طريقة متطورة لقياس جودة ودقة الصورة الإشعاعية (Spatial Resolution)في التصوير المقطعي المحوسب (CT-SCAN) باستخدام فانتوم (Phantom)عن طريق وظيفة انتشار الحافة (ESF).

المهـدي موســي مفتاح الشــويخ
كـلية التقنية الطبية جـامعة بني وليد

ملخص البحث

جودة الصورة (الدقة المكانية) SPATIAL RESOLUTION هي سمة مهمة في نظام التصوير المقطعي المحوسب Micro-CT، وهي قدرة الصورة على نقل التفاصيل والتمييز بين الأجسام الصغيرة القريبة من بعضها. في هذه الورقة، تم تطبيق طريقة بسيطة مطورة لقياس جودة الصورة للصور المقطعية باستخدام فانتوم حديث التصنيع. تقـدم الدراسة الحالية منهجية بديلة لقياس (جودة الصورة) لأجهزة التصوير المقطعي المحوسب والتي تعتمد على حساب العرض الكامل بنصف الحد الأقصى (FWHM) لوظيفة انتشار الخط (LSF) المكتسبة من وظيفة تسمى وظيفة انتشار الحافة (ESF). تم إنشاء بيانات ESF من صورة التصوير المقطعي المحوسب التي تم الحصول عليها عن طريق تصوير الفانتوم (مسح) الذي يحتوي مواد مختلفة. تم الحصول على منحنيات ESF من خلال ملاءمة مباشرة للتعبير الرياضي لملف تعريف WSF باستخدام MATLAB (R2015b) لبيانات ESF المكتسبة في الواجهة بين المواد المختلفة داخل الفانتوم المطور في هده الدراسة. يمكن تنفيذ الطريقة المقترحة باستخدام بيانات الإشارة من صورة التصوير المقطعي المحوسب المعاد بناؤها وليست حساسة للضوضاء الناتجة عن تمييز ESF لإنتاج LSF كما هو مذكور في القياس السابق أو الدراسات السابقة. بالإضافة إلى ذلك، توفر هذه الطريقة المقترحة قياسًا عمليًا لجودة الصورة في جهاز التصوير المقطعي المحوسب.

الكلمات المفتاحية: التصوير المقطعي الدقيق، جودة الصورة، وظيفة انتشار الحافة (ESF)، العرض الكامل بنصف الحد الأقصى (FWHM).

المقدمة والدراسات السابقة ذات الصلة.

التصوير المقطعي المحوسب Computed Tomography-CT هو نظام تصوير سريع، غير مؤلم

غير جراحي ودقيق، في حالات الطوارئ يمكن أن يكشف عن الإصابات الداخلية والنزيف بسرعة كافية للمساعدة في إنقاذ الأرواح. ينتج صوراً مقطعية للكائن من إسقاطات الأشعة السينية ثنائية الأبعاد [Herman 2008، Buzug,2008]. تم تطوير آلة التصوير المقطعي المحوسب لأول مرة في السبعينيات، ومنذ ذلك الحين أصبحت وسيلة تصوير مهمة للطبيب لتشخيص وعلاج مجموعة واسعة من الأمراض [Hricak 2011، Munera 2012، Raja,2011]. تم استخدام التصوير المقطعي المحوسب على نطاق واسع في التصوير الطبي والعديد من المجالات الأخرى. التشخيص الطبي هو الأكثر شيوعًا من خلال تطبيقاته. يتكون نظام التصوير المقطعي المحوسب السريري من مصدر الأشعة السينية ومجموعة مقابلة من الكشافات المركبة على جسر يدور حول المريض أو الجسم [Hsieh, 2009]. يتم استخدام مصدر الأشعة السينية وأجهزة الكشف للحصول على سلسلة من صور إسقاط الأشعة السينية في عدة زوايا حول المريض. يتم بعد ذلك إعادة بناء بيانات الإسقاط هذه بواسطة الكمبيوتر باستخدام خوارزمية إعادة البناء التي ينتج عنها سلسلة من الصور المقطعية التي تمثل التوزيع ثلاثي الأبعاد لتوهين (Attenuation) الأشعة السينية داخل الجسم. حيث استخدم الأطباء أحجام الصور المقطعية المحوسبة للعديد من المهام السريرية لتشخيص حالات المرضي [Hsieh, 2009].

وفي ذات السياق، فإن التصوير المقطعي المحوسب المجهري (Micro-CT Scan) هو، من حيث المبدأ ، نسخة صغيرة من التصوير المقطعي المحوسب السريري (Clinical CT) ، والتي يمكن أن تنتج أحجام الفوكسل في الصورة ثلاثية الأبعاد النهائية ضمن مقياس مايكرومتر [Herman 2008]. في الآونة الأخيرة ، أصبح من الممكن إنشاء أنظمة التصوير المقطعي المحوسب التي يمكنها تقديم مثل هذه الدقة العالية من التشخيص. حيث من الشائع استخدام CT Scan في الفحوصات قبل السريرية مثل مسح عينات الأنسجة أو الأعضاء أو الحيوانات الصغيرة التي تُستخدم كنماذج لتقييم الأمراض البشرية والعلاجات [Holdsworth 2002، lee,2003]. وكذلك استخدام الجهاز لاختبار المواد وتحليلها [Ritman,2004]. تم تطوير النظام المستخدم في هذا البحث من قبل مجموعة من الباحثين في مجال الفيزياء الطبية (PIRG) بجامعة الكاجامادة قسم الفيزياء [2014, Suparta]

تتميز جودة الصورة Spatial resolution في نظام التصوير المقطعي المحوسب Computed Tomography-CT بعدة مميزات مثل الدقة التي تتضمن الدقة المكانية ، ودقة التباين ، والدقة

الزمنية [Goldman,2007 ، Bourne 2010]. الدقة أو الوضوح هي السمة المهمة لجودة الصورة والتي يمكن تعريفها بأنها قدرة نظام التصوير المقطعي المحوسب على التمييز بين الأشياء الصغيرة القريبة من بعضها [Seeram,2010 ، Bourne 2010] . حيث تمنح دقة الصورة المقطعية الجيدة الهياكل والتفاصيل التشريحية الدقيقة . التي يتم قياسها في خط (أزواج لكل مليمتر) ، والتي تشير إلى قدرة نظام التصوير المقطعي المحوسب على إظهار أن الأزواج الصغيرة جدًا من الخطوط هي خطوط منفصلة وليست جسما واحد. في الحالة المثالية ، تصف الدقة المكانية Spatial resolution حجم أصغر الأشياء التي يمكن تمييزها بشكل منفصل بواسطة نظام التصوير. ومع ذلك ، فإن تأثيرات دقة التباين والضوضاء مؤثرة للغاية ، لذا فإن الوصف المناسب للدقة المكانية Spatial resolution يحتاج إلى دمج هذه العوامل [Bourne 2010].

يمكن قياس جودة الصورة Spatial Resolution لجهاز التصوير المقطعي المحوسب مباشرة بواسطة (lp/mm) أو باستخدام (تابع الانتقال) وظيفة خط الانتشار [MTF] [Romans,2011]. حيث يتم قياسه مباشرة باستخدام فانتوم متكون من زوج من الخطوط. هذا الفانتوم مصنوع من الأكريليك (PMMA) وله شرائط معدنية متقاربة. بعد مسح الفانتوم او تصويرة ، يتم حساب عدد الشرائط المرئية. زوج الخط ليس مجموعة من سطرين ، بل هو خط ومسافة بين السطور. [Romans,2011]. يمكن تعريف MTF بأنه وسيلة لدمج القرار و التباين في مواصفات واحدة. مع انخفاض المسافة بين السطر. أي نسبة تعديل الإخراج إلى تعديل الإدخال ؛ حيث يقيس استجابة النظام للترددات المختلفة. MTF هو سمة مهمة لتقييم الدقة المكانية Spatial Resolution لنظام التصوير المقطعي ، والذي تم استخدمه على نطاق واسع من قبل الباحثين السابقين [Matsumoto,2002 ، Rathee ,2002 ، Rainer ,2008] . تتضمن الطرق الشائعة لقياس MTF لنظام التصوير المقطعي المحوسب استخدام فانتوم أزواج من الخطوط السوداء والبيضاء لكل ميليميتر (lp/mm) هذا القياس لأزواج الخطوط يعرف بالتردد ومقلوب التردد هو التباعد بين خطين متماثلين في اللون، يمكن الحصول على منحنيات MTF من الصورة المكتسبة من تصوير الفانتوم المعاد بناؤها لسلك رفيع بناءً على حقيقة أن MTF هو نسخة من نقطة وظيفة الانتشار[PSF Hsieh, 2009].

وبالتالي ، هناك عدد من الدراسات التي أجريت سابقاً لقياس جودة الصورة لنظام التصوير المقطعي مثلا . اقترح بون [Boone,2001] قياس جودة الصورة باستخدام phantom LSF ، الذي تم إنشاؤه

بورق ألومنيوم رفيع محصور بين لوحين من الأكريليك ؛ عمليا ألواح الأمنيوم سوف تؤثر على صورة التصوير المقطعي المحوسب بسبب وجود رقائق معدنية عالية التوهين. قدم بنتزن [Judy,1976] طريقة جديدة لقياس الدقة المكانية أو جودة الصورة لنظام التصوير المقطعي المحوسب. استنادًا إلى المربعات الصغرى المباشرة باستخدام فانتوم السلك الرفيع ، تم الحصول على بياناته من صورة CT للواجهة بين مادتين وذكر أنه يمكن وصف الدقة المكانية بالعرض الكامل بنصف الحد الأقصى (FWHM) لوظيفة انتشار الخط التي تم الحصول عليها من الفانتوم المستخدم. العيب الرئيسي لاستخدام فانتوم الأسلاك هو العدد المحدود من نقاط البيانات المتاحة لتحديد FWHM بسبب شبكة البكسل الخشنة إلى حد ما في مصفوفة إخراج صورة التصوير المقطعي.

ذكر تقرير ICRU 87 (ICRU Report No. 87) أنه تم استخدام PSF و LSF و ESF لقياس جودة الصورة للتصوير المقطعي المحوسب. فيما يتعلق بالتصميم الفانتوم ، فإن هذه الأساليب المستخدمة مع المجسمات المصنوعة من رقائق معدنية رفيعة لها بعض العيوب أو نقاط الضعف على سبيل المثال طريقة PSF. يصعب تحديد PSF عمليًا لأنه لا يمكن إنتاج كائن نقطي متناهي الصغر بشكل مثالي. يمكن فقط تقريبا. هناك طريقة أخرى من خلال LSF ، وهي توزيع شدة البكسل في صورة شق طويل وضيق لشدة الكثافة. أيضاً يمكن الحصول على LSF عن طريق تصوير شق ضيق ، ولكن هذا غير عملي لأنه من المستحيل الحصول على مصدر ذي خط رفيع للغاية أو شق ضيق [Kusminarto ,1981].

أظهرت هذه الدراسات المذكورة أعلاه أن الدقة المكانية Spatial Resolution المقاسة لا تزال تعاني من بعض نقاط الضعف. بدلاً من ذلك ، يُنصح باستخدام أنظمة التصوير العملية مثل التصوير المقطعي المحوسب بواسطة FWHM لصورة تم إنتاجها من كائن نقطي صغير أو عرض LSF المشتق من ESF. حيث يُنظر إلى LSF و ESF كأدوات تجريبية لتحديد FWHM لنظام التصوير المقطعي. نظرًا لأن FWHM كان مرتبطًا بـ LSF ، تم الحصول على LSF عمليًا في هذه التجربة من خلال تصوير فانتوم إسطواني الشكل يحتوي على تجويف داخلي به أربع مواد مختلفة مرتبة جنبًا إلى جنب لتحقيق Edge Spread Function الذي يشير إلى ESF.

من أهداف هدة الدراسة. هو تقديم وشرح طريقة أو منهجية بديلة لقياس جودة الصورة لجهاز التصوير المقطعي المحوسب. تعتمد المنهجية المقترحة على قياس FWHM لـ LSF والتي يتم

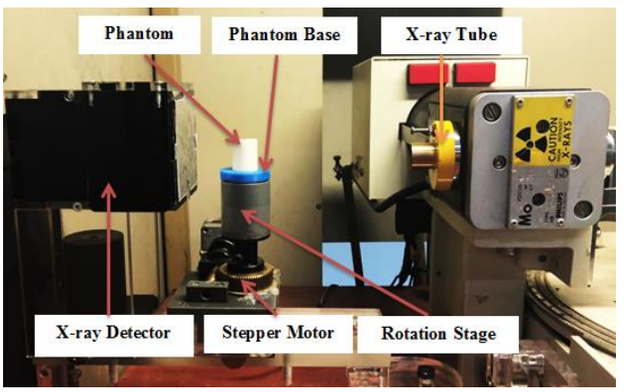
حسابها من وظيفة انتشار الحافة تسمى ESF. تم إنشاء بيانات ESF من صورة التصوير المقطعي المحوسب التي تم الحصول عليها عن طريق مسح فانتوم يحتوي على مواد مختلفة بمعامل توهين خطي مختلف (μ). تم الحصول على ESF من خلال ملاءمة مباشرة للتعبير الرياضي لملف تعريف ESF باستخدام MATLAB (R2015b) لبيانات ESF المكتسبة في الواجهة بين المواد المختلفة داخل فانتوم التجربة. يمكن تنفيذ الطريقة المقترحة باستخدام بيانات الإشارة من صورة التصوير المقطعي المحوسب المعاد بناؤها غير الحساسة للضوضاء الناتجة عن تمييز ESF لإنتاج LSF كما هو مذكور في القياس السابق. بالإضافة إلى ذلك ، توفر الطريقة المقترحة قياسًا عمليًا للجودة الصورة لأجهزة التصوير المقطعي المحوسب.

المـواد وطـرق البحـث

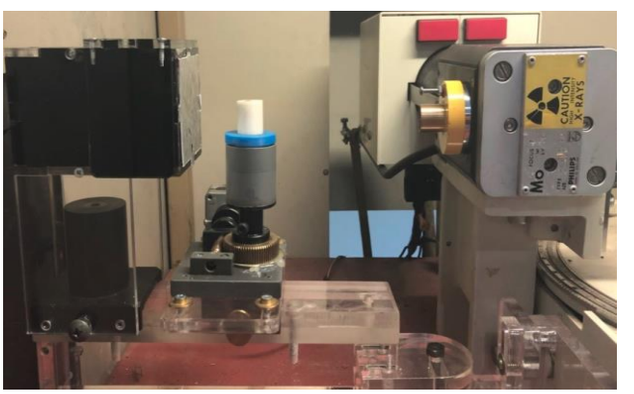
المعـدات (Equipment)

في هذه الدراسة، تم استخدام نظام التصوير المقطعي المحوسب الدقيق Micro-CT-Scan. مكونات النظام المستخدم في التجربة موجودة داخل صندوق محمي بواسطة واقٍ من الإشعاع shielding hutch لمنع تسرب الإشعاع خارج الصندوق، داخل صندوق النظام يوجد أنبوب الأشعة السينية ، حامل الفانتوم أو قاعدة المجسم المستخدم في التجربة ، الكشافات في الاتجاه المقابل لأنبوب الأشعة السينية. تم توصيل جميع المكونات بجهاز كمبيوتر خارج الصندوق، للتحكم في التجربة. يتم وضع أنبوب الأشعة السينية والكاشفات مقابل بعضهما البعض على مسافة 150 مم. أنبوب الأشعة السينية عبارة عن `` PW2215 TYPE PHILIPS / 20 له هدف مولبيديوم قادر على مدى من 20 إلى 60 كيلو فولت مع تيار شعاع أقصى يبلغ 30 مللي أمبير وقوة قصوى تبلغ 2000 ،قاعدة الدوران المثبتة بين مصدر الأشعة والكاشفات يوفران الدوران الكامل لفانتوم التجربة. الكاشفات داخل صندوق التجربة هو عبارة عن كاميرا رقمية CMOS لديها مساحة نشطة تقدر بـ 2 سم ومسافة بكسل تقدر بـ 48 μm، تستخدم لتلقي ملفات التعرض الشعاعي للفانتوم كمعلومات أولية لعملية إعادة البناء. إلى جانب ذلك ، يتم استخدام نظام التحكم بالكمبيوتر للتحكم في مصدر الأشعة السينية ومعلمات المسح وكذلك تنفيذ برنامج إعادة البناء لتحويل الصور الشعاعية إلى صورة تحتوي على جميع المعلومات الموجودة في فانتوم التجربة. بعد ذلك. تم مسح أو تصوير فانتوم التجربة بواسطة نظام Micro-CT Scan بطاقة 30 كيلو فولت الصادر من أنبوب الأشعة السينية وتيار إشعاعي قوته 20 مللي أمبير . تم وضع الفانتوم في الجزء العلوي على قاعدة الدوران كما هو موضح في الشكل1 أ، ب

كما استمر المسح لفانتوم التجربة لفترة وكانت عملية المسح تبدأ من 0 إلى 359 درجة مجمعة من ثلاث صور إشعاعية لكل زاوية إسقاط .تمت معالجة كل مسحة أو صورة من الصور الإشعاعية الملتقطة بواسطة الكشافات لتكوين صورة واحدة فقط باستخدام DRCT Software حيث قام السوفتوير المستخدم بأنشاء مخطط السين وقرام Sinogram من الصورة المختارة وذلك بواسطة خوارزميات إعادة بناء الصورة الإشعاعية التي يوفرها السوفتوير بتقنية الإسقاط الخلفي المفلترة لإنتاج الصورة الإشعاعية المقطعية التي تم استخدامها لتقييم جودة الصورة أو الدقة المكانية للنظام التصوير المقطعي المحوسب.



(أ)



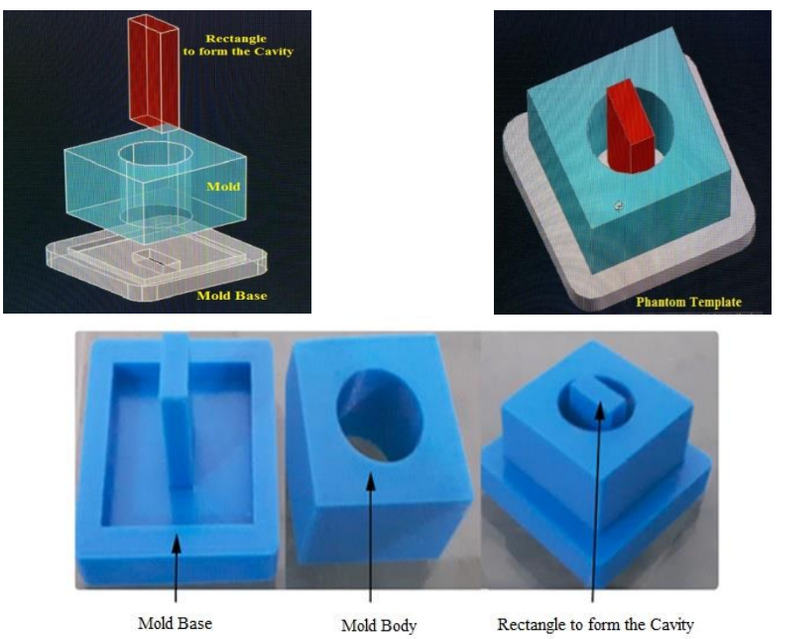
(ب)

الشكل 1: نظام التصوير المقطعي المحوسب الدقيق Micro-CT- Scan

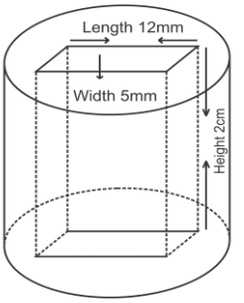
تصميم وتصنيع الفانتوم (Phantom)

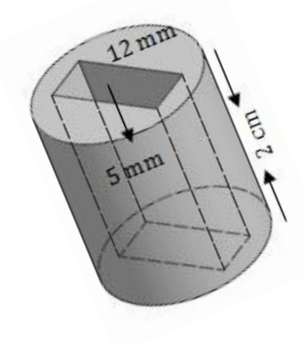
الفكرة التي تم اعتمادها في هذة التجربة الحديثة تعتمد على أن لـ ESF له مزايا عملية واضحة مقارنة بطريقة لـ LSF المستخدمة من البحاث في الدراسات السابقة. يذكر أن من الأسهل تصنيع

الحافة أو الاختلاف بين المواد داخل الفانتوم المستخدمة لقياس ESF من الفانتوم الذي يحتوي علي سلك معدني رفيع، حيث يكون القياس بنفس شكل تحديد معلومات الصورة الموجودة في الفانتوم. في الواقع ، السبب الرئيسي لمعرفة جودة الصورة هو التمييز بين كيفية تمويه الحواف في الصورة. في هذه الدراسة تم استخدام فانتوم مطور متعدد المواد لقياس منحنيات لـ LSF لقياسات جودة الصورة او الدقة المكانية. العوامل التي تم أخذها في الاعتبار للتصميم الفانتوم هي الهندسة والأبعاد والمواد. حيث كان المفهوم العام للتصميم الفانتوم هو عبارة عن شكل أسطواني مصنوع من مادة السيلكون المطاطي عن طريق صب السيليكون في قالب مصنوع من PLA plastic باستخدام طابعة ثلاثية الأبعاد كما موضح في الشكل 2 (أ) كانت أبعاد الأسطوانة كتالي: قطرها 1.7 سم وارتفاعها 2 سم مع تجويف داخلي مستطيل مصنوع داخل الأسطوانة لإدخال المواد ذات الكثافة المختلفة كما هو موضح في الشكل 2(ب ج).



الشكل 2(أ) : قالب مصنوع من PLA plastic باستخدام طابعة ثلاثية الابعاد

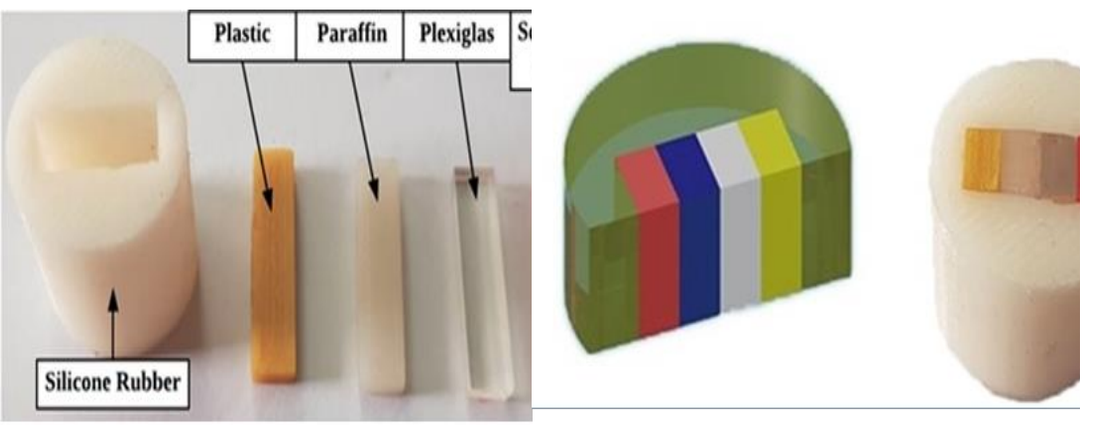




(ج) (ب)

الشكل 2 (ب،ج) تصميم فانتوم التجربة متعدد المواد

التجويف الداخلي على شكل مستطيل ثلاثي الأبعاد بارتفاع 2 سم وطول 12 مم وعرض 5 مم تم تقسيم التجويف إلى أربعة أجزاء كل منها 3 مم لإدخال المواد المختلفة. المواد التي تم اختيارها لإدخالها داخل التجويف هي الاكريليك ، الصابون (شحوم عضوية) ، البارافين ، ومواد بلاستيكية. توضح الألوان الأربعة في الشكل 3 المواد الموضوعة داخل الفانتوم جنبًا إلى جنب لتوفير الحافة المطلوبة للقياسات.

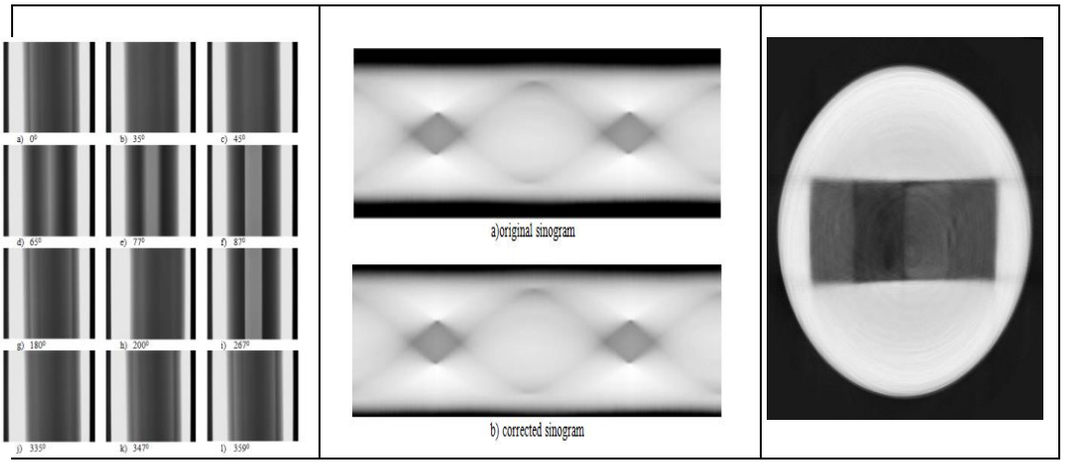


الشكل 3: الفانتوم المستخدم في هذه الدراسة

طـريقة التجربة

استخدمت الدراسات السابقة ، فانتوم يحتوي على سلك معدني لتقييم أو قياس جودة الصورة لنظام التصوير المقطعي المحوسب عن طريق مسح الفانتوم للحصول علي LSF ، بشرط أن يتم تقريب

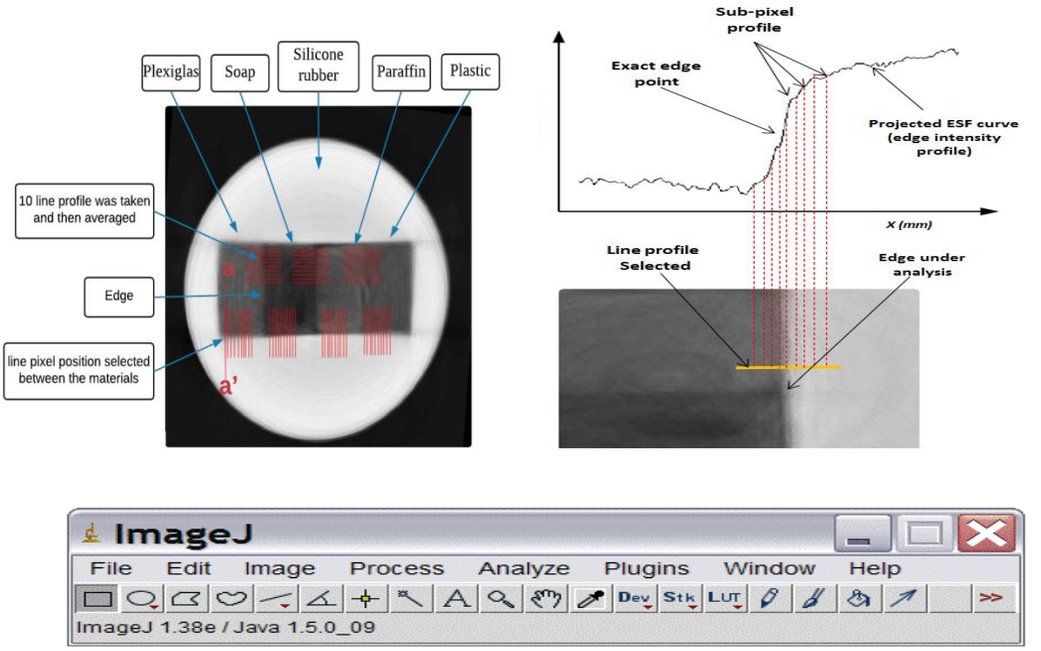
LSF بوظيفة Gaussian المتحصل علية من صورة التصوير المقطعي المحوسب المعاد بناؤها. ومع ذلك ، فإن هذه الدراسة تقتصر على عدد نقاط البيانات المتاحة لتحديد LSF نظرًا لشبكة البكسل الخشنة إلى حد ما في مصفوفة إخراج الصورة . عوضاً عن ذلك ، تقترح التجربة التي قمنا بها في هذه الورقة أنه يمكن اشتقاق LSF من ESF عن طريق التمييز العددي. يتم تحديد ESF من صورة CT الحاصل عليها من مسح فانتوم التجربة بالمواجهة بين المواد المختلفة المكونة للفانتوم ، تعتبر هذه الطريقة اختيارًا مناسبًا لقياس LSF ، حيث يمكنها تجنب الأخطاء والضعف من استخدام فانتوم يحتوي على رقائق معدنية. تتكون الإجراءات التي تم تنفيذها لقياس جودة الصورة للنظام من عدة خطوات ؛ بدأت الخطوة الأولى بإعداد نظام CT- Micro الذي يوفر طريقة مباشرة لتصوير الفانتوم للحصول على صورة الأشعة المقطعية التي تم استخدامها لتحديد وظيفة انتشار الحافة (ESF) كما هو موضح في الشكل 4.



الشكل 4: صورة الاشعة المقطعية للفانتوم

في نفس التجربة كانت الخطوة الثانية هي حفظ الصورة التي تم الحصول عليها من نظام التصوير المستخدم بتنسيق ملف BMP ، المعروف أيضًا باسم ملف الصورة النقطية أو الأولية. الذي يستخدم على نطاق واسع لتخزين الصور الرقمية النقطية المستخدمة في المعلومات الطبية. بعد ذلك تم نقل هذه الصورة إلى جهاز كمبيوتر شخصي وتم تحليلها باستخدام برنامج معالجة الصور (إصدارImageJ i1.50) للمزيد من المعالجة. تم استخدام برنامج ImageJ لاستخراج وظيفة انتشار الحافة من الصورة التي تم الحصول عليها بشكل تجريبي عن طريق أخذ المقطع العرضي لملف التعريف الخطي (صورة مقطعية) ، والتي يتم الحصول عليها في الواجهة بين كل مادتين كما هو

موضح في الشكل 5. تم اخذ عشرة خطوط بعد ذلك تم استخراج ملفات التعريف الخطي بين كل مادتين للحصول على ESF. كما تم تحويل ملف تعريف الخطوط المأخوذ من بكسل إلى (مم) ثما تم تطبيعه إلى أقصى قيمة لعملية التركيب باستخدام برنامج MATLAB (R2015b) .



الشكل 5 :مناطق الكشف عن ESF في بيانات الصورة باستخدام برنامج ImageJ

بعد ذلك تم استخدام برنامج MATLAB (R2015b) لتركيب بيانات ESF للحصول على معلمة الدقة أو الجودة (λ) . تم تحميل بيانات كل سطر تم تحديده إلى تطبيق MATLAB Fitting Curve عن طريق التحديد xوالبيانات y ثم تزويدها بعلاقة رياضية. قيمة المعلمة (λ) تم استخدام الناتج عن ملاءمة التعبير الرياضي لبيانات ESF لحساب الدقة المكانية باستخدام المعادلة التالية:

$$ESF = \frac{1}{2} + \frac{1}{\pi}\ ^{-1}\left(\lambda\left(x - x_0\right)\right) \qquad (1)$$

حيث λهي سمة أو معلمة الدقة التي تم تحديدها في عملية المعالجة باستخدام MATLAB (R2015b)

بعد ذلك كانت الخطوة الرابعة هي التمييز بين نتيجة الخطوة الثالثة باستخدام MATLAB

لتحقيق LSF فيما يتعلق بـ X باستخدام المعادلة:

$$LSF = \frac{\lambda/\pi}{1 + \lambda^2 (x - x_0)^2} \qquad (2)$$

تم تحديد وظيفة انتشار الخط LSF في (المعادلة 2) بالكامل بواسطة المعلمة λ . تبين أن عرض LSF يتناسب عكسياً مع هذه المعلمة. تم توضيح خاصية الجودة من خلال تحديد العرض الكامل بنصف الحد الأقصى (FWHM) لـ LSF. لاحظ أن X_0 هو موقع إحداثيات عشوائي للشق الضيق للغاية. باختيار $X_0 = 0$ ، يؤدي إلى شكل بسيط بشكل خاص [Harms,1986]

$$LSF = \frac{\lambda/\pi}{1 + \lambda^2 x^2} \qquad (3)$$

بالنسبة لوظيفة انتشار الخط لـ (مكافئ 3) ، فإن تنسيق X يتوافق مع نصف الحد الأقصى لـ LSF ، ليتم تمثيله بـ ($x_{1/2}$) وهو حل لـ ؛

$$\frac{1}{2}\left(\lambda/\pi\right) = \frac{\lambda/\pi}{1 + \lambda^2 x_{1/2}^2} \qquad (4)$$

هذا يؤدي إلى ؛

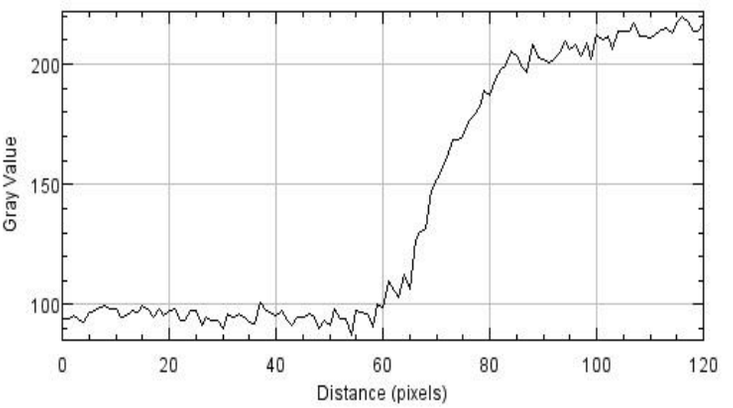
$$x_{1/2} = \frac{1}{\lambda} \qquad (5)$$

من خلال مضاعفة الحجم $\frac{2}{\lambda}$، ستحقق العرض الكامل عند نصف الحد الأقصى FWHM ،

النتائج والمناقشة

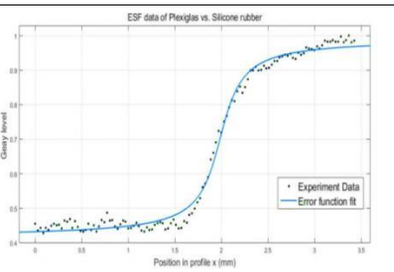
في هدة التجربة ، تم الحصول و تحليل بيانات ESF في الواجهة بين كل مادتين في صورة التصوير المقطعي المحوسب المعاد بناؤها بما في ذلك مادة الخلفية. استخدمت هذه الدراسة صورة التصوير المقطعي المحوسب للفانتوم المطور الموضحة في الشكل. 4 ،وقد احتوى الفانتوم على خمس مواد مختلفة بحث يسمح لقياس ESF في مواقع مختلفة في الصورة. تم إنشاء ESFs عن طريق

استخراج مقطع عرضي لملف تعريف الخط بطول 120 متساويًا لجمع البيانات التي تبلغ مساحتها 141 × 197 بكسل حول الحافة من بيانات الصورة كما هو موضح في الشكل 6 ، ثم اتباع نفس الإجراءات لجميع البيانات السالف ذكرها لتتم عملية القياس لكل المواد المختارة في تصنيع الفانتوم. تم اكتشاف أو الحصول علي وظيفة انتشار الحافة في تلك المنطقة باستخدام برنامج ImageJ السالف ذكرة.

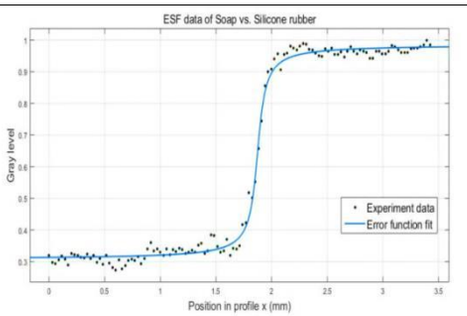


الشكل 6: بيانات الكشف عن ESF بين مادتين باستخدام برنامج ImageJ

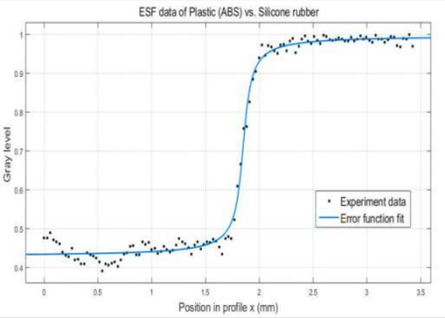
تم معالجة عوامل ESF التي تم جمعها من بيانات الصورة على التعبير الرياضي الموضح في المعادلة 1 باستخدام أدوات معالجة المنحنى بواسطة MATLAB (الإصدار R2015b) للحصول على سمة الدقة (λ) الخاصة بـ ESFs. تم حساب متوسط قيمة المعلمة (λ) التي تم تحقيقها من عملية المعالجة لكل بيانات ثم تمييزها لحساب LSF. يوضح الشكل 7 إلى 13 المنحنيات الملائمة لبيانات ESF بين كل مادتين في صورة التصوير المقطعي المحوسب.



الشكل 7: يوضح بيانات ESF لـ الاكريليك بواسطة مطاط السيليكون

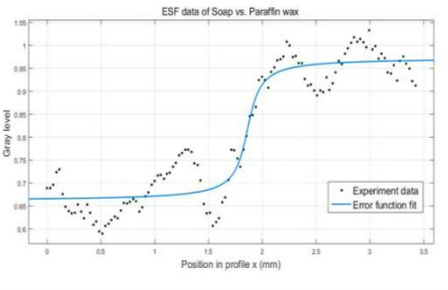


الشكل 8: بيانات ESF للصابون (Sodium Palmate) بواسطة مطاط السيليكون



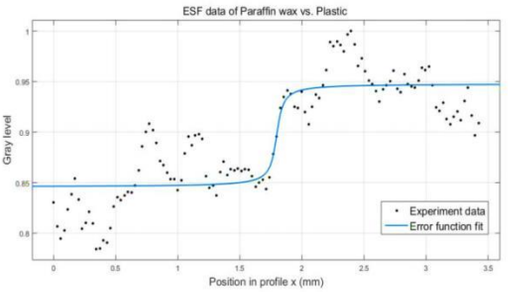
الشكل 9: بيانات ESF لشمع البارافين بواسطة مطاط السيليكون

الشكل 10: بيانات ESF للبلاستيك (ABS) بواسطة مطاط السيليكون



الشكل 11: بيانات ESF لـ الاكريليك بواسطة الصابون(صوديوم بالميت)

الشكل 12: بيانات ESF للصابون (Sodium Palmate) بواسطة شمع البارافين



الشكل 13: بيانات ESF لشمع البارافين بواسطة البلاستيك (ABS)

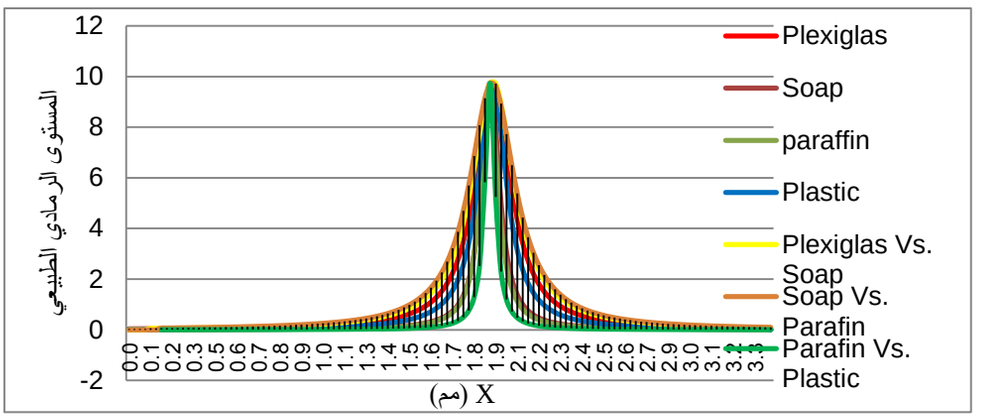
يتم عرض قيمة (λ) التي تم الحصول عليها من وظيفة رسم البيانات لكل ESF تم تحديدها في صورةCT المعاد بناؤها كما في الجدول 1. تم إنجاز عملية التمايز لـ ESF لتحقيق LSF ببساطة باستخدام الاختلاف بين المواد في فانتوم التجربة. تم إنشاء بيانات ملف تعريف ESF من صورة التصوير المقطعي المحوسب في سبعة(7) مواقع بين الحواف المختلفة في الصورة ؛ حيث كانت بين كل مادتين مختلفتين مثل الاكريليك والسليكون المطاطي. تم حساب عملية التمايز لـ ESF لبيانات الحواف السبعة متظمنة في نفس صورة التصوير المقطعي المحوسب لتحقيق LSF باستخدام التعبير الرياضي الموضح في المعادلة 2. A الحصول علي منحنى ضيق لـ LSF هو الهدف المرغوب فيه لنظام التصوير الشعاعي مثل التصوير المقطعي المحوسب. تم تحديد ضيق المنحني أو وظيفة انتشار

الحافة LSF بالكامل بواسطة المعلمة (λ). تم تحديد خاصية الدقة المكانية أو الوضوح من خلال تحديد FWHM لـ LSF.

الجدول 1: يوضح القيمة التي تم الحصول عليها لـ FWHM معامل الجودة

رقم	المواد المختارة	معلمة الدقة المكانية (λ) (1 / مم)	FWHM (مم)
1	الاكريليك Vs. السيلكون المطاطي	0.07 ± 9.06	0.007 ± 0.220
2	الصابون Vs. السيلكون المطاطي	0.04 ± 18.53	0.002 ± 0.107
3	شمع البارافين Vs. السيلكون المطاطي	0.06 ± 21.31	0.002 ± 0.103
4	البلاستيك (ABS) Vs. السيلكون المطاطي	0.08 ± 12.28	0.006 ± 0.162
5	الاكريليك Vs. صابون	0.23 ± 8.86	0.025 ± 0.225
6	الصابون Vs. شمع البارافين	0.08 ± 9.00	0.008 ± 0.222
7	شمع البارافين Vs. بلاستيك	0.27 ± 29.96	0.009 ± 0.066

يستخدم المصطلح FWHM الذي تم قياسه في هذه التجربة لوصف قياس عرض كائن في صورة ما . بمعنى آخر ، هو عرض منحنى LSF المقاس بين كل مادتين داخل الصورة التي تم الحصول عليها من جهاز التصوير المقطعي على المحور y والتي تمثل نصف السعة القصوى. ومع ذلك ، كلما زاد حجم (λ) ، كان حجم FWHM أصغر ، وكان LSF أضيق. وفي نفس السياق .فإن جودة الصورة او الدقة لجهاز التصوير المقطعي تقاس من خلال القيم الكبيرة لمعلمة الدقة FWHM في الجدول 1 ، تم حساب النتائج العددية لـ FWHM بالتعبير الرياضي للعديد من LSF التي تم الحصول عليها. مخطط منحنيات LSF التي يمكن رؤيتها نتيجة لعملية التمايز في الشكل 14. تم تطبيع الرسوم البيانية LSF في هذه الدراسة لتقييم الدقة المكانية لنظام التصوير المقطعي.



الشكل 14: نتائج LSF لصورة المقطعية للجهاز المستخدم في التجربة

المناقشـة

في هذه الدراسة تم تطبيق طريقة مطورة باستخدام فانتوم مناسب لتقييم الدقة المكانية أو جودة الصورة لنظام التصوير المقطعي المحوسب. توفر النتائج التي تم الحصول عليها قياسًا عمليًا للدقة المكانية لنظام التصوير المقطعي المحوسب ، والذي استند على حساب LSF من وظيفة أخري ذات صلة تسمى ESF. تم إنشاء بيانات ESF من صورة التصوير المقطعي المحوسب التي تم الحصول عليها عن طريق مسح الفانتوم الذي يحتوي على مواد مختلفة. في جهاز التصوير المقطعي المحوسب ، كان من السهل التمييز بين المواد ذات الكثافة المتباينة للغاية. في الظروف المناسبة ، يستطيع جهاز التصوير المقطعي المحوسب التمييزبين قيم معامل التوهين الخطي (μ) التي تختلف بنسبة قليلة تصل إلى 0.1٪ بينما ستؤدي زيادة الاختلاف في كثافة المواد إلى زيادة الدقة المكانية. علاوة على ذلك ، فإن زيادة الاختلاف في معاملات التوهين الخطي ستعزز أيضًا الدقة المكانية. من الواضح أنه إذا كانت المواد مختلفة جدًا في خصائص التوهين ، فيمكن تصوير التفاصيل الدقيقة جدًا أو الجسيمات الصغيرة جدًا ، ولكن إذا كانت متشابهة مع التفاصيل أو الجسيمات ذات الحجم الأكبر فقط ، فيمكن تمييزها بشكل موثوق [Flannery,1987]

تم اشتقاق قياسات الدقة المكانية بيانياً من قيمة FWHM لـ LSF. وفقًا McRobbie [Flannery,1987] ، يمكن استخدام FWHM الخاص بـ LSF التجريبي كمؤشر على الدقة المكانية أو جودة النظام التصوير المقطعي المحوسب. تم حساب LSF رياضيًا كمشتق من ESF من خلال جعل تحديد أي من الوظائف مفيدًا بشكل متساوٍ. كما أن الحافة الملساء في الفانتوم المطور أسهل في تحقيقها من الفانتوم السلكي. حيث إنه يعطي ESF ميزة عملية إضافية بالمقارنة مع LSF المتحصل علية من فانتوم السلك المستخدم في الدراسات السابقة [Bentzen ,1982]. علاوة على ذلك ، كانت البيانات المأخوذة من عدد وحدات البكسل في مناطق الاهتمام (ROI) التي تم اختيارها لإنشاء ESF على صورة التصوير المقطعي المحوسب كافية تمامًا لتنفيذ الأساليب المطورة الجديدة في هذه الورقة.

ترتبط جودة الدقة المكانية CT بعرض LSF. تم تحديد ضيق المنحني لـ LSF بالكامل بواسطة المعلمة (λ) .تم الحصول على القيمة الكبيرة لمعامل الدقة (λ) بين شمع البارافين والمواد البلاستيكية (ABS) = 29.96 $\pm$0.27 1 / مم ، و FWHM لتلك المواد = 0.066 $\pm$0.009 مم. تم الحصول على أصغر قيمة لـ (λ) بين الاكريلك ومواد صابون = 8.86 $\pm$0.23 1 / مم ،و FWHM = 0.225 $\pm$0.025 مم ، وكانت نتائج FWHM للمواد الأخرى عبارة عن الاكريليك مع السليكون

المطاطي = 9.06 ±0.07 مم ، صابون مع السليكون المطاطي = 18.53 ±0.04 مم ، شمع برافين مع السليكون المطاطي = 21.31 ±0.06 مم ، صابون بشمع برافين = 9.00 ±0.08 مم. كانت الدقة المكانية المقاسة لصور التصوير المقطعي المحوسب للفانتوم المستخدم متناسقة إلى حد ما مع بعضها البعض. كما هو موضح في قياساتنا السابقة ، فإن قيم مؤشر الدقة المكانية (FWHM) التي تم تحقيقها لها اختلافات طفيفة بين المواد الموجودة في صورة التصوير المقطعي المحوسب . كانت الاختلافات الصغيرة التي لوحظت في قيمة FWHM مرتبطة بالتباين مع زيادة (λ) بين المواد ، ستزداد الدقة المكانية أيضًا. ومع ذلك ، نظرًا لأن FWHM بين المواد يصبح أضيق ، فإن الدقة سترتفع بدلاً من ذلك. أخيرًا ،قدم هذا العمل طريقة بديلة لقياس الدقة المكانية لجهاز التصوير المقطعي المحوسب باستخدام فانتوم مطور متعدد المواد.

الاستنتاجات

في هذه الورقة تم تقديم طريقة مطورة حديثًا لقياس الدقة المكانية Spatial Resolution لنظام التصوير المقطعي المحوسب ، بناءً على ملف تعريف ESF المستخرج من صورة التصوير المقطعي المحوسب باستخدام الفانتوم المصمم حديثًا المصنوع على شكل أسطواني. تم إنشاء ESF من خلال استخراج ملف التعريف الخط المكتسب في الواجهة بين المواد المختلفة والذي تم معالجتة بعد ذلك بالتعبير الرياضي باستخدام MATLAB. يمكن تطبيق الطريقة المقترحة باستخدام بيانات من صور التصوير المقطعي المحوسب المحتوية على مواد مختلفة والتي لا تتأثر بالضوضاء التي تحدث أثناء عملية التمييز في ESF لإنتاج LSF. بالإضافة إلى ذلك ، أشارت التجربة إلى أن التمايز في ESF يمكن أن يوفر تقييمًا دقيقًا لـ LSF. تم تطبيق الطريقة المقترحة بنجاح باستخدام صور فانتوم متعددة المواد. حيث تم اشتقاق خاصية الدقة المكانية بيانياً من قيمة FWHM لـ LSF.

المصادر والمراجع

[1] Herman, G.T., 1980, Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography, Academic Press, New York.

[2] Buzug, T., 2008 Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT (Springer-Verlag), Berlin, Heidelberg.

[3] Hricak, H., Brenner, D.J., Adelstein, S.J., Frush, D.P., Hall, E.J., Howell, R.W., and McCullough, C.H., 2011, Managing Radiation Use in Medical Imaging: a Multifaceted Challenge Radiology 258 889-905.

[4] Munera, F., Rivas, L.A., Nunez, D.B., Jr., and Quencer, R.M., 2012, Imaging evaluation of Adult Spinal Injuries: Emphasis on Multi Detector

CT in Cervical Spine Trauma Radiology 263 645-60.

[5] Raja, A.S., Mortele, K.J., Hanson, R., Sodickson, A.D., Zane, R., and Khorasani, R., 2011, Abdominal Imaging Utilization in the Emergency Department: Trends over Two Decades International Journal of Emergency Medicine 4 19.

[6] Hsieh, J., 2009, Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, 2nd Edition, SPIE, Bellingham.

[7] Holdsworth, D.W., and Thornton, M.M., 2002, "Micro-CT in Small Animal and Specimen Imaging," Trends in Biotechnology, vol. 20, no. 8, pp. 34-39.

[8] Lee, S.C., Kim, H.K., Chun, I.K., Cho, M.H., Lee, S.Y., & Cho, M.H,.2003, A Flat Panel Detector Based Micro-CT: Performance Evaluation for Small Animal Imaging, Physics in Medicine and Biology, 48(24), 4173-4185.

[9] Ritman, E.L., 2004, "Micro-Computed Tomography-Current Status and Developments," Annu Rev Biomed Eng, vol. 6, pp. 185–208.

[10] Suparta, G.B., Louk, A.C., Sam, N.H., and Wiguna, G.A., 2013, "Quality Performance of Customized and Low Cost X-ray Micro-Digital Radiography System", published in Sirisoonthorn, S.(Editors), 2014. Proc. SPIE 9234, International conference on Experimental Mechanics, and Twelfth Asian Conference on Experimental Mechanics, 9234(7 pages).

[11] Bourne, R., 2010, Fundamentals of Digital Imaging in Medicine, 1st edn, Springer, Verlag.

[12] Goldman, 2007, Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality', J Nucl Med Technol, vol. 35, no. 4, pp. 213-25.

[13] Seeram, E., 2010, Digital Radiography: An Introduction for Technologists. Delmar, Cengage Learning.

[14] Romans, L.E., 2011, Computed Tomography for Technologists; a Comprehensive Text, Philadelphia; WolltersKluwerHealth/Lippincott Williams and Wilkins.

[15] Ohkubo M, Wada S, Matsumoto T, Nishizawa K., 2006 An effective method to verify line and point spread functions measured in computed tomography. Med. Phys;33:2757–2764. [PubMed]

[16] Rathee S, Fallone BG, Robinson D., 2002 Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography. Med. Phys;29:86–89. [PubMed]

[17] Rainer, G., Jens, K., and Marek, K., 2008, 'Assessment of Spatial Resolution in CT' IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record 978-4244 2715-4/08.

[18] Siewerdsen JH, Jaffray DA., 2000 Optimization of x-ray imaging geometry (with specific application to flat-panel cone-beam computed tomography) Med. Phys;27:1903–1914. [PubMed]

[19] Rong, J.Y., Guotao, F.U and Cunfeng W.E., 2010, Measurement of spatial resolution of the micro-CT system. Journal of IOP SCIENCE CPC(HEP & NP) 412–416 Chinese Physics Vol. 34, No. 3.

[20] Judy, P.F., 1976, the Line Spread Function and Modulation Transfer Function of a Computed Tomographic Scanner. Medical Physics 3:233-236.

[21] Boone, J. M., 2001, Determination of the Presampled MTF in Computed Tomography, Med. Phys. 28, 356-360.

[22] Bentzen, S.M., 1982 Evaluation of the spatial resolution of a CT scanner by direct analysis of the edge response function, Published by the American Association of Physicists in Medicine, Medical Physics 10, 579; doi: 10.1118/1.595328.

[23] ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography.

[24] Kusminarto, 1986, Study and Development of Techniques in Computerized Tomography, Thesis Ph.D., Surrey University, U.K.

[25] Blumenfeld, S.M., and Glover, G., 1981, Spatial Resolution in Computed Tomography in Radiology of the Skull and Brain, Volume 5. Technical Aspects of Computed Tomography, edited by Newton, T. H and Potts, D.G. Mosby Company, C. V. St. Louis, 3918-3940.

[26] Harms, A.A., and Whyman, D.R., 1986, Mathematical and Physics of Neutron Radiography, D. Riedel Publishing Company Dorderech, Holan.

[27] Almahdi, M., Kus, K., and Gede B. S., 2017, A New Simple Method to Measure the X-ray Linear Attenuation Coefficients of Materials Using Micro-Digital Radiography Machine, International Journal of Applied Engineering Research ISSN 0973-4562 Volume 12, Number 21 pp. 10589-10594.

[28] Flannery, B.P., Deckman, H.W., Roberge, W.G., D'Amico, K.L., 1987, Three-dimensional X-ray microtomography. Science 237, 1439-1444.

[29] McRobbie, D.W., 1997 "A three-dimensional volumetric test object for geometry evaluation in magnetic resonance imaging," Med. Phys. 24(5), 737– 742.