Dedication

To my small family for the patience and genuine contribution in making me able to achieve this work.

Acknowledgement

Deep thanks and gratitude to everyone who encouraged me to complete .this thesis

My gratitude is extended to Dr. M .Elfadil for the co-operation he afforded to me, and without his assistance this thesis would not have been .possible

My thanks to Dr.Monim Adam for his helpful comments and continual .interest

Also my thanks extended to Dr. Elnazier Hamza for his directions and .encouragement

Profound thanks to my old friend and co-supervisor Dr. Eltahir Mohamed .Hussein who was and still is, standing beside me

My gratitude is also extended to my friends and colleagues in Radiology Department, Khartoum Teaching Hospital for the continuous help to do .experiments

Finally I would like to thanks my supervisor Professor Saad Dawood Suleiman for selecting this interesting subject and who encouraged me .and initiated the difficult start of the thesis from the first day

May Almighty God bless them all.

Abstract

The aim of this work was to design and implement a simple digital radiography imaging prototype. This prototype is light-tight, pyramid-like structured with dimensions 30x25cm^2 in the front and 2x3cm^2 output opening, its length is 40cm.The system is simple, cheap, designed locally utilizing intensifying screen to convert X-rays that pass through patients ,body representing patients body image, converting it into visible light image, and the image captured by charge couple device (CCD) camera that is connected to a computer for image contrast enhancement by removing noise. The prototype designed and tested, many radiographs were taken using classical radiographic X-ray machine, installed in Khartoum Teaching Hospital , Khartoum, Sudan in 2002 .The tube used is dual focus, o.6mm fine focus and 1.2mm broad focus, maximum penetrating power is up to 150 KVP and maximum milliamp ere is 500, time start from 0.01second to 5 seconds. Images were taken using tube voltage varies between 60kv and75kv and the Milliampere/second varies between 10mAs and28mAs. The obtained images were processed by using wavelet image processing tools, composed of three steps, first ,second ,third decomposing image into 4 levels with mlti-resolutions, selecting initial estimate for threshold, threshold is frequency higher than white light frequency, because most noise has frequency equal to frequency of white light and then suppressing image parts that has frequency lower than threshold, this part contains noise and finally image was reconstructed to original form. A modified system implemented by inserting lens to concentrate light image and camera put at focal distance, images taken showed more enhanced contrast as proved by using five methods for assessing image quality, the five

methods are (1) Histogram equalization (2) Image quality metrics (3) Modulation transfer function (4) Entropy, these four methods used .algorithms and the fifth method by ten expert Radiologists viewing

□□□□□□□□□

الهدف من هذه الدراسة هو تصميم و تطبيق طريقة مبسطة للتصوير الرقمي. تم تصميم نموذج مبسط وهو عبارة عن مخروط ذى شكل هرمي مصنع من مادة خشبية معتمة لا تسمح بتسرب الضوء , مساحة قاعدة هذا المخروط 25 x 30 سم ^{2} و ارتفاعه 40 سنتيمتر و ينتهي بفتحة 3 2 x سم ^{2} .و هنالك لوحة مكثفة ملصقة على قاعدة المخروط و تعمل هذه اللوحة على تحسس الأشعة التي إخترقت جسم المريض أثناء التصوير وتحولها إلى صورة ضوئية ويتم التقاط هذه الصورة بواسطة كاميرا تصوير فوتوغرافي رقمية مربوطة مع فتحة المخروط و يتم تخزينها في ذاكرة الكاميرا . الكاميرا موصلة مع جهاز حاسوب ,حيث تحول الصورة إلى الحاسوب و من ثم تتم معالجتها بواسطة الخوارزميات . تم تصميم و تجربة هذا النموذج بأخذ عدد من الصور بجهاز أشعة تقليدي تصنيع شركة شيمادزو اليابانية سنة 1996 تم تركيبه بقسم الأشعة بمستشفى الخرطوم التعليمي سنة 2002 أنبوبة الإشعة التى أستخدمت ذات بؤرتين , بؤرة صغيرة سمكها 0.6 مليمتر و بؤرة كبيرة سمكها 1.2 مليمتر . أعلى قيمة لقوة إختراق الجهاز تساوى 150 كيلو فولت و أعلى قيمة لتيار الأنبوبة تساوى 500 ملي أمبير و زمن التعريض يبدأ من 01 . إلى 5 ثانية .الصور التى أخذت أستخدمت فيها قوة إختراق تتراوح بين 60-70 كيلو فولت و تيار الإنبوبة مضروباً فى زمن التعريض يتراوح بين 10-28 ملى أمبير ثانية.أستخدمت خوارزميات المويجات لمعالجة هذه الصور و زيادة وضوحها. تحتوى المعالجة بإستخدام خوارزميات المويجات على ثلاثة خطوات رئيسية و هي أولاً تفكيك الصورة إلى عشرون مستوى نتج عنها جزيئات متعددة الإستبانة لتسهيل إزالة الضوضاء ,و من ثم إختيار عتبة مناسبة والعتبة تردد موجى يكون أعلى من تردد الضوء الأبيض لأن غالبية التشويشات لها ترددات بحجم ترددات الضوء الأبيض و من ثم يتم التخلص من جزيئات الصورة التي لها ترددات أقل من العتبة و هي تحتوى على الضوضاء و الخطوة الأخيرة هي إعادة بناء الصورة الأولية .أضيف تحسين لهذا النموذج بإدخال عدسة لتركيز الضوء والذي يمثل الصورة ووضعت الكاميرا على البعد البؤري للعدسة لإلتقاط الصورة . أخذت صور أخرى و بعد المعالجة أظهرت نتائج ذات وضوح أحسن من النتائج السابقة كما أوضحت خمسة طرق استخدمت لتقيم جودة الصور وهى(1) خوارزميات المخطط (2) خوارزميات نسيج الصورة (3) خوارزميات تقويم جودة الصورة مترياً(4) خوارزميات تضمين إنتقال

الكفاءة وخامساً بواسطة المشاهدة وتـ قيم جودة الصور التي قام بها عشرة من الأطباء الإختصاصين في هذا المجال .

Table of contents

Chapter One

Introduction

Chapter two

Literature Review

Chapter Three

Methodology

Chapter Four

Results And Discussion

Chapter Five

Conclusion And Recommendations

List of tables

List of Figures

List of graphs

List of Abbreviations

Abbreviation	Details
ADC	Analog to Digital Converter
A-Se	Amorphous Selenium
A Si	Amorphous Silicon
Ba FX:	Flurohalide doped with Europium
CCD	Charge Couple Device
CR	Computed Radiography
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CSI:TI	Cesium Iodide doped with Thalium
CWT	Continuous Wavelet Transform
CaWo4	Calcium Tungstate
DR	Digital Radiography
DAS	Digital Angiography Subtraction
DQE	Detective Quantum Efficiency
DWT	Discrete Wavelet Transform
DAC	Digital to Analog Converter
Gd_2:O_2S: Tb	Gadolinium Oxysulphide doped with Terbium
GEM	Gas Electron Multiplier
GUI	Gide User Interface
HgI_2	Mercury doped with Iodine
IP	Imaging Plate
ICU	Intensive Care Unit
ISO	International Standard Organization
KVP	Kilovolt age Peak
LCD	liquid Crystal Display
MAT LAB	Matrix Laboratory
MR	Mill Roentgen

MTF	Modulation Transfer Function
OTF	Optical Transfer Function
Pb_2	Lead
PC	Personal Computer
PACS	Picture Archiving and Communication System
S/N	Signal to Noise
TV	Television
TFT	Thin Film Transistor
TiO_2	Titanium Dioxide
Z	Atomic number
MSE	Mean square error
PSNR	Power signal rat