

CHAPTER 4

قياس جودة الصورة

MEASURES OF IMAGE QUALITY

1.4. المقدمة

الصورة الطبية هي تمثيل مصور pictorial representation لقياس كائن object أو وظيفة function في الجسم body. ويمكن الحصول acquired على هذه المعلومات information من بعد واحد إلى ثلاثة أبعاد مكانية spatial dimensions. يمكن أن يكون ثابتاً static أو ديناميكياً dynamic، مما يعني أنه يمكن أيضاً قياسه كدالة زمنية function of time. يمكن ربط بعض الخصائص الأساسية certain fundamental properties بكل هذه البيانات. أولاً: لا يمكن لأي صورة أن تمثل الكائن represent the object أو الوظيفة بالضبط exactly function؛ في أحسن الأحوال، يكون للقياس measurement خطأ صاحب يساوي الفرق بين الكائن الحقيقي true object والصورة المقاسة measured image. ثانياً: لن تكون هناك صورتان متطابقتان identical، حتى إذا تم الحصول عليها باستخدام نفس نظام التصوير لنفس المنطقة التشريحية same anatomic region؛ يشار إلى هذا التباين variability عادة بالضوضاء noise.

هناك العديد من الطرق المختلفة different ways للحصول على بيانات data الصورة الطبية؛ يتم وصف آليات الاستحواذ المختلفة various mechanisms of acquisition بالتفصيل في الفصول اللاحقة subsequent. ومع ذلك، بغض النظر عن طريقة تكوين الصورة method of image formation، يجب أن يكون الشخص قادراً على الحكم على دقة الصورة fidelity of the image في محاولة للإجابة على السؤال "ما مدى دقة تصوير الصورة للجسم أو الوظيفة الجسدية؟"

"how accurately does the image portray the body or the bodily function?"
يندرج هذا الحكم تحت عنوان 'جودة الصورة' quantifying image. في هذا الفصل، تم وصف طرق تقدير جودة الصورة.

تتيح معرفة knowledge جودة الصورة لأحد مقارنة تصاميم نظام system designs التصوير المختلفة لطريقة modality معينة ومقارنة المعلومات information contained الموجودة في الصور التي تم الحصول عليها بواسطة طرائق تصوير مختلفة different imaging modalities. يمكن أيضاً تحديد تأثير impact جودة الصورة image quality على مهمة التصوير imaging task، مثل اكتشاف الآفة أو أذى lesion في عضو معين. تتطلب مهام التصوير المختلفة مستويات مختلفة require differing levels من جودة الصورة؛ قد تكون الصورة بجودة كافية sufficient quality لمهمة واحدة، ولكنها غير كافية inadequate لمهمة أخرى another task.

تُستخدم المقاييس المقدمة metrics introduced هنا كثيرًا في الفصول التالية في هذا الكتيب، حيث تتم مناقشة التصميم design والأداء performance ومراقبة الجودة quality control لأنظمة التصوير المختلفة. أولاً، يحتاج المرء إلى معرفة معنى "جودة الصورة".

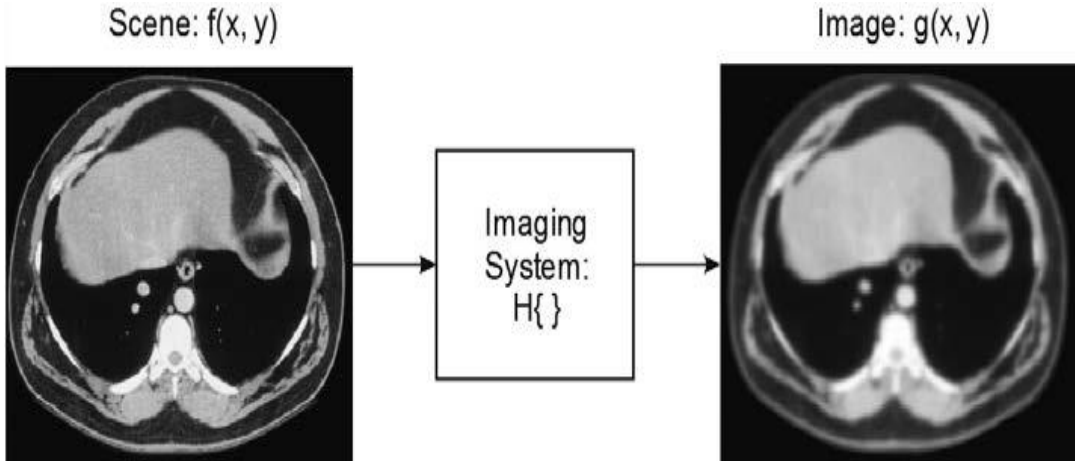
2.4. أساسيات نظرية الصورة IMAGE THEORY FUNDAMENTALS

1.2.4. نظرية الأنظمة الخطية Linear systems theory

في جميع أنظمة تصوير، يسمى الإخراج output بـ (g) ، ووظيفة الإدخال function of the input تسمى بـ (f) ، وعادة ما تسمى الدالة (H) وظيفية النقل transfer function أو وظيفة استجابة النظام system response function. بالنسبة لنظام التصوير المستمر ثنائي الأبعاد (2-D)، يمكن كتابة هذه العلاقة على النحو التالي:

$$g(x, y) = H\{f(x, y)\} \quad (4.1)$$

في المعادلة 1.4 ومعظم المعادلات التالية، تم التعبير عن الدوال بمتغيرين تابعين dependent variables لتمثيل صورة ثنائية الأبعاد؛ تم اختيار هذه الاتفاقية لضمان الاتساق طوال الفصل. ومع ذلك، يمكن معالجة مشكلة التصوير في أي عدد من الأبعاد. مفهوم بسيط يمثله المعادلة 1.4، ويظهر في الشكل 1.4، يعني أنه يمكننا التنبؤ predict بإخراج نظام التصوير إذا كنا نعرف مدخلات وخصائص input and the characteristics النظام. و (f) تمثل المشهد scene، و (g) تمثل الصورة image.



الشكل 1.4. تمثل الصورة، $image, g(x, y)$ ، مقطعًا عرضيًا للصدر $thorax, f(x, y)$ غير واضحة بواسطة وظيفية النقل H ، لنظام التصوير.

general لسوء الحظ unfortunately، من الصعب جداً very difficult استخدام هذا النهج العام approach لتحليل الصور؛ من الضروري حساب وظيفة النقل transfer function في كل موقع location في الصورة لكل كائن أو مشهد فريد unique object or scene. يتم تبسيط هذا التحليل إلى حد كبير عندما يمكن إجراء فرضيتان أساسيتان two fundamental assumptions الخطي والتحول الثابت (LSI) Linearity and Shift Invariance.

1.1.2.4. الخطي Linearity

النظام الخطي linear system هو النظام الذي يمكن فيه التعبير عن مخرجات النظام output of the system كمجموع مرجح لعناصر الدخل input constituents. وبالتالي:

$$g_1(x, y) = H\{f_1(x, y)\} \text{ فإن نتائج الأخراج } (f_1)$$

$$g_2(x, y) = H\{f_2(x, y)\} \text{ فإن نتائج الأخراج } (f_2)$$

أذاً:

$$H\{af_1(x, y) + bf_2(x, y)\} = H\{af_1(x, y)\} + H\{bf_2(x, y)\} = ag_1(x, y) + bg_2(x, y) \quad (4.2)$$

بشكل عام، تكون معظم أنظمة التصوير خطية تقريباً approximately linear أو يمكن أن تكون خطية linearized، أو يمكن معاملتها على أنها خطية can be treated as being linear على مدى صغير من الإشارات. يتيح لنا افتراض الخطي assumption of linearity صياغة وظيفة النقل transfer function كجزء لا يتجزأ من النموذج:

$$g(x, y) = \int \int f(x', y') H(x, y, x', y') dx' dy' \quad (4.3)$$

ومع ذلك، فإن معظم أنظمة التصوير الحديثة رقمية modern imaging systems are digital. نتيجة لذلك، تتكون الصور من قياسات measurements أجريت في مواقع محددة في شبكة منتظمة specific locations in a regular grid. مع الأنظمة الرقمية، يتم تمثيل هذه القياسات كمجموعة من القيم المنفصلة array of discrete values. في حالة منفصلة، المعادلة 3.4 يمكن إعادة صياغتها كتضاعف لمصفوفة H ، حيث يتم إعطاء مشهد input scene المدخلات وصورة الإخراج كناقلات vectors (لصور أحادية البعد) (1-D) أو مصفوفات (للصور ذات الأبعاد الأعلى) (for higher dimension images):

$$g = Hf \quad (4.4)$$

في هذه الصيغة، يُسمى كل عنصر في (g) "بكسل" pixel أو "عنصر بكسل" pixel element، بينما يسمى كل عنصر في (f) "عنصر" del أو "عنصر كشف" detector element. تمثل البيكسل أصغر منطقة smallest region يمكنها ترميز قيمة واحدة بشكل فريد uniquely في

الصورة. من خلال التفكير المماثل، يتم استخدام المصطلح "عنصر فوكسل" 'voxel' أو "عنصر حجم الصوت" 'volume element' في التصوير ثلاثي الأبعاد (3-D). كما في المعادلتين 3.4, 4.4، يتم التعبير عن (g) كمجموع موزون 'weighted sum'، (H) ، لإشارات المصدر 'source signals'، (f) . من المهم ملاحظة أن H أو H لا تزال معقدة للغاية. إذا كان g و f لهما عناصر $(m \times n)$ ، عندئذ يكون H لديها عناصر $(mn)^2$ ؛ أي أن هناك وظيفة نقل فريدة 'unique transfer function' لكل بكسل في الصورة لأن قيمة كل بكسل تنشأ من مجموع موزون مختلف من عناصر الكشف (Dels).

ملاحظة: Del، أو Nabla، هو عامل يستخدم في الرياضيات، ولا سيما في حساب التفاضل والتكامل، كمعامل تفاضلي متجه.

2.1.2.4. تحول الثبات Shift invariance

يكون النظام إزاحته ثابتاً إذا لم تتغير وظيفة استجابة النظام (H) كدالة موضع في الصورة. بإضافة مزيد من شرط التحول الثبات 'stipulation of shift invariance'، من الممكن صياغة وظيفة التحول 'transfer function' دون الرجوع إلى نقطة منشأ محددة. هذا يسمح لنا بكتابة التكامل في المعادلة 3.4 كالآتي:

$$g(x, y) = \int \int f(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' \quad (4.5)$$

حيث (h) الآن دالة لمتغيرين، بينما كانت (H) دالة لأربعة متغيرات في حالة نظام التصوير ثنائي الأبعاد (2-D).

في صياغة منفصلة لنظام التحول الثابت، المصفوفة (H) في معادلة 4.4 لديها الآن خاصية فريدة 'unique property' من نوعها Toeplitz كتدبير عملي، نستخدم غالباً تقريباً دائرياً لمصفوفة Toeplitz matrix هذا التقريب صحيح 'approximation is valid'، بشرط أن تكون دالة انتشار النقطة 'spread function' صغيرة مقارنة بحجم الكاشف 'detector'. تحويل فورييه Fourier transform المنفصل (FT) من تقريب الدورة 'circulant approximation' من (H) هو مصفوفة قطري 'diagonal matrix'. تتمتع هذه الخاصية بجاذبية خاصة في تحليل أنظمة (LSI)، حيث انتقلنا من الصيغة التي تحتوي (H) على ما يصل إلى $(mn)^2$ من العناصر غير الصفيرية 'non-zero elements' إلى عنصر يحتوي على عناصر مميزة بالضبط (mn) .

نتيجة لذلك، من الممكن بناء مصفوفة جديدة 'new matrix'، (h) ، من (H) بحيث المعادلة 4.4 الآن يمكن إعادة كتابتها على النحو التالي:

$$g = h * f \quad (4.6)$$

حيث $(*)$ هو عامل الالتواء الدائري 'circulant convolution operator'، وفي حالة الكاشفات

ثنائية الأبعاد (2-D)، فإن الصور (f و g)، ودالة الاستجابة (h) هي كل مصفوفات each matrices ذات عناصر مميزة ($m \times n$)، يتم تمديدها دوريًا في كل اتجاه direction. تعتبر الافتراضات الخطية assumptions of linearity والانتقال الثابت shift invariance هي مفتاح جعل معظم مشاكل التصوير قابلة للتتبع والحل tractable، حيث توجد الآن وظيفة نقل شائعة (h)، تنطبق على كل بكسل في الصورة.

إذ تشير Recalling إلى أنه بالنسبة إلى اقتران تحويل فورييه Fourier transform (FT)، يتوافق المجال domain corresponds في أحد المجالات مع الضرب في المجال الآخر، يمكننا الآن إعادة كتابة المعادلة 6.4 بالصيغة التالية:

$$\tilde{g} = \tilde{h}f \quad (4.7)$$

حيث تشير العلامة (\sim) إلى تحويل فورييه Fourier transform (FT) المنفصلة، فهذا يعني أن أي كائن بتردد مكاني معين spatial frequency referenced مشار إليه في مستشعر الكاشف detector سوف ينتج صورة بنفس التردد المكاني بالضبط exactly the same spatial frequency، على الرغم من أن الطور phase والسعة amplitude قد يتغيران.

الآن، مع بعض الاستثناءات، معظم الأنظمة لا تحول أو تغير ثابت في الواقع not truly shift invariant. على سبيل المثال، ضع في اعتبارك نظامًا بسيطًا simple system يكون فيه البكسل في الصورة pixel in the image مساويًا لمتوسط المطابقة del في المشهد وثمانية "عناصر كشف" 'detector element' المجاورة مباشرةً immediate neighbouring. ستكون دالة التحويل متطابقة identical لجميع وحدات البكسل في الجزء الداخلي من الصورة interior of the image. ومع ذلك، فإن وحدات البكسل الموجودة على الحواف الأربعة four edges وأركان الصورة الأربعة four corners of the image ستكون لها ودوال تحويل مختلفة لأنها لا تحتوي على مجموعة كاملة من وحدات البكسل المجاورة التي يمكن حساب هذا المتوسط عليها calculate this average. ومع ذلك، يمكن معاملة معظم الأنظمة على أنها تغيير ثابت treated as shift invariant (فيما يتعلق بهذه المسألة الحدودية)، بشرط أن يكون عدم وضوح blurring (أو الارتباط correlation) بين البكسلات صغيرًا مقارنة بحجم الصورة. تتمثل الإستراتيجية الثانية second strategy لضمان تحول الثبات في النظر في دوال النقل محليًا rather than globally، وليس على المستوى العالمي transfer function locally. هذه الاستراتيجية لأحد أن يتجاهل الاختلافات في فيزياء الكاشف detector physics عبر الحقل الكامل للكاشف detector، مثل حدوث الأشعة المنحرفة للأشعة السينية oblique incidence of X-rays.

2.2.4. الخصائص العشوائية Stochastic properties

في جميع أنظمة التصوير الحقيقية real imaging systems، من الضروري مراعاة كل من تدهور degradation الصورة من عدم وضوح blurring الصورة، الناتجة عن خصائص النقل transfer characteristics، وتدهور الصورة من وجود الضوضاء noise. يمكن أن تنشأ الضوضاء من عدد من

المصادر، بما في ذلك توليد generation حاملات الإشارات وانتشار propagation هذه الموجات وتحويلها transformation من خلال عملية التصوير، وإضافة ضوضاء غريبة extraneous noise من مصادر مختلفة، مثل إلكترونيات التصوير extraneous noise. وبالتالي، من الضروري تعديل معادلة نقل الصور على سبيل المثال 4.4 لتضمن مصطلح للضوضاء (n). يتم إنشاء الضوضاء من عملية عشوائية random process. نتيجة لذلك، ستكون الضوضاء المسجلة في كل صورة فريدة من نوعها. ستشمل أي صورة معينة (\dot{g})، تشمل تحقيق وحيداً للضوضاء include a single realization of the noise (\dot{n})، بحيث:

$$\dot{g} = Hf + \dot{n} \quad (4.8)$$

في الواقع، سيتم إنشاء بعض الضوضاء (مثل الضوضاء الكومية للأشعة السينية X-ray quantum noise) في عملية تشكيل المشهد (f)، وبالتالي سيتم التعامل معها بواسطة دالة النقل transfer function (H)، في حين أن الضوضاء الأخرى (مثل ضوضاء القراءة الإلكترونية electronic readout noise) لن تكون تصرفت بواسطة دالة النقل. في معادلة 8.4 نحن نتجاهل هذا التمييز. أيضاً، لا تواجه جميع الكميات بالضرورة نفس دالة النقل same transfer function؛ التباين variability في نقل الكميات الفردية individual quanta يؤدي إلى آثار معروفة Swank على نطاق واسع.

إدخال الضوضاء introduction of noise في الصور يعني أن أنظمة التصوير يجب تقييمها إحصائياً evaluated statistically. تعتمد المعالجة الدقيقة exact treatment للصور على طبيعة الضوضاء الموجودة عند تسجيل الصورة image is recorded ونظام التصوير imaging system. ستساعد خطية النظام system linearity (أو الخطية linearizability) على جعل معالجة الصور في ظل وجود ضوضاء يمكن تتبعها. بشكل عام، ومع ذلك، نحتاج أيضاً إلى افتراض أن الضوضاء ثابتة noise tractable. تكون عملية الضوضاء العشوائية stochastic ثابتة إذا لم تتغير العملية عند إزاحتها إما في الزمان time أو في المكان space. أي، لن تتغير لحظات العملية الثابتة بناءً على الوقت الذي تبدأ فيه الملاحظات observations begin. مثال على ذلك هو الضجيج الكومي للأشعة السينية، X-ray quantum noise حيث لا يعتمد احتمال توليد الأشعة السينية على السابق previous أو اللاحق subsequent يتم إنشاء لأشعة السينية كوانتم X-ray quanta. بشكل مشابه، في نظام التصوير الثابت، لا يهم النقطة التي يتم استخدامها للكشف عن حساب لحظات العملية الثابتة stationary process، حيث أن كل نقطة هي نفس الاسم.

العملية الثابتة stationary process ذات المعنى الواسع هي العملية التي يكون فيها المتوسط mean والتغاير covariance فقط ثابتين stationary. نظراً لأن عملية (Poisson) تتميز تماماً بالوسيط، وتتميز characterized العملية الغوسية Gaussian process تماماً بالمتوسط والتباين، mean and variance، فمن المعتاد أن تتطلب عملية التصوير أن تكون ثابتة بالمعنى الواسع wide sense stationary. من الشائع في الواقع، التعامل treat مع الضوضاء على أنها غاوسية ولديها متوسط صفر having zero mean. في الممارسة العملية practice، هذا يكفي sufficient لجميع أنظمة التصوير تقريباً.

تجدر الإشارة إلى أن الصور الرقمية التي تتكون من مصفوفات منفصلة من وحدات البكسل pixels أو وحدات البكسل voxels ليست ثابتة تمامًا *not strictly stationary*. من المحتمل أن تؤدي تحولات الأصل التي لا تتناسب *not commensurate* مع تباعد البكسل إلى الحصول على صور مختلفة *different images being acquired*. ومع ذلك، يُقال إن النظام يكون دائريًا *cyclostationary* إذا لم تتغير *unchanged* الخصائص الإحصائية عن طريق التحولات في أصل كميات محددة *origin of specific amounts* (أي مضاعفات *multiples* درجة البكسل *pixel pitch* أو درجة البكسل *voxel pitch*). يكون النظام "ذو إدراك أو إحساس واسع بالدوران" *"wide sense cyclostationary"* إذا لم يتم تغيير الوسط والتغيير من خلال تحولات محددة في الأصل *origin*. بشكل عام، يمكننا أن نفترض أن معظم أنظمة التصوير الرقمي هي دائرية ذات إحساس واسع، على الأقل محليًا *least locally*.

لقياس الإشارة بالبكسل، باستثناء *exclusive* الضوضاء، قد نقوم ببساطة بتقييم متوسط القيمة *average the value* بالبكسل على العديد من الصور لنفس المشهد *same scene* لتقليل تأثير *to minimize the influence* الضوضاء على القياس. بطريقة مماثلة *similar fashion*، يمكننا تقدير الضوضاء بالبكسل عن طريق حساب الانحراف المعياري *standard deviation* لقيمة هذا البكسل على العديد من الصور لنفس المشهد *same scene* انظر، على سبيل المثال، الشكل 10.4.

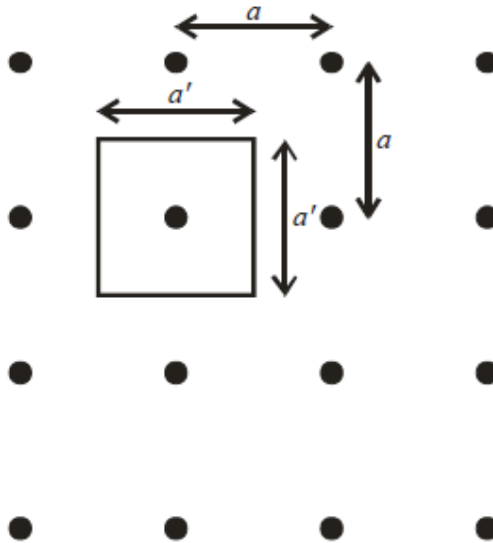
من الواضح أن العمليات الحسابية *calculations* التي تتضمن عددًا كبيرًا من الصور تستغرق وقتًا طويلًا *clearly time consuming* في الحصول عليها ومعالجتها من أجل تقدير المتوسط والانحراف المعياري *mean and standard deviation* بدقة كافية *sufficient accuracy*. ومع ذلك، يتم تبسيط هذه المشكلة بشكل كبير إذا كان يمكن للمرء افتراض تحمل *ergodicity* ارجوديك.

أما عملية *(ergodic)* هي العملية التي يمكن فيها الحصول على الخصائص الإحصائية *statistical properties* للمجموعة من خلال تحليل تحقيق *realization* واحد للعملية. على سبيل المثال، يشار عادةً إلى الضوضاء الكمومية للأشعة السينية *X-ray quantum noise* على أنها "ضوضاء بيضاء" *white noise*، مما يعني أنه في عمليات تحقيق مختلفة، يتم تمثيل جميع الترددات المكانية *spatial frequencies* على قدم المساواة، أو ما يعادلها *equivalently*، بأن الضوضاء الناتجة عن الكميات الفردية *individual quanta* غير مرتبطة. الضوضاء البيضاء هي *ergodic* هذا يعني، على سبيل المثال، أنه يمكننا حساب متوسط التوهج لحزمة الأشعة السينية *average fluence of an X-ray* إما عن طريق المتوسط في منطقة أو المتوسط فوق صور متعددة *multiple images*. عند استخدام نظام التصوير المناسب لتصوير عملية إرجودية *ergodic process* (مثل مشهد موحد تم تصويره بالأشعة السينية)، يمكن استبدال العمليات الحسابية *calculations performed* التي أجريت من عدد من الصور النموذجية بحسابات من صورة واحدة *calculations from one image*. على سبيل المثال، يمكن الآن قياس الضوضاء في بكسل معين تم قياسها أصلاً من عينات صور *image samples* من منطقة من صورة واحدة *single image*.

3.2.4. نظرية أخذ العينات Sampling theory

مع استثناءات قليلة (لا سيما التصوير الشعاعي للأفلام السينمائية) (notably screen film radiography)، فإن أنظمة التصوير الحديثة رقمية digital. يتم تعريف الصورة الرقمية فقط كنقاط منفصلة في الفضاء discrete points in space، تسمى نقاط أخذ العينات sampling points. تتضمن عملية أخذ العينات عن طريق del (مستشعر الكاشف detector) عموماً (del generally) تكامل قيم الإشارة المستمرة continuous signal values في منطقة محددة من الفضاء حول نقطة أخذ العينات sampling point. يتم تعريف شكل هذه المناطق من خلال فتحة أخذ العينات sampling aperture؛ تسمى المسافة بين نقاط أخذ العينات درجة أخذ العينات sampling pitch .

في كاشف مثالي idealized ثنائي الأبعاد (2-D)، يتم تمثيل فتحة أخذ العينات لكل (del) بمربع البعد (a). تتكرر هذه ديل (dels) مع الدرجة pitch (a) لتغطية كاشف كامل cover the entire detector. الشكل 4.2. ليس من الضروري تمامًا أن يكون للفتحة والدرجة aperture and pitch نفس الحجم، ولا يكون مربعاً.



الشكل: 2.4 مصفوفة مستطيلة من كاشف العينات dels يتم فيها عرض مجموعة del مفرد بفتحة مربعة بأبعاد $a' \times a'$ متمركزة على سلسلة من نقاط أخذ العينات مع خطوة a في اتجاهات متعامدة.

على سبيل المثال، يمكن أن تحتوي أجهزة الكشف النشطة بأشعة X في المصفوفة active matrix X-ray انظر القسم 3.4.7 على مناطق ليست حساسة للإشعاع radiation sensitive، مثل خطوط البيانات والتحكم والإلكترونيات data and control lines. قراءات ديل (del readout) عادة ما يتم تعريف عامل ملء fill factor عادة ما يتم تعريف المصفوفة النشطة active matrix detector is typically defined

على أنه النسبة $(a/a)^2$. عامل ملء fill factor هو عادة أقل من وحدة unity. من الممكن أيضاً أن تكون الفتحة أكبر من (a^2) . على سبيل المثال، في التصوير الشعاعي المحوسب computed radiography، يحفز ليزر المسح الضوئي عادة الضيائية typically stimulate fluorescence من منطقة دائرية circular region يزيد قطرها عن درجة أخذ العينات. كما يتم نقاشة لاحقاً، فإن هذا له فائدة في تقليل التدرجات reducing aliasing.

يتم إعطاء عملية أخذ عينات إشارة مستمرة $f(x, y)$ ، بواسطة $(\Delta x, \Delta y)$ واحد بالمعادلة التالية:

$$f(x_p, y_p) = \iint f(x, y) A(x - x_p \Delta x, y - y_p \Delta y) dx dy \quad (4.9)$$

حيث A هي دالة الفتحة (x_j, y_j) ، هي مؤشرات عدد صحيح integer indices من $(\Delta x, \Delta y)$. في الممارسة العملية practice، تكون وظيفة الفتحة غير صفرية على مساحة محدودة non-zero over a limited area، وبالتالي توفر حدوداً محدودة للتكامل finite limits to the integral في المعادلة 9.4.

فمن الواضح من المعادلة 9.4 أنه إذا تم تحويل نقاط أخذ العينات بمقدار غير صحيح non-integer amount (على سبيل المثال غير متناسب incommensurate مع درجة البكسل)، فستختلف الصورة المسجلة. لهذا السبب reason، فإن الأنظمة الرقمية ليست إلا دائرية only cyclostationary بشكل عام، تكون هذه التغييرات صغيرة changes are small، خاصة especially بالنسبة للكائنات الكبيرة بالنسبة large relative إلى درجة أخذ العينات. ومع ذلك، بالنسبة للكائنات الصغيرة small objects، يمكن أن تكون هذه التغييرات كبيرة significant. أخذ العينات لإشارة مستمرة $f(x, y)$ ، على شبكة منتظمة مع تباعد الشبكة grid spacing (a) ، أي ما يعادل ضرب f بواسطة دالة (comb_a) function، ودالة (comb) هي مجموع لا حصر له من دوال دلتا ديراك Dirac delta functions المتمركزة في نقاط أخذ العينات. الضرب بواسطة دالة (comb) في مجال الصورة يكافئ الإلتواء equivalent to convolution في تحويل فورييه Fourier transform (FT) ودالة (comb) في مجال فورييه Fourier domain (FT). ودالة (comb) هو أيضاً دالة (comb) ، ولكن مع تباعد الشبكة $(1/a)$ grid spacing. هذا الإلتواء convolution له الشكل:

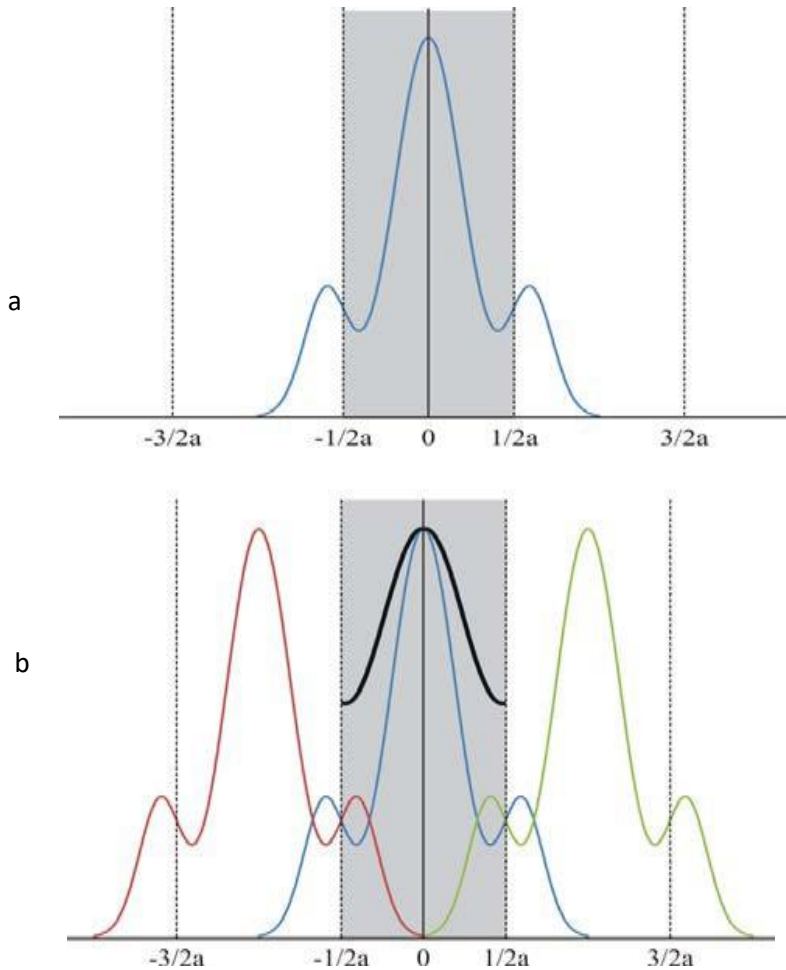
$$(\tilde{f} * \text{comb}_{1/a})(u, v) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{f}\left(u - \frac{j}{a}, v - \frac{k}{a}\right) \quad (4.10)$$

هذا يعني implies أنه يتم استبدال (FT) من f في كل نقطة على شبكة مع تباعد $(1/a)$ ، ويتم أخذ مجموع لا حصر infinite sum له من جميع التكرارات replicates.

يسمى التردد $(1/a)$ معدل أخذ العينات. توفر نظرية أخذ العينات (نيكويست- شانون - nyquist shannon) توجيهات في تحديد قيمة الحاجة لمهمة تصوير محددة specific imaging task. من الناحية المثالية ideally، ينبغي ألا يكون لطيف فوريير Fourier spectrum لـ f مكونات أعلى من التردد $(1/2a)$. يسمى هذا التردد بالتردد القريب nyquist frequency (انظر الشكل 3.4 (a)). عندما لا

فيزياء الأشعة التشخيصية

يتم استيفاء هذا الشرط، سوف يحتوي أطياف فورير Fourier spectrum على مكونات بترددات مكانية spatial frequencies تتجاوز تردد الطيف nyquist frequency، وكنتيجة للتساوي معادلة 10.4، سيتراكب أو يتداخل مجموع لانهاثي من الأطياف infinite sum of spectra will overlap، كما هو مبين في الشكل 3.4 (b). هذا التداخل بين الأطياف المترابكة سيؤدي إلى التعرجات. التعرج يُخَفِّضُ aliasing degrades من صورة العينة لأنه يصور بشكل غير صحيح معلومات عالية التردد موجودة في المشهد scene على أنها معلومات تردد أقل lower frequency information في الصورة الشكل 3.4 (b) المنحنى الأسود. لتجنب التعرجات avoid aliasing، يجب أن يكون تردد nyquist أكبر من أو يساوي الحد الأقصى للتردد في الصورة قبل أخذ العينات. في العديد من تصميمات النظام in many system designs، من المستحيل تجنب التعرجات.



الشكل 3.4. يتم تعريف مساحة منفصلة FT بشكل فريد في منطقة من مجال فورييه Fourier domain من $(-1/2a)$ إلى $(1/2a)$ (رمادي مظلل). يتم نسخ إشارة الإدخال (a) في مجال فورييه ؛ (b) يتم عرض ثلاث مكررات فقط من أجل الوضوح. الترددات خارج المنطقة المظللة مستعارة وملخصة *aliased and summed*، بحيث يتم إعطاء المساحة المنفصلة FT عن طريق الخط الأسود في (b).

3.4. التباين CONTRAST

1.3.4. تعريف Definition

يتم تعريف التباين على أنه نسبة فرق الإشارة إلى متوسط الإشارة ratio of the signal difference to the average signal. الأساس المنطقي وراء ذلك هو أن الفرق البسيط لا يكاد يذكر negligible إذا كانت الإشارة المتوسطة كبيرة، في حين أن الفرق الصغير نفسه same small difference يكون واضحًا بسهولة إذا كانت الإشارة المتوسطة صغيرة average signal is small. بشكل عام، في التصوير الطبي medical imaging، نريد تحقيق تباين كبير achieve a high contrast لتصور ميزات المرض visualize disease features بشكل جيد.

هناك تعريفان شائعان common definitions للتباين في التصوير الطبي. يُعرّف تباين Weber أو التباين المحلي على النحو التالي:

$$C = \frac{f_f - f_b}{f_b} \quad (4.11)$$

حيث تمثل (f_f و f_b) إشارة الميزة feature والخلفية background، على التوالي. لاحظ أننا هنا نحدد التباين من حيث المشهد (f) scene، كما هو موضح في القسم 2.3.4. من المقبول بنفس القدر equally acceptable مراعاة تباين الصورة (g) أو التباين المقاس في نقاط أخرى contrast measured at other points في سلسلة الصور image chain، مثل تباين ميزة معروضة على شاشة الكمبيوتر computer monitor.

يستخدم تباين ويبر (Weber) بشكل شائع في الحالات التي توجد فيها ميزات صغيرة small features على خلفية موحدة كبيرة large uniform background. يستخدم التعديل أو تباين (Michelson) بشكل شائع للأنماط التي تشغل فيها كل من الميزات الساطعة والمظلمة bright and dark features كصور متشابهة similar fractions من الصورة. يعرف تباين التشكيل بأنه:

$$C_M = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}} \quad (4.12)$$

حيث تمثل (f_{\min} و f_{\max}) أعلى وأدنى إشارات highest and lowest signals.

تباين التعديل modulation لديه أهمية خاصة particular interest في تحليل فوريير للصور الطبية. النظر في إشارة من النموذج:

$$f(x, y) = A + B \sin(2\pi u x) \quad (4.13)$$

استبدال substituting المعادلة 13.4 إلى المعادلة 12.4 يعطي:

$$C_M = \frac{A + B - (A - B)}{A + B + A - B} = \frac{B}{A} \quad (4.14)$$

وهكذا، نرى أن البسط يعبر numerator expresses عن السعة أو الفرق في amplitude or difference in الإشارة، $A = (f_{\max} + f_{\min})/2$ ، في حين يعبر المقام عن الإشارة المتوسطة:

$$B = (f_{\max} - f_{\min})/2$$

يجب توخي الحذر بشأن تعريف التباين المستخدم. الخيار الصحيح يعتمد على الحالة situation dependent. بشكل عام، يتم استخدام التباين المحلي local contrast عندما يتم تقديم كائن صغير على خلفية موحدة uniform background، كما هو الحال في تجارب المراقب البسيطة simple observer experiments على سبيل المثال، تجربتان بديلتان للاختيار القسري، انظر القسم 2.4.18. تباين التشكيل له أهمية في تحليل فوريير Fourier analysis لأنظمة التصوير.

2.3.4. أنواع التباين Contrast types

في التصوير الطبي، يتم تعريف تباين الموضوع subject contrast على أنه التباين (سواء كان موضوعي أو معدل أي تم تغييره local or modulation) للكائن في المشهد الذي يتم تصويره. على سبيل المثال، في تصوير الأشعة السينية X-ray imaging، يعتمد depends تباين الموضوع على طيف الأشعة السينية X-ray spectrum وتوهين attenuation الهدف أو الموضوع والخلفية object and background. في تصوير النويدات المشعة radionuclide imaging، يعتمد تباين الموضوع على امتصاص الدواء الإشعاعي radiopharmaceutical uptake بواسطة الأذى والخلفية، والحرائك الدوائية pharmacokinetics وتوهين أشعة كما attenuation of the gamma rays بواسطة المريض. وبالمثل، يمكن للمرء تحديد تباين الموضوع للتصوير المقطعي (CT) Computed Tomography، والتصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) Magnetic Resonance Imaging والموجات فوق الصوتية Ultrasound.

يعتمد تباين الصورة على تباين الموضوع وخصائص كاشف التصوير characteristics of the imaging detector. على سبيل المثال، في التصوير الشعاعي، يتأثر affected تباين الصورة بسقوط طيف الأشعة السينية على محول الأشعة السينية (مثل الفسفور أو مادة أشباه الموصلات في كاشف الأشعة السينية)، وتكوين المحول وسمكه converter composition and thickness، وخصائص المحول الرمامدية greyscale characteristics of the converter، سواء التناظرية (مثل الفيلم) أو الرقمية analogue or digital.

تباين الشاشة هو تباين الصورة كما هو معروض في العرض النهائي من قبل المراقب أو المشاهد. يعتمد تباين الشاشة على تباين الصورة وخصائص التدرج الرمامدي لجهاز العرض display device.

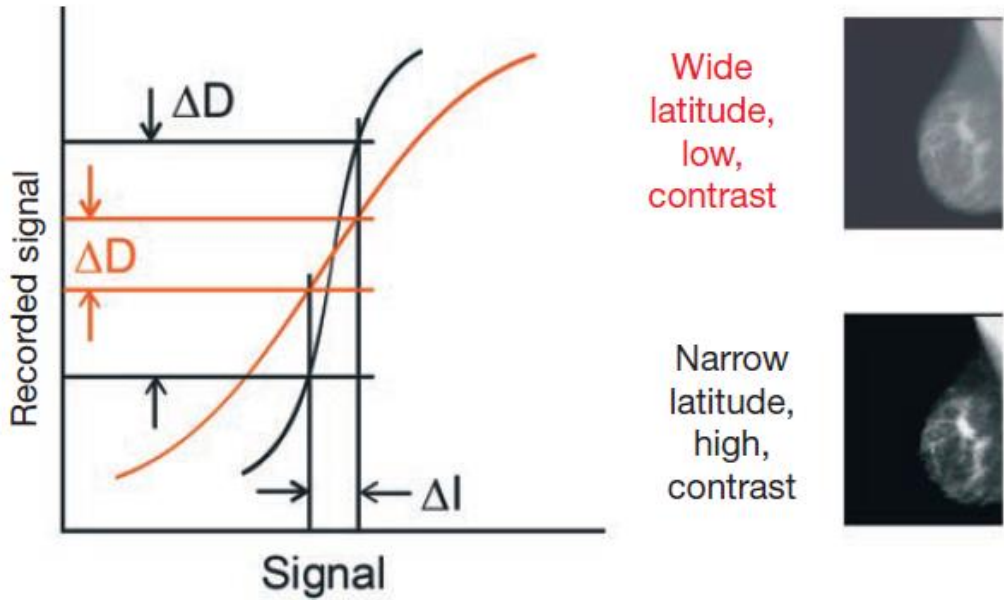
3.3.4. Greyscale characteristics خصائص الرمادي

في حالة عدم وضوح الصورة، يتم تعريف نسبة تباين الصورة مع تباين الموضوع على أنها دالة النقل transfer function في نظام التصوير. كما سوف تمت مناقشته في القسم 3.2.7، فإن خاصية التدرج الرمادي greyscale characteristic للفيلم غير خطية non-linear (يظهر منحنى الخاصية أو Hter و Driffield (H&D) في القسم 3.4.3.7 وبالتالي، للبقاء في إطار تحليل أنظم (LSI)، من الضروري تحديد استجابة الفيلم الخطية linearize the response of the film. ويتم ذلك عادة باستخدام نموذج إشارات صغيرة فيه small signals model الاختلافات منخفضة التباين low contrast variations في المشهد المسجل scene recorded في شعاع الأشعة السينية X-ray beam، ($\Delta I/I_0$) إنتاج تغييرات خطية في كثافة الفيلم film density ΔD ، بحيث:

$$\Delta D = \frac{\gamma \lg(e) \Delta I}{I_0} \quad (4.15)$$

حيث تُسمى (γ) بكأما الفيلم film gamma، وعادةً ما تكون لها قيمة تتراوح بين 2.5 و 4.5 الشكل 4.4. يمكن الآن حساب الخاصية الرمادية greyscale characteristic (Γ)، على النحو التالي:

$$\Gamma = \frac{\Delta D}{\Delta I} = \frac{\gamma \lg(e)}{I_0} \quad (4.16)$$



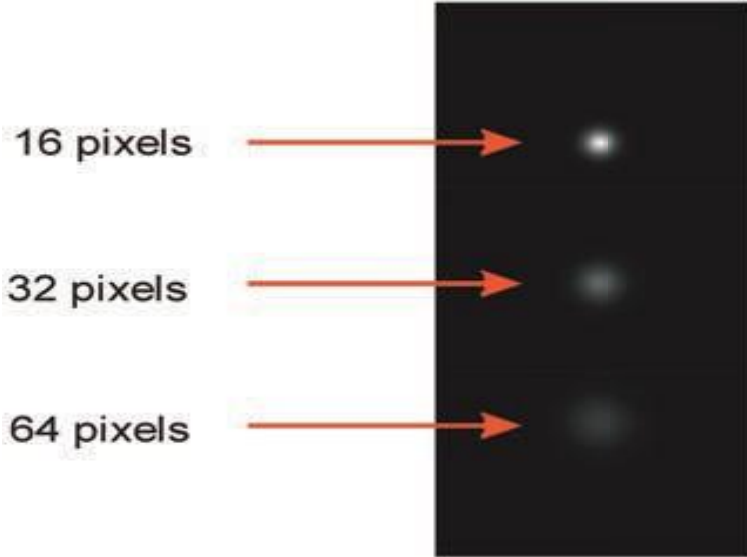
الشكل 4.4. وتظهر وظيفتي استجابة تدرج الرمادي ؛ واحد مع التباين المنخفض low contrast و خط عرض واسع wide latitude، والآخر مع التباين العالي high contrast و خط العرض الضيق narrow latitude.

بطريقة مماثلة similar fashion، يمكن تعريف الخاصية الرمادية greyscale characteristic للنظام الرقمي digital system مع العرض الرقمي digital display. بشكل عام، تتمتع شاشات العرض الرقمية باستجابة غير خطية مع وجود نسبة تراوح بين 1.7 و 2.3.

تجدر الإشارة إلى أن (Γ) لا يأخذ بعين الاعتبار التوزيع المكاني spatial distribution للإشارات. في هذا المعنى، يمكننا التعامل مع (Γ) كرد فعل للكشف الذي يسجل سقوط اشعة اكس الكمية X-ray quanta، لكن لا يسجل موقعه. بالتساوي equivalently، يمكننا أن نعتبرها الاستجابة الحالية المباشرة static (Dc) (ثابته) لنظام التصوير. بالنظر إلى أن FT الثابت يساوي وظيفة دلتا delta function عند تردد مكاني صفري zero spatial frequency، يمكننا أيضًا اعتبار أن هذه الاستجابة هي استجابة التردد المكاني الصفري لنظام التصوير.

4.4. عدم الحدية UNSHARPNESS

في المناقشة السابقة preceding discussion للتباين، نظرنا في الأشياء الكبيرة في غياب التشويش absence of blurring. ومع ذلك، بشكل عام، لا يمكننا تجاهل أي افتراض. عند عرضها من المجال المكاني spatial domain، فإن التشويش يقلل blurring reduces من تباين الكائنات الصغيرة. تأثير عدم وضوح هو نشر الإشارة أفقياً signal laterally، بحيث أصبحت نقطة التركيز الآن نقطة منتشرة diffuse point. إحدى الخصائص الأساسية لعدم وضوح الصورة هي أنه كلما انتشرت الإشارة signal is spread out، قل شدة الصورة lower the intensity النقطية، وبالتالي انخفض التباين lower the contrast.



الشكل 5.4. كانن نقطتي غير واضح مع لب او نواة أكبر larger kernels بشكل متزايد. كلما كبرت النواة، زاد عدم وضوح greater the blurring وقل التباين lower the contrast للأشياء الصغيرة.

يتضح تأثير التشويش على التباين المحلي local contrast في الشكل 5.4. يتم عرض صورة نقطة غير واضحة عن طريق الالتفاف مع كارنلز كاوسن Gaussian Kernels بأقطار 16 بكسل و 32 بكسل و 64 بكسل. كما يتضح، تتناقص شدة الإشارة مع زيادة مقدار عدم وضوح mount of blurring increases الصورة، لأن إشارة الكائن تنتشر على مساحة كبيرة بشكل متزايد increasingly large area. هذا يعني أيضًا أن إشارة الذروة peak signal تتحلل فقط إذا كان حجم الكائن أصغر من عرض وظيفة التمويه smaller than the width of the blurring function؛ لن يتأثر تباين الكائنات الكبيرة الشكل 1.4.

1.4.4. قياس عدم الوضوح Quantifying unsharpness

النظر في تشغيل دالة النبض impulse function على نظام التصوير imaging system. إذا كان نظام التصوير يتميز characterized بوظيفة استجابة $(x - x', y - y')$ ، فيمكن قياس measured هذه الاستجابة من خلال توفير دالة دلتا providing a delta function كمدخل للنظام. نضرب setting

$f(x, y) = \delta(x, y)$ في المعادلة (5.4) يعطي:

$$g(x, y) = \int \int \delta(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' = h(x, y) \quad (4.17)$$

نشير إلى دالة تحويل النظام باعتبارها دالة الانتشار النقطي Point Spread Function (PSF) عند تحديدها specified في المجال المكاني spatial domain. في الواقع، عدم وضوح الكائن النقطي، كما هو موضح في الشكل 5.4، هو عرض مصور من دالة الانتشار النقطي PSF من الشائع اعتبار دالة الانتشار النقطي PSF إما منفصلاً either being separable :

$$h(x, y) = h(x)h(y) \quad (4.18)$$

أو متمائل دائري or circular symmetric :

$$h(r) = h(x, y) \quad (4.19)$$

عندما

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (4.20)$$

اعتمادا على نظام التصوير imaging system .

في حين أنه من الممكن حساب عدم وضوح calculate the blurring أي كائن في المجال المكاني spatial domain من خلال الالتفاف convolution مع دالة نقل transfer function النظام (h) ، فإن المشكلة عمومًا يتم التعامل معها بشكل أفضل في مجال فوريير Fourier domain كما في المعادلة 7.4. تحقيقًا لهذه الغاية، من المفيد informative مراعاة تأثير التمويه effect of blurring على تباين التشكيل modulation contrast. النظر في تعديل الزاوية الجيبية sinusoidal modulation التي قدمها:

$$f(x, y) = A + B \sin(2\pi(ux + vy)) \quad (4.21)$$

سوف تتحلل الإشارة المسجلة بواسطة دالة نقل النظام system transfer function $h(u, v)$ ، بحيث:

$$g(x, y) = A\tilde{h}(0, 0) + B|\tilde{h}(u, v)| \sin(2\pi(ux + vy)) \quad (4.22)$$

هنا، يتم تجاهل ignored أي تحول طور phase shift للصورة بالنسبة للمشاهد بسبب بساطته simplicity. لذلك نرى أن تباين التعديل modulation contrast للكائن (f) هو:

$$C_f = \frac{B}{A} \quad (4.23)$$

ومقارنة تحويل الصورة modulation contrast of the image (g) هو:

$$C_g = \frac{B|\tilde{h}(u, v)|}{A\tilde{h}(0, 0)} \quad (4.24)$$

يمكننا الآن تحديد دالة جديدة (T) تسمى دالة نقل التعديل (MTF) Modulation Transfer Function والتي يتم تعريفها على أنها نسبة القيمة المطلقة (C_g/C_f) في أي تردد مكاني معطى (u, v):

$$T(u, v) = \frac{|\tilde{h}(u, v)|}{\tilde{h}(0, 0)} \quad (4.25)$$

تعيين تخفيض quantifies the degradation دالة تحويل التضمين Modulation Transfer Function (MTF) تباين نظام ما كدالة للتردد المكاني spatial frequency. بحكم التعريف، التضمين عند التردد المكاني الصفري modulation at zero spatial frequency، $T(0, 0) = 1$ ، في غالبية majority أنظمة التصوير، وفي غياب الصورة absence of image.

المعالجة، لدالة تحويل التضمين (MTF) Modulation Transfer Function يحدها ($0 \leq T \leq 1$) وبالإضافة addition إلى ذلك، تجدر الإشارة أيضاً ذلك، بناءً على الاشتقاق نفسه، السمة الرامادية greyscale characteristic ($\Gamma = \tilde{h}(0, 0)$).

يتطلب قياس دالة الأنتشار النقطي (PSF) Point Spread Function ثنائي الأبعاد (2-D) لأنظمة الإسقاط projection أو أنظمة التصوير المقطعي cross-sectional imaging، أو دالة الأنتشار النقطي point Spread Function (PSF) ثلاثي الأبعاد (3-D) لأنظمة التصوير الحجمي (ومن ثم فإن 2-D أو 3-D المطابق المقابل دالة تحويل التضمين (MTF) Modulation Transfer Function) يتطلّب بأن نظام التصوير يكوّن مُقدِّماً بدالة إندفاع impulse function. في الممارسة العملية، يمكن تحقيق ذلك من خلال تصوير ثقب في التصوير الشعاعي pinhole in radiography، أو سلك في المقطع العرضي في محور التصوير المقطعي (CT) Computed Tomography، أو استطرارة scatterer واحد في الموجات فوق الصوتية ultrasound. معرفة دالة تحويل التضمين (MTF) Modulation Transfer Function في

(2-D أو 3-D) مفيدة في العمليات الحسابية useful in calculations في نظرية الكشف عن إشارة signal detection theory انظر القسم 1.3.6.4.

من الشائع، مع ذلك، قياس دالة تحويل التضمين Modulation Transfer Function (MTF) في بعد واحد single dimension. في حالة التصوير الشعاعي case of radiography، تتمثل الطريقة العملية لقياس (1-D MTF) في صورة شق 1-D MTF يكون من قضبان معدنية متباعدتين ذات نهايتين متقاربتين. يمكن استخدام هذا الشق لقياس دالة الأنتشار الخطي (LSF) Line Spread Function من بين الفوائد الأخرى among other benefits، سيوفر تصوير الشق مرونة أفضل للضوضاء الكمومية quantum noise، ويمكن تركيب صور كاميرات متعددة الشق (bootstrapped) لتحسين تعريف ملحق دالة الأنتشار الخطي (LSF) Line Spread Function.

دالة الأنتشار الخطي (LSF) Line Spread Function هو، في الواقع، تمثيل لا يتجزأ integral representation من (PSF 2-D) على سبيل المثال، ضع في الاعتبار فتحة محاذاة رأسياً slit aligned vertically في صورة (والتي نفترض أنها تتوافق مع المحور y). ثم (LSF, h(x))، تُعطى بواسطة:

$$h(x) = \int h(x, y) dy \quad (4.26)$$

التكامل في المعادلة 26.4 يمكن تبسيطها إذا افترضنا أن دالة الأنتشار النقطي point spread function (PSF) قابل للفصل separable، كما في أنظمة التصوير المعتمدة على الفيديو video based imaging systems. على سبيل المثال، استبدال المعادلة 18.4 في معادلة 26.4 يعطي:

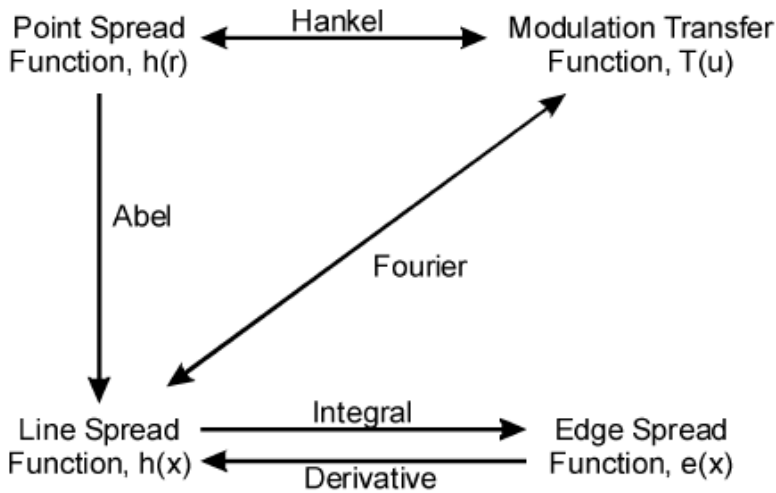
$$\int h(x)h(y) dy = h(x) \quad (4.27)$$

هذا يعتمد على حقيقة fact أن المنطقة الواقعة تحت (h(y) PSF)، وحدة. يجب أن يكون واضحاً من ذلك أن دالة الأنتشار الخطي (LSF) Line Spread Function و (1-D MTF) أزواج FT. إذا افترضنا وجود دالة الأنتشار النقطي (PSF) Point Spread Function متناظرة بالتناوب rotationally symmetrical معادلات 19.4، 20.4، كما يمكن العثور عليه في كاشف يعتمد على الفسفور phosphor based detector، فإن PSF مرتبط ب LSF بواسطة تحويل ابل Abel transform:

$$h(x) = 2 \int_x^\infty \frac{h(r)r}{\sqrt{x^2 - r^2}} dr \quad (4.28)$$

$$h(r) = \frac{-1}{\pi} \frac{d}{dr} \left(\int_r^\infty \frac{h(x)r dx}{x\sqrt{x^2 - r^2}} \right) \quad (4.29)$$

لاحظ عند تحويل ابل abel إلى الأمام يمكن تتبعه tractable، وعند التحويل العكسي inverse transform لا يمكن تبعه. ومع ذلك، يمكن حساب التحويل العكسي عن طريق تطبيق تحويل فورييه Fourier Transform (FT) أولاً ثم تحويل هانكل (Hankel) شكل 6.4.



الشكل: 6.4. يتم عرض الأشكال ($I-D$) من دالة استجابة النظام، إلى جانب العلاقة الدالية. وشملت على دالة الانتشار النقطي (PSF) متناظرة بالتناوب مع دالة الانتشار الخطي (LSF) ودالة انتشار الحافة (ESF) هو مبيّن للتوضيح بوصفها دالة من x ، ودالة تحويل التضمين (MTF)

تبسيط آخر هو صورة حافة image an edge، بدلاً من خط line. دالة انتشار الحافة Edge Spread Function (ESF) هي مجرد تمثيل لا يتجزأ من LSF ، بحيث:

$$e(x) = \int_{-\infty}^x h(x) dx \quad (4.30)$$

و

$$h(x) = \frac{d}{dx} e(x) \quad (4.31)$$

في الوقت الحاضر، فإن دالة انتشار الحافة Edge Spread Function (ESF) هي الطريقة المفضلة preferred method لقياس دالة استجابة النظام للأنظمة الشعاعية radiographic systems. هناك نوعان من الفوائد واضحة clear benefits. أولاً، من السهل إنتاج حافة لأي نظام تصوير تقريباً، على الرغم من الحاجة إلى النظر بعناية carefully considered في مسائل مثل موضع الحافة. ثانياً، يمكن أن يكون مقياس القدرة المطلقة ESF قابلاً للقياس measuring the presampled المسبق للعيان في الأنظمة الرقمية دالة تحويل التضمين (MTF) Modulation Transfer Function انظر القسم 2.2.4.4.

2.4.4. Measuring unsharpness قياس عدم الحدية

1.2.4.4 Limiting spatial resolution الدقة المكانية المحددة

الدقة المكانية هي لقياس قدرة نظام التصوير ability of an imaging system على عرض كائنين فريدين unique objects منفصلين عن كئب في الفضاء. يُعرّف الدقة المكانية spatial resolution المقيدة عادة بأنها الحد الأقصى للتردد المكاني الذي يتم فيه الحفاظ على التضمين دون التعرج modulation is preserved without aliasing.

يمكن قياس دقة التحديد limiting resolution من خلال أنماط imaging line patterns خط التصوير أو أنماط النجوم star patterns في التصوير الشعاعي ومصفوفات الأسطوانات arrays of cylinders التي تم تصويرها في المقطع العرضي في أنظمة التصوير المستعرضة مثل التصوير المقطعي Computed Tomography (CT) والموجات فوق الصوتية ultrasound. تستخدم كل هذه الطرق كائنات عالية التباين high contrast ووالاجسام ذات الحواف الحادة sharp edged objects. على هذا النحو limiting resolution ، يتم قياس الاستبانة المكانية المقيدة عادة في أزواج الخطوط لكل وحدة طول line pairs per unit length. هذا يشير إلى أن الوظائف الأساسية في مثل هذه الأنماط هي دالة (rect1) على النقيض من ذلك ، يتم تحديد دالة تحويل التضمين Modulation Transfer Function (MTF) من حيث زاوية الجيب sinusoids وبالتالي يتم تحديدها من حيث الترددات المكانية spatial frequencies في دورات لكل وحدة طول per unit length.

لا توجد علاقة دقيقة strict relationship بين قيمة دالة تحويل التضمين MTF معينة والدقة المكانية المحددة limiting spatial resolution لنظام التصوير. يمكن استخدام تحويل كولتمان (Coltman) لربط استجابة الموجة المربعة square wave المقاسة بنمط الشريط bar pattern أو نمط النجمة star pattern والاستجابة الجيبية المقاسة sinusoidal response measured بواسطة MTF في نهاية المطاف ultimately، ترتبط القدرة ability على اكتشاف جسم ما detect an object (وبالتالي حله من جاره) بالإشارة إلى نسبة الضوضاء Signal to Noise Ratio (SNR) الخاصة بالكائن أو الجسم انظر القسم 6.4. كقاعدة عامة ، يحدث حد الدقة لمعظم أنظمة التصوير للأجسام عالية التباين high contrast objects (مثل نمط الشريط) عند التردد المكاني حيث يكون (MTF ≈ 0.05 (5%).

2.2.4.4 دالة تحويل التضمين MTF: modulation transfer function

في الممارسة العملية، من الصعب قياس دالة تحويل التضمين MTF لنظام تماثلي analogue system (مثل الفيلم) أولاً: دون رقمنة الصورة التماثلية على هذا النحو، من المهم أن تفي عملية الرقمنة digitization process satisfies بمنظومة أخذ العينات نيكويست-شانون nyquist-shannon لتجنب التعرج. هذا ممكن في بعض الحالات، مثل رقمنة فيلم digitizing a film، حيث يمكن تصميم البصريّات digitizer optics التحويل الرقمي للقضاء على التعرج designed to eliminate aliasing. في هذه الحالة، ومع ذلك، فإن دالة تحويل التضمين MTF الذي يتم قياسه ليس هو MTF للفيلم، بل يتم اعطائه بواسطة:

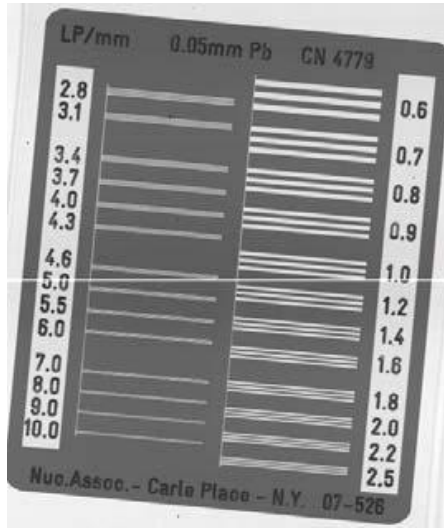
$$T_m = T_a T_d \quad (4.32)$$

حيث (T_m) هو قياس MTF measured؛ (T_a) هو MTF للنظام التماثلي analogue system. و (T_d) هو MTF من التحويل الرقمي. مع معادلة (32.4)، من الممكن استعادة (T_a)، بشرط $T_d > 0$ على مدى الترددات ذات الاهتمام range of frequencies of interest.

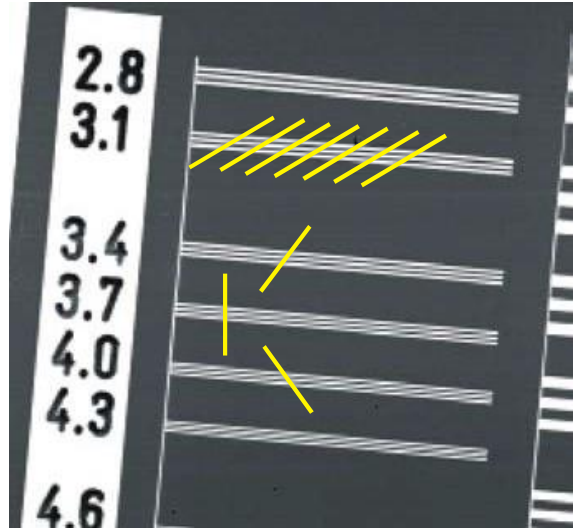
في العديد من الأنظمة، لا يمكن تجنب التمرجات possible to avoid aliasing. على سبيل المثال، في كاشف إشعاعي رقمي digital radiography detector يتكون من موصل سيليونيوم غير متبلور amorphous selenium (a-se) مقترن بمصفوفة ترانزستور غشاء رقيق photoconductor coupled to a thin film transistor array، يتميز السيليونيوم بدرجة عالية للغاية من الدقة المكانية very high limiting spatial resolution - أعلى بكثير مما يمكن أن تدعمه درجة البكسل الخاصة بالكاشف pixel pitch of the detector الفصل 7 للحصول على التفاصيل.

نمط الدقة resolution pattern هو مبين في الشكل 7.4 يوضح مع مثل هذا النظام. في مثل هذه الحالات such instances، هناك بعض الحقائق المهمة لفهمها. أولاً، سيحدث التمرج aliasing will occur باستخدام مثل هذا النظام، كما يمكن رؤيته seen في الشكل 7.4 (b). إنه أمر لا مفر منه. هذا يعني أن التنبؤ بالصورة الدقيقة predicting the exact image المسجلة بواسطة نظام ما يتطلب معرفة موقع الاجسام location of the objects في المشهد بالنسبة لمصفوفة الكاشف detector matrix بدقة البكسل الفرعي subpixel precision، وكذلك معرفة عدم وضوح النظام قبل أخذ العينات system prior to sampling. يمكن تحديد هذا الأخير عن طريق قياس ما يعرف باسم ما قبل العينة presampling دالة تحويل التضمين MTF يتم قياس العينة الأولية MTF باستخدام تردد أخذ العينات العالي high sampling frequency، بحيث لا يوجد التمرجات في القياس aliasing is present in the measurement. من المهم أن ندرك important to realize أنه، على الرغم من اسمها، فإن عينة MTF لا تتضمن الآثار الضبابية لفتحة أخذ العينات does include the blurring effects of the sampling aperture.

يبدأ قياس دالة تحويل التضمين (MTF) Modulation Transfer Function المسبق بتصوير حافة محددة جيداً well defined edge placed موضوعة بزواوية صغيرة ($1.5-3^\circ$) على مصفوفة البكسل / صف pixel matrix/array. من هذه الصورة الرقمية، يتم الكشف عن زاوية الحافة الدقيقة exact angle of the edge ويتم حساب المسافة بين البيكسلات الفردية والحافة distance of individual pixels to the edge لإنشاء العينة الممتازة ESF (SS) supersampled. لتمييز differentiation الذي يولد an LSF, SS-ESF generates MTF هذه هي الطريقة المفضلة لقياس MTF في الوقت الحاضر.



(a)



(b)

الشكل: 7.4. (a) يتم عرض صورة شعاعية رقمية *digital radiograph* لنمط الشريط. تحتوي كل مجموعة في النموذج على سبيل المثال (0.6 lp/mm) على ثلاثة عناصر متساوية المسافات. في (b)، يتم عرض منطقة مكبرة من النموذج. هنا، يمكننا أن نستنتج *deduce* أن القرار الحد هو (3.4 lp/mm). الترددات الأعلى مستعارة كما هو موضح من خلال عكس النطاقات *reversal of the bands* (المظللة باللون الأصفر) والتي تنشأ من عملية أخذ العينات الرقمية.

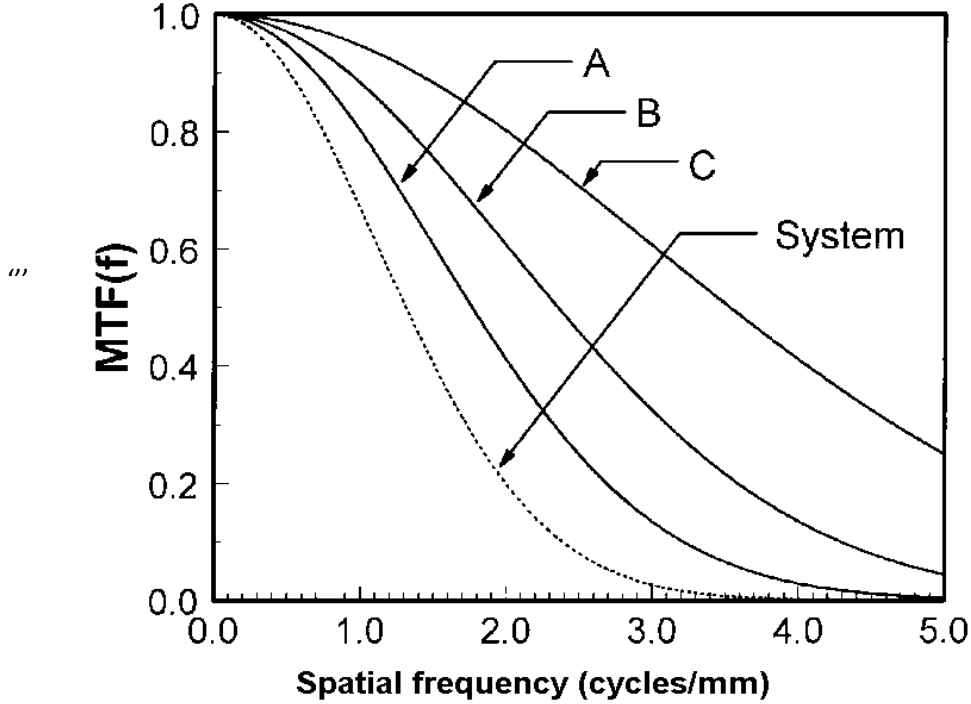
3.4.4. الدقة من نظام التصوير المتتالي

Resolution of a cascaded imaging system

في القسم السابق، تعاملنا مع الموقف الخاص *special situation* الذي يتم فيه ترقيم الصورة التمثالية *analogue image*، مثل الفيلم، بواسطة جهاز مثل المسح الضوئي *scanning photometer*. في هذه الحالة، فإن ملف *MTF* المقاس هو نتاج فيلم *MTF* و *MTF* لنظام المسح. يمكن توسيع هذا المبدأ ليشمل أنظمة تصوير أكثر عمومية *more generic imaging systems* تتألف من سلسلة من المكونات الفردية *series of individual components* شكل 8.4.

مثال كلاسيكي هو مقارنة عدم وضوح البقعة البؤرية *blurring of the focal spot* وهندسة التصوير مع المكشاف. مثال كلاسيكي آخر هو كاشف الفيديو الفلوري *video fluoroscopic detector* الذي يحتوي على مكثف صور الأشعة السينية *X-ray image intensifier*. في هذه الحالة، يتم تحديد *MTF* للصورة من خلال *MTFs* الخاص بمكثف صورة الأشعة السينية *X ray image intensifier* وكاميرا الفيديو *video camera* والعدسات التي تقترن الصورة المكثفة بالكاميرا *the lenses coupling the intensified image to the camera*. هذا صحيح لأن الصورة تمر بشكل متتابع من خلال كل مكون *image passes sequentially through each of the components*، وكل عنصر متتالي "يرى" صورة غير واضحة بشكل متزايد *increasingly blurred image*. التحذير

الوحيد لهذا المفهوم هو أنه يجب معالجة التعرجات بعناية فائقة once sampling has occurred بمجرد حدوث أخذ العينات. يتم استخدام مبدأ تحليل الأنظمة المتتالية بشكل متكرر، لأنه يسمح بتحديد تأثير كل مكون على الاستبانة المكانية spatial resolution، ويوفر أداة مفيدة لتحليل كيفية تحسين تصميم النظام system design can be improved .

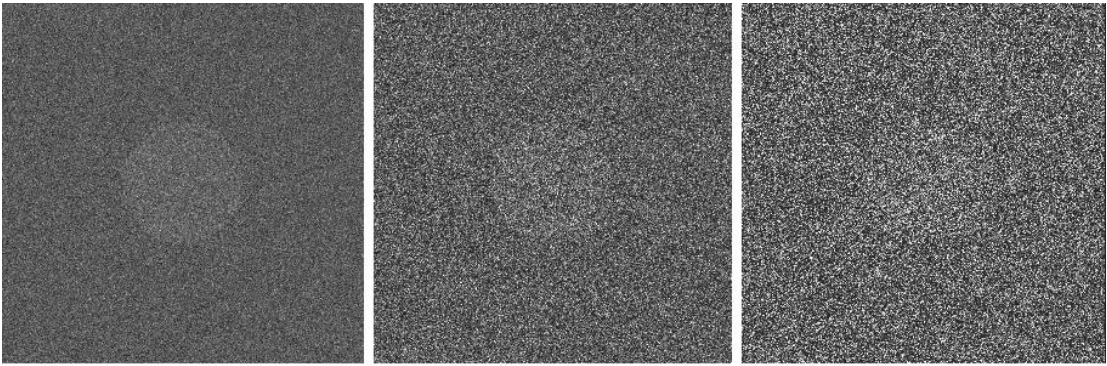


الشكل: 8.4. مثال على كيفية قيام نظام MTF بإنتاج مكوناته MTF . الكلي أو النظام هو نتاج $MTFs$ من المكونات الثلاثة A و B و C

5.4. الضوضاء NOISE

يُزعم أن الفيلسوف اليوناني Heraclitus (حوالي 535 قبل الميلاد) قد قال "لا يمكنك التحرك مرتين في نفس النهر" "you cannot step twice into the same river". يمكن التأكيد بالمثل على أنه لا يمكن أبداً الحصول على نفس الصورة مرتين. هناك تكمن الطبيعة الأساسية للضوضاء الصورة fundamental nature of image noise. تنشأ الضوضاء كتغيرات عشوائية random variations في الإشارة المسجلة (على سبيل المثال، عدد أشعة إكس التي تم اكتشافها) من بكسل إلى بكسل from pixel to pixel. لا يرتبط الضوضاء بالتشريح Noise is not related to anatomy؛ بدلاً من ذلك، ينشأ من الجيل العشوائي لإشارة الصورة. لاحظ، مع ذلك، أن هذه الضوضاء مرتبطة، على سبيل المثال، بعدد كمية أشعة X-ray quanta؛ وبالتالي، فإن التراكيب ذات التوهين العالي highly attenuating structures (مثل العظام) ستظهر ضوضاءً أكثر من التراكيب الموهنة بدرجة أقل than less attenuating structures .

في نظام التصوير بالأشعة السينية المصمم بشكل جيد، ستكون الضوضاء الكمومية للأشعة السينية هي العامل المحدد في اكتشاف الأجسام (detection of objects). كما هو موضح في الشكل 9.4، تتضاءل القدرة على تمييز القرص (ability to discern the disc) مع زيادة حجم الضوضاء (degraded). جرة الإشعاع المثالية (optimal radiation) تكفي فقط لتصوير sufficient to visualize التشريح أو المرض موضع الاهتمام (the anatomy or disease of interest)، وبالتالي تقليل احتمال حدوث ضرر (potential for harm). في العمل المؤثر (seminal work) وأظهرت الدكتورة روز (A. Rose) أن القدرة على اكتشاف كائن يرتبط بنسبة الإشارة إلى الضوضاء (ratio of the signal to noise). سنعود إلى هذه النتيجة المهمة في القسم 3.6.4؛ ومع ذلك، يجب أولاً أن نتعلم أساسيات ضوضاء الصورة (fundamentals of image noise).



الشكل: 9.4. تعتمد القدرة على اكتشاف جسم على كل من تباين الجسم والضوضاء في الصور.

1.5.4. طبيعة بواسون للفوتونات Poisson nature of photons

عملية توليد أشعة إكس كوانتا عشوائية (X-ray quanta is random). يسمى التذبذب الجوهري (intrinsic fluctuation) في عدد من أشعة السينية الكوانتا تسمى الضوضاء الكمومية للأشعة السينية (X). فإن شعاع كم الضوضاء هو توزيع بواسون (Poisson distributed). على وجه الخصوص (particular)، فإن احتمال مراقبة فوتونات n وقيمة α تعطى، إذاً متوسط عدد الفوتونات هو:

$$P(n, \alpha) = \frac{\alpha^n e^{-\alpha}}{n!} \quad (4.33)$$

حيث α يمكن أن يكون أي رقم موجب (positive number) ويجب أن تكون n عددًا صحيحًا (integer). مبدأ أساسي لتوزيع Poisson هو أن التباين، σ^2 ، يساوي القيمة المتوسطة (mean value)، α . عند التعامل مع الأعداد الكبيرة (large mean numbers)، تصبح معظم التوزيعات غاوسية تقريبًا (approximately gaussian). ينطبق هذا على توزيع Poisson عند اكتشاف عدد كبير من أشعة إكس كوانتا (على سبيل المثال أكثر من 50 لكل del)

متوسط التباين mean variance للأنظمة المحدودة للضوضاء الكمومية للأشعة السينية مفيد تجريبياً X ray quantum noise limited systems is useful experimentally. على سبيل المثال، من المفيد اختبار ما إذا كانت الصور المسجلة بواسطة نظام ما مقيدة بالضوضاء الكمومية للأشعة السينية. ويقال إن مثل هذه الأنظمة تكون محدودة لضوضاء الكم من الأشعة السينية X-ray quantum noise limited، ويسمى ممتص الأشعة السينية "بالوعة الكم الأولية" primary quantum 'sink' انظر أيضاً القسم 2.2.7، مما يعني ضمناً أن المحدد الأساسي لضوضاء الصورة primary determinant of the image noise هو عدد الأشعة السينية. كوانتا المسجلة. في تجربة التباين المتوسط as mean variance experiment، يقيس المرء عامل الانحراف المعياري وايضاً المعياري كدالة للجرعة a function of dose. عندما يتم تسجيل log-log، يجب أن يكون ميل هذا المنحنى (1/2). عند إجراء الفحص عن أجهزة الكشف عن الأشعة السينية الرقمية digital X-ray detectors، بما في ذلك أنظمة التصوير المقطعي (CT) Computed Tomography، فإن هذا يساعد على تحديد مدى الكيرما kerma أو جرعة كاشف على أيّ ضوضاء للأشعة السينية الكمية المحدوده.

2.5.4. مقاييس التباين والارتباط / التباين

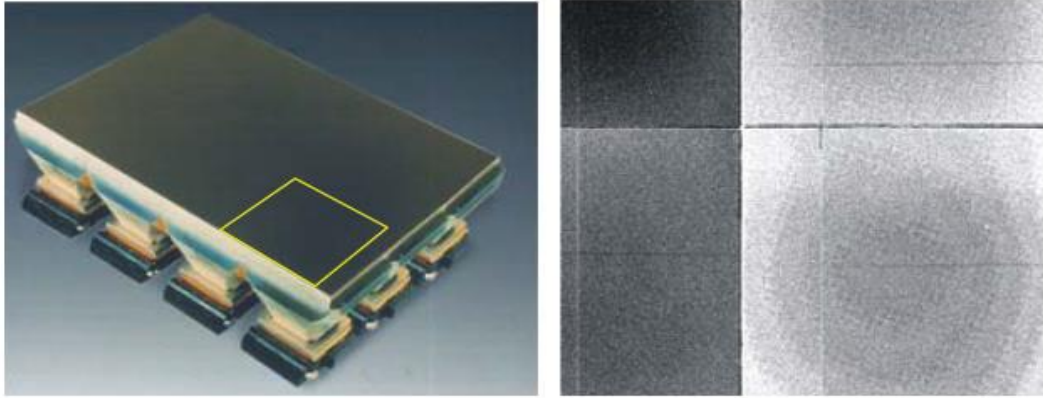
Measures of variance and correlation/covariance

يُقال إن ضوضاء الصورة Image noise غير مرتبطة إذا كانت القيمة في كل بكسل مستقلة عن القيم الموجودة في وحدات البكسل الأخرى (المجاورة neighbouring). إذا كان هذا صحيحاً وكان النظام ثابتاً ومريحاً If this is true and the system is stationary and ergodic، فمن التافه تحقيق توصيف كامل لضوضاء النظام system noise؛ يحتاج المرء ببساطة إلى حساب التباين calculate the variance (أو الانحراف المعياري standard deviation) للصورة على أساس كل بكسل.

تسمى الضوضاء غير المرتبطة uncorrelated noise بـ "الضوضاء البيضاء" 'white noise' لأن كل الترددات المكانية يتم تمثيلها بكميات متساوية because all spatial frequencies are represented in equal amounts. تبدأ كل ضوضاء الأشعة السينية في الصور كضوضاء بيضاء، لأن إنتاج أشعة إكس X-ray production غير مرتبط من حيث الزمان والمكان time and in space. وبالتالي، فإن احتمال إنشاء الأشعة السينية في أي وقت وفي أي اتجاه معين لا يعتمد على الكمية السابقة previous quanta التي تم إنشاؤها were generated، ولا على أي كمية لاحقة subsequent quanta.

لسوء الحظ Unfortunately، من النادر العثور على نظام تصوير تكون فيه الصور الناتجة resultant images غير مرتبطة في الفضاء uncorrelated in space. ينشأ هذا من حقيقة أن كل الأشعة السينية تنتشئ عدة ناقلات ثانوية X ray will create multiple secondary carriers مرتبطة بالضرورة، وتنتشر هذه الناقلات من نقطة خلق واحدة single point of creation. وبالتالي، فإن الإشارة المسجلة من الأشعة السينية المفردة signal recorded from a single X-ray تنتشر غالباً بين عدة وحدات بكسل among several pixels. نتيجة لذلك، يتم تقليل تباين البكسل pixel variance is reduced وترتبط قيم البكسل المجاورة neighbouring pixel values.

يمكن أيضاً ربط الضوضاء من خلال عدم انتظام المكاني spatial non-uniformity في نظام التصوير، أي غير الثابت non-stationarity. في معظم أنظمة التصوير الحقيقية real imaging systems، تتحقق حالة الاستقامة جزئياً فقط. غالباً ما يتم وضع المرء في موقف حيث يجب تحديد ما إذا كان قد تم استيفاء الشرط الثابت بما يكفي للسماح بمعالجة النظام على أنه تحول ثابت. يظهر مثال على ذلك في الشكل 10.4، حيث يتم تضمين نظام التصوير imaging system consisting الذي يتكون من مجموعة من أجهزة الكشف عن الشحنة Charge Coupled Device (CCD) الصورة الموجودة على اليمين هي صورة تباين variance image، يتم الحصول عليها عن طريق تقدير التباين في كل بكسل باستخدام صور متعددة multiple images (أي ادراك متعددة من المجموعة multiple realizations strong spatial variations). تظهر الصورة أن هناك تباينات مكانية قوية fibre optics واختلافات الحساسية في التباين بسبب الاختلافات في كفاءة الاقتران للألياف البصرية fibre optics واختلافات الحساسية في CCDs .



الشكل: 10.4 يتم عرض نموذج أولي للكشف عن الأشعة السينية الرقمية، والذي يتكون من شاشة الفوسفور phosphor screen إلى جانب مجموعة من التناقص التدريجي للألياف البصرية array of fibre optic tapers وكاميرات CCD الصورة على اليمين عبارة عن قياس للتباين لكل بكسل في منطقة صغيرة يشار إليها باللون الأصفر على وجه الكاشف. يحدث النمط المرني بسبب تقاطعات الألياف البصرية junctions of the fibre optics والتظليل البصري optical vignetting وغيرها من الانحرافات الضوئية optical aberrations في الألياف البصرية، مما يؤدي إلى تبعية مكانية قوية لكل من خصائص إشارة وضوضاء المكشاف signal and noise properties of the detector .

يمكن تمييز الضوضاء بواسطة الترابط التلقائي autocorrelation في كل نقطة من الصورة، وتحسب على أنها معدل المجموعة calculated as the ensemble average:

$$R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \dot{g}(x, y) \dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle \quad (4.34)$$

هنا، نستخدم الترميز (\dot{g}) للدلالة على أن (g) متغير عشوائي random variable. الارتباطات حول الوسط correlations about the mean:

$$\Delta \dot{g}(x, y) = \dot{g}(x, y) - \langle \dot{g}(x, y) \rangle \quad (4.35)$$

يتم إعطاء بواسطة دالة التغيرات التلقائي autocovariance:

$$K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \Delta \dot{g}(x, y) \Delta \dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle \quad (4.36)$$

على أساس افتراض الثابت، $\langle \dot{g}(x, y) \rangle = g$ ثابت constant،

مستقلة independent عن الموقع position. إذا كانت العملية العشوائية random process ثابتة بالمعنى الواسع wide sense stationary، عندئذٍ كلاهما الارتباط الذاتي autocorrelation والتغيرات التلقائي autocovariance مستقلة عن الموضع (x, y) وتعتمد فقط على الفصل dependent upon : displacement

$$R(\Delta x, \Delta y) = R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) \quad (4.37)$$

$$K(\Delta x, \Delta y) = K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) \quad (4.38)$$

إذا كانت العملية العشوائية (ergodic)، فيمكن استبدال متوسط المجموعة ensemble average بمتوسط مكاني spatial average. النظر في صورة رقمية لعملية (ergodic) ثابتة stationary، مثل اشعة X المكعبة الساقطة incident X-ray quanta، يشكل التغيرات التلقائي autocovariance مصفوفة:

$$K(\Delta x, \Delta y) = \frac{1}{2X} \frac{1}{2Y} \sum_{-X}^{+X} \sum_{-Y}^{+Y} \Delta \dot{g}(x, y) \Delta \dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \quad (4.39)$$

حيث المنطقة التي يتم فيها تطبيق الحساب هي $(2X \times 2Y)$ بكسل. قيمة التغيرات التلقائي autocovariance في الأصل تساوي التباين: variance:

$$K(0, 0) = \langle \Delta \dot{g}(x, y) \Delta \dot{g}(x, y) \rangle = \sigma_A^2 \quad (4.40)$$

حيث يشير denotes الحرف (A) إلى أنه يتم إجراء الحساب على فتحة مساحة (A) calculation is performed over an aperture of area، وعادةً ما تكون فتحة البكسل pixel aperture.

3.5.4. أطياف قوة الضوضاء Noise power spectra

يمكن تحديد ارتباط correlation الضوضاء إما في المجال المكاني spatial domain باستخدام الارتباط التلقائي using autocorrelation (كما رأينا في القسم السابق) أو في مجال التردد المكاني

spatial frequency domain باستخدام طيف قدرة الضوضاء (NPS) noise power spectrum، المعروف أيضًا باسم طيف وينر Wiener spectrum، بعد (N) وينر، الذي كان رائداً في استخدامه pioneered its use. هناك عدد من المتطلبات number of requirements التي يجب استيفائها من أجل NPS لنظام التصوير لتكون تتبعها tractable. وتشمل هذه: الخطي linearity، تحول الثبات shift invariance، وإحساس واسع النطاق ergodicity and wide sense stationarity. في حالة الأجهزة الرقمية digital devices، يتم استبدال الشرط الأخير بحساس عريض wide sense واسع النطاق cyclostationarity. إذا تم استيفاء المعايير المذكورة أعلاه، ثم وصف NPS تماماً خصائص الضوضاء noise properties لنظام التصوير. في الحقيقة، من المستحيل تلبية جميع هذه المعايير بالضبط criteria exactly؛ على سبيل المثال، جميع الكاشفات العملية practical detectors لها حجم محدود وبالتالي فهي ليست ثابتة تماماً not strictly stationary. ومع ذلك، على الرغم من هذه القيود، من الممكن بشكل عام حساب NPS الموضعي (local NPS).

$$W(u, v) = \left\langle \lim_{X, Y \rightarrow \infty} \frac{1}{2X} \frac{1}{2Y} \left| \int_{-X}^{+X} \int_{-Y}^{+Y} \Delta \dot{g}(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \right|^2 \right\rangle \quad (4.41)$$

لارتباط الذاتي autocorrelation والتغاير التلقائي autocovariance مستقلة عن الموضع بحكم التعريف، فإن NPS هي متوسط مجموع مربع ensemble average of the square تحويل فورييه FT تقلبات الكثافة المكانية spatial density fluctuations:

تشكل NPS ودالة التغاير التلقائي autocovariance function زوج تحويل فورييه FT. ويمكن ملاحظة ذلك من خلال أخذ FT معادلة 4.36 وتطبيق نظرية الالتواء applying the convolution.

NPS لعملية عشوائية منفصلة discrete random process، مثل عند قياسها باستخدام كاشف الأشعة السينية الرقمي measured with a digital X ray detector، هي:

$$W(u, v) = \left\langle \lim_{N_x, N_y \rightarrow \infty} \frac{a_x}{N_x} \frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{x, y} \Delta \dot{g}(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} \right|^2 \right\rangle \quad (4.42)$$

N_x و N_y هما عدد ديل del في x و y ، و a_x و a_y هما إشارة لكل del في x و y تتطلب المعادلة 42.4 إجراء الجمع على كل الفضاء summation over all space. في الممارسة العملية practice، هذا مستحيل لأننا نتعامل مع أجهزة الكشف محدودة المدى limited extent. بتقييد الحساب على منطقة محددة finite region، من الممكن تحديد محتوى (fourier) للتقلبات في تلك المنطقة المحددة specific region. نسمي هذا الحساب البسيط عينة من الطيف calculation a sample spectrum. إنه يمثل مثيلاً واحداً ممكناً للضوضاء التي يراها نظام التصوير، ونشير إلى ذلك بواسطة \dot{W}

$$\dot{W}(u, v) = \frac{a_x}{N_x} \frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{m, n} \Delta \dot{g}(x_m, y_n) e^{-2\pi i(ux_m, vy_n)} \right|^2 \quad (4.43)$$

averging the يتم إنشاء تقدير صحيح للـ NPS عن طريق حساب متوسط أطيف العينات sample spectra من تحقيق M للضوضاء:

$$\bar{W}(u, v) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \dot{W}_i(u, v) \quad (4.44)$$

من الناحية المثالية ideally، ينبغي أن يتم المتوسط average عن طريق حساب أطيف العينات same region of the calculating sample spectra من صور متعددة على نفس المنطقة من كاشف detector. ومع ذلك، من خلال افتراض المثابرة وثبات العمل، يمكننا أخذ متوسطات على مناطق متعددة take averages over multiple regions من الكاشف، مما يقلل بشكل كبير عدد الصور التي نحتاج إلى الحصول عليها.

الآن، لدى تقدير NPS، \bar{W} دقة يتم تحديدها accuracy that is determined بواسطة عدد العينات المستخدمة لإجراء التقدير make the estimate. بافتراض الإحصائيات الكاوسية assuming Gaussian statistics، عند التردد (u, v) ، سيكون للخطأ في التقدير $\bar{W}(x, y)$ خطأ معياري مقدم بواسطة:

$$\sqrt{\frac{c}{M}} \bar{W}(u, v) \quad (4.45)$$

حيث $(c = 2)$ لأن $(u = 0)$ أو $(c = 1)$ ، $(v = 0)$ بطريقة أخرى. تنشأ قيم (c) من الطبيعة الدائرية لتحويل فورييه (FT).

عادةً ما تكون مناطق (64×64) بكسل كبيرة بما يكفي لحساب NPS. هناك حاجة إلى حوالي 1000 منطقة من هذا القبيل لتقديرات طيفية جيدة ثنائية الأبعاد 2-D.

تذكر أن دالة الارتباط الذاتي autocorrelation function و NPS هما زوجان تحويل فورييه Parseval's theorem ما يلي:

$$K(0, 0) = \frac{1}{x_0 y_0 N_x N_y} \sum_{u, v} \bar{W}(u, v) \quad (4.46)$$

يوفر هذا طريقة مفيدة وسريعة و useful and rapid للتحقق من حساب NPS هناك العديد من استخدامات NPS هو الأكثر استخداماً في توصيف أداء جهاز التصوير characterizing imaging device performance. على وجه الخصوص، تعتبر NPS ذات قيمة استثنائية في البحث عن مصادر ضوضاء المكشاف investigating sources of detector noise. على سبيل المثال، غالباً ما يؤدي التأريض الضعيف إلى ضجيج تردد الخط (عادةً 50 أو 60 هرتز) أو أن التوافقيات harmonics الموجودة في الصورة NPS. تسهل التعرف facilitates the identification على هذه الضوضاء. في مثل هذه التطبيقات، من الشائع حساب أطيف قدرة الضوضاء الطبيعية common to calculate normalized noise، لأن قدرة الضوضاء المطلقة أقل أهمية من قدرة الضوضاء النسبية. كما سنرى في

القسم 6.4 ، تعتبر الحسابات المطلقة للأرقام القياسية الوطنية جزءًا لا يتجزأ من قياسات كفاءة الكم للكاشف (NEQ) Noise وقياسات الكوانتا المكافئة للضوضاء (DQE) Detective Quantum Efficiency وEquivalent Quanta، ويلزم وجود NPS لحساب SNR في تطبيق نظرية الكشف عن الإشارة . application of signal detection theory

بخلاف MTF، لا توجد طريقة لقياس ' ما قبل أخذ العينات NPS ' 'presampling NPS'. نتيجةً لذلك، فإن الضوضاء الكمومية عالية التردد high frequency quantum noise (ترددات أعلى frequencies higher من تلك المدعومة من قبل شبكة أخذ العينات sampling grid) ستكون مستعارة للترددات المنخفضة lower frequencies، بالطريقة نفسها التي تكون بها الإشارات عالية التردد high frequency aliased مستعارة للترددات المنخفضة. كاشفات الإشعاع Radiation detectors ذات الاستبانة المكانية العالية، مثل الموصلات الضوئية التي تعمل بنظام a-se ، ستعرف بشكل طبيعي الضوضاء العالية التردد high frequency noise. تقوم أجهزة الكشف عن الإشعاع القائمة على الفوسفور بطمس phosphors naturally blur كل من الإشارة والضوضاء قبل أخذ العينات بشكل طبيعي ، وبالتالي يمكن تصميمها بحيث لا تتواجد إشارة التعرجات والضوضاء. لا يوجد توافق في الآراء حول ما إذا كان التعرجات الضوضاء مفيدة whether noise aliasing is beneficial أو ضارة. في نهاية المطاف detrimental. ultimately، يتم تحديد دور التعرج عن الضوضاء بواسطة مهمة التصوير، كما سنرى في القسم 1.3.6.4.

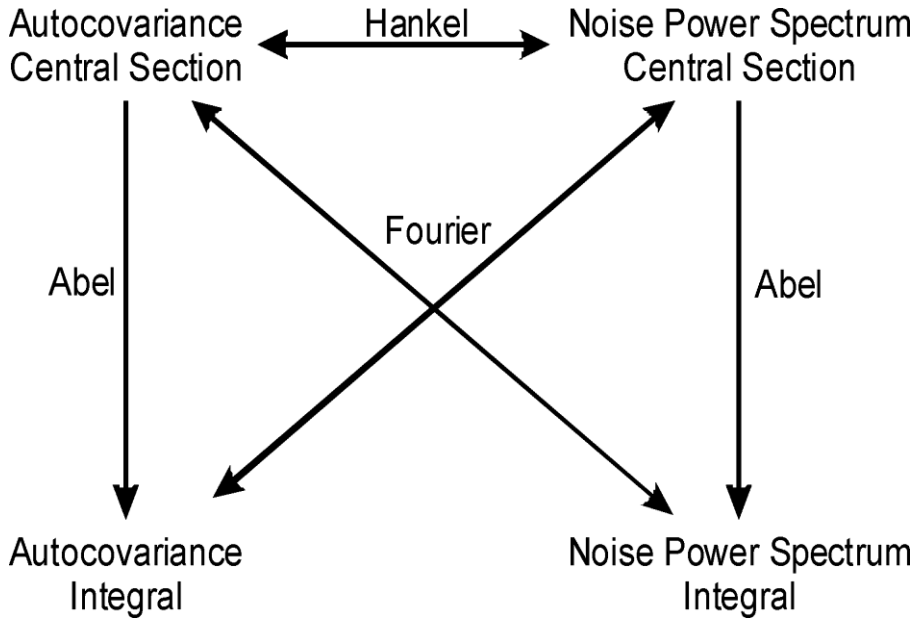
كما هو الحال مع MTF، يفضل في بعض الأحيان عرض مقاطع (1-D) من خلال طيف قدرة الضوضاء ثنائي الأبعاد 2-D (أو ثلاثي الأبعاد 3-D) أو التغاير التلقائي autocovariance. هناك نوعان من العروض التي يتم استخدامها ، القسم المركزي:

$$W_C(u) = W(u, 0) \quad (4.47)$$

والشكل المتكامل:

$$W_1(u) = \sum_v W(u, v) \quad (4.48)$$

وبالمثل، إذا كانت الضوضاء متناظرة بالتناوب rotationally symmetrical، فيمكن حساب متوسطها في مناطق الحلقي annular regions وعرضها شعاعياً presented radially. يعتمد اختيار العرض التقديمي على الاستخدام المقصود. هو الأكثر شيوعاً لتقديم القسم المركزي central section. بغض النظر، ترتبط بسهولة العروض التقديمية (1-D) المتنوع عن طريق نظرية الشريحة المركزية central slice theorem، كما هو مبين في الشكل 11.4.



الشكل 11.4. يمكن تقديم كلا القسمين ($I-D$) متكامل و مركزي من NPS و تغاير تلقائي $autocovariance$ ترتبط العروض التقديمية المختلفة بتحويلات متكاملة (أو منفصلة). هنا ، يتم عرض العلاقات لأطياف قدرة الضوضاء المتناظرة ($I-D$) ودالة الضبط التلقائي الذاتي.

4.5.4. أطياف قوة الضوضاء لنظام التصوير المتتالي

Noise power spectra of a cascaded imaging system

انتشار أو سلسلة propagation or cascade من الضوضاء هو إلى حد كبير أكثر تعقيدا substantially more complicated من تكوين MTF يجب أن يفسر التحليل السليم للضوضاء العلاقة بين مصادر الضوضاء المختلفة correlation of the various noise sources. هذه يمكن أن تكون عديدة numerous ، بما في ذلك الضوضاء الكمومية الأولية للأشعة السينية primary X- ray quantum noise، والضوضاء الناشئة arising عن تحويل الكوانتا الأولية إلى كوانتا ثانوية primary quanta into secondary quanta (مثل الفوتونات الضوئية light photons في الفوسفور phosphor أو الموجات الحاملة في أشباه الموصلات carriers in a semiconductor)، ومصادر الضوضاء المضافة المختلفة مثل الضوضاء الإلكترونية electronic noise من قراءات الدوائر الإلكترونية للكاشفات الرقمية readout circuitry of digital detectors. في حين أن النظرية العامة لانتشار الضوضاء تتجاوز نطاق beyond هذا العمل ، فقد يكون المثالان التاليان واضحين illustrative .

1.4.5.4. صورة الطرح *Image subtraction*

من الشائع إضافة أو طرح add or subtract أو التلاعب بالصور الطبية manipulate medical images. وهنا مثال كلاسيكي هو تصوير الأوعية angiography بالطرح الرقمي انظر القسم 2.4.8، حيث يتم طرح صورة الإسقاط بعامل التباين من قناع ما قبل التباين precontrast mask.

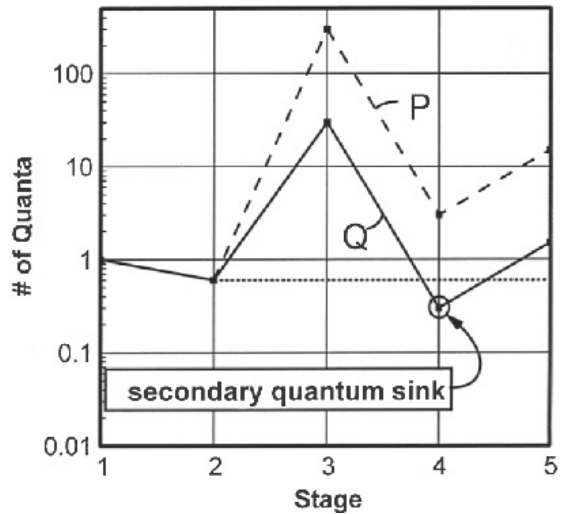
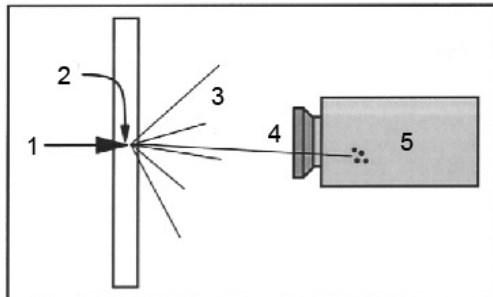
صورة لإنتاج produce صورة توضح الفرق في التوهين difference in attenuation بين الصورتين التي تنشأ من عامل التباين arises from the contrast agent (في الواقع، يتم طرح اللوغاريتمات). في غياب حركة المريض absence of patient motion، فإن الصورة الناتجة توضح التباين المعزز للأوعية الدموية contrast enhanced vascularity.

تأثير الطرح هو زيادة ضوضاء الصورة increase the image noise. ينشأ هذا لأنه، بالنسبة إلى بكسل معين في الصورة، تكون قيم البكسل في القناع pixel values in the mask والصور المحسنة على النقيض غير مرتبطة uncorrelated. نتيجة لذلك، يتضمن الطرح subtraction incorporates ضجيج كلتا الصورتين. يضيف الضوضاء في التربيع quadrature. وبالتالي، فإن الضوضاء في الصورة المطروحة أكبر من $\sqrt{2}$ الضوضاء في الصور المصدر source images. لتخفيف زيادة الضوضاء ameliorate the noise increase في صورة الطرح، من المعتاد الحصول على صورة القناع بجرعة أعلى بكثير much higher dose، وبالتالي تقليل مساهمة contribution ضوضاء القناع في الطرح.

2.4.5.4. ضجيج الكم الأولي والثانوي *Primary and secondary quantum noise*

النظر في نظام التصوير البسيط هو مبين في الشكل 12.4. في هذا النظام، تقع (X-ray quanta) على شاشة الفسفور phosphor screen (المرحلة 1) (stage 1). تمتص جزء صغير من هذه الكوانتا بواسطة الشاشة لإنتاج الضوء produce light (المرحلة 2) (stage 2). يتم إنتاج عدد كبير من الكميات الخفيفة light quanta (ربما 300-3000) لكل كمية الأشعة السينية (المرحلة 3) (stage 3). يتم تجميع جزء صغير من كوانتا الضوء بواسطة العدسة (المرحلة 4) (stage 4)، وجزء من كوانتا الضوء التي تم جمعها تنتج حاملات (الإلكترونات والثقوب) (electrons and holes) في مستقبلات الصورة الضوئية (مثل كاميرا CCD) (المرحلة 5) (stage 5).

عملية إنتاج صورة إلكترونية من مصدر توزيع الأشعة السينية source distribution of X-rays ستحدث ضوضاء بالضرورة. في الواقع، كل مرحلة سوف تغير من ضجيج الصورة الناتجة resultant image. في هذا النموذج البسيط، يوجد مصدران رئيسيان للضوضاء: (1) الضوضاء الكمومية (أو الأولية) للأشعة السينية و (ii) الضوضاء الكمومية الثانوية. بالضوضاء الكمومية الثانوية، نشير إلى الضوضاء الناشئة عن إنتاج الضوء في الفوسفور phosphor، ونقل الضوء من خلال النظام البصري optical system وتحويل الضوء إلى ناقلات الإشارة في مستقبلات الصورة البصرية optical image receptor كل من الكميات الضوئية وحاملات الإشارة هي الكميات الثانوية both the light quanta and signal carriers . are secondary quanta.



الشكل 12.4. يتضح مفهوم المحاسبة الكمومية *quantum accounting*. يظهر كاشف الأشعة السينية البسيط *simple X-ray detector*. في كل مرحلة من مراحل نظام التصوير، يتم حساب عدد الكوانتا لكل شعاع اكس ساقط *incident X-ray*، لتحديد مصدر الضوضاء السائد.

كل مرحلة تتطوي على عملية عشوائية *random process*. يخضع توليد الأشعة السينية الكونتم *generation of X-ray quanta* لعملية بوسون *Poisson process* بشكل عام، يمكننا التعامل مع توليد الكوانتا الخفيفة من كوانتي *X-ray* الفردية على أنه غاوسي *Gaussian*. تتضمن المراحل 3-5 اختيار جزء من الكميات الثانوية *fraction of the secondary quanta* وبالتالي تحكمها عمليات ذات الحدين *binomial processes*. سلسلة من هذه العمليات يمكن حسابها رياضياً *calculated mathematically*. ومع ذلك، هناك طريقة بسيطة لتقدير مصدر الضوضاء السائد في صورة طبية وهي تحديد عدد الكميات *number of quanta* في كل مرحلة من مراحل سلسلة التصوير *imaging cascade*؛ عادةً ما تكون المرحلة التي تحتوي على أقل عدد من الكوانتا هي مصدر الضوضاء السائد *dominant noise source*.

6.4 تحليل الإشارة والضوضاء ANALYSIS OF SIGNAL AND NOISE

1.6.4 إشارة الكم إلى نسبة الضوضاء Quantum signal to noise ratio

هناك فرق جوهري *fundamental difference* بين التباين العالي *high contrast* ودقة التباين المنخفضة *low contrast resolution* لنظام التصوير. بشكل عام، تكون دقة التباين العالي محدودة *limited* بسبب عدم وضوح نظام التصوير. في مرحلة ما أو نقطة ما *some point*، يتعذر على النظام حل كائنين مفصولين بمسافة قصيرة *unable to resolve two objects that are separated by a short distance*، بدلاً من وصفهما أو تصويرهما ككائن واحد. ومع ذلك، في التباين المنخفض، قد لا تكون الكائنات

مرئية discernible (حتى الكائنات الكبيرة جدًا) لأن إشارة الكائن أقل كثيرًا من الضوضاء substantially lower than the noise في المنطقة التي تحتوي على الكائن region containing the object .
بشكل عام، يتم تعريف SNR بعكس معامل التباين:

$$\text{SNR} = \langle g \rangle / \sigma_g \quad (4.49)$$

حيث $\langle g \rangle$ هي القيمة المتوسطة mean value و σ_g هي الانحراف المعياري standard deviation للمتغير.

يتطلب هذا تعريف SNR قياس بكسل واحد (أو منطقة) واحدة مرارًا وتكرارًا عبر صور مختلفة (للمجموعة)، بشرط أن يكون كل قياس مستقلًا provided that each measurement is independent (أي أنه لا يوجد ارتباط مع الوقت). في نظام (ergodic) ، يمكن استبدال متوسط المجموعة ensemble average بمتوسط فوق المنطقة average over a region. هذا التعريف ذو قيمة للضوضاء الفوتونية value for photonic noise (أو الكمومية)، لأنه في مجال الأشعة السينية الموحد uniform X-ray field ، لا ترتبط أشعة إكس راي المكانية. ومع ذلك، فإن معظم أنظمة التصوير تقوم بطمس الصورة إلى حد ما blur the image to some degree ، وبالتالي تقدم الارتباط في الضوضاء hence introduce correlation in the noise . نتيجة لذلك، من غير المناسب inappropriate عمومًا حساب ضوضاء البكسل عن طريق التحليل .calculate pixel noise by analyzing

قيم البيكسل في المنطقة لحسابات الضوضاء المطلقة absolute noise calculations . من المهم أيضًا ملاحظة أن العديد من أنظمة التصوير لها بعض التأخر lag أو الظلال ghosting حيث توجد بعض الإشارات المتبقية بمرور الوقت some residual signal is present over time . سوف يتخلف التأخر بالمثل عن الارتباط similarly introduce correlation مع مرور الوقت، وبالتالي يجعل حسابات الضوضاء المطلقة أكثر صعوبة absolute noise calculations more difficult .

تعريف SNR في المعادلة 49.4 يكون مفيدًا useful فقط عندما تكون بيانات الصورة إيجابية دائمًا always positive ، مثل تعداد الفوتون photon counts أو النصوص luminance . في الأنظمة التي لا تكون فيها الإيجابية مضمونة ، مثل نظام الموجات فوق الصوتية ultrasound system ، يتم تعريف SNR على أنها نسبة القدرة power ratio ، ويتم التعبير عنها عادة بالديسيبل (dB) :

$$\text{SNR}_{\text{dB}} = 10 \lg \frac{P_s}{P_n} = 10 \lg \left(\frac{A_s}{A_n} \right)^2 = 20 \lg \frac{A_s}{A_n} \quad (4.50)$$

حيث (P) هي متوسط القدرة average power و (A) هي متوسط الجذر التربيعي للإشارة root mean square amplitude ، (s) أو الضوضاء (n) .

2.6.4. كشف كفاءة الكم Detective quantum efficiency

من عمل روز Rose، من الواضح أن جودة الصورة لأنظمة التصوير بالأشعة السينية يتم تحديدها بعدد الكميات determined by the number of quanta المستخدمة لإنتاج الصورة. هذا يؤدي إلى تعريف كشف كفاءة الكم (DQE) Detective Quantum Efficiency، وهو مقياس لكسر مقدار الكمية SNR للكمية التي تم تسجيلها في الصورة بواسطة نظام التصوير. وبالتالي، فإن DQE هو قياس الدقة من نظام التصوير measure of the fidelity of an imaging system. ويكون تعريف DQE كما في المعادلة التالية:

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} \quad (4.51)$$

حيث يتم الإشارة إلى SNR^2 للصورة بواسطة الرمز منخفض للخارج ويتم إعطاء SNR^2 للأشعة السينية الساقطة X-ray quanta بواسطة:

$$SNR_{in}^2 = \phi \quad (4.52)$$

حيث (ϕ) هو متوسط عدد أشعة إكس الساقطة على المكشاف detector .

قدم (R. Shaw) مفهوم DQE للتصوير الطبي، وقدم أيضاً مصطلح الكمي quanta يعادل الضوضاء، NEQ إن NEQ هو العدد الفعال effective number للعدد المطلوب لتحقيق SNR معين في كاشف مثالي ideal detector. على هذا النحو، المعادلة 51.4، جنباً إلى جنب مع معادلة 52.4، يمكن إعادة كتابته على النحو التالي:

$$DQE = \frac{NEQ}{\phi} \quad (4.53)$$

لهذا السبب:

$$NEQ = SNR_{out}^2 \quad (4.54)$$

بمعنى ما، يشير NEQ إلى القيمة الصافية لبيانات الصورة من ناحية (X-ray quanta)، ويحدد DQE الكفاءة التي يقوم بها نظام التصوير بتحويل (X-ray quanta) إلى بيانات الصورة.

تعريف DQE الوارد في المعادلة 51.4 أو المعادلة 53.4 هي قيمة التردد المكاني الصفري the zero spatial frequency value لـ DQE انظر أيضاً القسم 2.2.7. يشير التردد المكاني الصفري إلى كاشف يقوم بحساب كمية الأشعة السينية ولكن لا ينتج صورة منقطة (بمعنى أننا نهتم فقط بكفاءة حساب كمية الأشعة السينية). وبالتالي (ϕ) هو عدد بسيط لكمية الأشعة السينية الساقطة X ray quanta incident على جهاز الكشف detector. من خلال هذا التعريف، فإن نظام التصوير الذي يمتص كل الأشعة السينية تماماً ولا يقدم أي ضوضاء أخرى does not introduce any other noise، سوف يحافظ تماماً على SNR لـ

، وبالتالي، quanta X- ray:

$$NEQ = \phi \text{ and } DQE = 1$$

إذا أخذنا في الاعتبار أن كاشف الأشعة السينية مثالي بكل الطرق باستثناء أن كفاءة اكتشاف الكم (η)، تساوي $1.0 >$ ، فإننا نلاحظ أنه في حين أن عدد الأشعة الساقطة incident number في الكميات يتم مرة أخرى (ϕ)، يتم امتصاص ($\eta\phi$) الكوانتا فقط. نتيجة لذلك، ($NEQ = \eta\phi$) و ($DQE = \eta$) وبالتالي، في هذه الحالة الخاصة، فإن DQE يساوي كاشف كفاءة الكم quantum detection efficiency (η)، الكفاءة التي يتم بها امتصاص الأشعة السينية في الكاشف.

يمكن التعبير عن DQE بشكل عام من حيث الترددات المكانية spatial frequencies :

$$DQE(u, v) = \frac{SNR_{out}^2(u, v)}{SNR_{in}^2(u, v)} \quad (4.55)$$

حيث نعتمد على الخاصية التي تكون فيها الضوضاء الكوموية للأشعة السينية بيضاء، مما يؤدي إلى كون SNR_{in} ثابتاً معادلة 52.4:

$$SNR_{in}^2(u, v) = \Phi \quad (4.56)$$

حيث (Φ) هو تأثير الفوتون وله وحدات من المنطقة العكسية:

$$DQE(u, v) = \frac{NEQ(u, v)}{\Phi} \quad (4.57)$$

يخبرنا ($DQE(u, v)$) إلى أي مدى يحافظ نظام التصوير على SNR_{in} بتردد مكاني معين specific spatial frequency (u, v). بطريقة مماثلة، يشير ($NEQ(u, v)$) إلى العدد الفعلي للكمانتا الذي تستحقه الصورة في هذا التردد.

يمكن حساب DQE و NEQ من كميات قابلة للقياس. على وجه التحديد specifically :

$$DQE(u, v) = \frac{\Phi \Gamma^2 T^2(u, v)}{W(u, v)} \quad (4.58)$$

و

$$NEQ(u, v) = \frac{\Phi^2 \Gamma^2 T^2(u, v)}{W(u, v)} \quad (4.59)$$

من معادلات 59.4, 58.4، من الواضح أنه في نظام مثالي، تكون NPS متناسبة مع MTF المربعة، $W(u, v) \propto T^2(u, v)$.

تم تحديد الشروط القياسية للـ NEQ و DQE من قبل اللجنة الكهروتقنية الدولية international electrotechnical commission. غالبًا ما يستخدم طيف (RQA 5) للتصوير الشعاعي radiography و (RQA-M) للتصوير الشعاعي للتثدي mammography. يتم استخدام الجداول كدالة للكيرما الهوائية air kerma بالاقتران conjunction مع قياسات الكيرما kerma لحساب (Φ) .

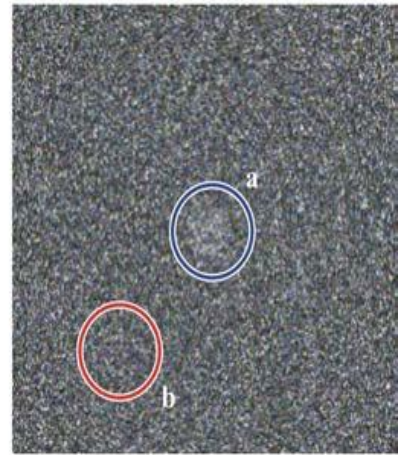
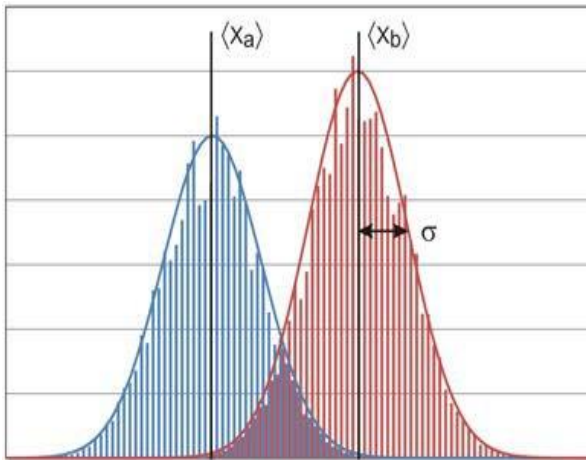
3.6.4. إشارة إلى نسبة الضوضاء Signal to noise ratio

كما هو الموضح أعلاه، يرتبط مقدار SNR بالتغير النسبي relative variation لقيم البكسل في منطقة موحدة uniform region. ومع ذلك، غالبًا ما يكون من الضروري مقارنة سعة إشارة محددة بضوضاء الخلفية amplitude of a specific signal to the background noise. تعريف بديل للـ SNR هو الفرق في انحرافات منطقتين إلى الضوضاء في تلك المناطق:

$$SNR = \frac{|\langle x_a \rangle - \langle x_b \rangle|}{\sigma} \quad (4.60)$$

حيث (\bar{x}_a) و (\bar{x}_b) هي القيم المتوسطة في منطقة كانن (a) و الخلفية (b) و σ هي الانحراف المعياري للخلفية (شكل 13.4).

اختيار منطقة المعلومات الأساسية مهم؛ يجب حساب الانحراف المعياري standard deviation باستخدام المنطقة التي تسفر عن نتيجة ذات معنى region that yields a meaningful result. على سبيل المثال، إذا تم استخدام معالجة الصور (مثل العتبة thresholding) لفرض الخلفية على قيمة موحدة uniform value، ثم SNR كما هو محدد بواسطة معادلة 60.4 سيكون لأجل غير مسمى. لاحظ أن SNR، على النحو المحدد في معادلة 60.4، يمر بعدد من الأسماء، بما في ذلك نسبة الإشارة إلى نسبة الضوضاء signal difference to noise ratio ونسبة التباين إلى الضوضاء contrast to noise ratio.



الشكل: 13.4. يظهر قرص موحد (a) على خلفية موحدة (b) في وجود ضجيج الكم الأشعة السينية. يتم حساب SNR للكانن على أنه الفرق في متوسط الإشارات مقسومًا على الضوضاء التي تتميز بالانحراف المعياري (σ) للخلفية.

تم شرح قيمة SNR أولاً بواسطة روز Rose، الذي كان مهتمًا بتحديد جودة الصور التلفزيونية interested in quantifying the quality of television images. بينت روز Rose أن أي كائن ما يمكن تمييزه عن الخلفية إذا كان $(SNR \geq 5)$ يمكن أن يكون هذا مرتبطاً باختبار t بسيط simple t-test يحدث فيه معدل خطأ أقل من 1 في 10^6 عندما يكون الفرق في الوسيلة مساوياً لخمس انحرافات معيارية difference in the means is equal to five standard deviations. في الوقت الحاضر، هذا هو المعروف في التصوير البحثي باسم معيار روز Rose criterion. تجدر الإشارة إلى أن متطلبات $(SNR \geq 5)$ هي في الواقع صارمة للغاية actually quite strict. اعتماداً على مهمة الصورة، من الممكن أن تعمل بنجاح عند انخفاض قيم SNR (operate successfully at lower SNR values).

افتراض نموذج روز هو أن العامل المقيد limiting factor في الكشف detection عن جسم ما هو جرعة الإشعاع (وبالتالي عدد الأشعة السينية كوانتا) المستخدمة لإنتاج الصورة produce the image. في نظام التصوير المثالي، وهذا صحيح. في الواقع، فإن تصميم جميع أنظمة التصوير مدفوع بالهدف المتمثل في أن تكون الضوضاء الكمية محدودة quantum noise limited الأولية محدودة، كما هو موضح في القسم 2.4.5.4. ومع ذلك، فقد اقترح فاغنر Wagner تصنيفاً لقيود الضوضاء الجديرة بالملاحظة noise limitations that is worth noting.

في تصنيف فاغنر Wagner taxonomy، هناك أربعة قيود محتملة فيما يتعلق باكتشاف الأشياء، وهي (1) محدودة الضوضاء الكمية quantum noise limited، (2) محدودة الحرفية artefact limited، (3) تشريح محدود anatomy limited و(4) مراقب محدود observer limited. الأداء المحدود للضوضاء بالأشعة السينية هو الأسلوب المفضل للتشغيل preferred mode of operation، لأن القدرة على اكتشاف أو تمييز جسم ما تحددها جرعة الإشعاع فقط determined solely by the radiation dose. من الناحية المثالية، هذه هي الطريقة التي يجب أن تعمل جميع أجهزة الكشف. الحد المصطنع هو الحالة التي يقدم فيها نظام التصوير المصنوعات اليدوية التي تحد من الكشف. تشمل الأمثلة الكلاسيكية CT و MRI، حيث يمكن أن تسود المصنوعات اليدوية على إشارة الاهتمام. تشريح الكشف المحدود يحدث عندما يكون التشريح الطبيعي anatomy limited detection occurs when the normal anatomy.

(مثل الضلوع في التصوير الشعاعي للصدر chest radiography أو حمة الثدي breast parenchyma في التصوير الشعاعي للثدي mammography) يخفي اكتشاف الأشياء، مما يقلل من أداء المراقب thereby reducing observer performance. أخيراً، هناك مواقف يكون فيها المراقب هو العامل المحدد في الأداء. على سبيل المثال، قد يكون الضرر مرئي بسهولة a lesion may be readily visible، ولكن يصرف المراقب عن طريق اكتشاف حميد أو طبيعي واضح benign or normal finding. وبالتالي، كان الكشف ممكناً ولكنه لم يحدث. في هذا الفصل، نتعامل حصرياً مع الأداء المحدود للضوضاء الكمية، والذي يمكن حسابه باستخدام طرق "المراقب المثالي". في الفصل 18، وناقش النمذجة من المراقبين الحقيقيين the modelling of real observers is discussed.

1.3.6.4 مهمة محددة Task specific

frequency MTF و NPS و NEQ و DQE هي خصائص تعتمد على التردد للكاشف image of a scene . على وجه الخصوص ، يمكننا الآن استخدام SNR لتحديد قدرة الكاشف quantify the ability of the detector على استخدامه في إشارة معروفة تمامًا وخلفية معروفة المهام بالضبط، بافتراض assuming مراقب مثالي ideal observer يعمل مع إحصائيات كاوسية Gaussian statistics. في هذا السيناريو، يتم تحدي المراقب بمهمة التحديد بين فرضيتين two hypotheses بناءً على مجموعة معينة من البيانات. تحت الفرضية الأولى first hypothesis، إشارة الإدخال المتوقعة موجودة expected input signal is present (f_1) ، ويتم وصف الصورة (g_1) ، بواسطة توزيع احتمالي غاوسي مناسب . appropriate Gaussian probability distribution . تحت فرضية بديلة ، إشارة الإدخال المتوقعة غائبة (f_{II}) input signal is absent.

يتم إعطاء SNR من هذه المهمة بواسطة:

$$SNR_I^2 = \left\langle \Gamma^2 \iint \frac{|\Delta f(u, v)|^2 T(u, v)^2}{W(u, v)} du dv \right\rangle \quad (4.61)$$

عندما:

$$f(u, v) = f_1(u, v) - f_{II}(u, v)$$

هو الفرق بين الإشارة الغائبة والحاضرة. بالنسبة للكاشف الرقمي ، T هو MTF المفترض ، وبالتالي يجب علينا حساب التعرجات عن طريق جمع كل الأسماء المستعارة للإشارة:

$$SNR_I^2 = \left\langle \Gamma^2 \iint \frac{\sum_{j,k} |\Delta f(u+u_j, v+v_k)|^2 T(u+u_j, v+v_k)^2}{W(u, v)} du dv \right\rangle \quad (4.62)$$

حيث يتم استخدام الفهارس (j) و (k) لفهرسة الأسماء المستعارة index the aliases (في 2-D) بهذه الطريقة ، يمكننا حساب SNR من المراقب المثالي للكاشف ideal observer for the detection (signal known) كائن في (إشارة معروفة بالضبط / الخلفية المعروفة بالضبط المهمة) exactly/background known exactly task). في الفصل 18، تم توضيح الطرق التي تم هذا النموذج ليشمل خصائص المراقبين الحقيقيين include characteristics of real observers .

4.6.4. جرعة SNR^2

الهدف النهائي ultimate goal من السلامة من الإشعاع في التصوير الطبي هو الحصول على رقم الجدارة obtain a figure of merit based بناءً على أقصى فائدة للمريض لأقل الأضرار. يمكننا الآن حساب SNR للكشف عن كائن معروف (مثل ورم a) على خلفية معروفة. يستند هذا الحساب إلى معلومات جهاز كشف معين based upon parameters of a specific detector، بحيث يمكن مقارنة أجهزة الكشف أو تحسينها detectors can be compared or optimized. يمكن أن يكون هذا الحساب بمثابة بديل مفيد للفائدة، حيث يمكن علاج المرض الذي تم اكتشافه بمجرد اكتشافه. لذلك، من الضروري necessary ربط هذه الفائدة ببعض مقاييس المخاطر to relate this benefit to some metric of risk

المقياس المفيد هو نسبة (SNR^2/E) ، حيث (E) هي الجرعة الفعالة effective dose انظر القسم 4.3.22. تمت صياغة هذا المقياس باستخدام SNR^2 ، استنادًا إلى حقيقة أنه في الضوضاء المحدودة التصوير ($SNR \propto \sqrt{\Phi}$)؛ وبالتالي، فإن النسبة ثابتة مع الجرعة. قد تكون الواصفات الأخرى لجرعة المريض مفيدة أيضًا؛ على سبيل المثال، الأمثل من حيث جرعة الجلد optimization in terms of skin dose. باستخدام هذا التكوين، من الممكن، على سبيل المثال، تحديد الأسلوب الإشعاعي الأمثل determine the optimal radiographic technique (جهد الأنبوب، الترشيح أو الفلتره، إلخ) (tube voltage, filtration, etc.) لمهمة محددة.

BIBLIOGRAPHY

- BARRETT, H.H., MYERS, K.J., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004).
- BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., VAN METTER, R. (Eds), Handbook of Medical Imaging: Vol. 1, Physics and Psychophysics, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2000).
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Medical Imaging – The Assessment of Image Quality, ICRU Rep. 54, ICRU, Bethesda, MD (1996).
- INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment — Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices: Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency, Rep. IEC 62220-1, IEC, Geneva (2003).
- PRINCE, J.L., LINKS, J.M., Medical Imaging: Signals and Systems, Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ (2006).