

Doğrusal Hızlandırıcı Konumlama Sistemi Modellenmesi

Modelling The Positioning System of Linear Accelerator

Onur Koçak¹, Serdar Çelik¹, A.Sertaç Sunay², İ.Cengiz Koçum¹

¹Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
Başkent Üniversitesi
okocak@baskent.edu.tr, spadeserdar@hotmail.com, kocum@baskent.edu.tr

²Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Başkent Üniversitesi
assunay@yahoo.com

Özet

Linac cihazları kanser tedavisinde kullanılan ve hastaya X-ışını yollamak suretiyle bunu gerçekleştiren bir cihazdır. Doğrusal Hızlandırıcı Konumlama Sistemi Modellenmesi adlı çalışmadaki amaç, Linac cihazının Kolimatör kısmının cam plakalar ile modellenmesidir. Bu amaca göre; görüntüleme sistemlerinden (BT, MR, vb.) temin edilen görüntüler üzerindeki lezyonlu dokunun geliştirilecek bilgisayar programı ile koordinatlarının tespit edilmesi, tespit edilen bu görüntünün tasarlanacak olan motor-plaka ünitelerine aktarılması ve plakaların bu koordinatlara göre konumlanma işlemini gerçekleştirmesi hedeflenmektedir. Bu çalışma; yazılım kısmı ile görüntü işlenmesi, bilgisayardan veri aktarılması, mekanik düzenek tasarımı ve motor kontrolünü kapsayan elektronik devre tasarımı konularını içermektedir.

Abstract

Linac is used for threatment of concert which send X-rays towards the patient. This is working principle of linac. The aim of this project, name is Modelling The Positioning System Of Linear Accelerator, is modelling of collimator part of linac by using plexiglass. Accordingly the images which are taken from medical imaging systems is processed. After determining the coordinates the engine-plate system will take them and the system will be shaped as a two dimensioanal shape of tumor. This project include image processing, data transport from computer, mechanical design and electronic desing for controlling motors parts.

1.Giriş

Doğrusal hızlandırıcılar kanser tedavilerinde kullanılan cihazlardır. Tedavide esas amaç en az seviyede doza maruz kalarak tümörlü bölgenin yok edilmesidir. Sistemin konumlama bloğu gelen ışını hastanın belirli bir bölgesine düşürmek üzere

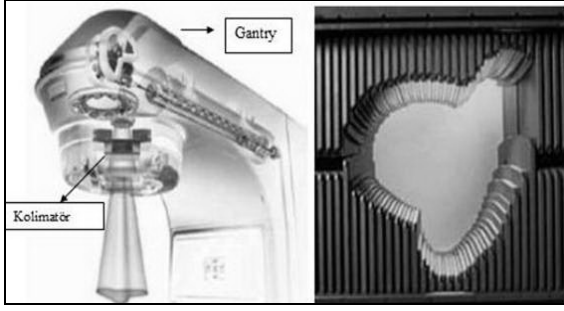
konumlanır ve bu sayede hasta en az seviyede radyasyona maruz kalarak tedavi görmüş olur.

Doğrusal hızlandırıcılar radar teknolojisine benzer bir teknolojiye sahiptir. Yüksek frekanslı elektro manyetik dalgaları kullanarak doğrusal bir tüp içinde yüklü parçacıkları yüksek enerjilere hızlandırır. Daha sonra bu hızlanmış elektronlar ağır bir metal ile çarpıştırılır. Çarpışmanın sonucu olarak yüksek enerjili X-ışınları ağır metalden fırlamaktadır [1]. Bu hedeften rastgele çıkan yüksek enerjili X-ışınları daha sonra bir demet olmaları için tek bir doğru boyunca toplanırlar. Öncelikle düşük enerji seviyelerindeki X-ışınları süzülürler. Süzme işleminin amacı hastanın tümöre etki edemeyecek fakat hastaya zarar verecek X-ışınlarına maruz kalmasını engellemektir. Filtrelenmiş demet hastanın tümörüne konumlandırıcı sistemde bulunan kurşun plakalar ile tümör ile aynı şekilde olması için şekillendirilip hedeflendirilir. Sistemde kurşun plaka kullanılmasının nedeni ise X-ışınına geçirmeme özelliğinin diğer metallere göre daha yüksek olmasıdır[2].

Doğrusal Hızlandırıcı Sistemlerde iki ana yapı bulunmaktadır. Bunlardan birisi Gantry ve Hasta Masası diğeri ise Kolimatör birimidir[2],[3],[4].

Bu ana yapılardan ilki gantry yani kolimatör bloğunun bulunduğu ve ışınların çıktığı bloktur. Bu blok çok yüksek hareket kabiliyeti ile çeşitli açılardan hastanın tedavi bölgesine konumlanabilmektedir[5]. Hasta masası ise hastaların X-ışınlarına göre konumlandırılacağı bölümdür. Hasta masasının 360 derece dönebilme ve yukarı aşağı hareket edebilme kabiliyeti sayesinde x-ışınlarının hastaya ulaşması durumunda oluşabilecek kör noktalar minimum seviyeye indirilmektedir.

Doğrusal hızlandırıcıların çalışma için örnek alınan kısmı ise kolimatör kısmıdır. Kolimatör sistemi Şekil 1' de görülmektedir. Kolimatörler sistemin etkin ve hassas çalışmasında kritik rol oynamaktadır. Sistem çıkışındaki yoğunlukları değiştirmeden etkin hedefleme yapmaktadır.



Şekil 1: Kolimatörün gelen ışını nasıl şekillendirdiği ve şekillenme için kolimatörün aldığı şekil görülmektedir. [5]'den alınmıştır.

Kolimatörler günümüzde çok yapraklı sistem olarak da adlandırılmaktadırlar. Sistemin her bir bloğu yani yaprağı belirli bir pozisyona gelerek uygulanan tedavi mesafesine göre tümör şeklini alacak şekilde konumlanmaktadır.

Ticari uygulamalar incelendiğinde Linac cihazlarının kolimatör bölümü tasarımlarında yazılım bölümlerinin oldukça karmaşık yapılara sahip oldukları görülmektedir. Bu çalışmada kullanılacak yazılım ise Intel tarafından desteklenen açık kaynak kodlu openCV kütüphanesidir. Görüntü işleme konusunda openCV literatürde en çok tercih edilen kütüphanelerden biridir. Bu görüntü işleme kütüphanesi C programı dili üzerinde geliştirilmiş hazır fonksiyonları içermektedir. OpenCV, gerek ileri düzey görüntü işleme uygulamaları gerekse basit uygulamalar için OpenCV gelişmiş ve uygulaması kolay bir kütüphanedir[6].

Mekanik Aksam motor üniteleri tarafından hareket ettirilmektedir. Motor üniteleri ticari olarak kolaylıkla temin edilebilen PIC 16F84 mikrodenetleyicisi ve devre ekipmanları ile hareket ettirilmektedir [7].

Donanım ve bilgisayar haberleşmelerine ait literatürde birçok yöntem göze çarpmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı seri port kullanarak gerçekleştirilen haberleşmedir. Bu tasarımda da devre ve bilgisayarın haberleştirilmesi Seri Port üzerinden sağlanmıştır. Seri port üzerinde bitler yani "lojik 1" ya da "lojik 0" değerleri 8-bit olarak tek bir kablo aracılığı ile peşi sıra iletilirler. Seri haberleşmede, gönderici kısımda 8-bit veri, paralelden seriye çevrilir ve daha sonra tek bir hattan karşıya gönderilir. Alıcı, seri veriyi paralele çevirerek 8-bit veriyi oluşturur. Bir linkteki veri akışının kontrolü için gerekli sinyallerden biri saat (clock) sinyalidir. Hem gönderici hem de alıcı cihazda, bir bitin ne zaman gönderileceğine veya alınacağına karar verilirken bir saat sinyali kullanılır. Veri gönderen ve alan uçların belli kurallar çerçevesinde haberleşmesi gerekir. Verinin nasıl paketlenileceği, bir karakterdeki bit sayısını, verinin ne zaman başlayıp biteceği gibi bilgileri bu kurallar belirler. Bu kurallar çerçevesine, protokol adı verilir.

2. Materyaller ve Yöntemler

Bu tasarımda hedeflenen temel amaçlar tıbbi görüntüleme cihazlarından (MR, CT, vb.) alınan görüntülerin işlenerek tümörlü bölgelerin tespit edilmesi ve bu işlem sonucu tümör koordinatlarının belirlenmesidir. Bu aşamadan sonra kolimatör

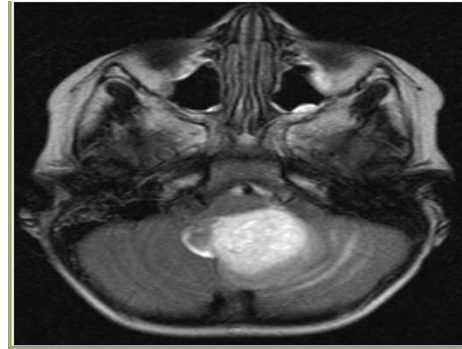
plaka sistemi ve motor üniteleri modellenip imal edilerek tespit edilen tümör koordinatlarına göre kendi kendine bu bölge üzerinde konumlama yapacaktır. Tümör koordinatını tespit ederek veri aktarımı yoluyla imal edilen mekanik bölüme aktarım yapılmış böylelikle farklı görüntülerden alınan tümör görüntülerine göre otomatik konumlama gerçekleştirilmiştir. Buna göre tasarım yazılım, mekanik bölüm ve elektronik tasarım ve de veri aktarımı ana başlıkları altında gerçekleştirilmiştir.

2.1. Yazılım

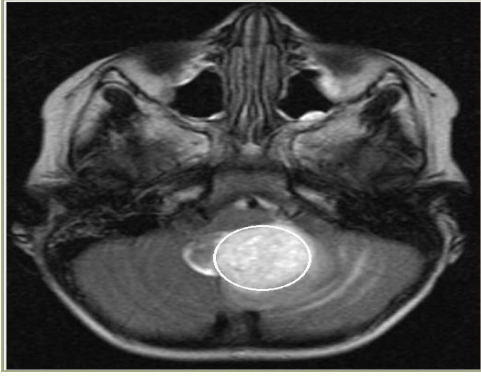
Bilgisayar ortamında elde edilmiş hasta görüntüsünde geliştirilen yazılım ile tümör tespiti yapılmıştır. Yazılım olarak yapılan araştırmalar doğrultusunda Intel tarafından desteklenen açık kaynak kodlu openCV kütüphanesi kullanılmıştır.

Bilgisayar görüntüleri her nokta için tutulan renk değerlerinden oluşur, işte bu renk değerlerinin her birine kanal adı verilir. 800X600 bir resim ele alındığında aslında her satırında 600 nokta olan 800 satırlı bir noktalar kümesi ve bu noktalara ait kanal değerlerinden bahsedilmiş olunmaktadır. Örneğin siyah beyaz bir resim için tek bir kanal var iken, renkli bir resimde genelde üç kanal bulunmaktadır. Bunlar; Red (kırmızı) kanal, Blue (mavi) kanal ve Green (Yeşil) kanallarıdır. Bu kanalların her biri 0'dan 255'e kadar bir değere sahiptir. Kırmızı bir noktanın değeri RGB (255,0,0) iken, Yeşil bir noktanın (0,255,0) dır. Görüntülenebilecek bütün renkler bu üç kanalın değerlerinin değişmesiyle oluşmaktadır. Görüntü işleme bu kanalların değerlerinin işlenmesi üzerine kullanılmaktadır.

Öncelikle resimdeki bütün piksellerden kontrast değeri belirli bir seviyenin altında olanlar tam siyaha dönüştürülür. Bunun nedeni beyindeki tümörlerin beyin diğer birçok parçasından daha açık bir renk taşımasıdır. Daha sonra görüntü üstünde geriye kalan beyaz noktalar sırasıyla şu şekilde test edilmektedir: Seçilen pikselin üstündeki ve altındaki pikselin beyaz olup olmadığına bakılır. Eğer siyah ise yanındaki nokta incelenir. Eğer noktalar beyaz ise bu defa seçilen pikselin sağındaki, sağ üstündeki, sağ altındaki noktaların beyaz olup olmadığı test edilir. Eğer siyah ise diğer nokta incelenir. Eğer yukarıda belirtilen noktalar beyaz ise bu defa da sol üst, sol alt ve solundaki noktaların beyaz olup olmadığı test edilir. Eğer belirtilen bu maddeler sağlanırsa tutulan yarıçap değeri bir artırılır. Daha sonra seçilen pikselin komşusu olan diğer nokta aynı işlemlere tabi tutulur. Bu şekilde bütün beyaz noktalar test edilir ve en büyük çap bulunur. Şekil 2'de orijinal görüntü ve şekil 3'de geliştirilen yazılımın etkisi görülmektedir.



Şekil 2: Orijinal Görüntü



Şekil 3: Yazılım yardımıyla Tespit edilen lezyonlu bölge

2.2. Mekanik Bölüm ve Elektronik Tasarım

Tasarlanacak sistem için doğrusal hızlandırıcı cihazının kolimatör sistemi model olarak alınmıştır. Sistemi x-y koordinat sisteminde hareket ettirerek modellenme sağlanacaktır. Kolimatörde bulunan X-ışını emme özelliği gösteren kurşun plakalar yerine plastik cam (plexiglass) kullanılmasına karar verilmiştir. Plastik camlar X-ışını emme özelliği göstermeseler de sistemin modellenmesi için birçok parametre açısından uygun görülmüştür. Sonuçta yapılan çalışmada X-ışını kullanılmayacak olması malzeme seçiminde esneklik sağlamaktadır. Plastik cam seçilmesi tasarıma hafiflik, şeffaflık, işleme imkânlarının kolay olması ve düşük maliyet avantajlarını sağlamaktadır. Ayrıca şeffaf özelliği sayesinde sistemin hareketli bir şekilde üzerine yapılacak işaretlemeler ile başarısının rahatça tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Hareketi sağlamak için plakalar sabit bir somun ile vidalara tutturulmaktadır. Böylece vidaların dönme hareketi ile plakalar ileri veya geri yöne doğru hareket kabiliyeti kazanmaktadır.

Yapılan araştırmalarda adım motorların (Step motor) sistemde kullanılması uygun görülmüştür. Adım motor seçilmesinin temel nedeni tasarlanan sistemin küçük olmasından ötürü hassas çalışma beklentisidir. Bu beklenti sisteme küçük ilerlemeler yani küçük adım gereksinimi getirmiştir. Ticari olarak bulunan 7.5 derecelik hareket kabiliyetine sahip adım motorlar bu iş için tercih edilerek temin edilmiştir. Sistemin yatayda hareket etmesinden ötürü motorlara kaldırma kuvveti binmemekte ve rahat hareket edebilmektedir.

Adım motorlar darbeler eşliğinde çalışmaktadır. Alınan her darbe ile motor bir adım atmaktadır. Örneğin, 12 derecelik bir adım motoruna giden her darbe motoru 12 derece döndürmektedir. Böylece tam bir tur atmak için motora 30 darbe gönderilmelidir. Adım motor devreleri için genellikle geri besleme devrelerine gerek duyulmamaktadır. Adım motorların en büyük avantajı; mevcut hata yani adım derecesi bir hatadan diğerine yansımamaktadır. Bu özellik takip edilen tasarım için kritik önem taşımaktadır. Ayrıca gönderilecek darbelerle göre dönüş hassasiyeti de ayarlanabilmektedir. Yapılan incelemelerde adım motor seçimlerinde unipolar motorların kullanımının karışık devre ve devre maliyetini engelleyeceği yargısına varılmıştır ve unipolar adım motor kullanımı uygun görülmüştür.

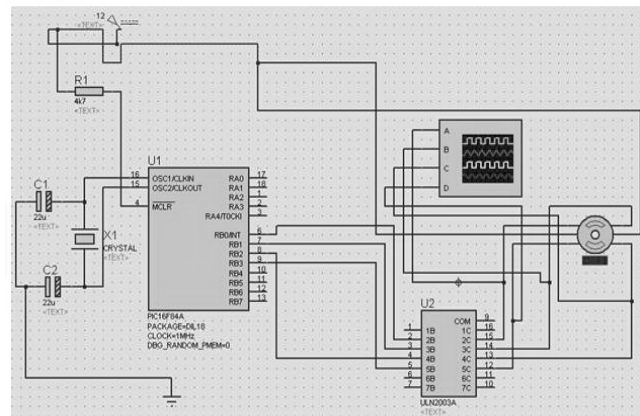
Ayrıca motora gönderilen komutlar darbeler şeklindedir bu yüzden adım motoru kontrol etmek için mikrodenetleyici ailesinden 16F84'in kullanımına karar verilmiştir. Mikrodenetleyici (PIC) olarak piyasada sıkça bulunmasından, üzerinde en çok çalışılan ailenin elemanı olmasından ve yapılacak çalışma için gayet ideal olmasından ötürü 16F serisi mikrodenetleyici kullanılmıştır[2].

Tasarımın modellenmesinde ISIS 7 Professional programı kullanılmıştır. Öncelikle mikrodenetleyici kodlanması gerçekleştirilerek adım motorların sürülmeleri işlemi tamamlanmıştır. Kullanılan unipolar adım motor sürüşü yaygın olarak üç şekilde yapılmaktadır. Bunlar; Bir tam adımlı sürüş, iki fazlı tam adım sürüş yöntemi, iki fazlı yarım adımlı sürüş şeklindedir.

Tasarlanan devrede bir adet mikrodenetleyici entegresi (16F84) kullanılacağından motorları kontrol etmek için decoder kullanımı uygun görülmüştür. Decodere gelen vurular (pulsar) sırasıyla adım modellerini oluşturmaktadır. Decoder'ın toplamda 16 adet çıkışı bulunmaktadır. Sırasıyla 4'er model kullanarak 4 motor bu şekilde kontrol edilebilmektedir. Piyasada kolaylıkla bulunabilen ve literatürde kullanımı sıkça gözlenen SN74154 decodere kullanımı tercih edilmiştir.

Mikrodenetleyici programlama için MicroC compiler programı kullanılmıştır. Yazılan kodlar program tarafından HEX. uzantılı dosyalara çevrilmiştir. Çevrilen kod artık kullanılacak mikrodenetleyiciye kodlanmaya hazır hale gelmektedir. Ticari olarak bulunabilen USB bağlantılı WinPIC800 ile mikrodenetleyiciye aktarım gerçekleştirilmiştir.

Step motorların kullanılması için sürücü devre denilen akım yükselteçlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Sürücü devreler transistörlerden olabileceği gibi ticari olarak bulunabilen hazır devrelerden de olabilir. Tasarım için ilk etapta yön kontrolünde içeren UCN5804B kullanılması kararlaştırılmıştır. Fakat piyasada bulunmamasından dolayı bu çözümden vazgeçilip ULN2003A entegresine yönelinmiştir. Entegre temel olarak gelen akımı 500 mA seviyesine yükselterek mikrodenetleyici ile eşzamanlı yani mikrodenetleyiciden gelen darbeler eşliğinde çalışabilmektedir. ULN2003A entegresi kullanılarak tasarlanan simülasyon devresi Şekil 4'de sunulmuştur.



Şekil 4: Bilgisayar ortamında ULN2003 entegre kullanımı

2.3. Veri Aktarımı

Tasarlanan motor kontrol ünitesi bilgisayardan aldığı veriler doğrultusunda üzerinde bulunan plaka sistemlerini gerekli pozisyona getirecektir. Veri aktarımı bilgisayardan seri port üzerinden gerçekleştirilmiştir. RS232 diye adlandırılan seri porttan tek yönlü aktarım yapılmıştır. 3 numaralı pininden veriler saniyede 9600 sınır aralığında gönderilmiştir. Veriler 16F84'e gitmeden önce MAX232 devresine girmektedir.

MAX232 entegresi seri portun +/-12V olan çıkışını 16F84'ün anlayacağı 5V'a çevirmektedir. 16F84 entegresi gelen verileri 5V yani 1 ve 0V yani 0 olarak algılamaktadır. İçerisinde yazılan program ile gelen verileri çözümleyerek uygun katsayılar ile çarpmaktadır. İçerisinde ki işlem tamamlandıktan sonra PIC'in B portundan veriler bir sonraki entegre olan SN74154 decoder'ına gönderilmektedir.

SN74154 decoderi 4 giriş ve 16 çıkışa sahiptir. Gelen verilere göre 16 çıkıştan bir tanesini düşük yani 0 yapmaktadır. Sistemin çalışması için 4 adet motor kullanılacağından 16 adet çıkış 4'er li gruplanarak 4 motora darbeler göndermektedir. Tablo 1'de bu darbelerin sırası görülmektedir. Ancak 1 çıkışın düşük ve 3 çıkışın yüksek olmasından ötürü SN74154 entegresinin çıkışında 7404 invertörünün kullanımı uygun görülmüştür. Invertör gelen verileri yüksek ise düşük, düşük ise yüksek yapmaktadır. Bu sayede motora uygun darbeler gönderilebilmektedir.

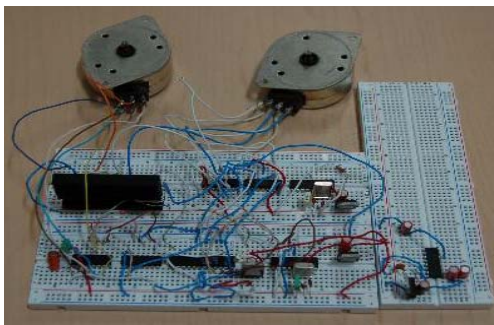
Tablo 1: Entegreden motorlara gönderilecek darbelerin sırası ve biçimi

a	b	c	d
1	0	0	0
0	1	0	0
0	0	1	0
0	0	0	1

Bu darbeler mikrodenetleyici içerisinde belirlenen frekans sayesinde motorlara iletilecektir. Motorların desteklediği maksimum frekans değeri 500Hz'dir. Ayrıca motorlar 2ms ile 10ms arasında kontrol edilmektedir.

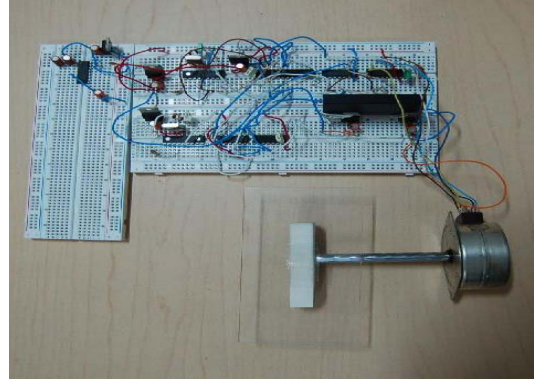
3. Sonuçlar ve Tartışma

Kurulan sistemin devre aşamasında iken çekilen fotoğrafları Şekil 5, Şekil 6 a ve b'de görülmektedir.

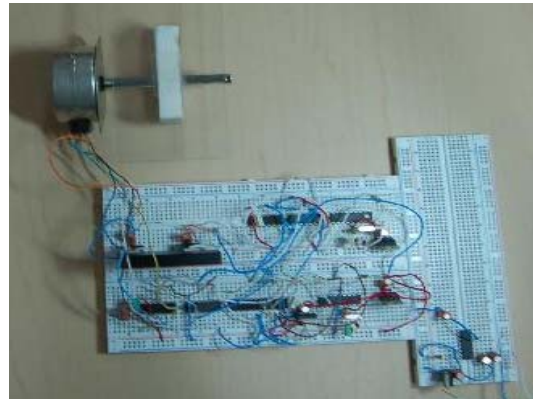


Şekil 5: Motor Kontrol Ünitesinin Board üzerindeki hali.

Şekil 5'de motor kontrol ünitesinin board üzerine kurulmuş hali görülmektedir. Kullanılan 7.5°'lik iki adım motor sürülmektedir. PIC 16F84'den gelen hazır komutlar ilk olarak Decoder'a girmektedir. Decoder çıkışından Invertöre girer. Invertör içerisinde ters çevrildikten sonra akım yükseltici ULN2003'e girmektedir. ULN2003 çıkışından da motorlara gönderilmektedir. Şekil 6.a'da görüldüğü üzere plastik cam motor şaftı üzerine konumlandırılmıştır ve hareket yeteneği gözlemlenmiştir. Şekil 6.b'de görüldüğü gibi motorun dönmesiyle birlikte şaft plastik camı iletmiştir. Tasarımın mekanik ve elektronik yetkinliği bu şekilde ölçüldükten sonra dört motor kullanılarak elde edilecek olan kolimatör modeli tasarlanıp kurulmuştur. Gerekli testler yapıldıktan sonra kutulanıp gerçek görüntüler üzerinden çalışır hale getirilmiştir.



Şekil 6.a: Motor Kontrol Ünitesinin Tek Motor ile denenmesi



Şekil 6.b: Motor Kontrol Ünitesinin hareket ettikten sonraki hali

Elektronik, mekanik ve veri aktarımı işlemi bittikten sonra sistemin bütün olarak denenmesi gerçekleştirilmiştir. Temin edilen görüntülerden tümörün yeri materyal ve yöntemlerdeki yazılım kısmında anlatılan metotla tespit edilmiştir. Bunun için temin edilen tüm görüntüler 800x600'lük biçime dönüştürülmüş böylelikle çalışacağımız 6x6 cm'lik alan elde edilmiştir. Bu 36 cm² lik alan içerisinde tümörün bulunduğu konum yazılım yardımıyla tespit edilmiş ve seri haberleşme yardımıyla mikrodenetleyiciye iletilmiştir. Bu mikrodenetleyici tarafından kontrol edilen motorlar ise gelen konum bilgisine göre plastik camları hareket ettirmişler ve tümörlü dokunun tam üzerine

X-ışını kaynağını konumlandırılması modellemesini başarıyla gerçekleştirmişlerdir.

Bu çalışmada linac cihazı gibi karmaşık yapıdaki cihazlarda bulunan kolimatör biriminin lisans çalışması seviyesinde gerçekleştirilebileceği görülmektedir. Ayrıca geliştirilen yazılım sayesinde önce tümör yerinin tespiti ve bu konuma göre kolimatör modelinin otomatik olarak hareketi özgünlük açısından ileride gerçekleştirilecek olan çalışmalara temel teşkil edecektir. Bu çalışma ile Türk Mühendisliği ile yazılım ve donanımın başarılı bir şekilde temel malzemelerle, sağlık sektöründe çok büyük maliyetlerle kurulan ayrı sistemlerin, bir arada tasarlanabilirliği gösterilmiştir.

4. Kaynaklar

- [1] Dirican B., “Radyoterapi Teknikleri” *I. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi*, 25-26 Ekim 2001, Ankara.
- [2] Altunay A., “Radyoterapide Kullanılan Dar Konumlama Blokları Altındaki Doz Dağılımları” , *Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi* , 2004, Ankara.
- [3] Kulik C., Vermandel M., Rousseau J. Gibon D., Maouche S., “Gamma Knife, Stereotactic Linac Radiosurgery and Micro Multileaf Collimator Optimized Treatment Plan Comparison”, *Medical Imaging 2002: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, 2002, Vol.4681, 127.
- [4] Ferachi K.K, “Multileaf Collimator Positional Reproducibility Evaluated With a Two-Dimensional Diode Array” , *A Thesis in The Department of Physics and Astronomy, Louisiana Tech University*, May 2003, U.S.
- [5] ONCOR Linear Accelerator, www.medical.siemens.com
- [6] Intel openCV e-library, www.intel.com, 2007.
- [7] Coşkun İ. ve Işık M., “Servo Motorun Mikrodenetleyici ile Konum ve Hız Denetimi”, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, Cilt 17.Sayı 3, 2004 Ankara.