

CsI ve GOS Sintilatörlü İnce Panel Dijital Radyografi Sistemlerinin Kontrast-Ayrıntı Başarımlarının İncelenmesi Investigation of Flat Panel Digital Radiography Systems In Terms of Contrast-Detail Performance

Mehmet E. Aksoy^a, Mustafa E. Kamaşak^b, Erkan Akkur^c, Ayhan Üçgül^d, Muzaffer Başak^d, Hüseyin Alaca^a

^a İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü,

^b İstanbul Teknik Üniversitesi, Bilgisayar ve Bilişim Fakültesi,

^c Hudut ve Sahiller Sağlık Genel Müdürlüğü,

^d Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Özet

Bu çalışmanın amacı CsI ve GOS sintilatörüne sahip ince panelli dijital radyografi sistemlerinin görüntü kalitelerini kontrast-ayrıntı açısından incelemek ve birbirleriyle karşılaştırmaktır. Bu amaçla CDRAD 2.0 fantomu ve CDRAD analiz yazılımı kullanılmıştır. Görüntü kalite ölçütü olarak IQF_{inv} kullanılmaktadır. Ölçümler 6 farklı üretici tarafından geliştirilmiş 4 GOS ve 5 CsI sintilatörüne sahip 9 farklı sistemden elde edilmiştir. Dört farklı doz seviyesinde (50, 100, 150, and 200 µGys) yapılan ölçümlerde elde edilen IQF_{inv} değerleri karşılaştırıldığında, CsI sintilatörlü sistemlerin IQF_{inv} ortalamasının GOS sintilatörlülere nazaran daha yüksek olduğu görülmüştür. Doz seviyesi ile birlikte artan IQF_{inv} değerlerine paralel olarak elde edilen IQF_{inv} değerlerinin standart sapmasının da yükseldiği tespit edilmiştir. Aynı marka detektör kullanan DR sistemlerinden elde edilen farklı IQF_{inv} değerleri, sistemlerin görüntü kalitesinde detektör dışında da önemli faktörleri olabileceği sonucuna ulaştırılmıştır.

Abstract

The objective of this study is to investigate the contrast detail performance of flat panel digital radiography systems that have cesium iodide (CsI) and gadolinium oxysulfate (GOS) scintillators in their detectors. CDRAD 2.0 phantom and CDRAD analyzer software is used to investigate contrast detail performance of flat panel systems with CsI and GOS scintillators. Nine different flat panel systems from 6 different manufacturers are evaluated at four different dose levels (50, 100, 150, and 200 µGys). These images were analyzed by the CDRAD 2.0 analyzer software and IQF_{inv} was used as the quality metric. The mean IQF_{inv} of CsI systems are higher than GOS systems at all dose levels. The mean and standard deviation of IQF_{inv} measurements increase with dose level for DR systems with CsI and GOS scintillators. A substantial increase is observed in the standard deviation of IQF_{inv} values from 100 µGy to 150 µGy for systems with both scintillators. The increase in the standard deviation in IQF_{inv} values of DR systems with CsI scintillator is higher compared to DR systems with GOS scintillator. These indicate that the factors other than the detectors play an important role on the image quality.

1. Giriş

Tıbbi görüntüleme teknolojisi büyük bir hızla ilerlemektedir. Buna paralel olarak değişik teknoloji ve yeteneklere sahip dijital radyografi (DR) sistemleri geliştirilmektedir. Bu sebeple hastane alımlarında görevli yetkililer çok sayıda marka ve maliyet seçenekleri arasında bir tercih yapmak zorunda kalmaktadır. Bu seçim yaparken söz konusu görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitelerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu sebeple geliştirilen yeni teknolojilerin görüntü kaliteleri var olan sistemlerle sürekli karşılaştırılmaktadır.

Aynı zamanda, var olan tıbbi görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesinin mümkün olan en üst düzeyde olması ve yüksek kalitede tıbbi görüntülerin mümkün olan en az radyasyon dozu ile alınması da (ALARA prensibi) hastane yetkililerinin sorumlulukları arasındadır.

Bu bildirinin amacı ince panelli (detektörlü) DR sistemleri içerisinde CsI ve GOS sintilatörü bulunanları kontrast-ayrıntı başarımları açısından incelemek ve görüntü kalitesinin incelenmesi için bir yöntem önermektir.

1.1. Sintilatör Teknolojisi

Dijital DR sistemlerinde kullanılan ince panel detektörlerde 2 temel algılama yöntemi kullanılmaktadır; doğrudan ve dolaylı algılama. Üstüne düşen x-ışınını doğrudan elektronik işarete çeviren teknolojiye doğrudan algılama teknolojisi adı verilmektedir. Öte yandan x-ışınını önce görülür dalga boyundaki ışığa çeviren ve bu ışığı foto-detektörler ile algılayan sistemlere ise dolaylı algılama teknolojisi denilmektedir.

Dolaylı algılamada x-ışınını görünür dalga boyundaki ışığa çevirmek için sintilatörler kullanılmaktadır. Bu sintilatörler yoğun kristallerden oluşmakta olup üzerine düşen x-ışınının oluşturduğu Kompton saçılımı sonucu ortaya görünür dalga boyunda ışık çıkmaktadır.

Sintilatör kristallerinin fiziksel yapı ve özellikleri alınan görüntü kalitesini etkilemektedir. Örneğin, kalın kristaller yüksek hassasiyete (üzerine düşen x-ışınının büyük miktarını ışığa çevirmek) sahip olmasına rağmen görünür dalga boyundaki ışığın fazla saçılımından dolayı düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Bu sebeple değişik yapı ve özelliklere sahip değişik türlerde sinti-

latörler ince panel detektörlerde kullanılmaktadır.

İnce panel dijital detektörlerde sıklıkla kullanılan sintilatörler sezyum iyodid (cesium iodide, CsI) veya gadolium oksisülfat (gadolinium oxysulfate, Gd₂O₂S - GOS) kristallerinden oluşmaktadır. GOS sintilatörler fosfora benzer granüler bir yapıya sahipken, CsI sintilatörler birbirlerine paralel iğne yapısındadır. Bu iğne şeklindeki yapı CsI üzerine düşen x-ışınının dönüştürüldüğü görünür ışığın sintilatörün altındaki fotodiyotlara ulaştıran bir kanal şeklinde davranır. Böylelikle ışığın saçılması azaltılarak uzaysal çözünürlüğün düşmesi kısmen engellenmiş olur. Bu sebeple CsI sintilatörüne sahip dijital detektörler GOS sintilatörüne sahip olanlara göre daha yüksek çözünürlüğe sahip olması beklenir. Bu sebeple de CsI sintilatörlü DR sistemlerinin maliyeti GOS sintilatörlülerden genellikle daha yüksektir.

1.2. Detektör ve Görüntü Kalite Ölçütleri

Detektörlerin kalitesi için kullanılan bir çok kalite ölçütü bulunmaktadır. Örneğin, modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spectrumu (NPS), detektör kuantum verimliliği (DQE) vb. [12]. Bu ölçütler değişik frekans bölgelerindeki detektör hassasiyetini veya verimliliğini vermektedir. Fakat bu ölçütlerin ölçülmesi çok kolay olmayıp, anlaşılması ve yorumlanmasında da sıkıntılar olabilmektedir. Öte yandan, DR sistemin görüntü kalitesini belirleyen detektör dışında faktörler de bulunmaktadır. Mesela, x-ışın kaynağının kararlılığı, görüntü işleme yazılımının kullandığı yöntemler vb. hususlar da nihai görüntü kalitesini belirleyen unsurlar arasındadır.

Bu sebeplerden ötürü klinik anlamda manalı kalite ölçümlerinin yapılabilmesi için çok sayıda fantom kullanılmaktadır. Bu fantomlardan elde edilen görüntüler için kontrast-ayrıntı analizleri yapılmaktadır. Böylelikle klinik açıdan önemli olan küçük nesnelere tespit edilebileceği kontrast miktarı anlaşılabilir.

Kalite ölçümleri için alınan görüntüler uzman radyologlar (subjektif) tarafından veya yazılımlar (objektif) tarafından değerlendirilebilir. Radyologların yaptıkları testler klinik açıdan amaca daha uygun olmasında rağmen tecrübeye bağlı farklılıklar, tekrar edilememe gibi sıkıntıları bulunmaktadır. Bunun ötesinde yapılan testler oldukça zaman aldığı için radyologlar tarafından görüntülerin incelenmesi her zaman mümkün olmamaktadır. Bu sebeplerden ötürü geliştirilen yazılımlar fantom görüntülerini analiz ederek kontrast-ayrıntı başarımlarının ölçütlerini vermektedir. Yapılan bir çalışmada, göğüs görüntülerinin uzman radyologlar ve yazılımlar tarafından incelenmesi ile elde edilen kalite ölçütlerinin yüksek derecede ilintili olduğu sonucuna varılmıştır ($r = 0.80$ ve $p < 0.01$) [3].

1.3. Görüntü Kalitesi Konusunda Yapılmış Çalışmalar

Tıbbi görüntü kalitesi hastalıkların tespiti ve tedavi süreçlerinde oldukça önemli olmasından ötürü yeni çıkan teknolojilerin görüntü kalitesi ve eski teknolojiler ile karşılaştırılması amacı ile çok sayıda çalışma yapılmaktadır.

İstanbul'da mamografi sistemi bulunan 55 hastanede yapılan bir araştırmaya sonucunda bu ildeki görüntü kalitesinin kötü olduğu ve mamografi birimlerinin kalite konusunda bir farkındalık bulunmadığı sonucuna varılmıştır [5].

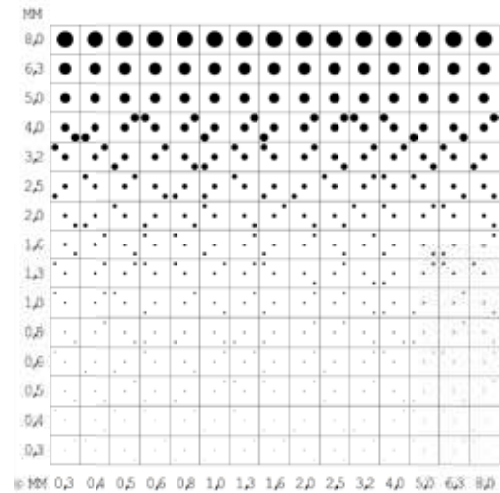
Literatürdeki çalışmalarda analog film-ekran, hesaplamalı radyografi (computed radiography - CR) ve ince panel DR sis-

temlerindeki kontrast-ayrıntı başarımlarını hastaya verilen radyasyon dozu açısından incelemiştir [8, 2, 6]. Bu çalışmalarda yukarıda bahsedilen MTF, NPS, DQE gibi ölçütlerin [7, 4] yanısıra Kısım 2'de ayrıntılı şekilde anlatılan CDRAD vb. [2, 8, 9] fantom görüntüleri de kullanılmıştır.

2. CDRAD 2.0 Fantomu ve Analiz Yazılımı

CDRAD 2.0, 26.5 cm.×26.5 cm.× 1 cm. boyutundaki polimetil metakralit (polymethyl methacrylate - PMMA) üzerine açılmış değişik çap ve derinlikteki 225 disk şeklinde delikten oluşan kontrast-ayrıntı fantomudur [1]. Şekil 1'de gösterilen CDRAD 2.0 fantomundaki disklerin çapı ve derinliği 0,3 mm. ile 0,8 mm. arasında değişmektedir. Yatay eksenindeki değişik derinlikteki diskler farklı kontrast miktarlarını, dikey eksenindeki değişik çaptaki diskler ise farklı ayrıntı seviyelerini oluşturmak için kullanılmaktadır. Diskler 15×15'lik bir grid üzerine yerleştirilmiştir. İlk 3 satırda sadece tek disk olmasına rağmen, sonraki satırlarda merkezdeki diske ilaveten 4 köşeden rasgele bir tanesinde bir disk daha bulunmaktadır [2, 10].

Subjektif değerlendirmelerde uzman gözlemciye fantom görüntüsü gösterilerek gözle görebildikleri disklerin yerlerini bir forma yazması istenmektedir. Daha önce belirtildiği üzere bu işlem zaman gerektiren, tekrar edilemeyebilen ve tecrübe seviyesine göre farklı sonuçlar verebilecek bir işlemdir. Dolayısı ile bu çalışmada uzman radyologlar yerine yazılım kullanılmıştır. Uzmanlar ve yazılım ile elde edilen çalışmalar arasındaki ilinti de oldukça yüksektir [3, 11].



Şekil 1: CDRAD 2.0 fantomu.

CDRAD analiz yazılımı CDRAD 2.0 fantomunun üreticisi tarafından geliştirilmiştir. Bu yazılım istatistiksel yöntemler kullanarak her kontrast-ayrıntı seviyesinin görünür olup olmadığını belirlemektedir. Yazılım çıktı olarak 2 ölçüt vermektedir [1]: Doğru gözlem oranı ve IQF_{inv} ölçütü.

Doğru gözlem oranı ölçütü Denklem (2)'de gösterilmektedir. Bu denklemden de görüleceği üzere doğru gözlem oranı doğru köşede gözlemlenen disklerin toplam disk sayısına olan yüzdesel oranıdır.

$$\text{Doğru gözlem oranı} = \frac{\text{Doğru gözlem sayısı}}{225} \times 100 \quad (1)$$

Bu ölçütte gözlemlenen her noktanın ağırlığı birbiri ile aynıdır. Yani, gözlemlenen en büyük ve yüksek kontrastlı disk ile en küçük ve en az kontrastlı deliğin ölçüte etkisi aynıdır. Fakat klinik açıdan düşünüldüğünde bu tam olarak geçerli değildir. Yani küçük çapa ve düşük kontrasta sahip nesnelerin görünebilmesi klinik açıdan çok daha önemlidir.

Bu bağlı önemi ölçüte yansıtabilmek amacı ile IQF ölçütü geliştirilmiştir. Denklem (2)'de verilen bu ölçütte doğru gözlemlenen disklerin kontrastı (C_i) ve bu kontrast seviyesinde gözlemlenebilen en küçük çap değeri ($D(i, th)$) çarpılarak toplanmıştır. Böylelikle gözlemlenebilen daha küçük diskler daha düşük IQF ölçütünü vermektedir.

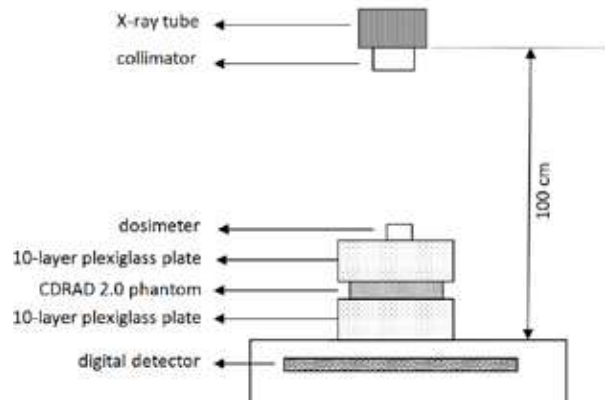
$$IQF = \sum_{i=1}^{15} C_i \times D(i, th), \quad (2)$$

Öte yandan artan görüntü kalitesi ile birlikte ölçüt değerinin azalması çok tercih edilen bir durum olmamasından ötürü görüntü kalitesi ile birlikte artacak şekilde ters IQF (IQF_{inv}) ölçütü kullanılmaktadır. Bu ölçütün nasıl hesaplanacağı ise Denklem (3)'de gösterilmektedir.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D(i, th)}. \quad (3)$$

3. Sistem Kurgusu ve Görüntüleme Protokolü

Değişik DR sistemlerine ait görüntü kalitelerinin adil şekilde karşılaştırılabilmesi için sabit bir sistem kurgusu ve görüntüleme protokolü gerekmektedir. Bu kurgulamanın belirtilmesinin önemli olduğunu düşünüyoruz. Zira bu bildiride verilen IQF_{inv} değerleri diğer ince panelli DR sistemleri için de referans olabilir. Diğer bir deyişle, ince panel DR sistemine sahip birimler, bu bildirideki kurguyu kullanarak elde ettikleri değerleri sonuç kısmında verilen değerler ile karşılaştırması mümkündür.

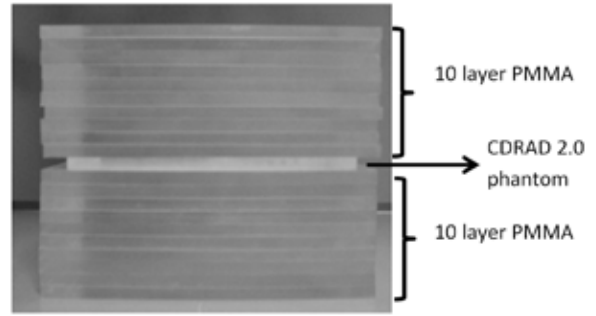


Şekil 2: Sistem Kurgusu.

Sistem kurgusu Şekil 2'de gösterilmektedir. Otomatik doz kontrol (AEC) sistemi kapatılarak, kaynak dedektör mesafesi

olarak 100 cm. olacak şekilde seçilmiştir. X-ışın jeneratörü 80 kVp olarak ayarlanmış, mAs değerleri giriş dozları $50\mu\text{Gy}$, $100\mu\text{Gy}$, $150\mu\text{Gy}$, and $200\mu\text{Gy}$ olacak şekilde dozimetre kullanılarak¹ ayarlanmıştır.

Fantom detektör üzerinde Şekil 3'de gösterildiği gibi yerleştirilmiştir. Hasta kalınlığını benzetmek üzere fantomun altına ve üstüne 10'ar kat PMMA katmanları (her katman $26\text{ cm} \times 26\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ ölçülerindedir) yerleştirilmiştir. Böylelikle oluşan saçılım vb. fiziksel olaylar da göz önüne alınmış olmaktadır.



Şekil 3: Fantom kurgusu.

Bu sistem kurgusu kullanılarak her doz seviyesinde 3 adet görüntü alınmıştır. CDRAD analiz yazılımı kullanılarak her görüntü için IQF_{inv} ölçütleri hesaplanmıştır. Ölçümler 6 farklı üretici tarafından geliştirilmiş 9 ince panel DR sisteminden alınmıştır. Bu sistemlerden 4'ünde CsI, kalan 5 tanesinde ise GOS sintilatörleri bulunmaktadır.

4. Ölçüm Sonuçları

Şekil 2 ve 3'de gösterilen kurgu kullanılarak elde edilen görüntülerden hesaplanan IQF_{inv} değerlerinin CsI ve GOS sintilatörlü sistemler için ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 1'de verilmektedir.

Tablo 1: Farklı CsI ve GOS sintilatörlü sistemler için hesaplanan IQF_{inv} değerlerinin ortalama ve standart sapmaları.

Dose [μGy]	GOS systems	CsI systems
	IQF_{inv}	IQF_{inv}
50	0.275 ± 0.022	0.425 ± 0.055
100	0.288 ± 0.023	0.472 ± 0.049
150	0.304 ± 0.042	0.527 ± 0.227
200	0.324 ± 0.056	0.639 ± 0.316

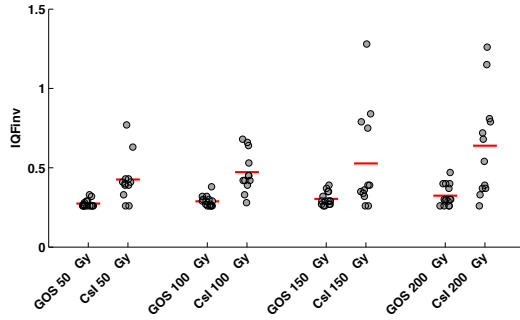
Bu tablodan da gözlenebileceği üzere:

- Hem CsI hem de GOS sintilatörlü sistemlerde doz seviyesi ile birlikte ortalama IQF_{inv} değerleri artmaktadır,
- Her doz seviyesinde CsI sintilatörlü sistemlere ait ortalama IQF_{inv} değeri GOS sintilatörlülere göre daha yüksektir,

¹Unfors Mult-O-Meter marka dozimetre kullanılmıştır.

- Ortalama IQF_{inv} değerlerinin yanısıra standart sapmalar da artmaktadır. Bu artış yüksek doz seviyelerinde özellikle CsI sintilatörlü sistemlerde gözlemlenmektedir.

Standart sapmanın doz seviyesi ile artmasının iki sebebi bulunabilir: Doz yükseldikçe IQF_{inv} değerlerinin ölçümündeki güven aralığı artmaktadır veya doz yükseldikçe ölçüm yapılan sistemlerin verdikleri cevap birbirlerinden çok farklı olabilmektedir.



Şekil 4: CsI ve GOS detektörlü sistemlerden değişik doz seviyelerindeki elde edilen IQF_{inv} değerleri.

Bu durumu anlayabilmek için değişik doz seviyelerinde elde edilen IQF_{inv} değerlerinin hepsi Şekil 4'de gösterilmektedir. Bu şekilden de görülebileceği üzere, GOS sintilatörlü sistemlerden elde edilen IQF_{inv} değerleri genellikle iyi kümelenmiş olup, doz değeri ile birlikte bu değerlerde bir miktar dağılım gözlemlenmektedir. Öte yandan, CsI sintilatörlü sistemlerde ise farklı sistemlere ait IQF_{inv} değerleri düşük doz seviyelerinde dahi tam olarak kümelenmemiştir. Artan doz miktarı ile bu dağılım daha da artmıştır.

Buna ilaveten aynı üreticinin aynı marka detektörünü kullanan sistemlerden elde edilen IQF_{inv} değerleri arasında büyük farklılıklar bulunmaktadır. Buradan, detektörün dışında görüntü kalitesini etkileyen diğer unsurların (görüntü işleme yazılımı, jeneratör kararlılığı vb.) bulunduğu sonucuna varılmıştır.

Ayrıca incelenen CsI sintilatörlü bazı sistemlerin her doz seviyesinde GOS sintilatörlü sistemler ile yaklaşık aynı IQF_{inv} değerleri verdiği gözlemlenmiştir. Piyasada bulunan CsI sintilatörlü ince panel DR sistemlerin GOS sintilatörlülere göre daha maliyetli olduğu göz önüne alınırsa, yetkililerin CsI sistemlerindeki görüntü kalitesine daha fazla dikkat etmesi önerilebilir.

5. Sonuç

Bu çalışmada CsI ve GOS sintilatörüne sahip DR sistemlerinin kontrast-ayrıntı başarımı incelenmiş ve birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen ölçümlerde GOS sintilatörlü sistemlerin birbirine yakın görüntü kalitesine sahip olduğu görülmüştür. Öte yandan CsI sintilatörlü sistemlerde ise sistemler arası büyük görüntü kalitesi farkı olduğu ve bu farkın yüksek doz seviyelerinde giderek arttığı görülmüştür. Genel olarak CsI sintilatörlü sistemlerin GOS sintilatörlülere göre daha iyi olduğu söylemek mümkün olsa da, bu sonucun tüm CsI sintilatörlü sistemler için geçerli olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

6. Kaynaklar

- [1] Artinis Medical System. *Manuals CDRAD 2.0 Phantom Analyzer Software version*, 2010.
- [2] K. Bacher. *Evaluation of Image Quality and Patient Radiation Dose in Digital Radiology*. PhD thesis, Faculty of Medicine and Health Sciences Department of Human Anatomy, Embryology, 2006.
- [3] A. De Crop, K. Bacher, T. Van Hoof, P. V. Smeets, B. S. Smet, M. Vergauwen, U. Kiendys, P. Duyck, K. Verstraete, K. D'Herde, and H. Thierens. Correlation of contrast-detail analysis and clinical image quality assessment in chest radiography with a human cadaver study. *Radiology*, 262(1):298–304, Jan. 2012.
- [4] C. E. Floyd, R. J. Warp, J. T. Dobbins, H. G. Chotas, A. H. Baydush, R. Vargas-Vorecek, and C. E. Ravin. Imaging characteristics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography. *Med. Phys.*, pages 683–688, 2001.
- [5] Burcu Gürdemir and Erkin Arıbal. Assessment of mammography quality in Istanbul. *Diagn. Interv. Radiol.*, 18:468–472. (doi: 10.4261/1305-3825.DIR.5400-11.1).
- [6] M A Irvine. Image quality and radiation dose comparison of a computed radiography system and an amorphous silicon flat panel system in pediatric radiography: A phantom study. Master's thesis, RMIT University, 2009.
- [7] X Liu and C C Shaw. a-si:h/csi(tl)flat-panel versus computed radiography for chest imaging applications: Image quality metrics measurement. *Med. Phys.*, 31(1):98–111, 2004.
- [8] Z F Lu, E L Nickoloff, J C So, and A K Dutta. Comparison of the computed radiology and film/screen combination using a contrast detail phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 4(1):91–98, 2003.
- [9] M McEntee, H Frawley, and P C Brennan. A comparison of low contrast performance for amorphous silicon/cesium iodide direct radiography with a computed radiography: A contrast detail phantom study. *Radiology*, 13:89–94, 2007.
- [10] British Columbia [online database] Diagnostic Accreditation Program, Vancouver. Y11-dr digital radiography image quality. <http://www.dap.org/CmsFiles/File/Safety Code HC35/Test Protocol Files/Y11DR.pdf>. retrieved 20.06.2011.
- [11] A. Pascoal, C. P. Lawinski, I. Honey, and P. Blake. Evaluation of a software package for automated quality assessment of contrast detail images—comparison with subjective visual assessment. *Phys. Med. Biol.*, 50:5743–5757, 2005.
- [12] Andrew G. Webb, editor. *Introduction to Biomedical Imaging*. Wiley-IEEE Press, 2002.