

Elektrikli Linear Aktüatörler ile Oluşturulan Yeni Nesil bir Elektromekanik Sistem Aracılığıyla TPR_{20/10} Doz Ölçümünün Gerçekleştirilmesi ve Standart Değerler ile Karşılaştırılması

Doğan Esen¹ , Gözde Yeşiltas² , Ali Akpek^{2,3,*} 

¹*İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği ABD, İstanbul.*
e-posta: dogan.esen85@gmail.com

²*Gebze Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomühendislik Bölümü, Kocaeli*
e-posta: gyesiltas@gtu.edu.tr

³*Sabancı Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi, Tuzla*
*Sorumlu yazar e-posta: aliakpek@gtu.edu.tr

www.dergipark.org.tr/rjbb
Alınış Tarihi: 10/04/2020
Kabul Tarihi: 13/07/2020

Anahtar Kelimeler: 6 MV foton enerjisi; 18 MV foton enerjisi; Aktüatör; Linear hızlandırıcı; İyon odası; X ışını

Özet

Bu çalışmada elektrikli linear aktüatör ve arduino programlanabilir kart aracılığıyla elektromekanik bir sistem tasarlanmıştır. Tasarlanan bu düzenek aracılığıyla, hasta tedavisinde kullanılan linear hızlandırıcı cihazının farklı enerji değerlerinde (6 MV ve 18 MV) sonuçları alınmıştır ve yapılan ölçümlerin sonuçları, TPR_{20/10} 'un sonuçları ile karşılaştırılarak ölçüm sisteminin daha etkin ve sürekli kullanılmasına olanak sağlanması amaçlanmıştır. Elde edilen sonuçların doğruluğunu kontrol edebilmek için, ölçüm detektörü olan 0.13 cc'lik iyon odası ve dose 1 elektrometre kullanılmıştır. 10 cm ve 20 cm derinlikte her bir enerji için 20 defa bu ölçümler alınmış ve ortalama değer olarak en yakın 5 sonuç tablo haline getirilerek, kıyaslamalar yapılmıştır. Elde edilen değerlerin uluslararası kabul gören 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için olan değerler ile karşılaştırılmış ve %2' lik hata payının altında olduğu belirlenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucunda alınan sonuçların, standart kullanılan ölçüm sistemleriyle yakın değerlerde olması, kurulumu basit ve kullanımı kolay olması bu sistemin radyoterapi ünitelerinde günlük, aylık ve yıllık kontrol ölçümlerinde ve klinik uygulamalar için de kullanılabileceği düşüncesini oluşturmuştur.

Realization of TPR_{20/10} Dose Measurement by a Novel Electromechanical System Created with Electric Linear Actuator and Comparison with Standart Values

www.dergipark.org.tr/rjbb
Received: 10/04/2020
Accepted: 13/07/2020

Keywords: 6 MV photon energy; 18 MV photon energy; Actuator; Ion chamber; X-ray

Abstract

In this study, an electromechanical system was designed with electric linear actuator and an arduino programmable card. By means of this designed system, the measurements of the different values (6 MV and 18 MV) of the linear accelerator device used in patient treatment were obtained. The results of the measurements are compared with the results of TPR_{20/10}, and it is aimed to provide a more effective and continuous use of the measurement system. In order to check the accuracy of the results, 0.13 cc ion chamber and dose 1 electrometer were used. The measurements were taken 20 times for each energy level at 10 cm, 20 cm depth and the surface center and the closest 5 results were tabulated as the average value. The obtained values were compared with the values of 6 MV and 18 MV photon energies which are accepted internationally and it was found that the error rate is below 2%. It was thought that the results obtained in the study were close to the standard measurement systems that used, and the installation was simple and easy to use, and it was thought that this system could be used easily in daily, monthly and annual control measurements in radiotherapy units. It is also thought to be used for clinical applications.

1. Giriş

Radyasyon birçok amaçla tanı ve tedavi de tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir. Ayrıca radyasyon tedavisi (radyoterapi), kanser tedavisinde cerrahi müdahale ve kemoterapi ile birlikte üç ana tedavi yönteminden birisi pozisyonundadır [1]. Radyoterapi ile tedavide başlıca amaç; belirlenen tümör yapısında, sağlıklı dokuya en az zarar vermek ve aynı zamanda belirlenmiş tümör bölgesini tamamen kapsamaktır. Bunu yaparken de uluslararası kabul görmüş doz değerleri baz alınarak doğruluğu kesin olarak belirlenmiş radyasyon değerleri hastaya verilmeli ve böylece kanserli doku içinde bulunan hastalıklı yapının metastazı durdurulmalıdır [2, 3]. Radyoterapi alanında farklı radyasyon çeşitleri kullanılmaktadır. Bunlar yapılarına göre; elektromanyetik radyasyon (X-ışınları, γ -ışınları) ve parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olmak üzere ikiye ayrılırlar [4]. Radyoterapi ile tedavide çoğunlukla malign (kötü huylu) hastalıklar tedavi edilirken, az sayıda da benign (iyi huylu) hastalıklar tedavi edilmektedir [2, 3]. Yüksek teknolojiye sahip radyoterapi cihazlarının kullanımı, kanser tedavilerinde son derece faydalı olmakla beraber hala çeşitli istenmeyen durumların ortaya çıkabilme riski bulunmaktadır. İyonize radyasyon tedavisinde ise bu istenmeyen durumların riskini ortadan kaldırmak için kalite güvence programlarının oluşturulması ve uluslararası düzenlemelere uyulması çok önemli bir yer tutmaktadır [5].

Radyoterapide, iyonize radyasyon kaynaklarının hepsinde monitör iyon odası bulunmaktadır. Lineer hızlandırıcılar da iyonize radyasyon üreten ve radyoterapide sıklıkla kullanılan cihazlardır. Yüksek teknolojiye sahip bir cihaz kullanmak, iyi ve kusursuz bir radyoterapi uygulaması için garanti değildir. Yeterli destek cihazları, eğitim ve öğretim ile yetiştirilmiş bilgili personel ve disiplinli bir yöntem radyasyon kazalarını önlemede esastır.

Monitör iyon odası için yapılan performans testi sonuçları tolerans dışı olması halinde, cihaz ölümcül sonuçlara yol açabilmektedir. Bilinen ilk radyasyon kazası 1974 yılında Amerika'da Kosta Rika'nın başkenti San José'deki San Juan de Dios Hastanesi'nde Co-60 radyoterapi cihazı değiştirildikten sonra radyasyon kazası meydana gelmiştir. Cihaz kalibre edilirken doz hızının %50-60 daha düşük olacak şekilde hesaplanması gerekirken hastalara verilmesi gerekenden çok daha yüksek dozlar, daha uzun sürelerde uygulanmıştır. Bir ay boyunca tedavi gören toplam 115 hasta yüksek doza maruz kalmıştır. Bu hastaların 42'si dokuz ay içinde yüksek doz verilmesinden dolayı hayatını kaybetmiştir. Hasta dosyalarından yapılan değerlendirmeler sonucunda birçok hastanın ya yüksek dozdan öldüğü ya da ölümünde yüksek doz verilmesinin büyük katkısı olduğu saptanmıştır [2, 6].

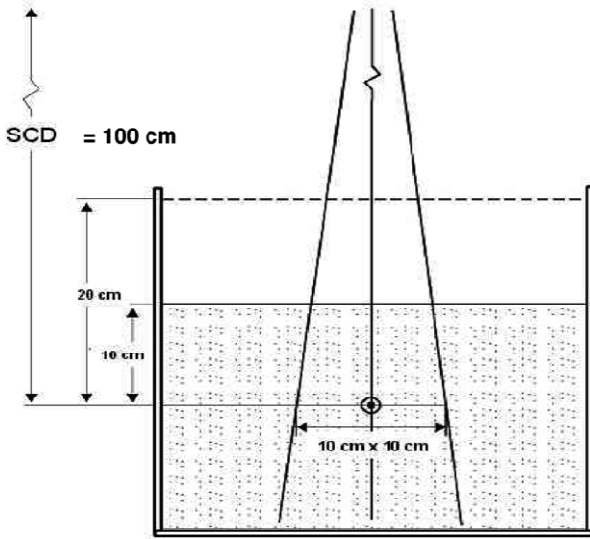
Üç boyutlu radyoterapi çalışmaları için bilgisayarlı tomografi, pozitron emisyon tomografisi-bilgisayarlı tomografi (PET CT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile hastanın anatomisi üç boyutlu olarak modellenilebilir ve üç boyutlu olarak modellemeye ile belirlenen tümör hacmi ile sağlıklı doku arasındaki ilişki net bir şekilde ortaya konulabilme avantajı sunar. Bu sayede hastanın korunması gereken sağlıklı dokusu ile yok edilmesi

istenilen tümörlü dokunun alanları kesin hatları ile belirlenmektedir. Diğer taraftan doğrusal hızlandırıcı modellerinde bulunan bilgisayar destekli çoklu yapraklı kolimatörler aracılığıyla tümör tedavisi için verilen doz dağılımı belirlenebilir ve şekillendirilebilir. Ayrıca, hastaya verilen ışının yoğunluğu ve miktarı bilgisayar destekli çoklu yapraklı kolimatörler ile ayarlanabilmektedir. Bu hassas hesaplamalar sayesinde hasta mümkün olan minimum doz miktarında radyasyon alarak, mümkün olduğunca sağlıklı dokuya hasar vermeden tedavi edilmeye çalışılmaktadır [7].

Radyoterapi sık olarak eksternal (harici) ve internal (dahili) olarak uygulanabilmektedir. Bazı hastalıklarda nadir olarak sistemik radyasyon da uygulanabilir. Sistemik radyasyon tedavisi, radyoaktif iyot gibi kanser hücrelerini öldürmek için kanda dolaşan radyoaktif maddelerin kullanıldığı uygulama çeşididir [8]. Harici radyoterapi ise en sık kullanılan radyoterapi şekli olup, hastalıklı bölgeye radyasyon ışın kaynağı olan bir cihaz yardımıyla dışarıdan verilmektedir. Harici radyoterapi uygulamasında, hedef tümör hacminin, tedavi uygulanacak toplam hacmin ve dozun tanımlanması, "The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)" tarafından 1978'de yayınlanan rapor 29, 1993'de yayınlanan rapor 50 ve 1999'da yayınlanan rapor 62 ile belirlenmiştir [9]. Üç boyutlu (3-D) konformal radyoterapi; tümörde olabilecek en hassas ve en yüksek dozun elde edilmesini sağlayan ve tümöre komşu organlarda olabilecek en düşük dozun elde edilmesini sağlayan bilgisayar destekli modern bir radyoterapi teknolojisidir. Bu sayede 2 boyutlu (2-D) tedavi planlamalarının eksikliklerini üç boyutlu (3-D) konformal radyoterapi tamamen ortadan kaldırmaktadır. Karmaşık bir teknoloji olması sebebiyle de çok basamaklı yoğun bir çalışmayı bünyesinde barındırmaktadır. Cihazlarda ortaya çıkabilecek ve zamanında tespit edilemeyen kullanıcı hataları, teknik aksaklıklar ya da en çok karşılaşılan kalibrasyon hataları orta ve hatta kısa vadelerde dahi hastaların hayatlarını riske atabilmektedir. Bu nedenle cihazların mümkün olan en yüksek sıklıkla kalibrasyona tabi tutulmaları çok önemlidir [9, 10].

Bu amaçla üç boyutlu konformal radyoterapi için kullanılan en kritik ünite doğrusal hızlandırıcılardır. Kalite kontrolünü temin edebilmek adına birçok marka ve modelde su fantomu üretilmiştir ve bu su fantomlarının amacı doğrusal hızlandırıcıların kalibrasyonlarını sağlamaktır. İnsan dokusuna eşdeğer sonuçlar elde edebilmek için tasarlanmıştır ve insan dokusuyla eş değer sonuçlar elde edebilmek amacıyla sıvı olarak insan vücudunun %70'e yakın içeriği su olduğu için ölçümler genelde su kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Ancak ne yazık ki kullanılan bu ölçüm fantomları fiyatları bakımından son derece maliyetlidir, onkoloji servisindeki diğer bütün çalışmaları engelleyecek kadar fiziksel boyutları bakımından büyüktür. Tüm bu dezavantajlarının yanında ayrıca kullanımının zorluğu da bir problem oluşturmaktadır. Bu nedenle doğrusal hızlandırıcıların kalibrasyonu ve kalite kontrolü çok uzun zaman alabilmektedir [11].

Lineer aktüatör sistemler ve arduino kullanılarak geliştirilmiş çalışmalar literatürde oldukça fazladır [12, 13, 14]. Ancak bu ekipmanlar kullanılarak lineer hızlandırıcı cihazlar için geliştirilmiş bir doz ölçüm cihazının üretilmesinin bir örneğine rastlanılmamıştır.



Şekil 1. TPR_{20,10}'un belirlenmesi için deneysel kurulum [15].

Yüzde derinlik dozu (PDD), doku fantom oranı (TPR), doku maksimum oranı (TMR), doku hava oranı (TAR) ve geri saçılma faktörü (BSF) gibi adlandırılan birkaç radyasyon dozimetrisi miktarı vardır. TPR, dokudaki derinlikli dozdaki değişimi tarif etmek için kullanılan bir parametredir [15, 16]. Bu durum Şekil 1'de gösterilmiştir. Bu miktarın farklı alan büyüklükleri için elde edilen dotalar genellikle tek bir radyoterapi departmanında referans değeri olarak kullanılır. Elde edilen dotalar genellikle, belirli bir alandaki derinlik ve alan büyüklüğünün bir fonksiyonu olarak tablo halinde gösterilmektedir. Tablo haline getirilen verilerin çoğu, tüm bu dozimetri miktarları ampirik olarak tespit edilebilmesine rağmen, alan merkezi ekseninin ölçülen PDD'sinden hesaplanmaktadır [17]. TPD değerlerine dayanan eş merkezli ışın kullanarak, PDD biçimindeki ölçülen radyasyon ışını verilerinden ziyade monitör birimi başına dozu hesaplamak genellikle uygun bir yöntemdir. TPR, iki doz oranından hesaplanabilmektedir ve formülü aşağıda gösterildiği gibidir:

$$TPR = D_d / D_{ref}$$

D_{ref} , merkezi bir eksen üzerinde sabit bir referans derinliğinde belirli bir referans noktasındaki doz değerini göstermektedir. D_d , TPR değerinin isteğe bağlı bir derinlikte ölçülen doz miktarıdır [18]. Referans noktası genellikle kaynaktan eksen mesafesine (SCD) 100 cm olarak tanımlanır ve D_{ref} herhangi bir derinlikte seçilebilir ama genellikle 10 cm olarak tercih edilir [18, 19]. Her ne kadar TPR verileri, bunları yüzde derinlik dozundan türetmektedir fakat bu durum ile ilgili belirsizlikleri önlemek için doğrudan ölçülebilse de, pratikte, genellikle PDD eğrilerinden dönüştürülmektedir. Çünkü PDD'yi sabit bir kaynaktan yüzey mesafesine ölçmek uygun bir yöntemdir. Bunun nedeni, birçok su tankı sisteminin, odayı sabit bir SSD'de bırakırken suyun derinliğini doğru bir şekilde değiştirme kabiliyetine sahip olmamasıdır [23].

Bu çalışmada elektrikli lineer aküatör ve arduino programlanabilir kart aracılığıyla elektromekanik bir sistem tasarlanmıştır. Tasarlanan bu düzenek aracılığıyla, hasta tedavisinde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazının farklı enerji değerlerinde (6 MV ve 18 MV) sonuçları alınmıştır

ve yapılan ölçümlerin sonuçları, TPR 20/10'un sonuçları ile karşılaştırılarak ölçüm sisteminin daha etkin ve sürekli kullanılmasına olanak sağlanması amaçlanmıştır. Baka bir ifade ile şu an için kullanılan ve ciddi dezavantajlara sahip büyük ve pahalı su fantomları yerine aynı kalibrasyon kabiliyetine sahip alternatif bir mekanizma geliştirilmeye çalışılmıştır.

2. Materyal ve Yöntem

Yapılan çalışmada, Varian marka lineer hızlandırıcı kullanılmış ve bu cihazdan elde edilen 6 MV ve 18 MV foton enerji değerleri ile çalışılmıştır. Ayrıca, lineer hızlandırıcının dışında, su terazisi, programlanabilir elektronik kart (Arduino programlanabilir kart) ve güç kaynağı kullanılmıştır. Ölçüm işlemlerini gerçekleştirmek için ise iyon odası ve dozimetre kullanılmıştır. Bu sistemlerin hassasiyet ve doğruluğunun tespiti, analiz için çok önemlidir. O yüzden de bu cihazların kalibrasyonları ilgili kurumlarca, ölçümler işlemleri gerçekleşmeden önce yapılmıştır. İnsan vücudunun yaklaşık olarak %70'i su olduğu için çalışmada sıvı olarak su tercih edilmiştir ve çalışmada doku eşdeğeri olarak kullanılmıştır. Normal şartlarda bu enerjilerin kalite kontrolü son derece pahalı ve zor kullanıma sahip su ya da katı fantomlar aracılığıyla ölçülebilmektedir [21, 22].

Hastalara verilecek olan radyasyonun doz içeriğini ölçmek için hastaların üzerinde ölçüm yapılması mümkün değildir, bu sebeple dokuya eşdeğer su fantomlarıyla ölçümler ve kalibrasyonlar yapılması gerekmektedir. Buradan elde edilecek sonuçlar bilgisayar kontrollü planlama sistemine aktarılır ve gerçek hasta üzerine verilecek olan radyasyon dozu belirlenmektedir. Bu sistemler sayesinde hasta üzerine hangi bölgeye ne kadar doz verileceği yüksek hassasiyetle hesaplanır [11].

2.1. İyon Odası Performans Testleri

Lineer hızlandırıcı için kalite kontrol testleri mekanik ve dozimetrik testler olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Bu testler için belirlenen sınırlamalar ve yapıma sıklıkları (AAPM), The International Electrotechnical Commission (IEC) gibi uluslararası kuruluşlar ve çeşitli yayınlar tarafından bildirilmektedir. Burada amaç kalite testlerinin, kalite kontrol araçları, insan gücü ve hasta potansiyeli göz önünde bulundurularak optimum sıklıkta yapılabilmesini sağlamaktır. Medikal lineer hızlandırıcılarda günlük, aylık ve yıllık dozimetrik kalite temini için gerekli testler, toleranslar ve yapıma sıklıkları **Tablo 1**'de verilmiştir.

Bu çalışmada, oluşturulan düzenek klinikte kullanılan lineer hızlandırıcı radyoterapi cihazında bulunan tedavi masası üzerine yerleştirilmiştir. Sistemin hassasiyet ile ilgili gerekli lazer ayarları, SSD (kaynak cilt mesafesi) ayarları ve su terazisinin ayarları hassas su terazisi ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sistemi düzeneği, lineer hızlandırıcının merkez eksenine, çapraz tellerin merkez ekseninin iz düşümüne karşılık gelecek şekilde hazırlanmıştır. Ölçüm verileri elde etmek için iyon odası, tasarlanan sistemin iyon odası tutucu mekanizmasına yerleştirilmiştir. Lineer hızlandırıcının enerjisi 6 MV ve 18 MV foton olarak iki farklı şekilde ayarlanarak tedavi doz oranı 300 MU/dak hızında 100MU doz olarak verilmiştir. Her bir enerji için 10 cm ve 20 cm

derinliklerde ölçümler alınmıştır. Alınan bu ölçüm sonuçları tablo haline getirilmiştir ve sonuçlar standart protokol değerleriyle karşılaştırılmıştır.

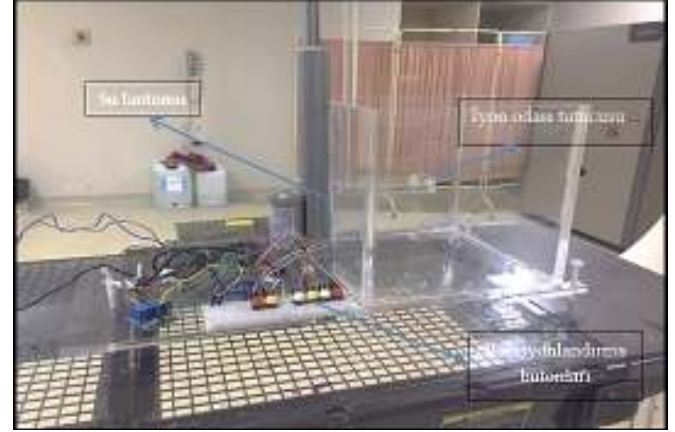
değişmeden yukarı aşağı hareket edebilmektedir. Bu durum Şekil 4 ve Şekil 5'te gösterilmiştir

Tablo 1. Medikal lineer hızlandırıcılarda günlük, aylık, yıllık dozimetrik kalite temini tablosu

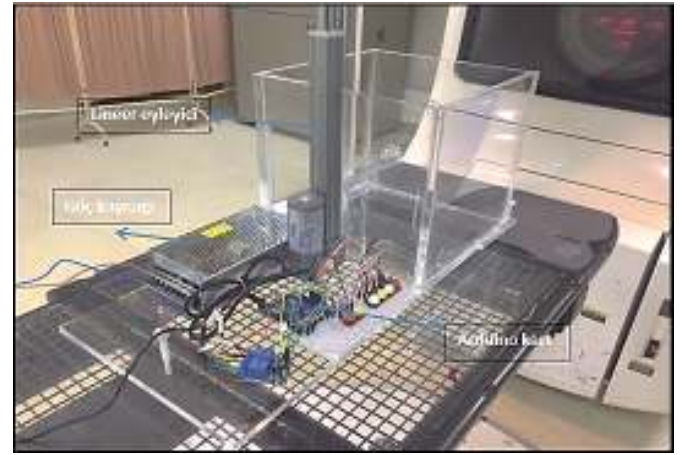
Sıklık	İşlem	Tolerans (±) Yüzde
Günlük dozimetri	X-ışını verimi kalibrasyonu	3
	Elektron verim kalibrasyonu	3
	X-ışını ve elektron verim değişmezliği	3
Aylık dozimetri	X-ışını verimi kalibrasyonu	3
	Elektron verim kalibrasyonu	3
	X-ışını ışın düzgünlüğü ve simetrisi	3
	Elektron ışın düzgünlüğü ve simetrisi	3
Yıllık dozimetri	X-ışını verimi kalibrasyonu	3
	Elektron verim kalibrasyonu	3
	X-ışını ışın düzgünlüğü ve simetrisi	3
	Elektron ışın düzgünlüğü ve simetrisi	3
	Monitör doğrusalığı	1
	Son Etki	<1 MU

İyon odası tutucusu hareketi için doğrusal aktüatör, pozisyon kontrolü için arduino kart, aktüatör motor voltajı için güç kaynağı ve kontrol butonları uygun şekilde konumlandırılmıştır. Bu durum Şekil 2 ve Şekil 3'te gösterilmiştir.

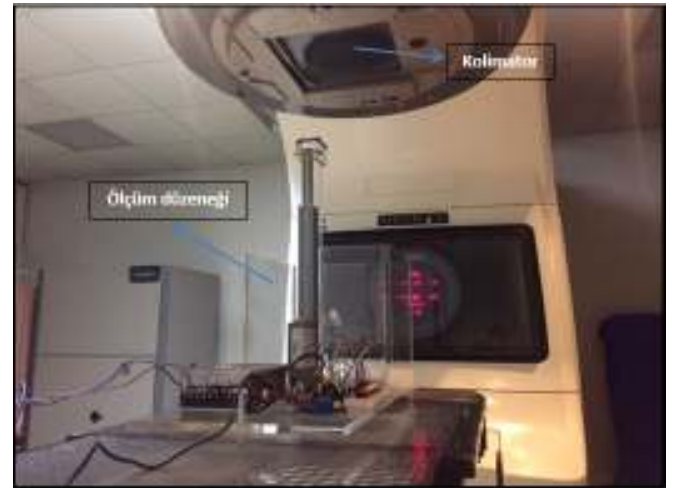
Ölçüm sistemi tedavi masası üzerine yerleştirildikten sonra, lineer hızlandırıcı çapraz telleri ve merkezi belirlemek amacıyla kullanılan lazerler ile ölçüm sistemi tek bir hizaya getirilmiştir. Lineer hızlandırıcının alan lambası ile ölçüm düzeneğinin merkezi birbiri üzerine oturtularak merkez eşleşmesi yapılmıştır. Bu şekilde ölçüm düzeneğinin içinde bulunacak olan iyon odası tek bir hizada olabilecek ve



Şekil 2. Kullanılan eyleyicinin pozisyonlandırılması için gerekli butonlar



Şekil 3. Ölçüm sisteminin ayrıntılı gösterimi



Şekil 4. Ölçüm sisteminin çapraz teller referans alınarak merkezlenerek yerleştirilmesi



Şekil 5. Oluşturulan sistemin tedavi masasına lateral yerleşimi

2.2. Demet Kalitesi (TPR_{20/10}'un belirlenmesi):

Ölçüm düzeneği, su yüzeyi SSD (kaynak cilt mesafesi) 100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Kolimatörde alan genişliği eş merkezde 10 cm x 10 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Ölçüm alabilmek için düzener önce 10 cm aşağı sonra 20 cm aşağı indirilmiştir. 300 MU/da doz hızında 100MU'luk ışınlamalar gönderilerek ölçümler alınmıştır. IAEA (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu) TRS 398 protokolüne göre yüksek enerjili foton demetlerinde suda soğurulan doz tayini için referans koşulları; fantom materyali olan su, silindirik iyon odası ve referans yükseklikler (her enerji için farklı derinlik) göz önünde bulundurularak ayarlanmıştır. Ölçüm alınırken, iyon odasının referans noktası, merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde olacak şekilde ayarlanmıştır.

2.3. Yapılan Ölçümler İçin Referans Değerleri

Tablo 2'de TRS 398 protokolüne göre 6 MV için Referans ölçümü değerleri gösterilmiştir.

2.4. Yapılan Ölçümler ve Değerleri

Kullanılan ölçüm sisteminde, iyon odası, oluşturulan fantomun içine lineer hızlandırıcı sisteminde bulunan çapraz teller yardımıyla merkezlenerek yerleştirilmiş ve dose 1 elektrometreye bağlanmıştır ve elektrometre devreye sokulmuştur. Oluşturulan ölçüm fantomu tedavi masasının üzerine yerleştirilmiş, merkezleme yapabilmek için tedavi odasında bulunan lazerler kullanılmıştır. Sistemin içi insan doku eşdeğeri olarak kabul edilen su ile doldurulmuş ve merkezi sıfır noktası olacak şekilde ayarlanmıştır. Bu merkezi sıfır noktası, sistemde bulunan arduino kartın programına yazılmıştır. Ayrıca, kod sistemi sayesinde hafıza butonlarıyla merkez hafızaya kaydedilmiştir. Daha sonra iyon odası yine sistemde bulunan hafıza butonları ile sırasıyla 10 cm ve 20 cm derinliğe indirilip bu seviyelerde de ölçümler gerçekleştirilmiş ve yine sistemde bulunan farklı hafıza bölgelerine ölçüm sonuçları kaydedilmiştir.

Tablo 2. TRS 398 protokolüne göre 6MV referans ölçümü

Radyoterapi cihazı ve referans koşulları	
Nominal doz hızı	300 MU/dak
Referans fantomu	Su
Referans alan	10 x10 cm x cm
Referans derinlik	10.0 g/cm ²
Nominal hızlandırma potansiyeli	6 MV
Demet kalitesi (TPR _{20/10})	0.677
Kurulum	SSD
Referans mesafe	100 cm

Yukarıda bulunan parametrelere göre oluşturulan düzener ölçüm alınacak şekilde ayarlanmıştır.

Tablo 3'de TRS 398 protokolüne göre 18 MV referans ölçümü değerleri gösterilmiştir.

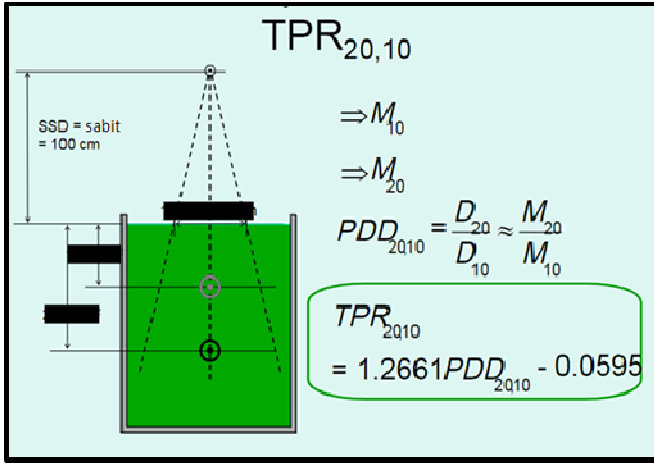
Tablo 3. TRS 398 protokolüne göre 18 MV referans ölçümü

Radyoterapi cihazı ve referans koşulları	
Nominal doz hızı	300 MU/dak
Referans fantomu	Su
Referans alan	10x10 cmxcm
Referans derinlik	10.0 g/cm ²
Nominal hızlandırma potansiyeli	18MV
Demet kalitesi (TPR _{20/10})	0.775
Kurulum	SSD
Referans mesafe	100 cm

Yukarıda bulunan parametrelere göre oluşturulan düzener ölçüm alınacak şekilde ayarlanmıştır.

Sistem hareket ettirilerek iyon odasının kaydedilen set değerlerine gidip gitmediği kontrol edilmiştir. Ardından iyon odası tekrar sıfır noktasına çekilmiş ve ölçüme hazır hale getirilmiştir. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazının gerekli yapılandırma ayarlarını yaparak önce foton 6 ve daha sonrasında foton 18 için her bir enerji değeri ile 100 MU doz verilerek ölçümler alınmış ve sonuçların ölçüm tablosu çıkarılmıştır. Sırasıyla önce foton 6 MV için yüzey alanında, 10 cm derinlikte ve 20 cm derinlikte ölçümler alınmıştır. Alınan bu ölçüm sonuçları tablo haline getirilmiştir. Sonra aynı ölçüm foton 18 MV için yüzey merkezinde, 10 cm derinlikte ve 20 cm derinlikte olacak şekilde tekrar edilmiştir. Her bir enerji için 20 defa bu ölçümler tekrarlanmıştır fakat ortalama değer olarak en yakın 5 sonuç tablo haline getirilerek referans değerleri ile karşılaştırılmıştır. Burada $TPR_{20/10}$ parametresi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için, 100 cm sabit kaynak-detektör mesafesinde ve merkezi ışın eksenindeki suda 10 cm ve 20 cm derinlik değerlerinde ölçümler alınarak, değerler belirlenmiştir.

$TPR_{20/10}$ değeri $PDD_{20/10}$ değeri ile bağlantılıdır ve bu bağlantı Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. $TPR_{20/10}$ için kaynak mesafesi, derinlik ve alan boyutu

$$TPR_{20/10} = 1,2661 \times DD_{20/10} - 0,0595$$

$TPR_{20/10}$ değeri ve $PDD_{20/10}$ değeri arasındaki bağlantı ile $TPR_{20/10}$ değeri hesaplanabilmektedir.

2.5. Oluşturulan Sistem ile 6 MV Doz Ölçüm

Tablo 4'te oluşturulan sistem ile 6 MV doz ölçümü ile elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Hesaplamalarda 6MV için $TPR_{20/10}$ referans değeri 0.677 olarak kabul edilmiştir. **Tablo 5**'te 6 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu gösterilmiştir

$TPR_{20/10}$ ve $PDD_{20/10}$ değerleri arasındaki bağlantı ve $DD_{20/10}$ ölçümünden elde edilen sonuçlar ile $TPR_{20/10}$ değerleri hesaplanmıştır. **Tablo 4**'te, oluşturulan sistem ile elde edilen ölçüm değerleri ve hesaplanan $TPR_{20/10}$ değerleri gösterilmiştir. **Tablo 5**'de 6 MV foton enerjisi için uluslararası kabul gören değerler ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır ve elde edilen değerlerin %2'lik bir hata

payının altında olduğu belirlenmiştir. Hata hesabı için kullanılan formül aşağıda gösterildiği gibidir;

$$(\text{Hesaplanan } TPR_{20/10} / \text{Ref } TPR_{20/10}) \times 100$$

Bu formül temel alınarak 6MV enerjisi için hesaplanan hata oranları **Tablo 5**'de gösterilmiştir. Tabloda da görülebileceği üzere referans sonuçları ile karşılaştırıldığında gözlemlenen en büyük hata oranı %0.89 olmuştur. Gerçekleştirilen beş ölçüm sonucunda ortalama hata oranı ise %0.30 olarak hesaplanmıştır. Bu uluslararası ölçüm standartlarının kabul ettiği hata oranı olan %2'nin çok altında bir hata oranıdır [23].

2.6. Oluşturulan Sistem ile 18 MV Doz Ölçüm

Tablo 6'da oluşturulan sistem ile 18 MV doz ölçümü ve elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. 18 MV için $TPR_{20/10}$ referans değeri 0.775 olarak kabul edilmiştir.

Tablo 7'de 18 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu gösterilmiştir.

$TPR_{20/10}$ ve $PDD_{20/10}$ değerleri arasındaki bağlantı ile $DD_{20/10}$ ölçümünden $TPR_{20/10}$ değerleri hesaplanmıştır. **Tablo 6**'da, oluşturulan sistem ile elde edilen ölçüm değerleri gösterilmektedir. **Tablo 7**'de ise 18MV foton enerjisi için uluslararası olarak kabul gören değerler karşılaştırılmış ve elde edilen değerlerin %2'lik bir hata payının altında olduğu belirlenmiştir.

$$(\text{Hesaplanan } TPR_{20/10} / \text{Ref } TPR_{20/10}) \times 100$$

Hata hesabı ölçümlerinde yukarıdaki formül kullanılmış ve hata oranları hesaplanmıştır.

Bu formül temel alınarak 18 MV enerjisi için hesaplanan hata oranları **Tablo 7**'de gösterilmiştir. Tabloda da görülebileceği üzere referans sonuçları ile elde edilen değerler karşılaştırıldığında, en büyük hata oranı %1.03 olarak bulunmuştur. Gerçekleştirilen beş ölçüm sonucunda belirlenen ortalama hata oranı ise %0.38 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. Oluşturulan sistem ile 6MV doz ölçümü elde edilen sonuçlar

	DD10(Gy)	DD20(Gy)	DD _{20/10}	TPR _{20/10}
1.ölçüm	66.95/100	38.92/100	0.581	0.676
2.ölçüm	67.2/100	38.95/100	0.580	0.674
3.ölçüm	66.8/100	39/100	0.583	0.678
4.ölçüm	67.58/100	38.98/100	0.577	0.671
5.ölçüm	67/100	39.15/100	0.584	0.679
Ortalama	67.106/100	39/100	0.581	0.675

Tablo 5. 6 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu

	TPR _{20/10}	Ref TPR _{20/10} ile oranı	Hata oranı (%)
1.ölçüm	0.676	99.85	0.15
2.ölçüm	0.674	99.55	0.45
3.ölçüm	0.678	100.14	0.14
4.ölçüm	0.671	99.11	0.89
5.ölçüm	0.679	100.29	0.29
Ortalama	0.675	99.70	0.30

Tablo 6. Oluşturulan sistem ile 18 MV doz ölçümü ve elde edilen sonuçlar

	DD10	DD20	DD _{20/10}	TPR _{20/10}
1.ölçüm	77.2/100	51.1/100	0.6619	0.778
2.ölçüm	77.13/100	51/100	0.6612	0.777
3.ölçüm	77.3/100	50.8/100	0.657	0.772
4.ölçüm	76.9/100	51.23/100	0.666	0.783
5.ölçüm	76.93/100	50.95/100	0.662	0.778
Ortalama	77.092/100	51.016/100	0.661	0.777

Tablo 7. 18 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu

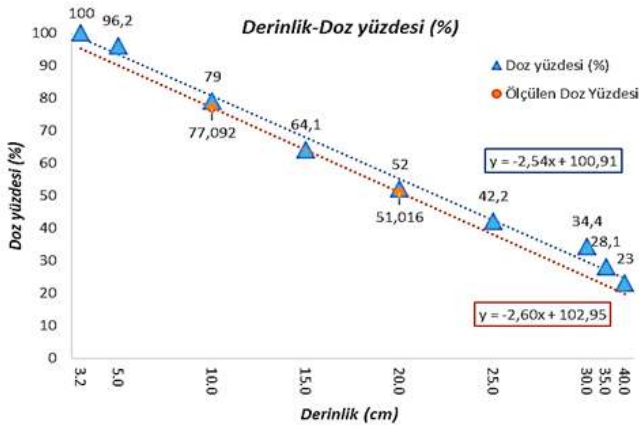
	TPR _{20/10}	Ref TPR _{20/10} ile oranı	Hata oranı (%)
1.ölçüm	0.778	100.38	0.38
2.ölçüm	0.777	100.25	0.25
3.ölçüm	0.772	99.61	0.39
4.ölçüm	0.783	101.03	1.03
5.ölçüm	0.778	100.38	0.38
Ortalama	0.778	100.38	0.38

3. Sonuç

Kanser tedavisinde, tümörü sonlandırabilecek nihai bir sonuca ulaşabilmek için tedavide kullanılan lineer hızlandırıcıların ışın karakteristiklerinin kesin ve net bir biçimde belirlenmesi ve doz miktarının hassas bir şekilde hesaplanması büyük bir önem taşımaktadır. Bu durum da ancak gerekli ve belirli protokoller doğrultusunda yapılan kalibrasyon ölçümleri ile mümkün olabilmektedir. Bu protokollerin uygulanması esnasında kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyeti, doğruluğu, kurulum ve kullanım kolaylığı bu cihazların geliştirilmesinde en önemli parametrelerin başında gelmektedir. Sistemin güvenilirliği ve doğru dozun belirlenmesi ancak bu şekilde sağlanabilmektedir.

Bu amaçla geliştirilen mekanik düzeneğin protokollere uygunluğu, kurulum ve kullanım kolaylığı, doğru konumlandırılabilme kapasitesi ve doğru bir ölçüm sonucu temin edebilme konuları incelenmiş, elde edilen sonuçlar standart protokollerle karşılaştırılarak hata oranları hesaplanmış ve elde edilen hata oranının uluslararası protokollere göre daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Çalışmada kullanılan mekanik düzenek yardımıyla, iyon odası ve elektrometre ile gerçekleştirilen ölçümler sayesinde 6MV ve 18 MV gibi farklı foton enerjileri için değerler elde edilmiştir. Bu ölçüm değerleri **Tablo 4** ve **Tablo 6**'da gösterilmektedir. Bu ölçüm sonuçları baz alınarak referans değerleri ile karşılaştırılmış ve hata oranları hesaplanmıştır. Hata ölçüm tabloları da **Tablo 5** ve **Tablo 7**'de verilmiştir.



Şekil 7. 6 MV foton enerjisi için 10 cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

Şekil 7 ve Şekil 8'te ise bu karşılaştırma grafikler üzerinden daha belirgin olarak gösterilmiş ve yorumlanabilmektedir. Şekil 7'de BJR (British Journal of Radiology Supplement 25) yayınında bulunan 6 MV foton enerjisi için uluslararası derin doz değerleri aracılığı ile elde edilmiş 6 MV için 10 cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile **Tablo 4**'de bulunan ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır.

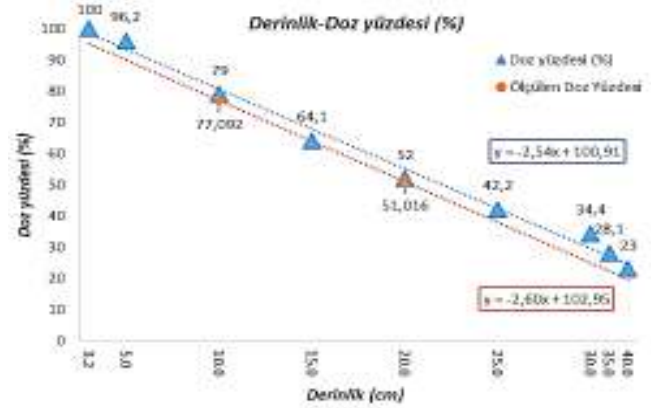
Şekil 7'de de görüldüğü gibi referans olan derinlik-doza yüzdesi eğrisinin denklemi;

$$y = -2,64x + 97,4 \quad (1)$$

yukarıda belirtildiği gibi iken çalışma sonucunda elde edilen ölçüm eğrisinin denklemi;

$$y = -2,81x + 95,2 \quad (2)$$

olarak bulunmuştur.



Şekil 8. 18MV foton enerjisi için 10 cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

Şekil 8 için aynı çalışma gerçekleştirildiğinde referans olan derinlik-doza yüzdesi eğrisinin denklemi;

$$y = -2,54x + 100,91 \quad (3)$$

yukarıda belirtildiği gibi iken çalışma sonucunda elde edilen ölçüm eğrisinin denklemi;

$$y = -2,60x + 102,95 \quad (4)$$

olarak bulunmuştur.

Elde edilen eğri denklemlerinden (1) ve (2) numaralı eşitlikler birbirlerine göre korelasyonu;

$$r = \frac{\sum(x \cdot y) - (\sum x)(\sum y)/n}{\sqrt{(\sum x^2) - (\sum x)^2/n} \sqrt{(\sum y^2) - (\sum y)^2/n}}$$

Yukarıda belirtilen formülden hesaplanır.

Korelasyon hesabı iki doğru üzerinde bulunan beş noktanın seçilerek gerçekleştirilmiştir. Bu noktalar 5, 10, 15, 20 ve 25 noktalarıdır. Ölçümler aracılığı ile elde edilemeyen sonuçlar ise formül (2) aracılığı ile hesaplanmıştır. Ölçüm sonuçları ile formül (2)'den elde edilen sonuçların birbirleri ile çok uyumlu oldukları gözlemlenmiştir.

Bu kapsamda n hesaba katılan nokta sayısı olmak üzere, x referanslardan alınan değerleri, y ise ölçümler aracılığıyla elde edilen sonuçlarını göstermektedir.

Böylelikle;

$$n=5, \sum x=265,25, \sum y=275,3, (\sum x)^2=70357,56, (\sum y)^2=75790,09, \sum(xy)=16602,57, \sum x^2=16045,53, \sum y^2=17219,25 \text{ olmuştur.}$$

Bu sayede formül (1) ve formül (2) arasındaki korelasyon $r=0,99$ olarak hesaplanmıştır.

Aynı korelasyon hesabı formül (3) ve formül (4) arasında gerçekleştiğinde ise;

$$n=5, \quad \Sigma x=319.75, \quad \Sigma y=333.5, \quad (\Sigma x)^2=102240.062, \\ (\Sigma y)^2=111222.25, \quad \Sigma(xy)=23082.32, \quad \Sigma x^2=22138.01 \quad \text{ve} \\ \Sigma y^2=24089.09 \quad \text{olmuştur.}$$

Böylelikle formül (3) ve formül (4) arasındaki korelasyonda $r = 0,99$ olarak hesaplanmıştır.

Çalışma sonucunda oluşturulan elektromekanik düzenek ile elde edilen sonuçların referans değerler ile çok yüksek oranda benzeştiği ($r = 0,99$) tespit edilmiştir.

Çalışma esnasında elde edilen ölçümler 10 cm ve 20 cm derinliklerden alınmıştır. Standart su fantomu ile yapılan ölçümlerde referans olarak kabul edilen ve TAEK (Türkiye Atom Enerji Kurumu) kararlarına göre radyoterapide doz kalibrasyonu için kullanılan IAEA (International Atomic Energy Agency) kurumunun TRS 398 (Technical Report Series) protokolü TPR_{20/10} değerini belirlemek için iki noktadan ölçüm alınmasını yeterli görmüştür. Bu sebeple çalışma esnasında 10 cm ve 20 cm derinliklerde her biri için beşer kez olmak üzere sadece bu noktalardan ölçüm alınmış, farklı derinliklerde ölçüm gerçekleştirmeye ihtiyaç duyulmamıştır. Korelasyon hesaplaması için ihtiyaç duyulan veriler ise elde edilen doğru denklemleri aracılığı ile belirlenmiştir. Doğru denklemleri ile ölçüm sonuçlarının tam olarak birbiri ile uyumlu oldukları gözlemlenmiştir.

Çalışmada geliştirilen elektromekanik düzenek yukarıda bahsedilmiş ve kabul edilen bir protokol olan TRS 398'de önerilmiş standartlarla da uyum içerisinde olduğu tespit edilmiştir.

Sonuç olarak geliştirilen elektromekanik düzenek aracılığıyla elde edilen ölçüm değerlerinin, lineer hızlandırıcının verdiği dozun kalite kontrolünde ve hastaya verilen dozun ölçülmesinde kullanılan, **Tablo 3**'de gösterilmiş olan standart su fantomundaki standart veriler ile eşleştiği gözlemlenmiştir. Tüm bunların ötesinde çıkan sonuçların uluslararası geçerli bir protokol olan ve TAEK tarafından kullanılması tavsiye edilen BJR (British Journal of Radiology Supplement 25)'de verilen 6MV ve 18 MV için ölçülen değerlere yakın bir değerde olduğu tespit edilmiştir [23]. Bunun ötesinde çalışmanın ayrıca Türkiye'de alanında öncü olarak gerçekleştirilen biyomedikal ve biyomühendislik çalışmalarını da güçlendireceği ön görülmektedir [24-33].

Protokollerde belirtilen değerler ile dizaynı yaptığımız elektromekanik sistemden elde edilen değerlerin istatistiksel karşılaştırılmasında, aradaki farkın kabul edilebilir hata oranı olan %2'nin çok altında olduğu gözlemlenmiştir.

Yapılan ölçümlerin ve alınan sonuçlar incelendiğinde, tasarlanan sistemin kullanılan standart ölçüm sistemleriyle yakın değerde olması, pratik kullanıma uygun olması, kurulum ve kullanım kolaylığı sağlaması, oluşturulan bu sistemin radyoterapi ünitelerinde yoğun olarak kullanılabilmesi izlenimini oluşturmaktadır. Bütün bu nedenlerden ötürü geliştirilen düzeneğin radyoterapi protokolleri çerçevesinde günlük, aylık ve 6 aylık kontrol ölçümlerinde rahatlıkla kullanılabilmesi düşünülmektedir.

Ayrıca, tasarlanan sistemin diğer ticari sistemlere göre çok daha ekonomik olması, maliyet bakımından da büyük avantaj sağlayacağı düşünülmüştür. Tasarlanan sistemlerin diğer kullanılan sistemlere nazaran daha pratik olması, kaba bir sistem olmaması, radyoterapi ünitelerinin bütün bir gün ölçüm ve kalibrasyon amacıyla kapatılmalarının engellenmesini sağlayacaktır. Kurulum ve kullanım kolaylığına sahip olması, bunun üzerine de radyoterapi protokollerine uygun olması ve düşük hata oranlarına sahip ölçüm sonuçları elde edebiliyor olması tasarlanan bu elektromekanik düzeneğin klinik uygulamalar için de sıklıkla kullanılabilmesi olasılığını düşündürmektedir.

4. Kaynaklar

- [1] Thacker S C, Glick S J. (2004). Physics in Medicine and Biology, 49(24): 5433-5444
- [2] YI Y, LAI C J, HAN T et al. (2011). Medical Physics, 38(2): 589-597.
- [3] Boone J M, Shah N, Nelson T R. Medical Physics, 2004, 31 (2): 226-235.
- [4] Leitz W, Axelsson B, Szendrő G. (1995). Radiation Protection Dosimetry, 57(1-4): 377-380.
- [5] Khan FM. (2003). The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; p. 3-58.
- [6] Task Group on the Biological Effects of Space Radiation, Rudiufion Hazards IO Ci-ew of Interpioneluy Missions: Biological Issues urrd Research Struregies, NRC. National Academy Press, Washington. DC.
- [7] Dahlin, H., Lamm, I.L., Landerrberg, T., Levernes, S., Uls, N., (1983). "User Requirements on CT. Based Computer Dose Planning Sistem İn Radiation Therapy", Acta Oncol, 22-24 .
- [8] Richmond N, Brackenridge R. (2014). A comparison of small-field tissue phantom ratio data generation methods for an Elekta Agility 6 MV photon beam. Med Dosim; 39:60-3.
- [9] Altundağ Ordu, İ. (2008). "Beyin tümörlerinde konformal radyoterapi tedavisi", Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2.
- [10] Ding GX, Krauss R. (2013). An empirical formula to obtain tissue-phantom ratios from percentage depth-dose curves for small fields. Phys Med Biol; 58:4781-9.
- [11] Purdy J A. (1977). Relationship between tissue-phantom ratio and percentage depth dose. Med phys; 4: 66-7.
- [12] Morón, C., Ferrández, D., Saiz, P., Vega, G., & Díaz, J. P. (2017). New prototype of photovoltaic solar tracker based on arduino. Energies, 10(9), 1298.
- [13] Davino, D., Giustiniani, A., & Visone, C. (2014). Compensation of magnetostrictive hysteresis by Arduino: Floating versus fixed-point performances. IEEE Transactions on Magnetics, 50(11), 1-4.
- [14] Latha, N. A., Murthy, B. R., & Kumar, K. B. (2016). Distance sensing with ultrasonic sensor and Arduino. International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology, 2(5), 1-5.
- [15] Bedford JL, Childs PJ, Nordmark Hansen V et al. (2003). Commissioning and quality assurance of the Pinnacle(3) radiotherapy treatment planning system for external beam photons. Br J Radiol; 76: 163-76
- [16] Das I J et al. (1996). Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery – radiotherapy unit Radiotherapy, Oncol; 38: 61-8.

- [17] Rahman M A, M. Jahangir Alam and M. Akhtaruzzaman, (2016). Characteristics analysis of high energy external radiotherapy beams in water. *Malays. j. med. biol. Res*, 3:1.
- [18] Bedford JL, Hansen VN, Webb S. (1998). The derivation of tissue-maximum ratio from percentage depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance. *Br J Radiol*; 71:876-81.
- [19] Ceylan C, Kucuk N, Bas Ayata H, Guden M, Engin K. (2010). Dosimetric and physical comparison of IMRT and CyberKnife plans in the treatment of localized prostate cancer. *Rep Pract Oncol Radiother*;15:181-9.
- [20] IAEA1. (2000). TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. (P. Andreo, D. T. Burns, K. Hohlfeld, M. S. Huq, T. Kanai, F. Laitano, et al., Eds.) Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.
- [21] Huq, M. S., Andreo, P., Song, H. (2001). Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Physics in Medicine & Biology*, 46(11), 2985.
- [22] Deniz D., Dörter G, Güçlü İ., (2005). Radyasyon Hasarlarının Tanı ve Tedavisi (çeviri) ÇNAEM İstanbul.
- [23] BJR Supplement 25 Central Axis Depth Dose Data For Use in Radiotherapy: A Survey of Depth Dose and Related Data Measured in Water or Equivalent Media, syf 65-79, July 1996
- [24] Akpek A. (2019). Development of a heart assist device as a vibrational viscometer that estimates blood viscosity. *Journal of the Faculty of Engineering & Architecture of Gazi University*, 34 (1), 235-246.
- [25] Akpek A., (2018). Analysis of biocompatibility characteristics of stereolithography applied three dimensional (3D) bioprinted artificial heart valves, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 33(3), 929-938.
- [26] Çiftçioğlu, Ç., Koçak, O., Akpek, A. (2015). Remote control of centrifuge and injection systems via MATLAB and ARDUINO. In 2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.
- [27] Akpek, A., Effect of non-uniform temperature field in viscosity measurement. *Journal of Visualization*, 19(2), 291-299, 2016.
- [28] Bulut, S., Özçınar, A., Çiftçioğlu, Ç., Akpek, A. (2015). A new algorithm for segmentation and fracture detection in X-ray images. In 2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.
- [29] Akpek, A., Youn, C., Kagawa, T. (2013). Temperature measurement control problem of vibrational viscometers considering heat generation and heat transfer effect of oscillators. In 2013 9th Asian Control Conference (ASCC) (pp. 1-6). IEEE.
- [30] Koçak, O., Kurtuldu, H., Akpek, A., Koçoğlu, A., Eroğul, O. (2016). A medical waste management model for public private partnership hospitals. In 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.
- [31] Altınsu, B., Koçak, O., & Akpek, A. (2016). Design and analysis of an autoclave simulation using MATLAB/Simulink. In 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.
- [32] Akpek, A. Effect of Ambient Temperature Variations on Particle Dimensions in Ultrasonic Nebulizers during Cold Vaporization. *Adv. Sci. Technol. Eng. Syst. J*, 2(3), 946-950, 2017.
- [33] Ugar, T., Kogak, O., Akpek, A. (2016). New concept design of an insulin pen for visually impaired or blind diabetus mellitus patients. In 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO) (pp. 1-4). IEEE.