay, Ç. R.**, 2012, Yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamalarının dozimetrik doğruluklarının farklı dozimetrik sistemler kullanılarak karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 93p.
- Pala, F. S.**, 2006, Radyoterapi ünitelerinde meydana gelen kazalar; Nedenleri ve sonuçları, *Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 23(2): 103-108 pp.
- Pate-Cornell, M.E., Murphy, D.M.**, 1996, Human and management factors in probabilistic risk analysis: the SAM approach and observations from recent applications, *Reliability Engineering & System Safety*, 53 (2): 115–126.
- Podgorsak, E. B.**, 2005, Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students, IAEA, VIENNA, 657p.
- Radiopaedia**, ‘‘Hounsfield unit’’ <https://radiopaedia.org/articles/hounsfield-unit> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Rosqvist, T. , Tuominen, R.**, 1999, ‘‘Expert Judgment Models in Quantitative Risk Assessment’’, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, [http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollection-Store/ Public/31/016/31016454.pdf](http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollection-Store/Public/31/016/31016454.pdf) (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Russell, K.D., Hoffman, C.L., Kvarfordt, K.J., Lois, E., Smith, C.L., Telwood, S.**, 1999, Systems analysis programs for hands-on integrated reliability evaluations (SAPHIRE) Version 6.0 system overview manual, NUREG/CR-6532, 64p.
- Thomadsen, B.R., Dunscombe, P., Ford, E., Huq, S., Pawlicki, T., Sutlief, S.**, 2013, Quality and Safety in Radiotherapy: Learning the New Approaches in Task Group 100 and Beyond, *Medical Physics Publishing Corporation*, Madison, WI.
- Thwaites, D.I., Mijneer, B.J., Mills, J.A.**, 2005, Quality assurance of external beam radiotherapy, 407–450, Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Podgorsak, E.B. (ed), IAEA, Vienna, Austria, 657p. http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/pdf_files/Chapter12.pdf

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Uğurlu, B.,** ‘‘Boolean Mantığı ve Lojik Diyagramlar’’ ders sunumu, http://members.comu.edu.tr/boraugurlu/courses/bm307/content/week1/slayt1_d.pdf (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Varian,** ‘‘Trilogy System’’ <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/trilogy-system> (Erişim Tarihi: 11 Mayıs 2018).
- Vergote, K., Deene, Y. D., Claus, F., Gersem, W. D., Duyse, B. V., et al.,** 2003, Application of monomer/polymer gel dosimetry to study the effects of tissue inhomogeneities on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) dose distributions, *Radiotherapy and Oncology*, 67 (1): 119-128pp.
- Vesely, B.,** 2002, Fault tree analysis (FTA): Concepts and applications, *Tech. Rep., NASA HQ*, 194p.
- Webb, S.,** 2001, Intensity-Modulated Radiation Therapy, Series in Medical Physics and Biomedical Engineering, Bristol, 454p.
- Wieszczycka, W., Scharf, W. H.,** 2001, Proton Radiotherapy Accelerators, World Scientific, London, 342p.

ÖZGEÇMİŞ

82211/7 sok. No:5 D:2 Çiğli/İZMİR

GSM: 05321652905
cagatayozbay@gmail.com**Çağatay Recep ÖZBAY****Kişisel Bilgiler****Doğum Yeri ve Tarihi:** Ankara, 19.03.1985**Sürücü Belgesi:** B Sınıfı, Kasım 2005**Eğitim****Doktora**Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Nükleer Uygulamalar
Anabilim dalı, 2013-**Yüksek Lisans**Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Klinik Onkoloji
ABD. Radyoterapi Fiziği, (Bölüm Birincisi), 2009 - 2012**Lisans**Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Nükleer Enerji
Mühendisliği (İNGİLİZCE), (Bölüm Birincisi), 2004-2009**Lise**

Çankaya Kılıçarslan Süper Lisesi, ANKARA, 1999-2003

İlköğretim

Ankara İlköğretim Okulu, ANKARA, 1992-1999

Yabancı Dil

- İngilizce (ÜDS 76.250)
- Almanca Başlangıç
- Fransızca Başlangıç
- Çince Başlangıç

Staj

- Ağustos 2007: Çan Termik Santrali ÇANAKKALE
Akışkan yataklı santral teknolojisine sahip olan Çan Termik
Santralinin:
Enerji Eğitim Biriminde: Kazan ve türbin eğitimi detaylı olarak
alınmıştır
(Kontrol odası ve sahada).
Elektrik İletim ve Dağıtım Biriminde: Elektrik üretiminden
sanayiye ve özel tüketime ulaştırılca kadar olan tüm evrelerin

eğitimi alınmıştır.

Güvenlik Biriminde: Santral içi ve çevresindeki güvenlik ve uyulması gereken kurallar öğrenilmiştir.

- Ağustos-Eylül 2008: Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi İSTANBUL

Endüstri Biriminde: Radyografi, Ultrasonik, Magnetik parçacık, eddy current sıvı penetrant yöntemleriyle tahribatsız muayene metodları öğrenilmiştir.

Sağlık Fiziği Biriminde: Radyasyondan korunma ile ilgili teorik ve pratik bilgiler öğrenilmiştir.

Radyoaktivite Ölçüm ve Analiz Biriminde: Toprak analiz metodları ve örnek alma. HPG dedektörü ile gama sayımı ve aktivite hesabı, alfa spektrometresi, radyokimya ve toplam alfa,beta sayım teknikleri eğitimi alınmıştır.

Malzeme ve Yakıt Üretimi Biriminde: Pellet üretimi teknikleri öğrenilmiştir.

Reaktör Biriminde: Reaktörün çalışma prensipleri, nötron akısı ölçümü, kontrol çubuğu kalibrasyonu eğitimleri alınmıştır.

Bilgisayar Programları ve Dilleri

- MATLAB
- QCAD
- SAPHIRE (Probabilistic Safety Analysis Software)
- Reaktör Termal - Hidrolik Analiz Programları: COBRA, ZEBRA
- Fortran Programlama Dili
- SPSS
- MS Office Uygulamaları

Projeler

- Yüksek Sıcaklık Gaz Soğutmalı Nükleer Reaktör teknolojisi yakıtı olan TRİSO (trisotropic coated particles) slicon carbide kaplamalı yakıtların optik görüntüleme yöntemi kullanılarak katman kalınlıklarının hesaplanması ve kalite kontrolü.

Hacettepe Üniversitesi, 2009

- Hacettepe Üniversitesi hastanesinde bulunan LINAC II (lineer hızlandırıcı) cihazının tedavi odasının duvar kalınlıklarının NCRP 151 zırhlama protokolleri kılavuzluğunda kalite kontrolünün yapılması.

Hacettepe Üniversitesi, 2010

- Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğiyle Oluşturulmuş Tedavi Planlamalarının Dozimetrik Doğruluklarının Farklı Dozimetrik Sistemler Kullanılarak Karşılaştırılması

Hacettepe Üniversitesi, 2011

- Radyoterapi uygulamalarında olasılıksal risk analizi

Ege Üniversitesi, 2015**Üyelikler**

- NÜKTE (Nükleer Teknoloji Bilgilenme ve Bilgilendirme Platformu)
- Hacettepe Teknoloji Topluluğu
- TÜTEV (Türkiye Teknik Elemanları Eğitim Vakfı)
- Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği
- Türk medikal fizik derneği

**Hakkında Bilgi
Alınabilecek
Kişiler**

Prof. Dr. Üner ÇOLAK Hacettepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi
Nükleer Enerji Mühendisliği

Prof. Dr. Mustafa Cengiz Hacettepe Üniversitesi
Radyasyon Onkolojisi ABD.

Doç.Dr.Gökhan Özyiğit Hacettepe Üniversitesi
Radyasyon Onkolojisi ABD.

Dr. Med.Fiz. Salih Gürdallı Bozlu Holding A.Ş.
Medikal Fizik Müdürü

Dr. Benat KOÇKAR Hacettepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi
Makine Mühendisliği

İlgi Alanları

- Sinema
- Spor

1997 – 2003 Gençlerbirliği Futbol Klübü

2004 – 2009 H.Ü. Mühendislik Fakültesi Voleybol Takımı

2009- 2012 H.Ü. Avrasya AİKİDO organizasyonu

2016- Türkiye atıcılık federasyonu (lisanslı)

Seminer ve Kurslar:

- Hacettepe üniversitesi onkoloji enstitüsü 5. Sempozyumu, 20-21 Kasım 2009
- Hacettepe üniversitesi onkoloji enstitüsü 6. Sempozyumu, 26-27 Kasım 2010
- Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği tıbbi radyofizik kursu, 10-11 Aralık 2010
- 5.Ulusal Kanserli Hastalar kongresi, 1-2 Nisan 2010
- Sağlık bakanlığı -kanserde yeni görüntüleme ve tedavi yöntemleri, 25-26 Şubat 2010
- Medikal Fizik Derneği -IMRT Tedavisinde kalite kontrolü: MLC testleri, 9 Ekim 2010
- Medikal Fizik Kongresi (İzmir), 2011
- 10. UROK (Antalya), 19-23 Nisan 2012
- Prowess Panther Tedavi planlama sistemi IMRT eğitimi, Medical College of Wisconsin USA, 27 Nisan-4 Mayıs 2012
- IGRT, IMRT, SRS ve Radyobiyojoloji Kursu (AAPM, medikal Fizik), Antalya 14-18 Kasım
- 14. Medikal Fizik Kongresi (Antalya), 22-24 Kasım 2013
- VMAT IMRT course (Danimarka), 15-25 Kasım 2014
- Admin Radioteraphy Fizik (İsviçre), 10-20 Aralık 2014
- 15. Medikal Fizik Kongresi, Trabzon (poster sunumu), 16-19 Mayıs 2015
- RAD 2015 Karadağ (poster sunumu), 2015

Kullandığı Radyoterapi Cihazları ve Planlama Sistemleri

- Dijital Kobalt-60 Teleterapi Cihazı, Philips SL-25 Lineer Hızlandırıcı, Plato tedavi planlama sistemi
- Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı, Precise™ tedavi planlama sistemi
- Nucletron Brakiterapi HDR Sistemi, Plato tedavi planlama sistemi
- Varian Clinac DHX High Performance, Eclipse tedavi planlama sistemi (+ 80 MLC Lineer Hızlandırıcı)
- Cyberknife Robotik Kollu, Robotik Masalı Lineer Hızlandırıcı, Multiplan Tedavi planlama sistemi
- Siemens Artiste lineer hızlandırıcı, Prowess Panther planlama sistemi (160 MLC)
- Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı, Eclipse tedavi planlama sistemi, RAPID ARC (120 HD MLC)
- Varian unique lineer hızlandırıcı, Eclipse tedavi planlama sistemi

Kurulumunu Gerçekleştirdiği Cihazlar

- Siemens Artiste, 160 MLC LINAK, Diyarbakır Eğitim Araştırma Hastanesi, 2011
- Varian DHX, 120 MLC LINAK, Kayseri Eğitim Araştırma Hastanesi, 2013

Klinik tecrübeler

2009-2011	Hacettepe Üniversitesi Radyasyon onkoljisi
2011- 2013	Diyarbakır Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon onkolojisi
Şubat 2013	Neolife Tıp Merkezi, 1 Hafta
Şubat 2013	Live Hospital İstanbul, 1 Hafta
Eylül 2013	Balıkesir Devlet Hastanesi
2013-	MedikalPark İzmir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi (halen çalışmakta)



EKLER

Ek 1. Hatalı Doz Veya Doz Dağılımı Hata Ağacı Analizi CUT-SET Raporu

Ek 2. Hatalı Doz Veya Doz Dağılımı Hata Ağacı Analizindeki hatalar ve mantık kapıları

Ek 3. Hata Ağaçları

Ek 4. Uzman Değerlendirmesi Mülakat Örneği

Ek 5. Uzman Verileri Tablosu



Ek 1. Hatalı Doz veya Doz Dağılımı Hata Ağacı Analizi CUT-SET Raporu

Note: Cut sets that contribute >= 0.0% are reported Fault Tree/ CS#	Prob/Freq	Total %	Cut Sets
RTP-INCIDENT	5.37E-3	100%	Displaying 87 of 87 cut sets
1	4.23E-4	7.88%	H_F_MATCH_IMAGE, MATCH_SETUP_VERF_F
2	3.87E-4	7.21%	DIAGNOSTIC_INFO_CONTRL_F, DIAGNOSTIC_INFO_F
3	2.99E-4	5.57%	PATIENT_TRACK_F, PATIENT_TRAET_MOVE_F
4	2.92E-4	5.43%	CT_VERF_F, H_F_SELECTION_CT
5	2.32E-4	4.33%	IMAGE_QUALITY_F, MATCH_SETUP_VERF_F
6	1.85E-4	3.44%	ADJUST_EQUIP_CONTROL_F, H_F_IMMOB_F, PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F
7	1.66E-4	3.09%	CROP_PTV_F, CROP_VERF_F
8	1.61E-4	3.00%	ADJUST_EQUIP_CONTROL_F, PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F, TRAINIG_IMMOB_USE_F
9	1.59E-4	2.96%	H_F_MRI_FUSION, MRI_PHYSICIAN_VERF_F, MRI_VERF_F
10	1.54E-4	2.87%	TECHNIQUE_CONTROL_F, TECH_INFO_F
11	1.13E-4	2.11%	MRI_INFO_F, MRI_PHYSICIAN_VERF_F, MRI_VERF_F
12	1.11E-4	2.06%	PTV_SAVE_F, SAVE_PTV_VERF_F
13	1.11E-4	2.06%	PRSCRPTON_VERF_F, RT_INFO_F
14	1.06E-4	1.97%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, H_F_SLICE_CONTROL
15	1.04E-4	1.93%	H_F_QA_COMPARE, PHYSCT_SECOND_CHECK_F
16	9.63E-5	1.79%	PHYSCT_SECOND_CHECK_F, QA_IRRAD_TRAINING_F
17	9.04E-5	1.68%	ADJUST_EQUIP_CONTROL_F, PATIENT_MOVE_F_CT, PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F, TERAPIST_CHECK_IMMOB_F
18	8.89E-5	1.65%	H_F_QA_IRRADIATION, PHYSCT_SECOND_CHECK_F
19	8.55E-5	1.59%	H_F_IMAGE_GUIDE_TECHN, TECHNIQUE_CONTROL_F
20	7.83E-5	1.46%	DIRECTION_INFO_F, PHYS_DIRECTOIN_VERF_F, POS_VERF_F
21	7.41E-5	1.38%	H_F_ISODOSE_SELECTION, PHYSCT_SECOND_CHECK_F
22	6.84E-5	1.27%	PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_REGION_INFO_F,

Note: Cut sets that contribute >= 0.0% are reported Fault Tree/ CS#	Prob/Freq	Total %	Cut Sets
			SCAN_VERF_F
23	6.54E-5	1.22%	IMA_MATCH_TRAINING_F, MATCH_SETUP_VERF_F
24	6.17E-5	1.15%	H_F_SLCTN, PLAN_SET_VERF_F
25	6.17E-5	1.15%	H_F_BEAM_SLCT, PLAN_SET_VERF_F
26	6.17E-5	1.15%	H_F_ARC_ROT, PLAN_SET_VERF_F
27	6.17E-5	1.15%	ARC_AVOID_CHECK_F, H_F_AVOID
28	6.17E-5	1.15%	ARC_AVOID_CHECK_F, AVOID_SOFTWARE_F
29	6.11E-5	1.14%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, H_F_DVH
30	6.10E-5	1.14%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, PLAN_ACCEPT_TRAINING_F
31	5.81E-5	1.08%	CHECK_STNDR_PRSDR_F, PARAMETERS_VERF_F
32	5.32E-5	0.99%	H_F_EARLY_COMPLATE, VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F
33	5.32E-5	0.99%	ID_H_F, PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_VERF_F
34	5.29E-5	0.99%	PATIEN_APPOINTMENT_F, VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F
35	5.18E-5	0.97%	PHYSCST_SECOND_CHECK_F, QA_SOFTWARE_F
36	5.08E-5	0.95%	H_F_DRAW_PTV, PTV_DRW_VERF_F_DR
37	4.60E-5	0.86%	CHECK_ARIA_F, H_F_SCHEDULING
38	3.93E-5	0.73%	ADJUST_EQUIP_CONTROL_F, EUQUIPMENT_F, PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F, THERAPIST_CHECK_IMMOB_F
39	3.89E-5	0.72%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, GUIDELINE_INFO_F
40	3.88E-5	0.72%	IMA_GUIDE_STDRT_PRO_F, TECHNIQUE_CONTROL_F
41	3.88E-5	0.72%	H_F_PRESCRIPTION, PRSCRPTON_VERF_F
42	3.87E-5	0.72%	DIAGNOSIS_F, PRSCRPTON_VERF_F
43	3.79E-5	0.70%	H_F_SCN_REGION, PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_VERF_F
44	3.70E-5	0.69%	PLAN_SET_VERF_F, TRAINING_ARC_ROT
45	3.70E-5	0.69%	PHYSCST_SECOND_CHECK_F, QA_INFO_F
46	3.70E-5	0.69%	PLAN_SET_VERF_F, TRAINING_BEAM_F
47	3.49E-5	0.65%	PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_INFO_F, SCAN_VERF_F
48	3.43E-5	0.64%	CHECK_ARIA_F, SCHEDUL_TRAINING_F

Note: Cut sets that contribute >= 0.0% are reported Fault Tree/ CS#	Prob/Freq	Total %	Cut Sets
49	3.41E-5	0.64%	H_F_OAR, OAR_VERF_FAILURE
50	3.40E-5	0.63%	H_F_DIRECTION, PHYS_DIRECTOIN_VERF_F, POS_VERF_F
51	3.34E-5	0.62%	H_F_SCAN, PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_VERF_F
52	3.11E-5	0.58%	H_F_CHECK, PARAMETERS_VERF_F
53	2.80E-5	0.52%	H_F_TIMING_F, VERF_IMPORT_F
54	2.73E-5	0.51%	OAR_VERF_FAILURE, SAVE_OAR_F
55	2.63E-5	0.49%	IMPORT_INFO_F, IMPORT_INFO_VERF_F
56	2.47E-5	0.46%	PLAN_SET_VERF_F, TRAINING_F
57	2.24E-5	0.42%	H_F_MARKERING, MARKER_POS_VERF_F, PYSCIST_MARKER_VERF_F
58	2.22E-5	0.41%	ISODOSE_SOFTWARE_F, PHYSCST_SECOND_CHECK_F
59	1.91E-5	0.36%	OAR_VERF_F, SAVE_OAR_FAIL
60	1.88E-5	0.35%	DRR_MATCH_SFTWR_F, MATCH_SETUP_VERF_F
61	1.73E-5	0.32%	H_F_IMPORT, IMPORT_INFO_VERF_F
62	1.66E-5	0.31%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, SOFTWARE_DOSE_F
63	1.48E-5	0.28%	PHYSCST_SECOND_CHECK_F, QA_TRAINING_F
64	1.30E-5	0.24%	SAVE_AUX_F, VERF_F
65	1.23E-5	0.23%	CAL_SFTWRE_F, MU_CHECK_F
66	1.23E-5	0.23%	H_F_PTV, PTV_VERF_F
67	1.11E-5	0.21%	CHECK_F_ACCEPT_PLAN, DVH_TRAINING_F
68	1.11E-5	0.21%	H_F_AUXILARY, VERF_F
69	9.55E-6	0.18%	H_F_OAR_DRAW, OAR_VERF_F
70	8.89E-6	0.17%	ID_HW_F, PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_VERF_F
71	8.81E-6	0.16%	H_F_PROTOCOL_F, PHYS_SCAN_VERF_F, SCAN_VERF_F
72	8.64E-6	0.16%	H_F_ROI_GRID, MU_CHECK_F
73	8.49E-6	0.16%	MARKER_HW_F, MARKER_POS_VERF_F, PYSCIST_MARKER_VERF_F
74	8.23E-6	0.15%	SYS_COM_F, VERF_IMPORT_F
75	8.19E-6	0.15%	PTV_VERF_F, SAVE_PTV_F
76	6.48E-6	0.12%	DOSE_REGION_CONTROL_F, H_F_CONSTRAINS, OPT_CONST_SECOND_CHECK_F
77	6.17E-6	0.11%	CAL_HRDWRE_F, MU_CHECK_F
78	6.17E-6	0.11%	CONTRAST_F, MU_CHECK_F

Note: Cut sets that contribute >= 0.0% are reported Fault Tree/ CS#	Prob/Freq	Total %	Cut Sets
79	6.14E-6	0.11%	MU_CHECK_F, TRAINING_ROI_GRID_F
80	3.32E-6	0.06%	IMMOB_INFO_F, IMMOB_VERF_FAIL, PHYSICIAN_VERF_F, PHYS_VERF_F
81	2.41E-6	0.04%	DOSE_REGION_CONTROL_F, OPT_CONST_SECOND_CHECK_F, OPT_SOFTWARE_F
82	2.26E-6	0.04%	H_F_SELECTION, IMMOB_VERF_FAIL, PHYSICIAN_VERF_F, PHYS_VERF_F
83	1.48E-6	0.03%	CONS_TRAINING_F, DOSE_REGION_CONTROL_F, OPT_CONST_SECOND_CHECK_F
84	6.35E-7	0.01%	LAZER_F, MARKER_POS_VERF_F, PYSCIST_MARKER_VERF_F
85	1.10E-7	< 0.01%	INTERLOCK_DOWN, LINAC_DOWN_F
86	1.54E-8	< 0.01%	IT_COMM_F, PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F
87	5.02E-9	< 0.01%	H_F_SELECTION_LOCATION, PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F

Ek 2. Hatalı Doz veya Doz Dağılımı Hata Ağacı Analizindeki Hatalar ve Mantık Kapıları

Gate	Type	Inputs
RTP-INCIDENT =		
LOCATION_FAILURE	OR	H_F_SELECTION_LOCATION, IT_COMM_F
POS_F	OR	DIRECTION_INFO_F, H_F_DIRECTION
MARKERING_FAILURE	AND	POSITION_F, MARKER_POS_VERF_F, PYSCIST_MARKER_VERF_F
SENT_IMAGE_FAILURE	OR	LOCATION_F, WRONG_CT_TRANSFER_F
DOSE-PLAN-FAILURE	OR	REGISTRATION_FAILURE, DELINATION_OAR_FAILURE, DELINATION_PTV_FAILURE, DELINATION_AUX_FAILURE, PRESCRIPTION_FAILURE, CALCULATION_FAILURE, PLAN_ACCEPTANCE_FAILURE, QA_FAILURE, SCHEDULED_FAILURE, IMPORT_F, DOSE_OPTIMIZATION_F
REGISTRATION_FAILURE	AND	MR_F, MRI_PHYSICIAN_VERF_F
DELINATION_OAR_FAILURE	OR	NO_OAR_F, OAR_DRAW_F
DELINATION_PTV_FAILURE	OR	NO_PTV_F, PTV_FAIL
DELINATION_AUX_FAILURE	AND	AUX_CONTOUR_F, VERF_F
PRESCRIPTION_FAILURE	AND	DOSE_PRESCRPT_F, PRSCRPTON_VERF_F
CALCULATION_FAILURE	AND	CALCULATION_F, MU_CHECK_F
PLAN_ACCEPTANCE_FAILURE	AND	PLAN_ACCEPTANCE_F, CHECK_F_ACCEPT_PLAN
QA_FAILURE	AND	DOS_QA_F, PHYSCST_SECOND_CHECK_F
SCHEDULED_FAILURE	AND	COURSE_SCHEDULING_F, CHECK_ARIA_F
TREAT-DELIVERY-FAILURE	OR	POSITION_LINAC_FAILURE,

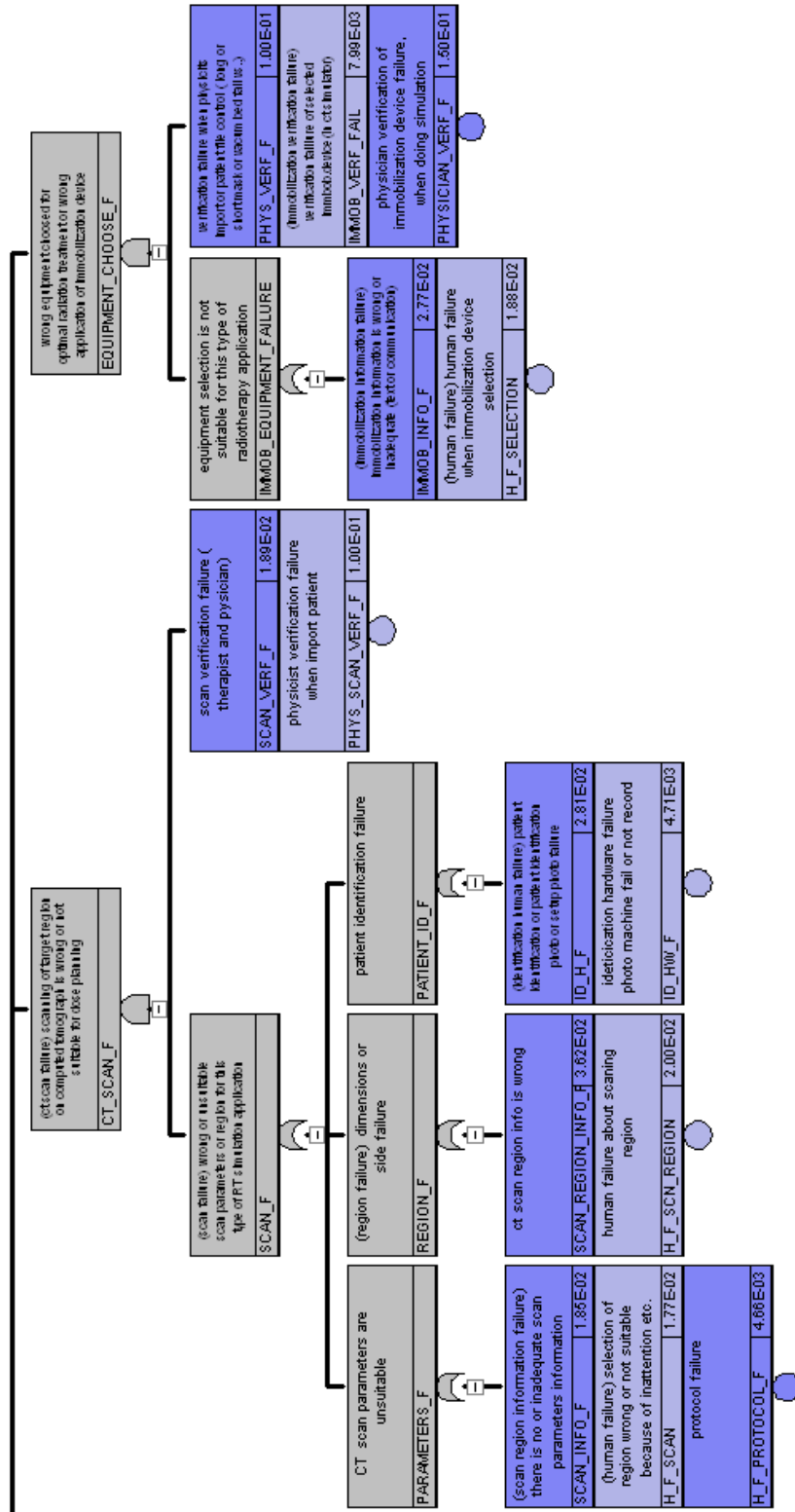
Gate	Type	Inputs
		SHIFT_FAILURE, IMAGE_GUIDE_FAILURE, PARAMETER_CHECK_FAILURE, TREATMENT_FAILURE, NEXT_TREAT_FAILURE
POSITION_LINAC_FAILURE	AND	IMAGE_GUIDE_FAILURE, PATIENT_POST_ON_LINAC_F
SHIFT_FAILURE	AND	IMAGE_GUIDE_FAILURE, SHIFT_COUCH_F
IMAGE_GUIDE_FAILURE	OR	TECH_SELECT_F, MATCH_F
PARAMETER_CHECK_FAILURE	AND	TREAT_PARAMETERS_F, PARAMETERS_VERF_F
TREATMENT_FAILURE	OR	TREAT_F, LINAC_DOWN_FAILURE
NEXT_TREAT_FAILURE	AND	APPOINTMENT_F, VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F
IMMOB_EQUIPMENT_FAILURE	OR	IMMOB_INFO_F, H_F_SELECTION
PARAMETERS_F	OR	SCAN_INFO_F, H_F_SCAN, H_F_PROTOCOL_F
REGION_F	OR	SCAN_REGION_INFO_F, H_F_SCN_REGION
LOCATION_F	AND	LOCATION_FAILURE, PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F
INCOMPLATE_CT_IMPORT	AND	INCOMPLATE_IMPORT_F, VERF_IMPORT_F
INCOMPLATE_IMPORT_F	OR	SYS_COM_F, H_F_TIMING_F
OAR_F	OR	H_F_OAR_DRAW, SAVE_OAR_FAIL
PTV_DRAW_F	OR	CROP_PTV_FAILURE, PTV_SAVE_FAILURE, PTV_WRONG_DRAW
PLAN_SET_F	AND	SETTING_FAILURE, PLAN_SET_VERF_F
SETTING_FAILURE	OR	PLAN_TECH_F, BEAM_ENERGY_F, ARC_ROT_F
OPT_CONSTRAIN_F	AND	CONSTRAIN_FAILURE, OPT_CONST_SECOND_CHECK_F, DOSE_REGION_CONTROL_F
ARC_AVOID_F	AND	AVOIDANCE_FAILURE,

Gate	Type	Inputs
		ARC_AVOID_CHECK_F
FIX_IMAGE_FAILURE	OR	MARKERING_FAILURE, SENT_IMAGE_FAILURE, POSITIONING_F, ADJUST_EQUIP_F, CT_SCAN_F, EQUIPMENT_CHOOSE_F
POSITIONING_F	AND	POS_F, POS_VERF_F, PHYS_DIRECTOIN_VERF_F
ADJUST_EQUIP_F	AND	ADJUSTMENT_F, ADJUST_EQUIP_CONTROL_F, PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F
IMMOB_DOWN_F	AND	IMMOB_DEVICE_ERROR, THERAPIST_CHECK_IMMOB_F
POSITION_F	OR	H_F_MARKERING, LAZER_F, MARKER_HW_F
CT_SCAN_F	AND	SCAN_F, SCAN_VERF_F, PHYS_SCAN_VERF_F
WRONG_CT_TRANSFER_F	AND	H_F_SELECTION_CT, CT_VERF_F
IMPORT_F	OR	INCOMPLATE_CT_IMPORT, IMPORT_PATIENT_INFO_F
IMPORT_PATIENT_INFO_F	AND	PATIENT_INFO_F, IMPORT_INFO_VERF_F
PATIENT_INFO_F	OR	IMPORT_INFO_F, H_F_IMPORT
MRI_FAILURE	OR	H_F_MRI_FUSION, MRI_INFO_F
NO_OAR_F	AND	OAR_F, OAR_VERF_F
OAR_DRAW_F	AND	DRAW_FAILURE, OAR_VERF_FAILURE
DRAW_FAILURE	OR	H_F_OAR, SAVE_OAR_F
NO_PTV_F	AND	PTV_F, PTV_VERF_F
PTV_F	OR	H_F_PTV, SAVE_PTV_F
DOSE_OPTIMIZATION_F	OR	PLAN_SET_F, OPT_CONSTRRAIN_F, ARC_AVOID_F
PLAN_TECH_F	OR	H_F_SLCTN, TRAINING_F
BEAM_ENERGY_F	OR	H_F_BEAM_SLCT, TRAINING_BEAM_F
ARC_ROT_F	OR	H_F_ARC_ROT, TRAINING_ARC_ROT
ROI_GRID_F	OR	H_F_ROI_GRID, TRAINING_ROI_GRID_F
SLICE_DOSE_CONTROL_F	OR	H_F_SLICE_CONTROL, SOFTWARE_DOSE_F,

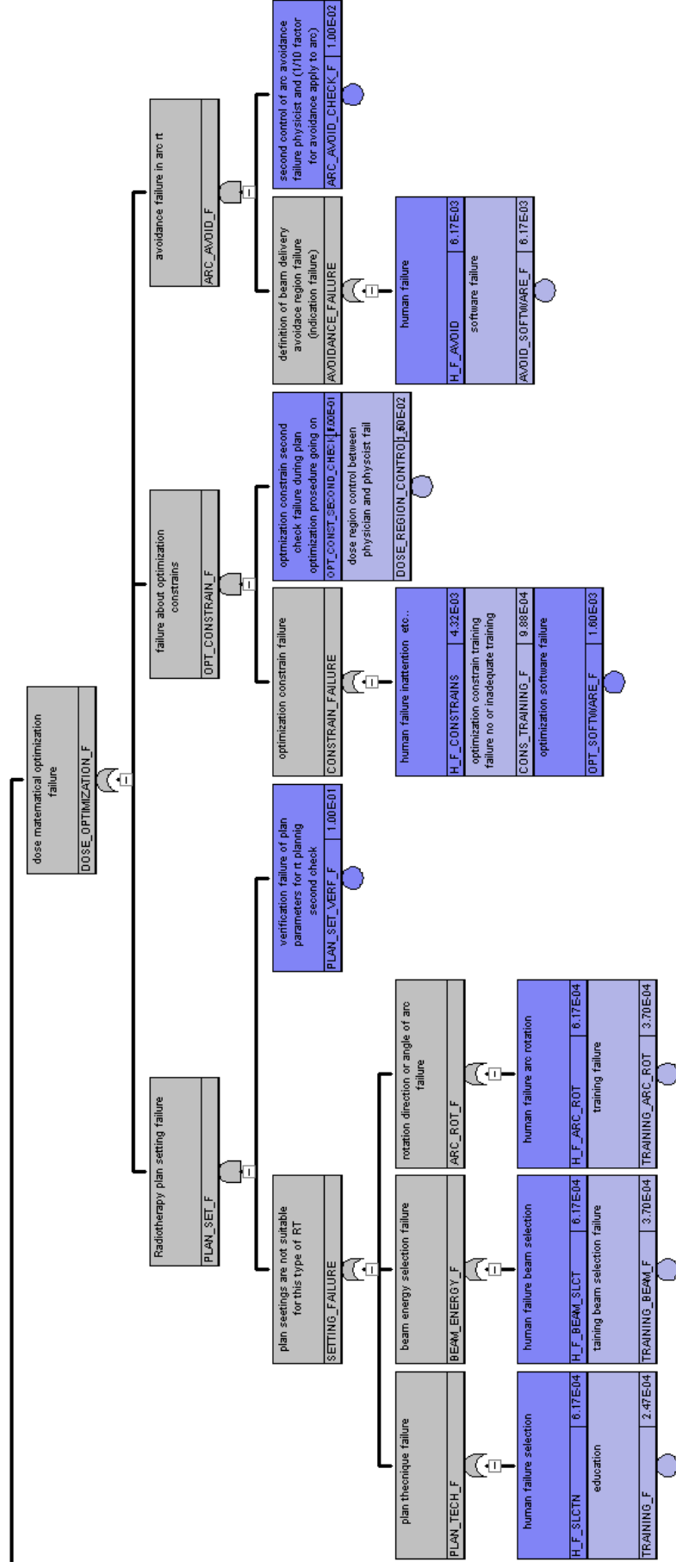
Gate	Type	Inputs
		PLAN_ACCEPT_TRAINING_F
DVH_CONTROL_F	OR	GUIDELINE_INFO_F, H_F_DVH, DVH_TRAINING_F
REF_ISODOSE_F	OR	H_F_ISODOSE_SELECTION, ISODOSE_SOFTWARE_F
PLAN_IRADIATION_F	OR	H_F_QA_IRRADIATION, QA_INFO_F, QA_IRRAD_TRAINING_F
QA_COMPARE_F	OR	H_F_QA_COMPARE, QA_TRAINING_F, QA_SOFTWARE_F
LAZER_MATCH_FAILURE	OR	LAZER_HW_F, H_F_SET_LAZER, SETUP_INFO_F, PATIENT_MARKING_F
IMMOB_DEVICE_F	OR	IMMOB_HW_F, H_F_WRONG_USE, IMMOBILIZATION_INFO_F, PATIENT_MOVING_F_LINAC
SHIFT_VALUE_F	OR	H_F_SHIFT_VALUE, HARDCOPY_F
COUCH_F	OR	COUCH_HW_F, H_F_COUCH_MOVEMENT
TECH_SELECT_F	AND	TECHNIQUE_F, TECHNIQUE_CONTROL_F
MATCH_F	AND	WRONG_MATCH, MATCH_SETUP_VERF_F
TREAT_F	AND	PATIENT_TRACK_F, PATIENT_TRAET_MOVE_F
EQUIPMENT_CHOOSE_F	AND	IMMOB_EQUIPMENT_FAILURE, PHYS_VERF_F, IMMOB_VERF_FAIL, PHYSICIAN_VERF_F
SCAN_F	OR	PARAMETERS_F, REGION_F, PATIENT_ID_F
PATIENT_ID_F	OR	ID_H_F, ID_HW_F
WRONG_MATCH	OR	H_F_MATCH_IMAGE, IMA_MATCH_TRAINING_F, DRR_MATCH_SFTWR_F, IMAGE_QUALITY_F
RTP-INCIDENT	OR	DOSE-PLAN-FAILURE, TREAT- DELIVERY-FAILURE, FIX_IMAGE_FAILURE
ADJUSTMENT_F	OR	IMMOB_DOWN_F, H_F_IMMOB_F,

Gate	Type	Inputs
		TRAINIG_IMMOB_USE_F
MR_F	AND	MRI_FAILURE, MRI_VERF_F
AUX_CONTOUR_F	OR	H_F_AUXILARY, SAVE_AUX_F
DOSE_PRESCRPT_F	OR	H_F_PRESCRIPTION, RT_INFO_F, DIAGNOSIS_F
CALCULATION_F	OR	ROI_GRID_F, CAL_SFTWRE_F, CAL_HRDWRE_F, CONTRAST_F
PLAN_ACCEPTANCE_F	OR	SLICE_DOSE_CONTROL_F, DVH_CONTROL_F
AVOIDANCE_FAILURE	OR	H_F_AVOID, AVOID_SOFTWARE_F
DOS_QA_F	OR	REF_ISODESE_F, PLAN_IRADIATION_F, QA_COMPARE_F
COURSE_SCHEDULING_F	OR	H_F_SCHEDULING, SCHEDUL_TRAINING_F
PATIENT_POST_ON_LINAC_F	OR	LAZER_MATCH_FAILURE, IMMOB_DEVICE_F
SHIFT_COUCH_F	OR	SHIFT_VALUE_F, COUCH_F
TECHNIQUE_F	OR	TECH_INFO_F, IMA_GUIDE_STDRT_PRO_F, H_F_IMAGE_GUIDE_TECHN
TREAT_PARAMETERS_F	OR	H_F_CHECK, CHECK_STNDR_PRSDR_F
APPOINTMENT_F	OR	PATIENT_APPOINTMENT_F, H_F_EARLY_COMPLATE
IMMOB_DEVICE_ERROR	OR	EUQUIPMENT_F, PATIENT_MOVE_F_CT
LINAC_DOWN_FAILURE	AND	LINAC_DOWN_F, INTERLOCK_DOWN
CROP_PTV_FAILURE	AND	CROP_PTV_F, CROP_VERF_F
CONSTRAIN_FAILURE	OR	H_F_CONSTRAINS, CONS_TRAINING_F, OPT_SOFTWARE_F
PTV_FAIL	OR	PTV_DRAW_F, DIAGNOSTIC_F
PTV_SAVE_FAILURE	AND	PTV_SAVE_F, SAVE_PTV_VERF_F
DIAGNOSTIC_F	AND	DIAGNOSTIC_INFO_F, DIAGNOSTIC_INFO_CONTRL_F
PTV_WRONG_DRAW	AND	H_F_DRAW_PTV, PTV_DRW_VERF_F_DR

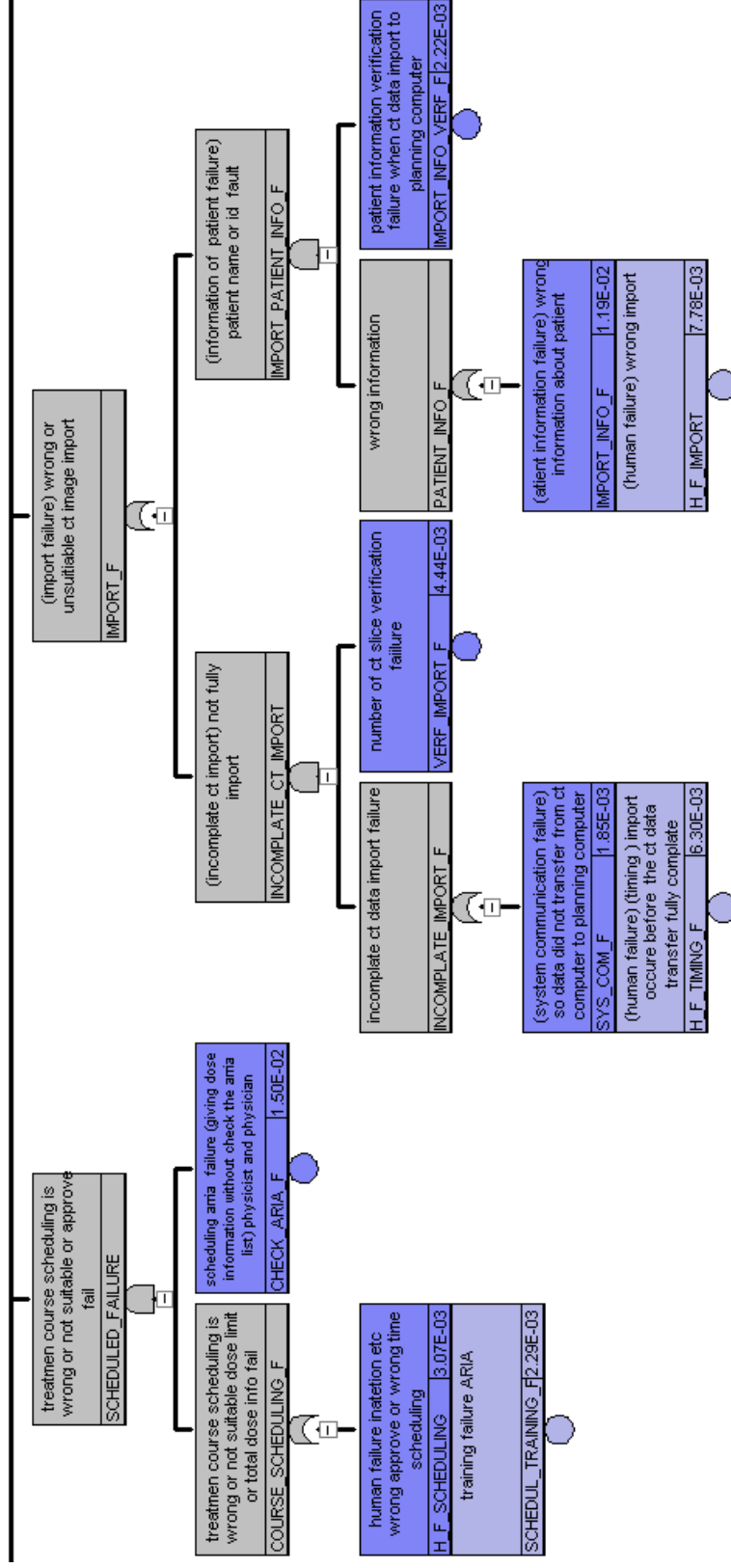
Ek 3 Hata Ağaçları



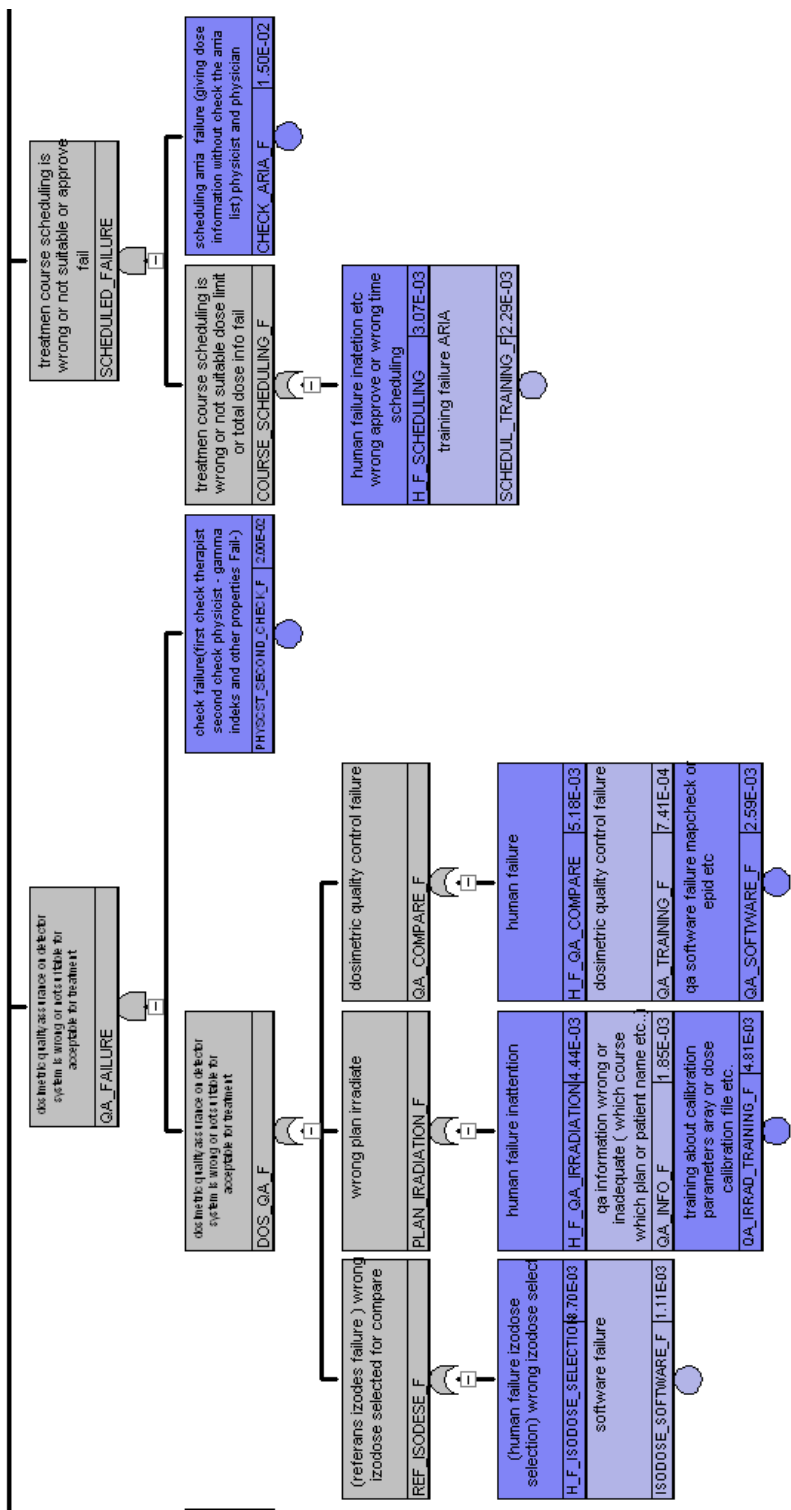
SİMÜLASYON HATA AĞACI



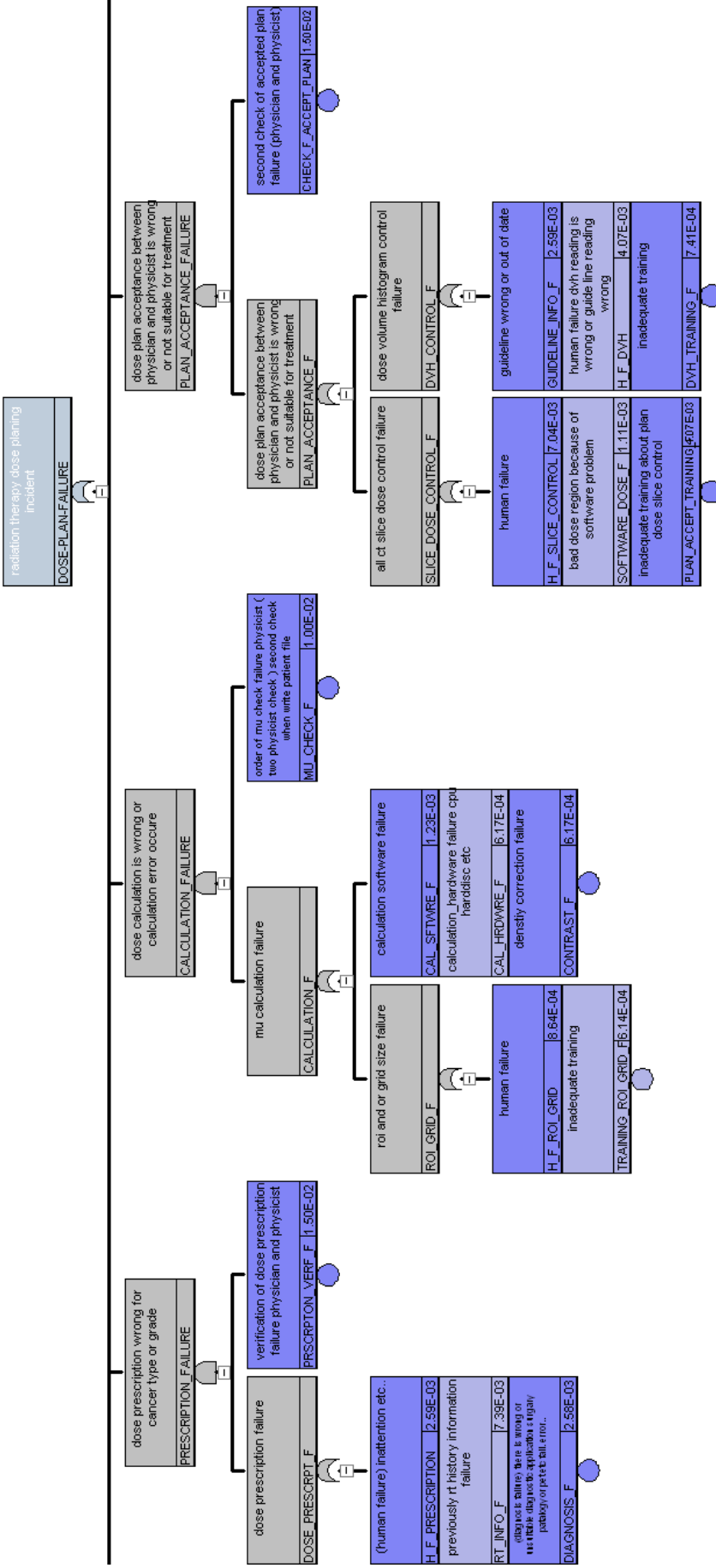
TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



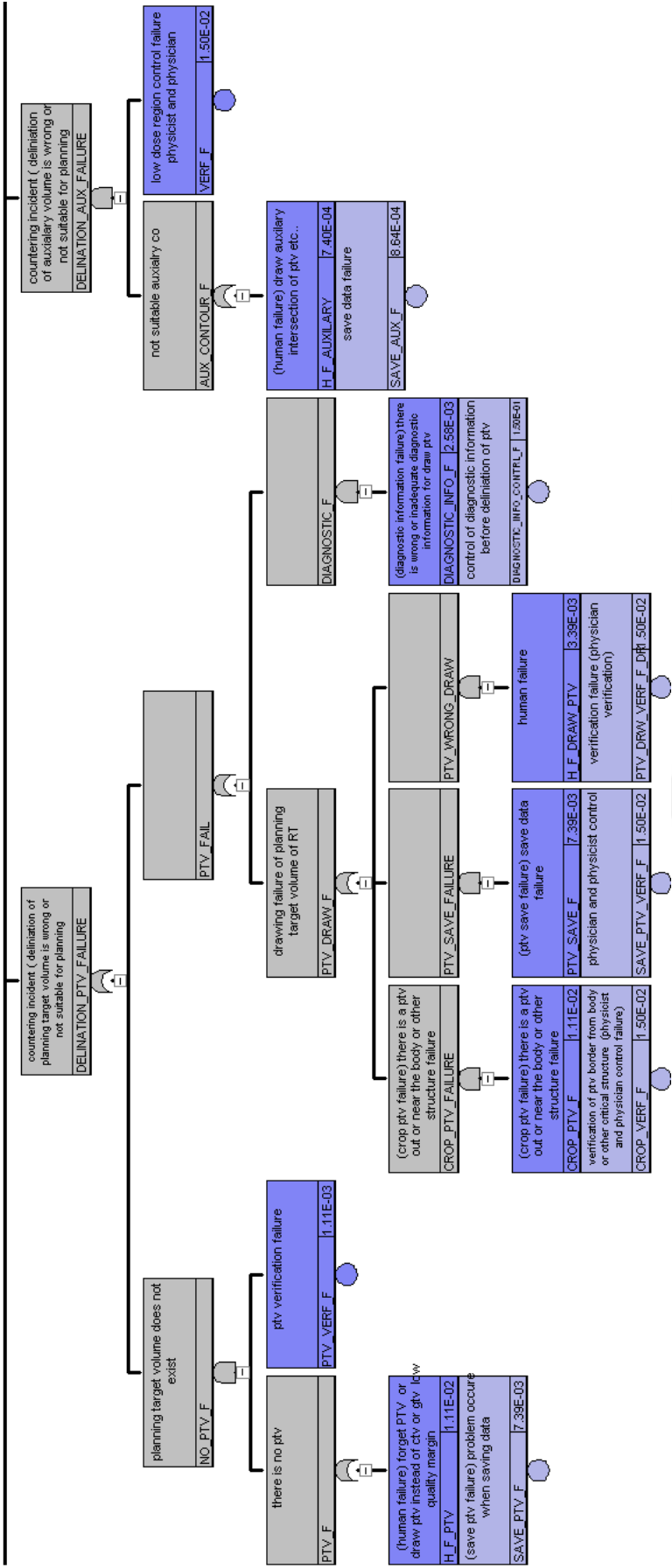
TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



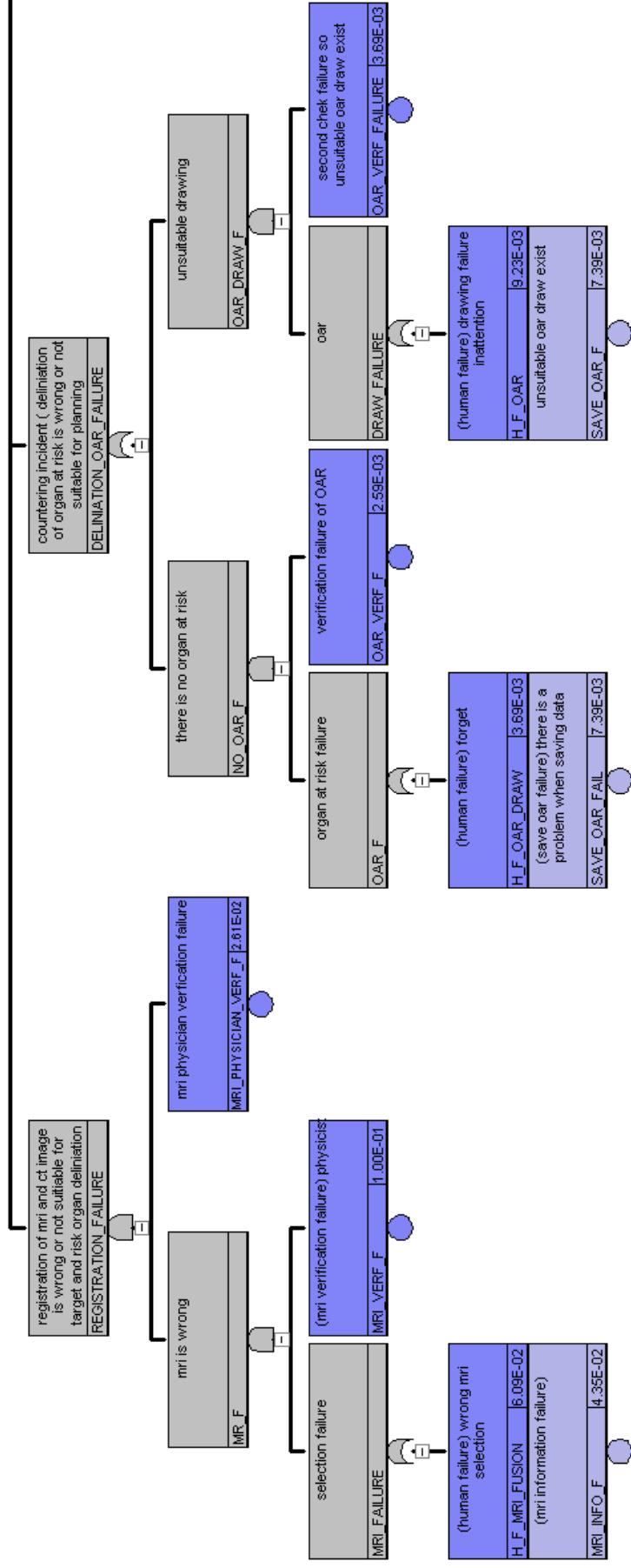
TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



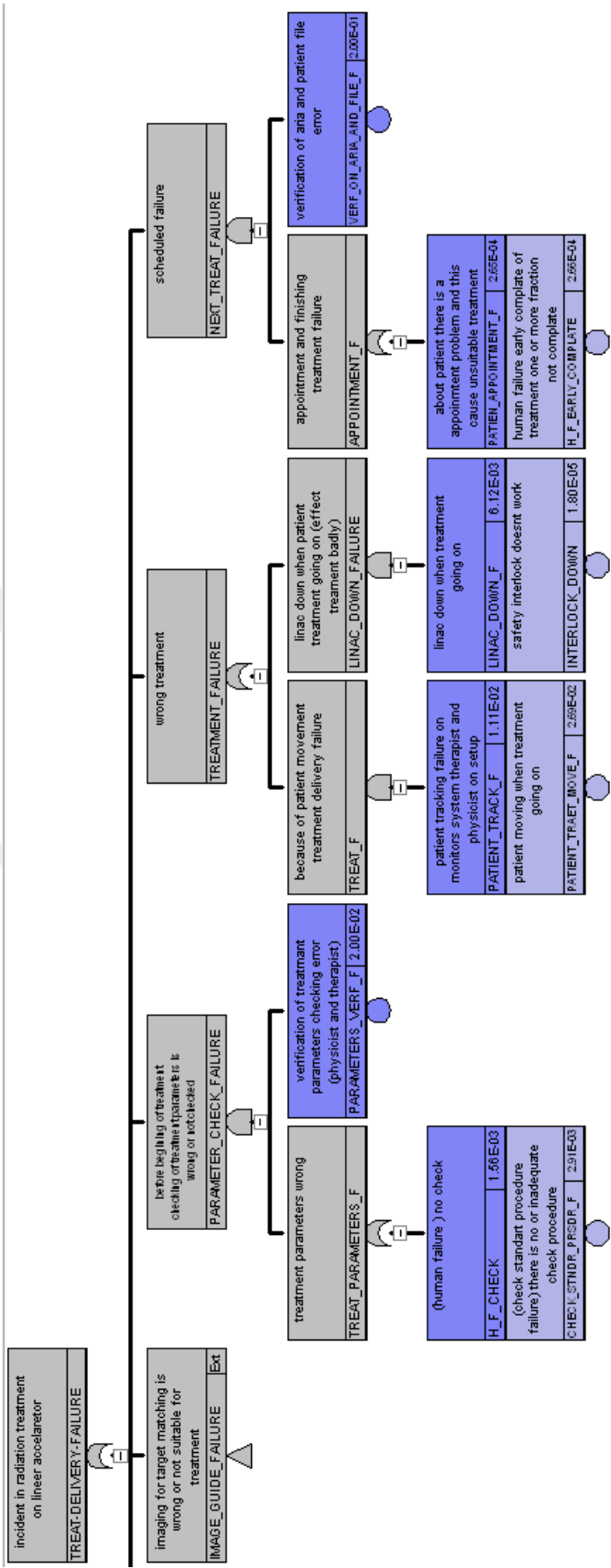
TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



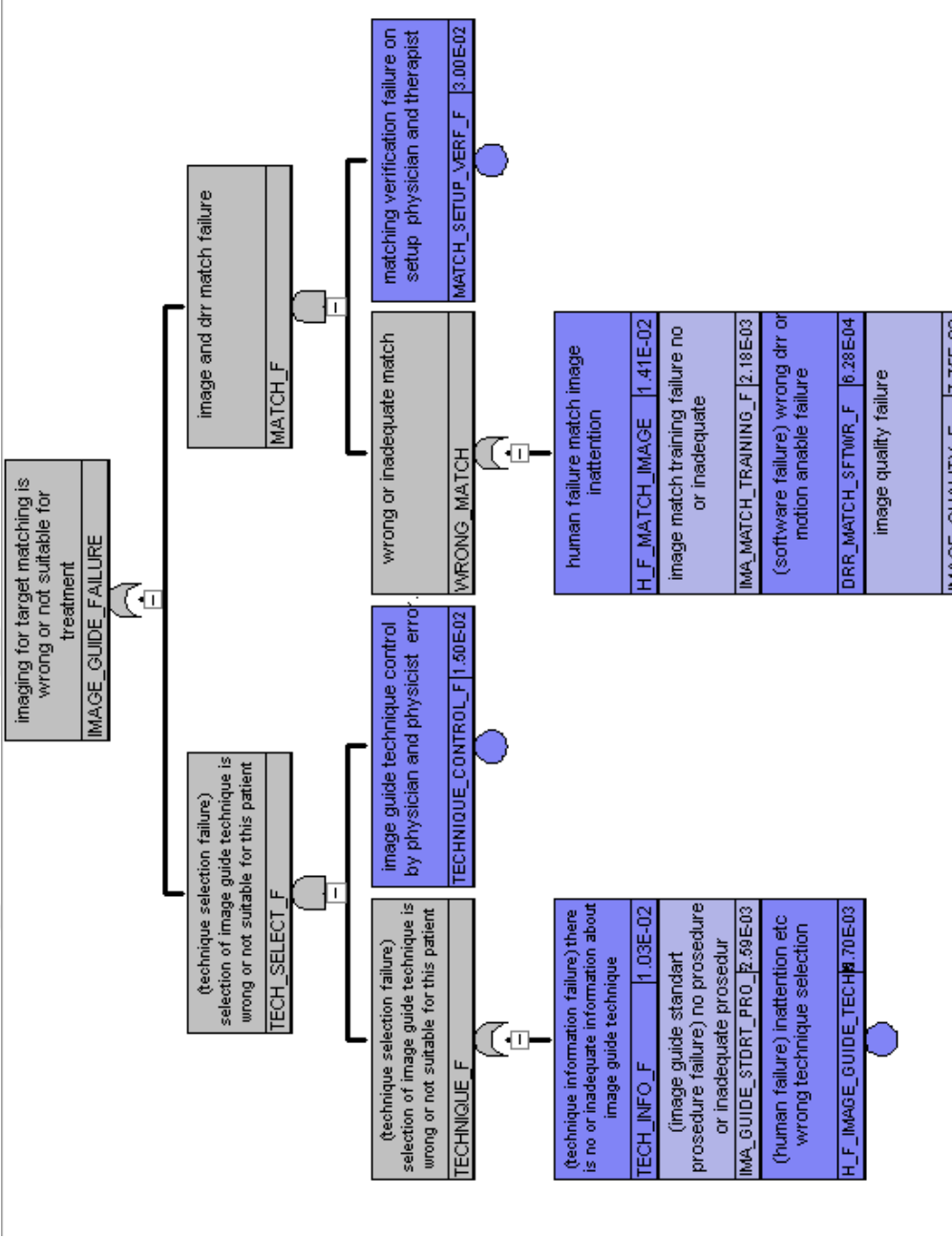
TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



TEDAVİ PLANLAMA HATA AĞACI



TEDAVİ İLETİMİ HATA AĞACI



GÖRÜNTÜ KLAVUZLUĞU ALT HATAĞACI

Ek 4. Uzman Değerlendirmesi Mülakat Örneği

İZMİR MEDICALPARK HASTANESİ

RADYOTERAPİ DEPARTMANI

2018

RADYOTERAPİ TEKNİKERİ UZMAN DEĞERLENDİRMESİ

Yapılan çalışma radyoterapide olasılıksal risk analizidir. Amaç olası hataları ön görmek, sistemin hataya açık noktalarını belirlemek, bu doğrultuda iyileştirme çalışmaları yapmaktır. Çalışmamızda uluslararası platformda nükleer santrallerde kullanılmak amacıyla geliştirilmiş olan SAPHIRE yazılımı kullanılmaktadır. Size sorulan sorulara düşünerek, oluşturulan senaryoları tekrar hatırlayarak ve hassas bir şekilde cevap vermeniz önemlidir.

Vereceğiniz cevapların kesin sayısal değerler olmasını beklememekteyiz, yakın değerlerde vereceğiniz cevaplar bizim için yeterlidir.

Sorulan sorular Medicalpark İzmir hastanesinde size şifre tanımlandıktan sonra yaptığınız görevlerle ilgilidir. Sorulara açık gönüllülükle cevap vermenizi rica ederiz.

Terapist Ad Soyad:

Doğum tarihi:

Meslekteki çalışma yılı:

Medicalparktaki çalışma yılı:

Kullanmış olduğu farklı LINAC sayısı:

Değerlendirme:

**SORULARIN HERBİRİ ŞİMDİYE KADAR YAPTIĞINIZ
UYGULAMALARIN KAÇ TANESİNDE... ŞEKLİNDE
BAŞLAMAKTADIR.**

FIX-IMAGE-FAILURE

EQUIPMENT-CHOOSE-F

1. CT çekiminde kullanılacak immobilizasyon ekipmanını seçerken (vakum yatak, akc board, kısa maske, uzun maske vs.) hangi ekipmanın kullanılacağı bilgisinin olmaması veya hatalı olması sebebiyle **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**
2. CT çekiminde kullanılacak immobilizasyon ekipmanını seçerken insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizlik, dalgınlık vs.) **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**
3. Verifikasyon CT çekiminde kullanılacak immobilizasyon ekipmanını seçtikten sonra kontrol etmenize rağmen **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

POSITIONING-F

1. CT çekiminde masa üzerinde hastanın pozisyonunu belirlemede (HFS, FFS vs.) yatış şeklinin nasıl olacağı bilgisinin olmaması veya hatalı olması sebebiyle **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**
2. CT çekiminde masa üzerinde hastanın pozisyonunu belirlemede (HFS, FFS vs.) insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizlik, dalgınlık vs.) **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

ADJUST-EQUIPMENT-F

1. IMMOB-DOWN-F

a-) CT çekiminde immobilizasyon ekipmanını ayarlama işleminde ekipmanın bozulmasından kaynaklı (vakumun sönmesi, pimin kırılması, maskenin esnemesi veya şeklinin bozulması, press in atması vs.) **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

b-) CT çekiminde immobilizasyon ekipmanını ayarlama işleminde hastanın hareket etmesi sebebiyle (vakumu bozması, tutacağı bırakması, maskede kafasını çevirmesi vs.) sebebiyle **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

2. CT çekiminde immobilizasyon ekipmanını ayarlarken (vakum, maske vs.) insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizlik, dalgınlık, yorgunluk vs.) **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

3. CT çekiminde immobilizasyon ekipmanını ayarlarken (vakum, maske vs.) ekipmanı kullanmayla ilgili yetersiz ve veya eksik eğitim verilmesine bağlı olarak **simülasyonda uygun olmayan veya simülasyonu tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

MARKERING-F

1. POSITION_F

a-) CT çekiminde lazerleri işaretlemeye (çizim ve Baryum marker konulması) insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizce ve hatalı pozisyonda işaretleme ve veya marker koymayı unutma gibi) **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

b-) CT çekiminde lazerleri işaretlemeye (çizim ve Baryum marker konulması) lazerlerin problemlili olması sebebiyle **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

c-) CT çekiminde lazerleri işaretlemeye (çizim ve Baryum marker konulması) Baryum marker'ların sorunlu olması sebebiyle (yapışkan, gitmiş veya bozuk) **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

2. Verifikasyon CT çekiminde lazerleri işaretlemeye (çizim ve Baryum marker konulması) işlem yapıldıktan sonra kontrol etmenize rağmen **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

1.CT –SCAN-F

PARAMETERS-F

a-) CT çekiminde çekim parametreleri (kesit kalınlığı ,3 faz vs.) ile ilgili bilginin eksik veya hatalı olmasına bağlı olarak **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

b-) CT çekiminde çekim parametreleri (kesit kalınlığı, 3 faz vs.) ile ilgili protokolün hatalı olmasına bağlı olarak **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

c-) CT çekiminde çekim parametreleri (kesit kalınlığı, 3 faz vs.) ile ilgili insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizlik, dalgınlık, yorgunluk, unutma vs.) **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

REGION_F

a-) CT çekiminde çekim alanı (alt-üst sınır) ile ilgili bilginin eksik veya hatalı olmasına bağlı olarak **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

b-) CT çekiminde çekim alanı (alt-üst sınır) ile ilgili insan hatasına bağlı olarak (dikkatsizlik, dalgınlık, yorgunluk, unutma vs.) **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

PATIENT –ID-F

a-) CT çekiminde hasta isim ve I.D. girişleri (isimlendirme ve numaralandırma) sırasında insan hatasına bağlı olarak **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

b-) CT çekiminde hasta kaydının bilgisayar hatası sebebiyle hatalı şekilde olmasına bağlı olarak **simülasyona uygun olmayan veya tekrarlamamız gereken işlemle karşılaştınız?**

2. VERF-F

CT çekimi sonrası genel kontrolün yapılmasına rağmen Simülasyona uygun olmayan işlemle karşılaştınız?

SENT-IMAGE-F

LOCATION_F

1. Çekilen CT'nin gönderilmesi işleminde insan hatasına bağlı olarak hatalı lokasyona transfer ile karşılaştınız?
2. Çekilen CT'nin gönderilmesi işleminde IT communication (bilgisayarlar arası iletişim) hatasına bağlı olarak hatalı lokasyona data gönderme işlemiyle karşılaştınız?

WRONG-CT-TRANSFER

1. Çekilen CT işleminde insan hatası sebebiyle yanlış serinin gönderilmesi ile karşılaştınız?
2. Çekilen CT kontrol edilmesine rağmen yanlış serinin gönderilmesiyle karşılaştınız?

POSITION-LINAC-F

LAZER MATCH F

1. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında lazerlerin hatalı (kaymış veya doğru noktada kesişmiyor) olmasından dolayı hasta pozisyonlamasında uygunsuz pozisyonla karşılaştınız? (çekimde çok alakasız yerlerde görüntü almak, 3 ve üzeri çekim)
2. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında insan hatasından (dikkatsizlik, acelecilik, bir kez daha görüntü alabilme düşüncesi vs.) dolayı uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız? (terse kaydırma yapılmış veya hiç lazerler oturtulmamış olabilir)
3. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında hasta üzerinde hiçbir işaretleyici olmamasından dolayı uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?
4. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında set-up notlarının olmaması veya yanlış olması sebebiyle uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?

IMMOB-DEVICE-F

1. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında immobilizasyon aletinde sorun olması sebebiyle (vakum kaçması maskenin bozulması vs) uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?
2. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında insan hatası sebebiyle (immobilizasyonun yanlış kullanılması yatağa düzgün yerleştirmemek, board değerleri hatalı veya maskeye çok yanlış yerleştirmek gibi.) uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?
3. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında Set-up notlarındaki hata sebebiyle uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?
4. Hastayı LINAC’da pozisyonlama sırasında hasta hareket etmesi sebebiyle (immob. Bozulması) uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız?

SHIFT- F

SHIFT-VALUE

1. Hastayı LINAC’da pozisyonlamada kaydırma yaparken insan hatası sebebiyle (yanlış hesaplama, hatalı kaydırma vs.) uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız? (Sonucunda birkaç kez fazladan kV veya MV port çekmek zorunda kalınması durumu)
2. Hastayı LINAC’da pozisyonlamada kaydırma yaparken çıktıların hatalı olmasından dolayı uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız? (Sonucunda birkaç kez fazladan kV veya MV port çekmek zorunda kalınması durumu)

COUCH-F

COUCH-HW-F

1. Hastayı LINAC’da pozisyonlamada kaydırma yaparken, masanın hatalı şekilde hareket ediyor olmasından dolayı uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız? (Sonucunda birkaç kez fazladan kV veya MV port çekmek zorunda kalınması durumu)
2. Hastayı LINAC’da pozisyonlamada kaydırma yaparken, insan hatası sebebiyle (yanlış hesaplama, hatalı kaydırma vs.) uygun olmayan hasta pozisyonlama ile karşılaştınız? (Sonucunda birkaç kez fazladan kV veya MV port çekmek zorunda kalınması durumu)

IMAGE-GIUDE-F

TECHNIQUE SELECTION F

TECH-INFO-F

1. Hastada görüntü kılavuzluğu ile pozisyonlama sırasında hangi teknikle görüntü alınacağı hakkında bilgi olmaması (MV- KV- CBCT) sebebiyle uygun olmayan hasta görüntüleme ile tedaviye aldınız? (bolus var, KV çekilmiş, bolus kontrol edilmemiş, CBCT çekilmesi gerekirken çekilmemiş vs.)
2. Hastada görüntü kılavuzluğu ile pozisyonlama sırasında hangi teknikle görüntü alınacağı hakkında standart prosedürün olmaması sebebiyle uygun olmayan

hasta görüntüleme ile tedaviye aldınız? (CBCT gerekirken KV veya tam tersi, bu prostat hastalarındaki marker işlemlerinde olabilir)

3. Hastada görüntü kılavuzluğu ile pozisyonlama sırasında hangi teknikle görüntü alınacağı hakkında insan hatası sebebiyle uygun olmayan hasta görüntüleme ile tedaviye aldınız? (dikkatsizlik, unutma vs)

MATCH-F

WRONG_MATCH

1. Set-up sırasında anatomik eşleme (matching) yaparken insan hatasından ötürü uygun olmayan eşleşmeyle karşılaştınız?
2. Set-up sırasında anatomik eşleme (matching) yaparken eğitim olmamasından veya yetersiz olmasından ötürü uygun olmayan eşleşmeyle karşılaştınız?
3. Set-up sırasında anatomik eşleme (matching) yaparken motion anable hatasından dolayı uygun olmayan eşleşmeyle karşılaştınız?
4. Set-up sırasında anatomik eşleme (matching) yaparken görüntü kalitesinin bozuk olmasından ötürü uygun olmayan eşleşmeyle karşılaştınız?

MATCH VERIFICATION_F

Set-up sırasında anatomik eşleme yaparken kontrol yapılmaması veya hatalı yapılması sebebiyle uygun olmayan eşleşmeyle karşılaştınız?

PARAMETERS CHECK F

1.H-F CHECK

Set-up'a başlamadan tedavi parametrelerinin kontrol edilmemesi sebebiyle uygun olmayan işlemlerle karşılaştınız? (plan parametreleri veya doz parametreleri olabilir)

2.CHECK STANDART- PROCEDUR-F

Set-up'a başlamadan tedavi parametrelerinin kontrolüyle ilgili standart bir prosedür veya uygulamanın olmamasından dolayı uygun olmayan işlemle karşılaştınız?

(plan parametreleri, doz parametreleri, tedavi alanında ışık ışın alanı kontrolü yapılmamasından dolayı uygun olmayan tedavi pozisyon durumu vs.)

TREATMENT F

TREAT_F

PATIENT_MOVE

Yapılan tedavi uygulamalarında hastanın tedavi sırasında hareket etmesi sebebiyle uygun olmayan işlem ile karşılaştınız?

LINAK DOWN

Yapılan tedavi uygulamalarında hastanın tedavi sırasında LINAC down olması sebebiyle uygun olmayan işlem ile karşılaştınız?

PATIENT TRACKING_F

Yapılan işlemlerde tedavi sırasında hastanın monitörden takip edilmemesi sebebiyle uygun olmayan işlem ile karşılaştınız?

NEXT-TREATMENT-F

APPOINTMENT-F

Uygun olmayan randevu sebebiyle uygunsuz tedavi ile karşılaştınız? (çift doz kısa sürede tekrar tedavi gibi)

H-F EARLY COMPLATE

Yapılan işlemlerde hastanın tedavisi bitmemesine rağmen bittiği söylenmesi gibi insan hatası vs. sebeplerle tedavinin erken kesilmesi ile karşılaştınız?

Ek 5. Uzman Verileri Tablosu

		RADYASYON ONKOLOĞU				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
H_F_MRI_fusion	DR1	6	10	7	115	0.06087
MRI_INFO_F	DR2	2	6	5	115	0.043478
MRI_PHYSICIAN_VERF_F	DR3	1	4	3	115	0.026087
H_F_OAR_DRAW	DR4	8	15	10	2707	0.003694
SAVE_OAR_F	DR5	15	30	20	2707	0.007388
OAR_VERF_FAIL	DR6	5	10	7	2707	0.002586
H_F_OAR	DR7	20	30	25	2707	0.009235
SAVE_OAR_F	DR8	10	30	20	2707	0.007388
OAR_VERF_FAILURE	DR9	7	15	10	2707	0.003694
H_F_PTV	DR10	20	40	30	2707	0.011082
SAVE_PTV_F	DR11	15	30	20	2707	0.007388
PTV_VERF_F	DR12	0	5	3	2707	0.001108
H_F_DRAW_PTV	DR13	15	30	20	2707	0.007388
PTV_SAVE_F	DR14	10	30	20	2707	0.007388
DIAGNOSTIC_INFO_F	DR15	20	30	25	2707	0.009235
CROP_PTV_F	DR16	20	40	30	650	0.046154
PTV_DRW_VERF_F	DR17	10	20	15	2707	0.005541
H_F_PRESCRIPTION	DR18	2	5	7	2707	0.002586
DIAGNOSIS_F	DR19	3	10	7	2707	0.002586
RT_INFO_F	DR20	10	15	20	168	0.119048
	DR21					
	DR22					

	DR23					
	DR24					
PHYSICIST_VERF_F	DR25	0.1	verificatio n of ptv border from body or other critical structure (physicist control failure)			
PRSCRPTON_VERF_F	DR27	0.01 5	verificatio n of dose prescriptio n failure physician and physicist			

		MEDİKAL FİZİK UZMANI 1				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
H_F_AUXILARY	F1	2	8	4	4050	0.000988
SAVE_AUX_F	F2	1	5	2	4050	0.000494
H_F_ROI_GRID	F3	1	7	3	4050	0.000741
TRAINING_ROI_GRID_F	F4	1	3	2	4050	0.000494
CAL_SOFTWARE_F	F5	2	10	5	4050	0.001235
CAL_HARDWARE_F	F6	1	7	5	4050	0.001235
CONTRAST_F	F7	2	10	5	4050	0.001235
H_F_SLICE_CONTROL	F8	5	20	12	1350	0.008889

SOFTWARE_DOSE_F	F9	1	4	2	4050	0.000494
PLAN_ACCEPT_TRAIN_F	F10	1	5	1	1350	0.000741
GUIDELINE_INFO_F	F11	1	5	3	1350	0.002222
H_F_DVH	F12	3	15	9	1350	0.006667
DVH_TRAINIG_F	F13	1	2	2	1350	0.001481
H_F_ISODOSE_SELECTION	F14	1	8	5	1350	0.003704
ISODOSE_SOFTWARE_F	F15	1	5	3	1350	0.002222
H_F_QA_IRRADIATION	F16	3	15	10	1350	0.007407
QA_INFO_F	F17	1	10	5	1350	0.003704
QA_IRRAD_TRAINING_F	F18	1	5	3	1350	0.002222
H_F_QA_COMPARE	F19	5	20	12	1350	0.008889
QA_TRAINING_F	F20	1	5	2	1350	0.001481
QA_SOFTWARE_F	F21	3	10	7	1350	0.005185
SYS_COMM_F	F22	1	4	3	1350	0.002222
H_F_TIMING_F	F23	5	10	7	1350	0.005185
VERF_IMPORT_F	F24	1	20	10	1350	0.007407
IMPORT_INFO_F	F25	10	25	17	1350	0.012593
H_F_IMPORT	F26	2	10	6	1350	0.004444
IMPORT_INFO_VERF_F	F27	1	5	3	1350	0.002222
H_F_SLCTION	F28	1	5	3	4050	0.000741
TRAINING_F	F29	1	3	2	4050	0.000494
H_F_BEAM_SELECT	F30	2	5	3	4050	0.000741
TRAINING_BEAM_F	F31	1	1	2	4050	0.000494
H_F_ARC_ROT	F32	1	2	1	4050	0.000247
TRAINING_ARC_ROT	F33	1	4	2	4050	0.000494
PLAN_SET_VERF_F	F34	5	10	8	4050	0.001975
H_F_CONSTRAIN	F35	5	15	10	4050	0.002469
CONS_TRAINING_F	F36	1	2	1	4050	0.000247
OPT_SOFTWARE_F	F37	1	10	6	4050	0.001481

H_F_AVOID	F38	1	5	3	405	0.007407
AVOID_SOFTWARE_F	F39	1	2	1	405	0.002469
H_F_SCHEDUALING_F	F40	1	5	3	1305	0.002299
SCHEDUL_TRAINING_F	F41	1	3	2	1305	0.001533
	F42					
MRI_VERF_F	F46	0.1	(mri verification failure) physicist			
OPT_CONST_SECOND_CHECK_F	F48	0.1	optmization constrain second check failure during plan optimizatio n prosedure going on			
DOSE_REGION_CONTROL_F	F50	0.01 5	dose region control between physician and phycist fail with constrain fail			

		MEDİKAL FİZİKÇİ 2				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
H_F_AUXILARY	F1	1	5	2	4050	0.000494
SAVE_AUX_F	F2	2	10	5	4050	0.001235
H_F_ROI_GRID	F3	2	6	4	4050	0.000988
TRAINING_ROI_GRID_F	F4	2	6	3	4050	0.000741
CAL_SOFTWARE_F	F5	1	10	5	4050	0.001235
CAL_HARDWARE_F	F6	0	0	0	4050	0

CONTRAST_F	F7	0	0	0	4050	0
H_F_SLICE_CONTROL	F8	3	10	7	1350	0.005185
SOFTWARE_DOSE_F	F9	5	10	7	4050	0.001728
PLAN_ACCEPT_TRAIN_F	F10	5	20	10	1350	0.007407
GUIDELINE_INFO_F	F11	1	10	4	1350	0.002963
H_F_DVH	F12	1	3	2	1350	0.001481
DVH_TRAINIG_F	F13	0	0	0	1350	0
H_F_ISODOSE_SELECTION	F14	1	10	5	1350	0.003704
ISODOSE_SOFTWARE_F	F15	0	0	0	1350	0
H_F_QA_IRRADIATION	F16	1	3	2	1350	0.001481
QA_INFO_F	F17	0	0	0	1350	0
QA_IRRAD_TRAINING_F	F18	1	20	10	1350	0.007407
H_F_QA_COMPARE	F19	1	3	2	1350	0.001481
QA_TRAINING_F	F20	0	0	0	1350	0
QA_SOFTWARE_F	F21	0	0	0	1350	0
SYS_COMM_F	F22	1	4	2	1350	0.001481
H_F_TIMING_F	F23	1	15	10	1350	0.007407
VERF_IMPORT_F	F24	1	3	2	1350	0.001481
IMPORT_INFO_F	F25	1	25	15	1350	0.011111
H_F_IMPORT	F26	1	25	15	1350	0.011111
IMPORT_INFO_VERF_F	F27	1	5	3	1350	0.002222
H_F_SLCTION	F28	1	3	2	4050	0.000494
TRAINING_F	F29	0	0	0	4050	0
H_F_BEAM_SELECT	F30	1	3	2	4050	0.000494
TRAINING_BEAM_F	F31	1	1	1	4050	0.000247
H_F_ARC_ROT	F32	1	7	4	4050	0.000988
TRAINING_ARC_ROT	F33	1	2	1	4050	0.000247
PLAN_SET_VERF_F	F34	1	2	1	4050	0.000247
H_F_CONSTRAIN	F35	1	35	25	4050	0.006173

CONS_TRAINING_F	F36	1	10	7	4050	0.001728
OPT_SOFTWARE_F	F37	1	10	7	4050	0.001728
H_F_AVOID	F38	1	3	2	405	0.004938
AVOID_SOFTWARE_F	F39	1	5	4	405	0.009877
H_F_SCHEDUALING_F	F40	1	6	5	1305	0.003831
SCHEDUL_TRAINING_F	F41	1	5	4	1305	0.003065
MRI_VERF_F	F46	0.1	(mri verification failure) physicist			
OPT_CONST_SECOND_CHECK_F	F48	0.1	optimizatio n constrain second check failure during plan optimizatio n prosedure going on			
DOSE_REGION_CONTROL_F	F50	0.01 5	dose region control between physician and phycist fail with constrain fail			
MRI_VERF_F	F46	0.1	(mri verification failure) physicist			

		TEKNİKER 1				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
IMMOB_INFO_F	T1	5	10	7	395	0.017722
H_F_SELECTION	T2	2	8	4	395	0.010127
IMMOB_VERF_F	T3	0	3	1	395	0.002532
DIRECTION_INFO_F	T4	8	20	15	395	0.037975

H_F_DIRECTION	T5	1	4	2	395	0.005063
EQUIPMENT_F	T6	10	18	12	395	0.03038
PATIENT_MOVE_F	T7	15	25	18	395	0.04557
H_F_IMMOB_F	T8	2	5	3	395	0.007595
TRAINING_IMMOB_USE_F	T9	10	15	12	395	0.03038
H_F_MARKERING	T10	6	12	8	395	0.020253
LAZER_F	T11	0	1	0	395	0
MARKER_HW_F	T12	4	9	6	395	0.01519
MARKER_POS_VERF_F	T13	2	7	5	395	0.012658
SCAN_INFO_F	T14	0	1	0	395	0
H_F_PROTOCOL_F	T15	0	0	0	395	0
H_F_SCAN	T16	0	1	0	395	0
SCAN_REGION_INFO_F	T17	15	25	18	395	0.04557
H_F_SCAN_REGION	T18	3	6	4	395	0.010127
ID_H_F	T19	10	18	13	395	0.032911
ID_HW_F	T20	2	3	2	395	0.005063
SCAN_VERF_F	T21	5	8	6	395	0.01519
H_F_SELECTION_LOCATION	T22	0	0	0	395	0
IT_COMM_F	T23	15	25	18	395	0.04557
H_F_SELECTION_CT	T24	0	0	0	395	0
CT_VERF_F	T25	0	0	0	395	0
LAZER_HW_F	T26	0	0	0	1105	0
H_F_SET_LAZER	T27	10	15	11	1105	0.009955
PATIENT_MARKING_F	T28	20	30	22	1105	0.01991
SETUP_INFO_F	T29	40	60	45	1105	0.040724
IMMOB_HW_F	T30	10	15	12	1105	0.01086
H_F_WRONG_USE	T31	2	10	5	1105	0.004525
IMMOBILIZATION_INFO_F	T32	40	60	45	1105	0.040724
PATIENT_MOVING_F	T33	30	60	40	1105	0.036199
H_F_SHIFT_VALUE	T34	20	30	25	1105	0.022624

HARDCOPY_F	T35	5	10	8	1105	0.00724
COUCH_HW_F	T36	1	1	1	1105	0.000905
H_F_COUCH_MOVEMENT	T37	20	40	25	1105	0.022624
TECH_INFO_F	T38	5	15	8	1105	0.00724
IMA_GUIDE_SNDRT_PRO_F	T39	3	5	4	1105	0.00362
H_F_IMA_GUIDE_TECHNIQUE	T40	2	5	3	1105	0.002715
H_F_MATCH_IMA	T41	10	20	15	1105	0.013575
IMA_MATCH_TRAIN_F	T42	0	1	0	1105	0
DRR_MATCH_SOFTWARE_F	T43	0	0	0	1105	0
IMA_QUALITY_F	T44	4	6	5	1105	0.004525
MATCH_SETUP_VERF_F	T45	0	1	0	1105	0
H_F_CHECK_F	T46	1	1	1	1105	0.000905
CHECK_STNDRT_PROSEDR_F	T47	0	0	0	1105	0
PATIENT_TREAT_MOVE	T48	20	30	25	1105	0.022624
LINAC_DOWN_F	T49	5	10	8	1105	0.00724
PATIENT_TRACK_F	T50	0	0	0	1105	0
PATIENT_APPOINTMENT_F	T51	0	0	0	13870	0
H_F_EARLY_COMPLATE	T52	1	1	1	13870	7.21E-05
PHYS_VERF_F	0.1	verification failure when physicits import or patient file control (long or short mask or vacuum bed fail vs..)				
PHYSICIAN_VERF_F	0.15	physician verification of immobilization device failure, when doing simulation				
POS_VERF_F	0.03	terapist and physician check fail				
PHYS_DIRECTOIN_VERF_F	0.1	physicst verification failure when import patient				
ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	0.03	terapist and doctor second check fail				
PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	0.3	physicist control of adjustment equipment when ct import				
PHYSCIST_MARKER_VERF_F	0.1	physicist verification failure of markers position when ct import				

PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F	0.000001	physicist import verification failure about location (probability almost zero)
PHYS_SCAN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient
TECHNIQUE_CONTROL_F	0.015	image guide technique control by physician and physicist error.
PARAMETERS_VERF_F	0.02	verification of treatment parameters checking error (physicist and therapist)
VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F		verification of aria and patient file error

		TEKNİKER 2				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
IMMOB_INFO_F	T1	5	10	6	371	0.016173
H_F_SELECTION	T2	3	6	5	371	0.013477
IMMOB_VERF_F	T3	3	5	4	371	0.010782
DIRECTION_INFO_F	T4	5	8	4	371	0.010782
H_F_DIRECTION	T5	2	5	3	371	0.008086
EQUIPMENT_F	T6	10	15	12	371	0.032345
PATIENT_MOVE_F	T7	10	16	13	371	0.03504
H_F_IMMOB_F	T8	4	6	5	371	0.013477
TRAINING_IMMOB_USE_F	T9	0	1	1	371	0.002695
H_F_MARKERING	T10	5	7	6	371	0.016173
LAZER_F	T11	1	2	1	371	0.002695
MARKER_HW_F	T12	1	2	1	371	0.002695
MARKER_POS_VERF_F	T13	1	2	1	371	0.002695
SCAN_INFO_F	T14	15	20	17	371	0.045822
H_F_PROTOCOL_F	T15	3	5	4	371	0.010782
H_F_SCAN	T16	10	15	13	371	0.03504
SCAN_REGION_INFO_F	T17	15	20	17	371	0.045822
H_F_SCAN_REGION	T18	5	7	6	371	0.016173
ID_H_F	T19	3	5	4	371	0.010782

ID_HW_F	T20	1	2	1	371	0.002695
SCAN_VERF_F	T21	5	8	6	371	0.016173
H_F_SELECTION_LOCATIO N	T22	2	3	2	371	0.005391
IT_COMM_F	T23	1	2	1	371	0.002695
H_F_SELECTION_CT	T24	2	4	3	371	0.008086
CT_VERF_F	T25	1	2	2	371	0.005391
LAZER_HW_F	T26	0	0	0	1000	0
H_F_SET_LAZER	T27	50	80	60	1000	0.06
PATIENT_MARKING_F	T28	60	100	80	1000	0.08
SETUP_INFO_F	T29	7	10	8	1000	0.008
IMMOB_HW_F	T30	5	7	6	1000	0.006
H_F_WRONG_USE	T31	20	25	23	1000	0.023
IMMOBILIZATION_INFO_F	T32	10	15	12	1000	0.012
PATIENT_MOVING_F	T33	5	7	6	1000	0.006
H_F_SHIFT_VALUE	T34	10	20	15	1000	0.015
HARDCOPY_F	T35	4	6	5	1000	0.005
COUCH_HW_F	T36	1	2	1	1000	0.001
H_F_COUCH_MOVEMENT	T37	50	100	70	1000	0.07
TECH_INFO_F	T38	3	5	4	1000	0.004
IMA_GUIDE_SNDRT_PRO_F	T39	1	2	1	1000	0.001
H_F_IMA_GUIDE_TECHNIQ UE	T40	9	13	11	1000	0.011
H_F_MATCH_IMA	T41	15	20	16	1000	0.016
IMA_MATCH_TRAIN_F	T42	1	2	1	1000	0.001
DRR_MATCH_SOFTWARE_ F	T43	0	0	0	1000	0
IMA_QUALITY_F	T44	5	7	6	1000	0.006
MATCH_SETUP_VERF_F	T45	2	3	2	1000	0.002
H_F_CHECK_F	T46	0	0	0	1000	0

CHECK_STNDRT_PROSEDR_F	T47	0	0	0	1000	0
PATIENT_TREAT_MOVE	T48	40	60	50	1000	0.05
LINAC_DOWN_F	T49	7	10	8	1000	0.008
PATIENT_TRACK_F	T50	10	15	13	1000	0.013
PATIENT_APPOINTMENT_F	T51	0	0	0	10868	0
H_F_EARLY_COMPLATE	T52	3	5	4	10868	0.000368
PHYS_VERF_F	0.1	verification failure when physicits import or patient file control (long or short mask or vacuum bed fail vs..)				
PHYSICIAN_VERF_F	0.15	physician verification of immobilization device failure, when doing simulation				
POS_VERF_F	0.03	terapist and physician check fail				
PHYS_DIRECTOIN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient				
ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	0.03	terapist and doctor second check fail				
PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	0.3	physicist control of adjustment equipment when ct import				
PHYSICIST_MARKER_VERF_F	0.1	physicist verification failure of markers position when ct import				
PHYS_IMPORT_LOC_VERF_F	0.000001	physicist import verification failure about location (probability almost zero)				
PHYS_SCAN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient				
TECHNIQUE_CONTROL_F	0.015	image guide technique control by physician and physicist error.				
PARAMETERS_VERF_F	0.02	verification of treatment parameters checking error (physicist and therapist)				
VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F		verification of ari and patient file error				

		TEKNİKER 3				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
IMMOB_INFO_F	T1	15	20	17	252	0.06746

H_F_SELECTION	T2	10	15	13	252	0.051587
IMMOB_VERF_F	T3	3	5	4	252	0.015873
DIRECTION_INFO_F	T4	10	14	13	252	0.051587
H_F_DIRECTION	T5	5	10	8	252	0.031746
EQUIPMENT_F	T6	3	5	3	252	0.011905
PATIENT_MOVE_F	T7	20	30	25	252	0.099206
H_F_IMMOB_F	T8	10	20	15	252	0.059524
TRAINING_IMMOB_USE_F	T9	5	10	9	252	0.035714
H_F_MARKERING	T10	15	25	20	252	0.079365
LAZER_F	T11	0	0	0	252	0
MARKER_HW_F	T12	3	6	5	252	0.019841
MARKER_POS_VERF_F	T13	2	3	3	252	0.011905
SCAN_INFO_F	T14	3	5	4	252	0.015873
H_F_PROTOCOL_F	T15	1	2	1	252	0.003968
H_F_SCAN	T16	5	8	7	252	0.027778
SCAN_REGION_INFO_F	T17	3	6	5	252	0.019841
H_F_SCAN_REGION	T18	10	15	13	252	0.051587
ID_H_F	T19	10	20	15	252	0.059524
ID_HW_F	T20	2	2	2	252	0.007937
SCAN_VERF_F	T21	4	6	5	252	0.019841
H_F_SELECTION_LOCATION	T22	2	3	3	252	0.011905
IT_COMM_F	T23	2	2	2	252	0.007937
H_F_SELECTION_CT	T24	5	10	7	252	0.027778
CT_VERF_F	T25	1	2	2	252	0.007937
LAZER_HW_F	T26	0	0	0	728	0
H_F_SET_LAZER	T27	10	15	13	728	0.017857
PATIENT_MARKING_F	T28	70	85	75	728	0.103022
SETUP_INFO_F	T29	5	12	8	728	0.010989
IMMOB_HW_F	T30	2	4	3	728	0.004121

H_F_WRONG_USE	T31	7	10	9	728	0.012363
IMMOBILIZATION_INFO_F	T32	10	20	15	728	0.020604
PATIENT_MOVING_F	T33	15	25	20	728	0.027473
H_F_SHIFT_VALUE	T34	20	30	25	728	0.034341
HARDCOPY_F	T35	5	10	7	728	0.009615
COUCH_HW_F	T36	0	1	1	728	0.001374
H_F_COUCH_MOVEMENT	T37	20	30	25	728	0.034341
TECH_INFO_F	T38	10	20	15	728	0.020604
IMA_GUIDE_SNDRT_PRO_F	T39	2	3	2	728	0.002747
H_F_IMA_GUIDE_TECHNIQUE	T40	2	3	2	728	0.002747
H_F_MATCH_IMA	T41	10	20	15	728	0.020604
IMA_MATCH_TRAIN_F	T42	4	5	4	728	0.005495
DRR_MATCH_SOFTWARE_F	T43	1	2	1	728	0.001374
IMA_QUALITY_F	T44	5	10	7	728	0.009615
MATCH_SETUP_VERF_F	T45	1	2	1	728	0.001374
H_F_CHECK_F	T46	0	0	0	728	0
CHECK_STNDRT_PROSEDR_F	T47	5	10	8	728	0.010989
PATIENT_TREAT_MOVE	T48	6	8	7	728	0.009615
LINAC_DOWN_F	T49	3	5	4	728	0.005495
PATIENT_TRACK_F	T50	10	20	15	728	0.020604
PATIENT_APPOINTMENT_F	T51	0	0	0	8650	0
H_F_EARLY_COMPLATE	T52	3	5	4	8650	0.000462
PHYS_VERF_F	0.1	verification failure when physicits import or patient file control (long or short mask or vacuum bed fail vs..)				
PHYSICIAN_VERF_F	0.15	physician verification of immobilization device failure, when doing simulation				
POS_VERF_F	0.03	terapist and physician check fail				

PHYS_DIRECTOIN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient
ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	0.03	terapist and doctor second check fail
PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	0.3	physicist control of adjustment equipment when ct import
PYSCIST_MARKER_VERF_F	0.1	physicist verification failure of markers position when ct import
PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F	0.000001	physicist import verification failure about location (probability almost zero)
PHYS_SCAN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient
TECHNIQUE_CONTROL_F	0.015	image guide technique control by physician and physicist error.
PARAMETERS_VERF_F	0.02	verification of treatment parameters checking error (physicist and therapist)
VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F		verification of aria and patient file error

		TEKNİKER 4				
	SORU NO:	EN AZ	EN ÇOK	EN OLASI	PAYDA	OLASILIK
IMMOB_INFO_F	T1	5	10	8	529	0.015123
H_F_SELECTION	T2	1	2	1	529	0.00189
IMMOB_VERF_F	T3	1	2	1	529	0.00189
DIRECTION_INFO_F	T4	2	3	2	529	0.003781
H_F_DIRECTION	T5	1	1	1	529	0.00189
EQUIPMENT_F	T6	1	2	1	529	0.00189
PATIENT_MOVE_F	T7	9	18	13	529	0.024575
H_F_IMMOB_F	T8	2	4	3	529	0.005671
TRAINING_IMMOB_USE_F	T9	1	3	2	529	0.003781
H_F_MARKERING	T10	4	8	6	529	0.011342
LAZER_F	T11	0	0	0	529	0
MARKEER_HW_F	T12	4	8	6	529	0.011342
MARKEER_POS_VERF_F	T13	1	2	1	529	0.00189
SCAN_INFO_F	T14	1	2	1	529	0.00189

H_F_PROTOCOL_F	T15	1	2	1	529	0.00189
H_F_SCAN	T16	1	2	1	529	0.00189
SCAN_REGION_INFO_F	T17	10	15	13	529	0.024575
H_F_SCAN_REGION	T18	1	3	2	529	0.003781
ID_H_F	T19	5	10	7	529	0.013233
ID_HW_F	T20	1	3	2	529	0.003781
SCAN_VERF_F	T21	10	20	15	529	0.028355
H_F_SELECTION_LOCATION	T22	1	3	2	529	0.003781
IT_COMM_F	T23	0	0	0	529	0
H_F_SELECTION_CT	T24	2	4	3	529	0.005671
CT_VERF_F	T25	1	2	1	529	0.00189
LAZER_HW_F	T26	0	0	0	1105	0
H_F_SET_LAZER	T27	40	50	45	1105	0.040724
PATIENT_MARKING_F	T28	20	30	25	1105	0.022624
SETUP_INFO_F	T29	10	20	15	1105	0.013575
IMMOB_HW_F	T30	7	10	8	1105	0.00724
H_F_WRONG_USE	T31	10	20	15	1105	0.013575
IMMOBILIZATION_INFO_F	T32	4	8	6	1105	0.00543
PATIENT_MOVING_F	T33	15	20	17	1105	0.015385
H_F_SHIFT_VALUE	T34	5	10	8	1105	0.00724
HARDCOPY_F	T35	0	0	0	1105	0
COUCH_HW_F	T36	0	0	0	1105	0
H_F_COUCH_MOVEMENT	T37	0	0	0	1105	0
TECH_INFO_F	T38	10	20	15	1105	0.013575
IMA_GUIDE_SNDRT_PRO_F	T39	2	5	4	1105	0.00362
H_F_IMA_GUIDE_TECHNIQUE	T40	5	10	5	1105	0.004525
H_F_MATCH_IMA	T41	3	5	4	1105	0.00362
IMA_MATCH_TRAIN_F	T42	3	5	4	1105	0.00362
DRR_MATCH_SOFTWARE_F	T43	2	3	2	1105	0.00181

IMA_QUALITY_F	T44	10	20	15	1105	0.013575
MATCH_SETUP_VERF_F	T45	25	50	30	1105	0.027149
H_F_CHECK_F	T46	5	10	8	1105	0.00724
CHECK_STNDRT_PROSEDR_F	T47	2	5	3	1105	0.002715
PATIENT_TREAT_MOVE	T48	10	20	15	1105	0.013575
LINAC_DOWN_F	T49	1	3	2	1105	0.00181
PATIENT_TRACK_F	T50	10	20	15	1105	0.013575
PATIENT_APPOINTMENT_F	T51	10	30	20	13600	0.001471
H_F_EARLY_COMPLATE	T52	1	3	2	13600	0.000147
PHYS_VERF_F	0.1	verification failure when physicits import or patient file control (long or short mask or vacum bed fail vs..)				
PHYSICIAN_VERF_F	0.15	physician verification of immobilization device failure, when doing simulation				
POS_VERF_F	0.03	terapist and physician check fail				
PHYS_DIRECTOIN_VERF_F	0.1	physicst verification failure when import patient				
ADJUST_EQUIP_CONTROL_F	0.03	terapist and doctor second check fail				
PHYSCT_EQUIP_ADJ_VERF_F	0.3	physicist control of adjustment equipment when ct import				
PYSCIST_MARKER_VERF_F	0.1	physicist verification failure of markers position when ct import				
PYHS_IMPORT_LOC_VERF_F	0.000001	physicist import verification failure about location (probability almost zero)				
PHYS_SCAN_VERF_F	0.1	physicist verification failure when import patient				
TECHNIQUE_CONTROL_F	0.015	image guide technique control by physician and physicist error.				
PARAMETERS_VERF_F	0.02	verification of treatmant parameters checking error (physicist and therapist)				
VERF_ON_ARIA_AND_FILE_F		verification of aria and patient file error				