



Tüketici Elektronik Bileşenleri Kullanılarak Alternatif Bir Raspberry Pi Tabanlı X Işını Görüntüleme Paneli Tasarımı

An Alternative Design of X-Ray Imaging Panel based on Raspberry Pi with Consumer Electronic Components

Yalçın İşler* , Alpman Manalp , Saadet Sena Egeli 

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Balatçık Yerleşkesi, İzmir, Türkiye

Öz

İnsan gözüyle görülemeyen vücut yapılarının görüntülenmesi için tıbbi görüntüleme yöntemleri geliştirilmiştir. Hastalara tanı konulmasında ve tedavi edilen hastaların takibi için sıklıkla tıbbi görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Bu görüntüleme teknikleri arasında x ışını tabanlı cihazlar büyük yer kaplamaktadır. Gelişen teknoloji sayesinde, dijital radyografide hızlı bir şekilde görüntü oluşturmaya olanak sağlayan flat panel detektörler geliştirilmiştir. Bu cihazların yüksek fiyatlı olması nedeniyle düşük gelir düzeyli ülkelerin sağlık çalışmalarında zor ulaşılabılır olmalarına sebep olmaktadır. Üstelik eğitimle veya temel araştırmalarla ilgili çalışmalarda kullanılması tüm ülkelerde zor olmaktadır. Bu çalışmada bir görüntüleme paneli tasarlanmış ve sadece kolay bulunabilir tüketici elektronik bileşenleri kullanılarak ilkel bir prototipi üretilmiştir. Tasarlanan sistemin maliyeti en ucuz ticari alternatifin sadece %0,2'sidir. 70 kV ve 1 mAs değerleriyle hazırlanan deney düzeneğinde, prototipin kemik gibi sert dokularda 0,1mm ve yumuşak dokularda ise 0,5mm hassas görüntü elde edilebildiği görülmüştür. Buna göre, geliştirilen panel ile elde edilen görüntülerin kabul edilebilir çözünürlükte ve kalitededir. Sonuç olarak, geliştirilen tasarım henüz tıbbi amaçlı kullanım için yeterli olmasa bile, en azından eğitim ve temel araştırma amaçlı kullanıma uygun ucuz bir alternatif olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Tıbbi görüntüleme, Düz panel algılayıcı, X ışınları, Raspberry Pi

Abstract

Medical imaging is helpful to visualize body structures that cannot be seen with the naked human eye. Medical imaging techniques are often used to diagnose patients and to follow the threatened diseases. Among these imaging techniques, x-ray-based devices have taken a common place. Thanks to the developing technology, flat panel detectors that allow rapid image construction in digital radiography have been developed. Due to their high costs, these detectors are not easily available for health studies in low-income countries. Moreover, it is difficult to use them in studies related to education and basic research in all countries. In this study, an imaging panel was designed and its initial prototype was implemented using readily-available consumer electronics components only. The cost of the proposed system is only 0.2% of the cheapest commercial alternative. This prototype panel can produce accurate images with 0.1mm resolution for bone-like hard tissues and 0.5mm resolution for soft tissues using the experimental setup of 70 kV and 1 mAs. Hence, images obtained with the proposed panel has a moderate resolution and quality. As a result, although the developed design is not sufficient for medical use yet, it is a cheap alternative for educational and basic research purposes at least.


Keywords: Medical imaging, Flat panel detector, X-rays, Raspberry Pi

1. Giriş

Tıbbi görüntüleme genellikle vücut içerisinde incelenen bir alanın görsel temsillerinin oluşturulmasını sağlayan kritik bir süreçtir (Pisano ve ark. 2009). Görüntüleme

amaç tıbbi müdahale (tedavi) veya teşhis amaçlı olarak organ ve dokuların işlevlerini değerlendirmektir. Ayrıca, teşhis edilen hastalıkların tedavi sürecinin takibinde de sıklıkla görüntüleme tekniklerinden yararlanır. Burada tıbbi bir karar verebilmek için gerekli olan güvenli, kaliteli ve etkili görüntülemenin ne kadar önemli olduğunun fark edilmesinin etkisi büyüktür (Sprawls 2016). Sonuç olarak, tıbbi görüntüleme sağlıkla ilgili çalışmalarda çok önemli bir rol oynamaktadır ve tüm ülkelerde başta görüntüleme

*Sorumlu yazarın e-posta adresi: islerya@yahoo.com

Yalçın İşler  orcid.org/0000-0002-2150-4756

Alpman Manalp  orcid.org/0000-0002-7006-6967

Saadet Sena Egeli  orcid.org/0000-0002-7301-2446

cihazları olmak üzere medikal ekipmanların sayısı gün geçtikçe artmaktadır.

Başlıca görüntüleme yöntemleri konvansiyonel radyografi, floroskopi, anjiyografi, mamografi, bilgisayarlı tomografi (BT), ultrason / dopler, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve nükleer görüntülemedir (Pisano ve ark. 2009). Bu görüntüleme teknikleri arasında en yaygın kullanılanı x ışını tabanlı yöntemlerdir. X ışınları, 1895 yılında Alman profesör fizikçi Wilhem Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiş ve onun ismiyle adlandırılmışlardır. Bu yöntemin ilk yıllarında, gümüş halid (AgH) emülsiyonları ve diğer koruyucu katmanlardan oluşan filmler kullanılmaktaydı (Das 2009). Zaman içerisinde görüntüler film yerine dijital ortamda oluşturulmaya başlandı ve dijital radyografi adını aldı. Dijital radyografide x ışınlarını saptayabilmek ve görüntü oluşturmak için flat panel detektörler kullanılır. Bu detektörler x ışınına maruz kaldığında bir yük modeli oluşturan bağımsız piksellerden oluşur (Lanier 2012) ve oluşan model daha sonra bir bilgisayar tarafından görüntü oluşturmak için okunur (Kotter ve Langer 2002). Bu panellerin genel radyografi uygulamaları, mamografi, floroskopi ve veterinerlik uygulamaları için tıbbi görüntüleme farklı uygulamaları bulunmaktadır.

Flat paneller tıbbi görüntüleme uygulamalarında temel ürün niteliğindedir. Piyasada, farklı uygulama alanları için mevcut panel detektörlerin fiyatları 8000 US\$'e 45000 US\$ arasında değişmektedir. Sağlık uygulamalarında zorunlu olan bu cihaz radyografi eğitimi veren kurumların laboratuvarlarında da bulunması gereklidirler. Ancak, özellikle eğitimlerde ve temel araştırmalarda kullanılmak üzere, düşük maliyetli ve yüksek kaliteli bir görüntüleme paneli bulma sorunu vardır. Bu çalışmada, piyasada kolayca bulunabilecek elektronik devre elemanları ve genel amaçlı bir mikro denetleyici kartı olan Raspberry Pi kullanılarak x ışını tabanlı görüntü oluşturmada kullanılacak düşük maliyetli ve kabul edilebilir kalitede bir görüntüleme paneli tasarımı geliştirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma sonucunda geliştirilen ilkel prototip ürün, ticari bir ürün olmaktan henüz uzak olmakla birlikte, en azından eğitim amaçlı kullanılabilir düzeydedir.

2. Gereç ve Yöntem

2.1. Gereç

Görüntüleme sistemleri, ışın kaynağı, görüntülenecek nesne ve detektör olmak üzere üç bileşene sahiptir (Perkinelmer 2013). Bu çalışmanın kapsamında sadece görüntüleme

cihazını bulunduğu için çalışmada x ışını kaynağı olarak Mecaserto Axim II Radyasyon Tedavisi Simülatörü kullanılmıştır. Tasarlanan görüntüleme cihazının üç ana bileşeni vardır; tek kartlı bilgisayar, fotoğraf dönüştürücü ekran ve kamera.

Tek Kartlı Bilgisayar: Bu çalışmada, Raspberry Pi, küçük boyutlu tek kartlı bir bilgisayar, cihaz için bir bilgisayar olarak seçilmiştir. Bu bilgisayarda 1.2 Gigahertz 64bit ARM Cortex Merkezi İşlemci Birimi (CPU) ve 800MT / s veri aktarım hızına sahip bir mobil tip çift veri hızı senkron DRAM (LPDDR) içeren 1 Gigabyte sistem belleği vardır. Depolama olarak kullanılan Yüksek Kapasiteli Güvenli Dijital (SDHC), çıplak sistemin güç tüketimi 800 mAdır (4 Watt). Kamerayı doğrudan CPU'ya bağlamak için bir kamera seri arayüzü (CSI) vardır. Raspberry Pi kartı gelişmiş özellikleri nedeniyle son yıllarda DICOM görüntüleyici (Paiva ve Moreira 2014), radyoloji eğitimi (Pereira ve ark. 2015) ve sensör geliştirme (Tivnan ve ark. 2015) gibi medikal uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır.

Fotoğraf Dönüştürücü Ekran: Daha önce de belirtildiği gibi, bazı görüntüleme sistemlerinde x ışınları tespit için görünür ışığa dönüştürülür. Yine bu çalışmada, ışınlarını görünür ışığa dönüştürmek için bir sintilatör olarak polikristal gadolinyum malzeme kullanan Toshiba FU serisinden bir sintilasyon tabakası kullanılmıştır. Maksimum emisyon dalga boyu, görünür ışık aralığında ve kameranın yakalama aralığında 512 nanometredir.

Kamera: Seçilen kamera 1/4 "CMOS OmniVision OV5647 görüntü sensörüne sahiptir ve 5 megapiksel fotoğraf görüntüleri sunar ve tam çerçeve 10 bitlik Ham RGB görüntü sağlar, bu özellikler sistem kamerasını tıbbi görüntüleme kameralarındaki görüntüleme sensörlerinin çoğundan daha yetenekli hale getirir. Saniyede 1 Gigabit (Gbps) geniş bant iletim hızına sahip kamera seri arayüzü ile tek kartlı bilgisayara bağlandı. Sinyal-Gürültü (S / N) oranı 36dB, dinamik aralık 8x kazançta 67dB, hassasiyet 680mV / lux.sec ve karanlık akım 60 ° C'de 16mV / sn'dir, karanlık akım 16mV / sn kadar düşüktür.

Ek Malzemeler: Bu ana bileşenlere ek olarak sistemi tutmak ve karanlık bir ortam sağlamak için kontrplak malzemeden bir kutu tasarlanmış ve yansımaları engellemek için siyah kapak ile kaplanmış. Kurşun cam da sisteme eklenmiş ve bu sayede hem radyasyon korunması hem de camın şeffaflığı ile kolay bir gözlem süreci hedeflenmiştir. Kamera ve bilgisayarın radyasyona maruz kalması görüntüde kusurlara yol açabileceği için bunu önlemek için 1,4 cm

kalınlığında kurşun cam tercih edilmiştir. Hesaplamalara göre bu kalınlıktaki bir cam 140 kV enerjili x ışınlarını zayıflatmak için yeterlidir. Görünür ışığın sisteme ulaşmasını engellemek ve fotoğraf dönüştürücü ekranı korumak için fiber tabaka kullanılmıştır. Sisteme eklenen WIFI ile erişilebilir bir bağlantı noktası olmadan da cihazın kablosuz çalıştırılmasına olanak sağlamıştır.

2.2. Histogram Eşitleme Algoritması

Elde edilen ham kamera görüntüleri genellikle grinin bir tonuna doğru toplanmakta ve içindeki bilgiyi anlamlı hale getirmek zor olmaktadır. Bu nedenle literatürde sık kullanılan histogram eşitleme yöntemi kullanılarak görüntü grinin tonlarına dağıtılarak görüntü keskinliği artırılmaktadır (Braeuning ve Pizer 1998; Jin ve ark. 2001). Histogram eşitleme algoritması şu şekildedir (Gonzalez ve Woods 2017):

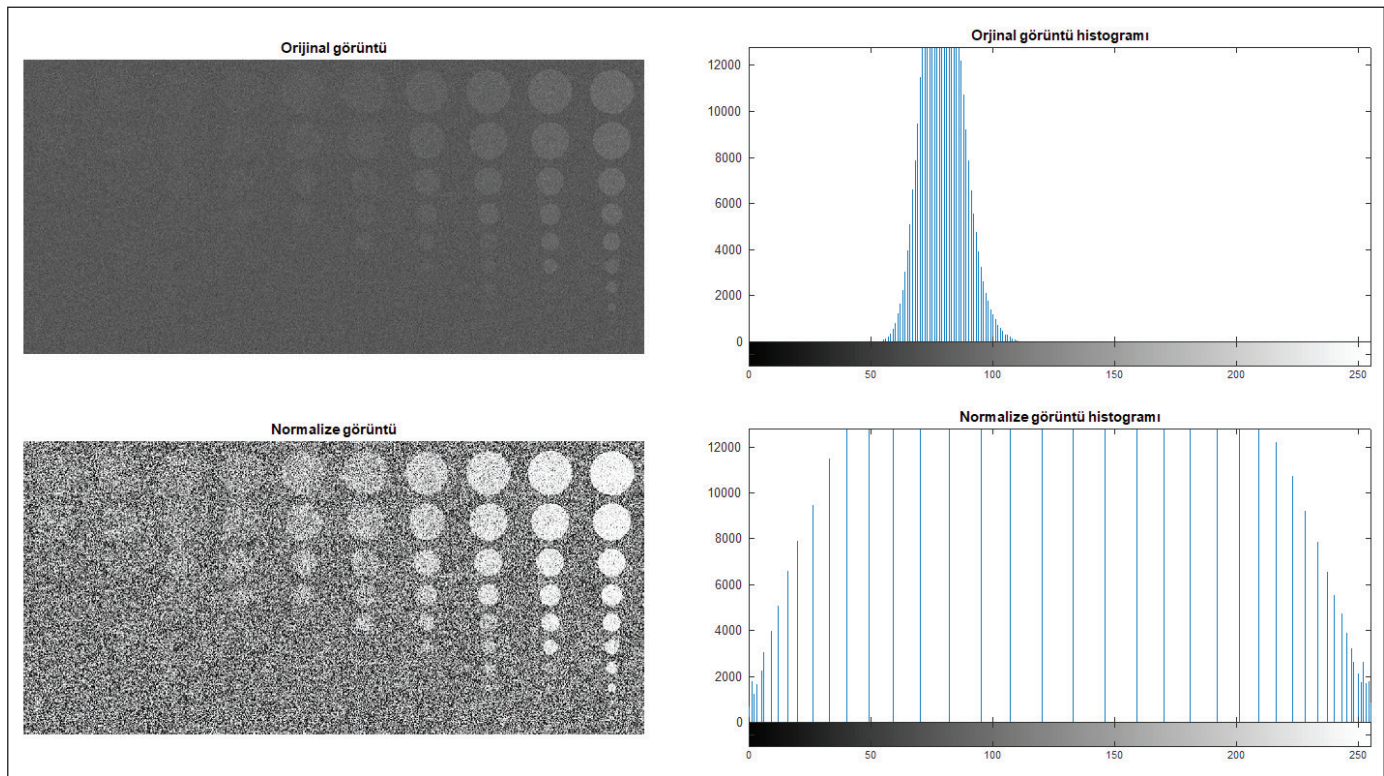
1. Resmin gri seviye histogramı hesaplanır. Bunun için her gri seviyeden resimde kaç tane olduğu (frekans değerleri) tablo halinde yazılır.
2. Daha sonra her gri seviyeye ait eklemeli frekans değerleri hesaplanır. Yani, her gri seviyenin kendisi dahil daha açık tonlardaki frekans değerlerinin toplamı tabloya eklenir.

3. Her satırdaki toplamalı frekans değerleri toplam piksel sayısına bölünerek normalize edilir.
4. Bir önceki adımda elde edilen normalize değerleri oluşturulacak yeni resim en yüksek gri seviye değerinin 1 eksiği ile çarpılıp en yakın tam sayıya yuvarlanır. Böylece orijinal resimdeki her gri seviyenin karşılığı olacak yeni gri seviye değerleri bulunmuş olur.
5. Yeni gri değerlere karşılık gelen resim ekrana çizdirilir.

Örneğin, orijinal bir dijital röntgen görüntüsü ve histogram eşitleme algoritması uygulandıktan sonra oluşan görüntü ile bu iki görüntüye ait histogramlar aşağıda görülmektedir (Şekil 1). Orijinal görüntüdeki gri seviyeler 55 ile 110 arasında yoğunlaşırken normalize edilmiş görüntüde gri seviyeler 0 ile 255 arasına (256 farklı gri seviye) yayılmıştır. Böylece normalize görüntüdeki fantom oyukların yerleri daha belirgin olarak görülebilir hale gelmektedir.

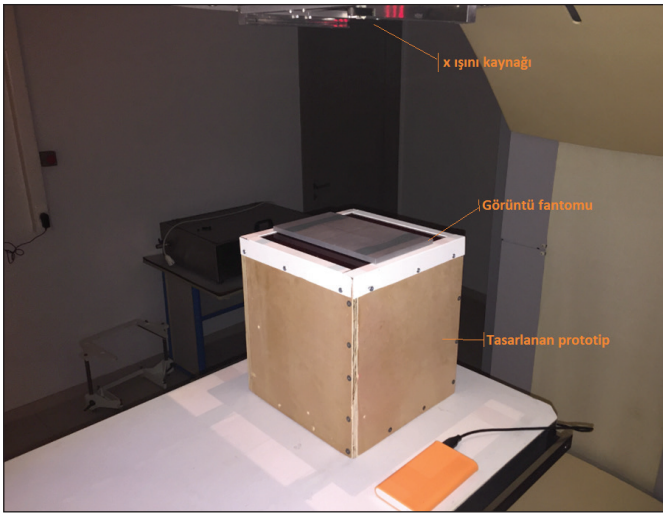
2.3. Deney Düzenegi Kurulumu

Sistem montajının ilk aşaması, malzeme temininden sonra, Raspberry Pi donanımını kurmaktır. Raspberry Pi, tasarımların ihtiyaçlarına göre farklı sistemlerde çalıştırılabilir, bu çalışmada Raspbian sistemi seçilmiştir, resmi ve açık kay-



Şekil 1. Histogram eşitleme algoritmasının çalışması. Üstte orijinal röntgen görüntüsü ile histogramı ve altta ise histogram eşitleme algoritması sonrası elde edilen görüntü ile histogramı görülmektedir.

naklı bir sistemdir ve donanım düzeyinde görüntü yakalama ve işlem uygulamaları için uygundur. Sistem Raspberry Pi'nin resmi web sitesinden indirildikten sonra, 5 Volt güç kaynağı, klavye, fare, monitör ve Pi kamera tek kartlı bilgisayara bağlanmıştır. Ölçümlerimiz, kameranın 22 cm mesafeden 23 cm genişliğinde görüntüler çektiğini gösterdiğinden kutu boyutları 23cmx23cmx23cm olarak ayarlanmıştır. USB donanım kilidinin kurulması ve ayarlanmasının ardından uzaktan kontrol etkinleştirir, böylece monitör, klavye ve fare fişten çekilir. Son olarak, kurşun cam kutunun üstüne yerleştirilir (Şekil 2).



Şekil 2. Geliştirilen ilkel prototipin görüntüsü.

Sistemi test etmek için yazdırılan 7x7 kare desen camın üzerine yerleştirilip görüntü alınır, alınan bu görüntü orijinal desenle karşılaştırılıp cam ve mercek bozulmaları saptanır. Tasarlanan sistemin yapısını tamamlamak için sisteme foto dönüştürücü ekran ve fiber levha sisteme yerleştirilmiştir, ayrıca hareketlilik sağlamak için bir güç bankası da eklenmiştir. Kurulumun tamamlanmasından sonra, kalibrasyon fantomları ile görüntüler çekilmiştir. Kalibrasyon fantomları, görüntüleme cihazlarının kalitesini test etmek ve görüntülenen vücut parçalarının daha doğru temsillerini sağlamak için kullanılan araçlardır.

3. Sonuçlar

Tasarlanan görüntüleme sisteminin prototipi Türkiye'de mevcut olan vergiler dahil sadece 60,98 US\$ değerindedir. Malzeme listesinin tablosu Çizelge 1'de verilmiştir.

Kalibrasyon fantomları görüntü yakalamasının başarısını ölçmek için kullanılır. Kalibrasyon fantomu, satırlarda 10 farklı çapa ve sütunlarda 10 farklı derinliğe sahip deliklere

Çizelge 1. Vergilerin (Türkiye'de %18) dahil olduğu malzeme listesi.

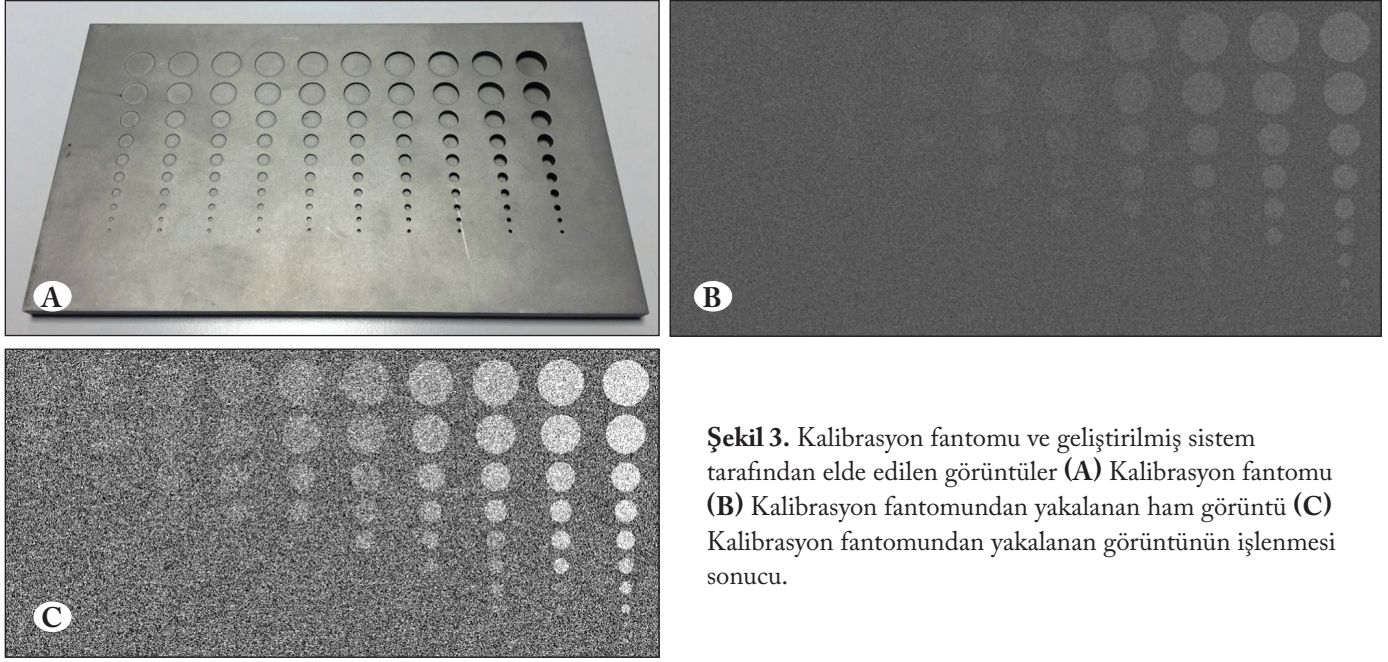
Seviye	Tutar (US \$)
Raspberry Pi Model B+	16,13
Raspberry Pi Kamera V1.3 (Kablo dahil)	14,52
Sd Kart 8GB	8,06
USB Wifi	4,84
Kontrplak 1m×1m	6,45
Kurşun Cam	3,23
Yoğunlaştırıcı Ekran	3,23
Siyah Karon	1,29
Fiber Tabaka ve Köşe Profili	3,23
Prototipin Toplam Maliyeti	60,98

sahip 12 mm kalınlığında alüminyum bloktur. Fantomun fotoğrafı Şekil 3A'da gösterilmektedir. Fantom üzerindeki oyukların soldan sağa doğru 0,1mm'den 1,0mm derinliğe ve yukarıdan aşağıya doğru ise 1,0cm'den 1,0mm çapına sahip daireler şeklinde oluşturulduğu görülmektedir. Derinliği fazla olan oyuklar gerçek vücuttaki yumuşak dokulara ve az olanlar ise vücuttaki kemik gibi sert dokulara karşılık gelmektedir. Bu çalışmada önerilen sistemle elde edilen kalibrasyon fantomunun ham görüntüsü Şekil 3B'de gösterilmektedir. Bu görüntüde fantom üzerindeki delikler görülebilmektedir. Son olarak, histogram eşitleme algoritması ham görüntü üzerinde kullanılır. Bu işlemin sonucunda elde edilen nihai görüntü Şekil 3C görülmektedir.

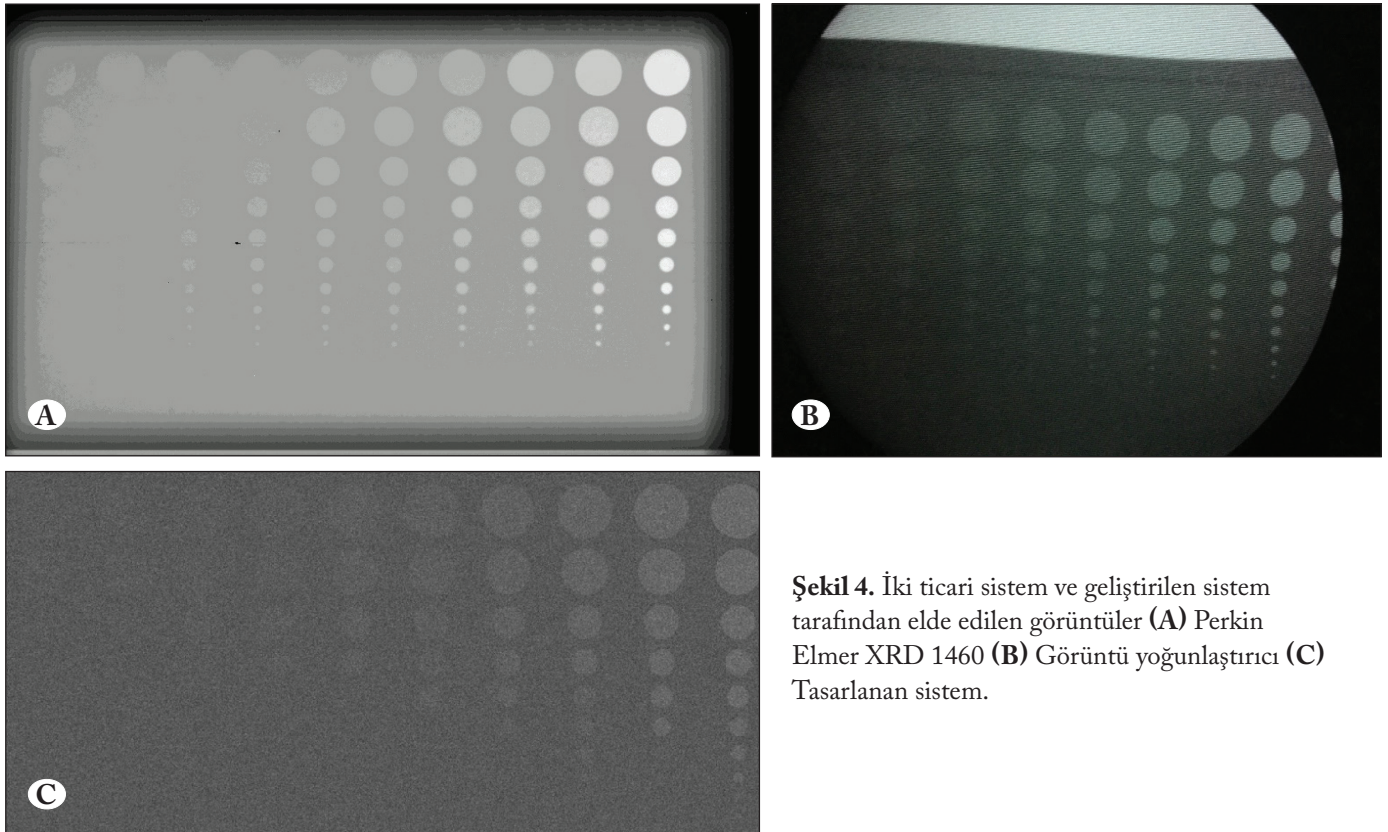
Tasarlanan sistem piyasada bulunan iki sistemle sadece ham görüntüler üzerinden karşılaştırıldı. Bu iki ticari sistem dijital x ışını detektör dizisi ve görüntü yoğunlaştırıcı sistemdir. Birinci sistem, amorf silikon sensör bazlı iki boyutlu bir dizi olan Perkin Elmer XRD 1640 dijital x ışını detektörüdür. Panel, 1024x1024 piksel çözünürlük ile 16 bit dijitalleştirme gerçekleştirebilir. Bu panel tıbbi uygulamalar için tasarlanmıştır ve özel bir PCI kartı ve görüntüleri yakalamak için bir programa sahiptir (Perkinelmer 2013). Bu sistem de önceden bahsedilen aynı kalibrasyon fantomu ile test edilmiştir (Şekil 4A). Diğer yandan, görüntü yoğunlaştırıcı sistem, yoğunlaştırıcı tüp ve kameradan oluşur. Kontrol edilebilecek alanın çapı 22 cm'dir. Dijital görüntü çıkışı yoktur, bu nedenle sonuç görüntüsü ekrandan fotoğraf çekilerek yakalanabilir (Şekil 4B). Görüntü yoğunlaştırıcı tüpün neden olduğu görüntü bozulmaları fotoğraf üzerinde kolayca görülebilir. Son olarak, bu çalışma ile önerilen panel dedektör kullanılarak aynı görüntü elde edilmeye çalışılmıştır (Şekil 4C). Bu görüntüde ham görüntü verilmiş olup, histogram eşitleme

algoritmasından elde edilen görüntü verilmemiştir. Böylece cihazların yazılım tabanlı düzeltmeler uygulanmadan önceki doğrudan fiziksel yetenekleri ile elde ettikleri görüntüler üzerinden karşılaştırılmaları amaçlanmıştır.

Bu test sonucu görüntülerin tamamı, sırasıyla Perkin Elmer detektörü, görüntü yoğunlaştırıcı ve tasarlanan sistem kullanılarak 70 kV ve 1 mA'lık deney düzeneği kullanılarak elde edilmiştir (Şekil 4). Kalibrasyon görüntü fantomuna



Şekil 3. Kalibrasyon fantomu ve geliştirilmiş sistem tarafından elde edilen görüntüler (A) Kalibrasyon fantomu (B) Kalibrasyon fantomundan yakalanan ham görüntü (C) Kalibrasyon fantomundan yakalanan görüntünün işlenmesi sonucu.



Şekil 4. İki ticari sistem ve geliştirilen sistem tarafından elde edilen görüntüler (A) Perkin Elmer XRD 1460 (B) Görüntü yoğunlaştırıcı (C) Tasarlanan sistem.

göre, geliştirilen sistemin 0,5mm yumuşak doku kalınlığı değişikliklerini veya eşdeğer yoğunluk değişikliklerini, görüntü yoğunlaştırıcı sisteminin 0,3mm ve Perkin Elmer flat panel sisteminin ise 0,1mm detaya kadar görüntüleme yeteneğine sahip olduğu görülmektedir. Test edilen tüm sistemlerin ise kemik gibi sert dokularda 0,1 mm'ye kadar tüm düzensizlikleri tespit edebildiği görülmektedir.

4. Tartışma

Bu çalışmada sadece tüketici elektroniği bileşenleri kullanılarak bir görüntüleme paneli tasarlanmış ve basit bir prototipi gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen prototip ve piyasada bulunan iki farklı ticari görüntüleme paneliyle fantom testleri gerçekleştirilmiş ve görüntü kaliteleri karşılaştırılmıştır. 70 kV ve 1 mAs değerleriyle hazırlanan deney düzeneğinde prototipin kemik gibi sert dokularda 0,1 milimetre, yumuşak doku için ise 0,5 milimetreye kadar doku düzensizliklerini algılayabildiği görülmüştür. Bu değerler ile geliştirilen prototipin mevcut ticari alternatiflerine yakın görüntü kalitesi sunduğunu göstermektedir ve çalışmanın amaçlandığı gibi tıbbi görüntüleme için umut vaat edici olduğu görülmektedir.

Mevcut görüntüleme panellerinin özellikle düşük gelirli ülkeler için erişilebilir olmadığı göz önüne alındığında, tasarlanan sistemin yaklaşık 60,98 US\$ maliyetinin alternatif bir çözüm olabileceğini göstermektedir. Prototipin geliştirilmesinde kullanılan Raspberry Pi kartı sayesinde, geliştirilen prototip hem taşınabilir hem de 1000 hastaya kadar görüntü verilerini içinde saklayabilmektedir.

Bu çalışmada sunulan ilkel prototipin ticari ürün kimliğine kavuşabilmesi için biraz daha geliştirilmesine ve ürün testlerine tabi tutulmasına ihtiyaç bulunmaktadır. Öte yandan, mevcut haliyle özellikle eğitim ve temel araştırmalarda kullanılabilir kalitede olduğu ve medikal ürün olarak geliştirilme potansiyeli bulunmaktadır.

5. Kaynaklar

- Braeuning, M.P., Pizer, S.M. 1998.** Contrast limited adaptive histogram equalization image processing to improve the detection of simulated spiculations in dense mammograms. *J Digit Imaging* 11: 193-200. <https://doi.org/10.1007/bf03178082>
- Das, I. 2009.** Radiographic film. Book Chapter 26 in *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*.
- Gonzalez, R.C., Woods, R.E. 2017.** *Digital Image Processing*. 4.baskı, Pearson Publisher.
- Jin, Y., Fayad, L.M., Laine, A.F. 2001.** Contrast enhancement by multiscale adaptive histogram equalization. in *Proceedings of the International Symposium on Optical Science and Technology*, 206-213. <https://doi.org/10.7916/D8QZ2M29>
- Kotter, E., and Langer, M. 2002.** Digital radiography with large-area flat-panel detectors. *European Radiology* 12, 2562-2570. <https://doi.org/10.1007/s00330-002-1350-1>
- Lanier, R.G. 2012.** Recent developments in x-ray imaging technology. Lawrence Livermore Natl. Lab. (LLNL), Livermore, CA, 2012, no. LLNL-TR-587512. <https://doi.org/e-reports-ext.llnl.gov/pdf/658363.pdf>
- Paiva, O.A., Moreira, R.O. 2014.** Raspberry PI: a 35-dollar device for viewing DICOM images. *Radiol Bras* 47: 99-100. <http://dx.doi.org/10.1590/S0100-39842014000200012>
- Pereira, A., Atri, M., Rogalla, P., Huynh, T., O'Malley, M.E. 2015.** Assessment of feasibility of running RSNA's MIRC on a Raspberry PI: a cost-effective solution for teaching files in radiology. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 10: 1793-1801. <https://doi.org/10.1007/s11548-014-1143-4>
- Perkinelmer. 2013.** Product note: XRD 1642 AP flat panel x-ray detector. <https://www.vareximaging.com/sites/default/files/datasheets/vic/XRD%201642.pdf>
- Pisano, E.D., Zong, S., Hemminger, B.M., DeLuca, M., Johnston, R.E., Muller, K., Sprawls, P. 2016.** Image characteristics and quality. Book Chapter in *The Physical Principles of Medical Imaging*, 2. Baskı, Medical Physics Publishing.
- Tivnan, M., Gurjar, R., Wolf, D.E., Vishwanath, K. 2015.** High frequency sampling of TTL pulses on a Raspberry PI for diffuse correlation spectroscopy applications. *Sensors (Basel)* 15: 19709-19722. <https://dx.doi.org/10.3390%2Fs150819709>