

ضغط بيانات الصور وتخزينها

Image Data Compression and Storage

Prof. Hong Ren Wu
RMIT University

بروفسير هونج رين وا

جامعة RMIT

Dr. Damain M. Tan
RMIT University

د. دامان تان

جامعة RMIT

Dr. Tom Weidong Cai
University of Sydney

د. توم ودونج تساي

جامعة سيدني

Prof. David Dagan Feng
Hong Kong Polytechnic University

بروفسير ديفيد داجن فنج

جامعة هونج كونج متعددة التقنيات

١٥٦..... (٣،١) مقدمة

٩٧..... (٣،٢) ضغط الصور

(٣،٢،١) مفاهيم ومصطلحات تشفير الصور

(٣،٢،٢) نظرية شانون في الإنتروبيا

(٣،٢،٣) تشفير الإنتروبيا

(٣،٢،٤) تصنيف ضغط الصور

(٣،٢،٥) تشفير الصور الغير فاقد للمعلومات

(٣،٢،٦) تشفير الصور الفاقد للمعلومات المعتمد على تحويل

(٣،٢،٧) التشفير الإدراكي الحسي للصور

| | |
|-----|--|
| | (٣،٢،٨) المشفرات الموحدة |
| | (٣،٢،٩) تطبيقات تشفير الصور في التصوير الطبي |
| ١٣٣ | (٣،٣) الضغط في معيار دايكوم |
| | (٣،٣،١) مشفرات دايكوم المقترحة |
| | (٣،٣،٢) نمط الصورة |
| ١٣٤ | (٣،٤) ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية |
| | (٣،٤،١) دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد |
| | (٣،٤،٢) الضغط التشخيصي الغير الفاقد للمعلومات في النطاق الزمني |
| | (٣،٤،٣) الضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في النطاق المساحي |
| | (٣،٤،٤) الضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في نطاق السينوجرام |
| ١٤٦ | (٣،٥) الملخص |
| ١٤٨ | (٣،٦) تمارين |
| ١٤٩ | (٣،٧) المراجع |

(٣،١) مقدمة

يعتبر ضغط الصور إحدى الأدوات المهمة في العالم الرقمي الحديث. على مدار السنين، أدى التحرك في اتجاه الأوساط الرقمية إلى تكاثر في نظم ضغط الصور الرقمية. إن هذا يلاحظ جيداً وخاصة في صناعة التسلية، والإلكترونيات الاستهلاكية، ونظم الأمان. وعلى ذلك، فقد أصبح ضغط البيانات متزايداً في الأهمية في تطبيقات الصور الطبية نتيجة زيادة شيع نظم التصوير الطبية الرقمية، والتحسين الدائم في تحديد الصورة، والحاجة العملية لمشاركة المعلومات في الزمن الحقيقي من خلال الشبكات. لقد جاء ضغط الصور بعد الإذاعة التليفزيونية التماثلية تقريباً، حيث كانت طرق تحديد وتضيق عرض المجال بغرض التراسل بسيطة نسبياً. تشتمل هذه الطرق على العيننة الجانبية إلى تحديد أقل للصورة و/أو تشابك أو تبادل صور التليفزيون على هيئة مجالات تبادلية أو إطارات تبادلية. بظهور التليفزيون الملون، تم امتداد العيننة الجانبية إلى قنوات الألوان كذلك [1]. يتم النظر إلى الصورة الرقمية على أنها انتقال أو هجرة طبيعية من الصورة التماثلية. وعلى ذلك، فهناك شعور أن ضغط الصور الرقمية، في الكثير من الأحوال، هو تطور طبيعي للضغط التماثلي. بينما يكون ذلك صحيحاً أو حقيقياً في بعض الأحوال، إلا أن طبيعة كل من الإشارة الرقمية والإشارة التماثلية تكون مختلفة تماماً. وبالتالي؛ فإن طرق ضغط

الصور الرقمية والتمثيلية يختلف كل منها عن الآخر. سنعرض في هذا الفصل أولاً مقدمة أساسية عن ضغظ الصور الرقمية، مركزين على المفاهيم والطرق العامة، وبعد ذلك نقدم بعض التقنيات المتقدمة لضغظ البيانات. تستخدم هذه التقنيات في مجموعات بيانات الصور الطبية ذات الضوضاء بنسبة ضغظ CR ، compression ratio، عالية مع جودة صورة محسنة، والتي كانت رائدة في أبحاث ضغظ الصور الطبية التشخيصية بدون فقد. يُمكن الحصول على شرح مفصل وممتد عن الضغظ الكلاسيكي للبيانات في المراجع من [2-8]، بينما ستوجد الأبحاث الجديدة عن الضغظ بدون فقد للبيانات التشخيصية في المراجع المعطاة في الأجزاء الأخرى.

(٣،٢) ضغظ الصور

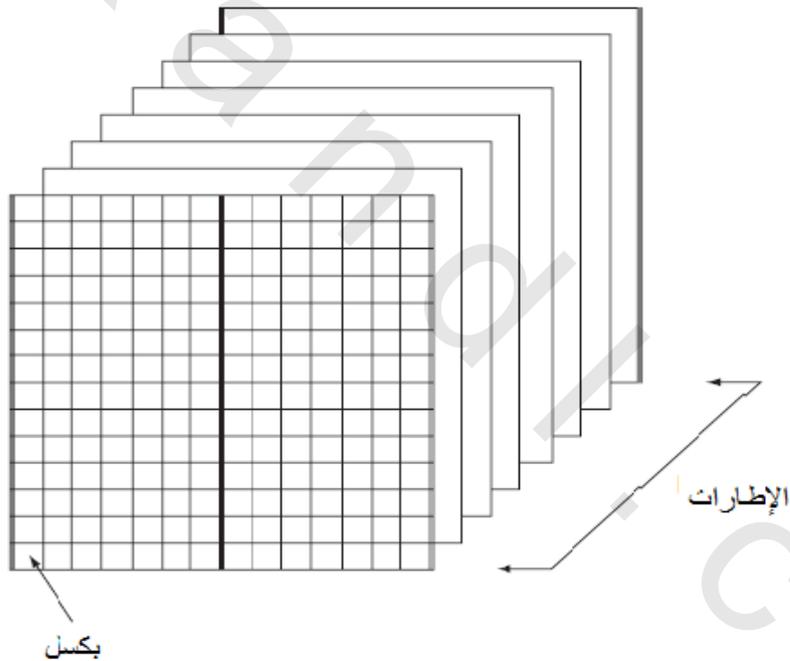
يحتوي أي نظام أساسي للضغظ على جزئي التشفير encoding ثم فك التشفير decoding. المشفر هو المسئول عن عملية الضغظ، بينما يقوم فاكك الشفرة بالعملية العكسية، أي التخلص من الضغظ. الغرض من أي نظام ضغظ هو تقليل حجم بيانات الإشارة مع الحفاظ على سلامة وكمال هذه البيانات إلى درجة ما. في سياق الضغظ، من المهم أن نلاحظ الفرق بين البيانات والمعلومات. إن البيانات هي العينات المفردة من الإشارة، بينما المعلومات تنقل أو تُمثل محتوى هذه العينات. من هذا المنظور، يُمكن النظر للضغظ على أنه دالة للبيانات مع المعلومات، كما تم التعبير عن ذلك من خلال نظرية شانون Shannon للإنتروبيا [9]. قبل الانتقال إلى إنتروبيا المعلومات، سنقدم مراجعة مختصرة أولاً للمصطلحات المهمة في تشفير الصور. (الإنتروبيا هي كمية المعلومات المتوقعة في أي رسالة).

(٣،٢،١) مفاهيم ومصطلحات تشفير الصور

البيانات المصورة يتم التعبير عنها في بعدين (صورة) وثلاثة أبعاد (فيديو)، ولكن في النطاق الحيوي الطبي، يكون التعبير دائماً في صور حجمية ثلاثية الأبعاد (مثل، التصوير المقطعي بالحاسب، CT، والتصوير بالرنين المغناطيسي MRI، والصور الحجمية رباعية الأبعاد والتي هي صور حجمية ثلاثية الأبعاد متغيرة في الزمن (مثل التصوير المقطعي من الانبعاث البوزيتروني PET، والتصوير المقطعي بالانبعاث أحادي الفوتون SPECT). في مصطلحات معالجة الصور، تتكون الصورة من بكسلات (عناصر الصورة) منفردة ومرتبطة في صفوف وأعمدة، (أو فوكسلات بالنسبة للصور الحجمية مرتبة في صفوف وأعمدة في كل مستوى). تتكون بيانات الفيديو من العديد من الصور الثابتة التي يطلق عليها عادة الإطار frame مرتبة على المحور الزمني المكاني كما في الشكل رقم (٣،١). بكسلات الصورة لها عمق معين يحدد عدد مستويات الإضاءة والألوان المحددة. يتم قياس هذا العمق في البكسل بالبت، تبعاً للنظام الثنائي المستخدم في الحاسبات الحالية. معظم الصور يكون عمقها (أي تتكون من) ٨ بتات لكل بكسل لكل قناة، بينما يتراوح ذلك بين ١٠ و ١٦ بتات لكل بكسل للصور الطبية. كل بت في سلسلة البتات

تكون عبارة عن رقم ثنائي بالقيمة صفر 0 أو واحد 1. لذلك ؛ فإن البكسل المكونة من ٨ بتات يُمكن أن تتراوح بين 0000_2 إلى 1111_2 والتي تساوي في النظام العشري 0 حتى 255، لوجود 2^8 من المستويات المنفصلة. لأي رقم ثنائي بدون إشارة، البت الموجودة في أقصى يسار الرقم تُسمى البت ذات القيمة العظمى most significant bit, MSB، والتي يكون لها أكبر قيمة، بينما البت في أقصى اليمين تُسمى البت ذات القيمة الصغرى least significant bit, LSB، والتي يكون لها أصغر قيمة.

الصور الطبيعية من الممكن أن تكون رمادية اللون أو ملونة. الصور الرمادية يكون لها قناة ضوئية أو لونية واحدة، بينما الصور الملونة يكون لها ثلاث قنوات لونية. في العادة يتم ترتيب القنوات اللونية تبعا للثلاثة ألوان الأساسية، الأحمر، والأخضر، والأزرق (الفراغ اللوني RGB). وعلى الرغم من ذلك، فإنه يُمكن عادة التعبير عن القنوات اللونية في نطاق المكونات اللونية باستخدام الإضاءة وقناتين لونيتين (الفراغ اللوني YCrCb) (1، 10).



الشكل رقم (٣، ١) توضيح البكسل والإطار.

إن التمثيل غير المضغوط للرموز/البكسلات يظهر في صورة شفرات ثنائية ثابتة الطول. إن أقل طول لهذه الشفرات I_m يعتمد على حجم مجموعة الرموز n التي يتم التحكم فيها بالعلاقة:

$$l_m = \lceil \log_2(n) \rceil \quad \text{المعادلة رقم (٣.١)}$$

حيث $\lceil \cdot \rceil$ يقصد به التقريب لأعلى رقم صحيح. بالنسبة للصور الرقمية يعتمد طول هذه الشفرة على عمق البكسل. كمثال، فإن البكسل ٨ بتات تستخدم شفرة طولها ثابت ويساوي ٨ بتات. على الرغم من أن الصور المضغوطة يتم تناولها بدلالة نسبة الضغظ CR، إلا أن القياسات الأكثر شيوعاً تكون بدلالة معدل البتات، والتي تكون وحداتها بالبت لكل بكسل bit per pixel, bpp. يتم تحديد نسبة الضغظ CR أو C_{ratio} كالتالي:

$$R_c = \left(\frac{bppn_{compressed}}{bpp_{compressed}} \right) : 1 \quad \text{المعادلة رقم (٣.٢)}$$

وهي مقياس لمعامل الضغظ، بينما معدل البتات فيعتبر مقياساً لحجم البيانات التي تم ضغظها.

(٣،٢،٢) نظرية شانون للإنتروبيا

تحدد نظرية شانون للإنتروبيا باختصار أقل كمية من البيانات الضرورية للتعبير عن كمية معينة من المعلومات. إذا كانت كمية البيانات أقل من الإنتروبيا، فإن المعلومات لن يتم التعبير عنها بالكامل؛ مما يؤدي إلى فقد في المعلومات. وعلى العكس، فإذا تجاوزت البيانات حد الإنتروبيا وزادت عنه فإن ذلك يعني استخدام كمية زائدة من البيانات للتعبير عن المعلومات، وهذا يعني وجود تكرار أو زيادة عن اللزوم. بفرض مجموعة رموز A ، فإن الشكل المتقطع للإنتروبيا المعلومات H بالبت يُمكن كتابته على الصورة:

$$H = \sum_{i=1}^n p(i) \log_2 \left(\frac{1}{p(i)} \right) = - \sum_{i=1}^n p(i) \log_2 P(i) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٣)}$$

حيث $p(i)$ هي الاحتمال المصاحب لحدوث الرمز $A(i)$ بحيث أن $\sum p(i) = 1$ حيث $i = \{1, 2, \dots, n\}$ و $A(i) \in A$. من الواضح من المعادلة رقم (٣.٣) أن H هي مجموع كل المعلومات المحتواه في كل رمز من رموز المجموعة A ، بالنسبة لاحتمال حدوث هذا الرمز. هذه المعلومات محتواة ذاتياً في كل رمز يشار إليها على أنها المعلومات الذاتية وتحدد كالتالي:

$$l(i) = -\log_2 p(i) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٤)}$$

الجدول رقم (٣،١) مثال على التوزيع الاحتمالي لمجموعة الرموز A.

| i | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-----------|-----|-----|-----|------|------|-----|
| $A(i)$ | a | b | c | d | e | f |
| $p(A(i))$ | 0.3 | 0.1 | 0.2 | 0.05 | 0.15 | 0.2 |

الزيادة أو التكرارية في البيانات، كما تم تحديدها عن طريق شانون، هي نسبة الفرق بين الإنتروبيا H ، والحجم الحقيقي للبيانات المصدر I_m المحددة في المعادلة رقم (٣،١)، بالنسبة للواحد. يُمكن التعبير عن ذلك بالمعادلة:

$$\rho = 1 - \left(\frac{H}{I_m} \right) \quad \text{المعادلة رقم (٣،٥)}$$

مثال ١:

افترض مجموعة من الرموز A بالتوزيع الاحتمالي الموضح في الجدول رقم (٣،١)، في هذه الحالة يتم حساب الإنتروبيا كما يلي:

$$\begin{aligned} H(A) &= -[p(1) \cdot \log_2(p(1)) + p(2) \cdot \log_2(p(2)) + \dots + p(6) \cdot \log_2(p(6))] \\ H(A) &= -[0.3 \cdot \log_2(0.3) + 0.1 \cdot \log_2(0.1) + \dots + 0.2 \cdot \log_2(0.2)] \\ H(A) &= 2.4087 \text{ bits per symbol} \end{aligned}$$

بالنسبة لمعظم الإشارات الصوتية والصور، تكون كمية البيانات المستخدمة لتمثيل المعلومات فوق حد الإنتروبيا؛ وبالتالي فإنه يُمكن ضغط مثل هذه الإشارات. كمثال، على حسب المعادلة رقم (٣،١)، فإن مجموعة الرموز A من الجدول رقم (٣،١)، بحجم الرمز يساوي ٦ ($n=6$)، فإن ذلك يتطلب ٣ بتات للدلالة عن كل رمز بطول شفرة ثابت. على الرغم من ذلك، فإن إنتروبيا المعلومات المصاحبة ل A تساوي 2.4087 بت لكل رمز. من المعادلة رقم (٣،٥) فإنه يُمكن حساب التكرارية في A كالتالي:

$$\rho(A) = 1 - \left(\frac{2.4087}{3} \right) = 0.1971$$

(٣،٢،٣) تشفير الإنتروبيا

تشفير الإنتروبيا هو مصطلح مرجعي لضغط المعلومات بدون فقد عند أو قرب حد الإنتروبيا للبيانات. تتكون طريقة عمله من مرحلتين: مرحلة النمذجة ومرحلة التشفير. يتم إجراء النمذجة لتحديد ووصف تكرارية

البيانات، حيث يتم تنفيذها من خلال تحليل إحصائي للبيانات من أجل الحصول على التوزيع الاحتمالي للرموز probability distribution of symbols, PDS داخل المجموعة. بعد ذلك تبدأ مرحلة تشفير المعلومات في البيانات، اعتماداً على وصف البيانات المستنتجة في أثناء مرحلة النمذجة، عن طريق شفرة واحدة ومحددة لكل رمز. حجم كل شفرة، مقاساً بعدد البتات، يعتمد على احتمالية حدوث كل رمز. عامة، الرموز الأكثر عمومية والأكثر استخداماً، ستكون شفرتها الأصغر حجماً، بينما الرموز الأقل عمومية هي التي تكون شفرتها الأطول أو الأكبر حجماً. الطريقة التي يتم بها توليد هذه الشفرات تعتمد على خواريزم التشفير (11)، وهناك العديد من الخواريزمات المتاحة لتشفير الإنترنت. الخواريزم الأكثر شيوعاً في هذه الخواريزمات هو تشفير هوفمان Huffman code، والذي يقوم بتوليد الحروف الأبجدية لكلمات الشفرات من خلال الترتيب التكراري لرموز المصدر، لتوزيع احتمالي معين، في شجرة ثنائية. في كل محاولة يقوم خواريزم تشفير هوفمان بإجراء العمليات التالية:

١ - يتم ترتيب التوزيع الاحتمالي PDS ترتيباً تنازلياً.

٢ - الرمزان اللذان لهما أصغر احتمالية حدوث يتم تجميعهما مع بعض لبناء فرع شجرة ويولد جدول رموز جديد. لكل فرع شجرة، كل واحد من الرموز المجمع يتم إعطاؤه خانة ثنائية، 0 للأخير و 1 للتالي للأخير. مع كل تكرار تتابعي فإن الرموز المجمع ستستمر في عملية بناء كلمتها الشفرية الثنائية Binary codeword, BCW.

٣ - تستمر عملية التكرار حتى يتم الوصول إلى جذر الشجرة، ويحدث ذلك عندما لا تكون هناك فروع شجرة أخرى يُمكن تكوينها، بمعنى، عندما يكون رمزا واحداً متبقياً. عدد مرات التكرار، i ، المطلوب لتوليد الشجرة الكاملة يكون أقل من عدد الرموز بواحد، بمعنى $i=n-1$.

مثال ٢:

بفرض التوزيع الاحتمالي المُعطى في الجدول رقم (٣.١)، سيتم توليد شفرات هوفمان كما يلي:

المحاولة ١:

الاحتمال:

$$p(a)=0.3, p(b)=0.1, P(c)=0.2, p(d)=0.05, p(e)=0.15, p(f)=0.2$$

١ - ترتيب الرموز:

$$A=\{a,b,c,d,e,f\} \rightarrow \{a,c,f,e,b,d\}$$

٢ - جمع أصغر رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

$$Z=\{b,d\}, b=1, d=0,$$

$$A1=\{a,c,f,e,z\}$$

شفرة الكلمة الثنائية: $b=1, d=0$

$$\text{size}(A1)>1$$

- ٣

المحاولة ٢:

الاحتمال: $p(a) = 0.3, p(c) = 0.2, p(f) = 0.2, p(e) = 0.15, p(z) = 0.15$

١ - ترتيب الرموز:

$$A1 = \{a, c, f, e, z\} \rightarrow \{a, c, f, e, z\}$$

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

$$Y = \{e, z\}, e=1, z=0,$$

$$A2 = \{a, c, f, y\}$$

كلمة الشفرة الثنائية: $e=1, b=01, d=00$

$$\text{size}(A2) > 1 \quad - \quad ٣$$

المحاولة ٣:

الاحتمال: $p(a) = 0.3, p(c) = 0.2, p(f) = 0.2, p(y) = 0.3$

١ - ترتيب الرموز:

$$A2 = \{a, c, f, y\} \rightarrow \{a, y, c, f\}$$

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

$$x = \{c, f\}, c=1, f=0,$$

$$A3 = \{a, y, x\}$$

كلمة الشفرة الثنائية: $c=1, f=0, e=1, b=01, d=00$

$$\text{size}(A3) > 1 \quad - \quad ٣$$

المحاولة ٤:

الاحتمال: $p(a) = 0.3, p(y) = 0.3, p(x) = 0.4$

١ - ترتيب الرموز:

$$A3 = \{a, y, x\} \rightarrow \{x, a, y\}$$

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

$$w = \{a, y\}, a=1, y=0,$$

$$A4 = \{x, w\}$$

كلمة الشفرة الثنائية: $a=1, c=1, f=0, e=01, b=001, d=000$

$$\text{size}(A4) > 1 \quad - \quad ٣$$

المحاولة ٥:

الاحتمال: $p(x) = 0.4$, $p(w) = 0.6$

١ - ترتيب الرموز:

$$A4 = \{x, w\} \rightarrow \{w, x\}$$

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

$$v = \{w, x\}, w = 1, x = 0,$$

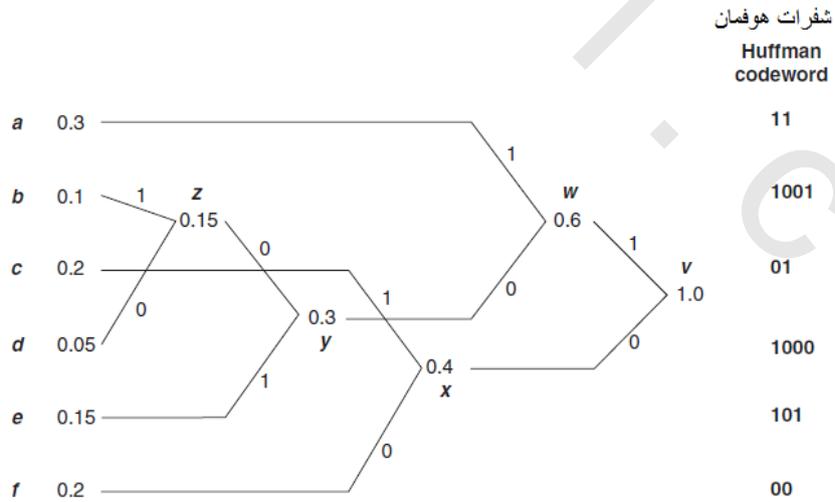
$$A5 = \{v\}$$

كلمة الشفرة الثنائية: $a=11, c=01, f=00, e=101, b=1001, d=1000$

$$\text{size}(A5) = 1 \quad - \quad ٣$$

يتم وقف المحاولات.

هذه العملية موضحة في الشكل رقم (٣.٢). بمجرد توليد شفرة هوفمان، تقوم عملية التشفير باستبدال كل رموز المصدر في مجموعة البيانات بشفرة كل رمز للحصول على التابع المشفر. لفك الشفرة، يقوم الشخص بتتبع المستويات القرارية في التابع المشفر بدءاً من جذر شجرة هوفمان حتى الأوراق. عندما يصل أي قرار ثنائي إلى الورقة، يتم فك شفرة الرمز المصدر وتتبع الرمز التالي من جديد عند جذر شجرة هوفمان. من الجدير بالملاحظة أن كل شفرة متولدة في الشكل رقم (٣.٢) هي شفرة منفصلة ووحيدة التشفير. فمثلاً، التابع الثنائي المشفر التالي 000111011000 يمكن فك شفرته إلى الرموز التالية: $f(00)$ ، و $c(01)$ ، و $a(11)$ ، و $c(01)$ ، و $d(1000)$.



الشكل رقم (٣،٢) شجرة هوفمان المقابلة للتوزيع الاحتمالي PDS في الجدول رقم (٣،١). يتم توليد شفرات هوفمان عن طريق تتبع الأرقام الثنائية خلال كل فرع بداية من الجذر حتى كل ورقة في الشجرة.

يُمكن حساب معدل الضغط r_H المصاحب لشفرات هوفمان الموضحة في الشكل رقم (٣.٢) كما يلي :

$$r_H = \sum_i^N p(i) b(i) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٦)}$$

حيث كل من $p(i)$ و $b(i)$ هما احتمالاً الحدوث، وطول الشفرة على التوالي لشفرة هوفمان i . وعلى ذلك، فإن معدل الضغط المتوقع لشفرات هوفمان في الشكل رقم (٣.٢) هو :

$$r_H = [p(1).b(1)+p(2).b(2)+\dots+p(6)b(6)]$$

$$r_H = [0.3 \times 2 + 0.1 \times 4 + 0.2 \times 2 + 0.05 \times 4 + 0.15 \times 2 + 0.2 \times 3]$$

$$r_H = 2.45 \text{ bits per symbol} \quad \text{وعلى ذلك فإن}$$

إن شفرات هوفمان تكون عادة ذات كفاءة عالية، من وجهة نظر الضغط، وأيضاً فإن تنفيذها والحصول عليها بسيط وسريع. على الرغم من ذلك، فإن شفراتها الصحيحة من الممكن أن تكون أقل كفاءة في المواقف التي يحدث فيها شفرات كسرية (الشفرات التي تحتوي على جزء كسري). افترض كمثال مجموعة الرموز الموضحة في الجدول رقم (٣.١)، فإن المقارنة بين حجم شفرة هوفمان S_{hc} مع حجم شفرته المثالية $S_{oc} = \log_2(A)$ المعطاة في الجدول رقم (٣.٢) توضح بعض من عدم الكفاءة للرموز a ، c ، و f ، بينما شفرات هوفمان للرموز b و d و e تكون أكثر كفاءة من الشفرات المثالية، وهذه الرموز واضح أنها أقل تكرارية من الرموز a ، c ، و f .

الجدول رقم (٣.٢) مجموعة الرموز A . حجم الشفرات بالبت لكل بكسل للتشفير المثالي S_{oc} وتشفير هوفمان S_{hc} . حجم تشفير هوفمان موضح في شكل (٣.٢).

| i | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| $A(i)$ | a | b | c | d | e | f |
| $p(A(i))$ | 0.3 | 0.1 | 0.2 | 0.05 | 0.15 | 0.2 |
| $S_{oc}(i)$ | 1.737 | 3.3219 | 2.3219 | 4.3219 | 2.737 | 2.3219 |
| $S_{hc}(i)$ | 2 | 4 | 2 | 4 | 3 | 2 |

وعلى ذلك، فإنه في المتوسط، سيحتاج تشفير هوفمان إلى 2.45 بت لتشفير أحد الرموز، بينما التشفير المثالي سيحتاج إلى 2.4087 بت لكل رمز.

على العكس من تشفير هوفمان (12، 13)، فإن التشفير الحسابي يُمكن أن يعالج بطريقة غير مباشرة الشفرات الكسرية؛ وبالتالي فإنه أصبح الاختيار المفضل لتشفير الإنترنت في عدد من التطبيقات [14، 15]. بدلاً من

تشفير كل رمز منفصلاً أو على حده، فإن التشفير الحسابي يقوم بتشفير مجموعة من الرموز. يتم تكوين الشفرات الحسابية المستخدمة للتعبير عن تتابع من الرموز من خلال التوالي المتتابع للفترات الاحتمالية لرموز المصدر. الشكل رقم (٣.٣) يبين تكوين الفترات المتتابعة، بينما طريقة التشفير وفك الشفرة فموضحة خطوة بخطوة في الجدولين رقمي (٣.٣) و (٣.٤) على التتابع. خطوات التشفير بالنسبة للتشفير الحسابي تحتوي خطوتين في كل محاولة:

١ - حدد مدى الفترة R للرمز المراد تشفيره:

المعادلة رقم (٣.٧)

$$R=H-L$$

حيث كل من R و L هما الحد الأعلى والأسفل على التوالي، لمدى الفترة.

٢ - جدد كل من الحد الأعلى والأسفل كنسبة من الرمز المشفر:

المعادلة رقم (٣.٨)

$$H=L+R \times S_H$$

المعادلة رقم (٣.٩)

$$L=L+R \times S_L$$

حيث كل من S_H و S_L هي الحد الأعلى والحد الأسفل على التوالي للرمز المشفر.

مرحلة فك الشفرة تشتمل أيضاً على مرحلتين لكل رمز:

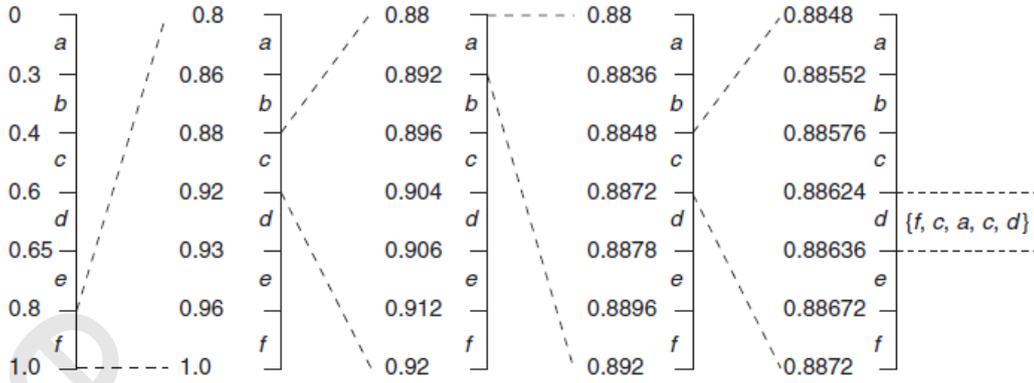
١ - حدد فترة الرمز للشفرة، $Ca: S_L < Ca < S_H$

٢ - جدد الشفرة لفك شفرة الرمز التالي:

المعادلة رقم (٣.١٠)

$$Ca=(Ca-S_L)/R_s$$

حيث $R_s=S_H-S_L$ هي المدى لهذا الرمز.



الشكل رقم (٣،٣) التشفير الحسابي مع الفترات المتتابعة للرموز {f, c, a, c, d} من التوزيع الإحتمالي في الجدول رقم (٣،١) .

الجدول رقم (٣،٣) التشفير الحسابي للمتتابع {f,c,a,c,d} من التوزيع الإحتمالي في الجدول رقم (٣،١).

| Symbol | R | L | H |
|----------|---------|---------|---------|
| | 1.0 | 0.0 | 1.0 |
| <i>f</i> | 0.2 | 0.8 | 1.0 |
| <i>c</i> | 0.04 | 0.88 | 0.92 |
| <i>a</i> | 0.012 | 0.88 | 0.892 |
| <i>c</i> | 0.0024 | 0.8848 | 0.8872 |
| <i>d</i> | 0.00012 | 0.88624 | 0.88636 |

الجدول رقم (٣،٤) فك التشفير الحسابي للمتتابع الرموز {f,c,a,c,d} من التوزيع الإحتمالي في الجدول رقم (٣،١).

| Code | Symbol | S_L | S_H | R_s |
|---------|----------|-------|-------|-------|
| 0.88625 | <i>f</i> | 0.8 | 1.0 | 0.2 |
| 0.43125 | <i>c</i> | 0.4 | 0.6 | 0.2 |
| 0.15625 | <i>a</i> | 0.0 | 0.3 | 0.3 |
| 0.52083 | <i>c</i> | 0.4 | 0.6 | 0.2 |
| 0.60417 | <i>d</i> | 0.6 | 0.65 | 0.05 |

يتم أخذ الفترات التشفيرية الأولية كفترات حدية في التوزيع الاحتمالي PDS. مع تشفير كل رمز، يتم إيجاد الفترات التشفيرية من جديد، وهذه الفترات التي تم إيجادها تتناسب مع التوزيع الاحتمالي PDS ولكنها محدودة في مدى الفترة للرمز الذي يتم تشفيره. كمثال، في الشكل رقم (٣.٣)، وأيضاً في الجدول رقم ٣.٣، بعد تشفير الرمز الأول f ، فإن فترات التوزيع المتناسب للرموز تكون محدودة في المدى 0.8 و 1. تشفير تتابع الرموز $\{f,c,a,c,d\}$ في الشكل رقم (٣.٣) والجدول رقم (٣.٣) سينتج عنه الفترة التشفيرية النهائية (0.88624)، أي رقم تشفير حسابي، Ca ، يقع في هذا المدى يُمكن استخدامه للتعبير عن تتابع الرموز المشفرة. إن توليد فترات احتمالية متتابعة يعتبر مهمة بسيطة. التحدي الحقيقي للتشفير الحسابي يكون هو كيفية التشفير بكفاءة للرقم بين نقطتين في فترة معينة. مع كل تتابع متوالي، فإن المدى الاحتمالي للفترة يتناقص. وكنتيجة لذلك؛ فإن الدقة الحسابية المطلوبة للتعبير عن شفرة الرقم تتزايد، وهذا بالتالي سيملى عدد البتات المطلوب لتشفير الرقم الحسابي. في التشفير الحسابي، لا يكون هناك شفرات ثابتة لأي رمز معين، بسبب أن الرموز يتم تشفيرها في مجموعات بدلاً من منفردة. علاوة على ذلك، وكنتيجة للتشفير كمجموعات؛ فإن الرموز المنفردة يُمكن تشفيرها بطريقة غير مباشرة في صورة كسرية. بالنظر للمثال في الشكل رقم (٣.٣)، فإن تتابع الرموز $\{f,c,a,c,d\}$ يُمكن تمثيله برقم الشفرة $Ca=0.88628$ ، وتمثيلها في رقم صحيح من ٨ بتات هو $226(28-x0.88628)$. حيث تم استخدام شفرة من ٨ بتات لتشفير الخمسة رموز، فإنه من الممكن حساب الحجم المتوسط لكل رمز l_a بالمعادلة التالية:

$$l_a = \frac{\text{codewordlength}}{\text{no.ofsymbols}} = \frac{8}{5} = 1.6 \text{ bitspersymbol.}$$

على الرغم من ذلك، فإن هذا لا يعني أن 1.6bpp فقط هي المطلوبة لتشفير الرموز التي لها توزيع احتمال يُعطى في الجدول رقم (٣.١) إن المثال المُعطى هنا، والمأخوذ من الشكل رقم (٣.٣)، يغطي فقط أول خمسة رموز. بالإضافة لذلك، فإن التمثيل كرقم صحيح لرقم الشفرة الحسابي، Ca ، يعتبر نظرة مبسطة جداً للتشفير الحسابي. الوصف الكامل للتشفير الحسابي مُعطى في المرجع [11] Witten et al. هناك تغطية عامة للمقارنة بين التشفير الحسابي وتشفير هوفمان في مرجع [8] Sayood.

يُمكن لتشفير الإنترنت أن يعمل بالصورة المهائية أو الصورة الأستاتيكية [8]. الفرق بين هاتين الطريقتين هو أن الطريقة الأولى، الطريقة المهائية، تكون قادرة على التغيير بتغير البيانات، بينما الثانية لا يُمكنها ذلك. التشفير الإنترنتي المهائي، ينظر إليه أيضاً على أنه التشفير الإنترنتي الديناميكي، يستخدم توزيعاً احتمالياً

PDS سابق التحديد في عمليته الابتدائية. هذا التوزيع الاحتمالي الابتدائي يتم اكتسابه هرمياً من خلال عينة بيانات عامة. أثناء عملية التشفير، يتم تجديد التوزيع الاحتمالي PDS باستمرار باستخدام بيانات مشفرة لتعكس الشكل الاستاتيكي لمجموعة البيانات بدقة أكثر. التشفير المهأىء يكون مفيداً في الحالات التي يكون فيها شكل التوزيع الاحتمالي معروفاً مقدماً أو عندما تكون الأجزاء المختلفة لبيانات المصدر لها أشكالاً مختلفة للتوزيع الاحتمالي. بالإضافة لذلك، فإن التشفير المهأىء يستخدم دائماً في المواقف التي يكون فيها التحليل الإحصائي للبيانات غير عملي نتيجة بعض القيود الزمنية، وهذا يتصور أو يتوقع عند التعامل مع البيانات الحجمية. في بعض الظروف يكون ذلك عندما يكون حجم البيانات أو القيود الزمنية ليست مسألة كبيرة، وفي هذه الحالة يُمكن استخدام التشفير الإنتروبيلاً ستاتيكي في العادة يقوم التشفير الإنتروبي الاستاتيكي بنمذجة كل مجموعة بيانات دون الاعتماد على قياس التوزيع الاحتمالي PDS الحقيقي. وعلى ذلك، فإن التشفير بالقيم الحقيقية للتوزيع الاحتمالي يضع بعض الأعباء بسبب أن التوزيع الاحتمالي المستخدم في عملية التشفير يستخدم أيضاً في عملية فك الشفرة. فمثلاً، لحل شفرات هوفمان عند النهاية التي يفك عندها الشفرة، فإن نسخة من شجرة هوفمان المتولدة عند طرف التشفير يجب أن تكون متاحة؛ وبالتالي ستكون هناك أعباء لتخزين أو نقل التوزيع الاحتمالي المطلوب لتوليد شجرة هوفمان.

بينما يُمكن تحديد الإنتروبي لأي مجموعة من البيانات المُعطاة تحليلياً، إلا أنه من المفهوم أنه تحت الظروف العادية، فإن تقنيات إنتروبي التشفير الموجودة حالياً لا يُمكنها أن تصل إلى الحد الإنتروبي. بالنسبة للتشفير الإنتروبي الاستاتيكي فإن ذلك سيكون نتيجة للقيود العملية لأعباء عملية الضغط، بمعنى، التوزيع الاحتمالي. لكي نستطيع تعظيم الأداء الضغطي لمشفرات الإنتروبي، فإنه من المهم أن يكون هناك توزيع إحتمالي PDS دقيق للصورة. حيث أن التوزيع الاحتمالي PDS يعتمد على محتويات الصورة وبالتالي فإنه يختلف من صورة لأخرى، فإنه ضروري؛ من أجل الحصول على توزيع إحتمالي دقيق، حتى يُمكن للتشفير الإنتروبيلاً ستاتيكي أن يولد وينقل نسخة من الـ PDS من المشفر إلى فالك الشفرة. في حالة التشفير الإنتروبي المهأىء، فإن نقل الـ PDS يكون غير ضروري، نتيجة وجود توزيع إحتمالي PDS تلقائي. وعلى ذلك، فإنه بالنسبة للتشفير المهأىء، فإن المشكلة تكمن في عملية المهأىء نفسها، التي تستتج بعدم كفاءة، وبالتالي تحتاج إلى عملية ضبط. على الرغم من أن المهأىء تقترب من الإنتروبي، إلا أنها لا يُمكن أن تقترب من الحد الإنتروبي، حيث إن الإنتروبي يتم تقديره تدريجياً من عينات بيانات مسببة، وليس من كل عينات

البيانات. إن التشفير عند الحد الإنتروبي يكون ممكن فقط إذا لم يكن هناك تغيير في إحصائيات البيانات ، وإذا كان التوزيع الاحتمالي PDS هو الأمثل ، وهذا يعتبر موقفا غير عادي إذا تم حدوثه.

(٣،٢،٤) تصنيف ضغظ الصور

لقد تم تصنيف تشفير الصورة إلى صنفين عامين: التشفير مع عدم ضياع أو فقد في المعلومات، والتشفير مع ضياع أو فقد في المعلومات. إن التشفير مع عدم فقد في المعلومات يحافظ على سلامة واستقامة المعلومات. على العكس من ذلك فإن التشفير مع الفقد في المعلومات يفسد أو يحط من هذه المعلومات. وعلى ذلك فإن المعلومات المفقودة تقابل مع نسبة ضغظ CR أعلى. وعلى ذلك فإن الضغظ الفاقد للمعلومات يكون عبارة عن فعل متوازن بين جودة المعلومات وأداء عملية الضغظ والتي تكتب منحنيات المعدل مقابل التشويه ، $rate\ versus\ distortion, R-D$ للصور كما في الشكل رقم (٣.٤). في الأوضاع المثالية ، فإن الضغظ غير الفاقد للمعلومات يكون هو الإختيار الأمثل لتشفير الصور ، ولكن عمليا فإن الضغظ الغير فاقد للمعلومات يكون غير قادر على تحقيق نسبة الضغظ CR المطلوبة في معظم التطبيقات التجارية. إن القيود على الضغظ غير الفاقد للمعلومات تكون واضحة أو جلية عند التعامل مع بيانات الفيديو أو البيانات الحجمية. وبالتالي ؛ فإن هناك أولوية للتشفير الفاقد للمعلومات للفيديوهات الرقمية ، كما انعكس ذلك في المعايير الصناعية الموجودة.

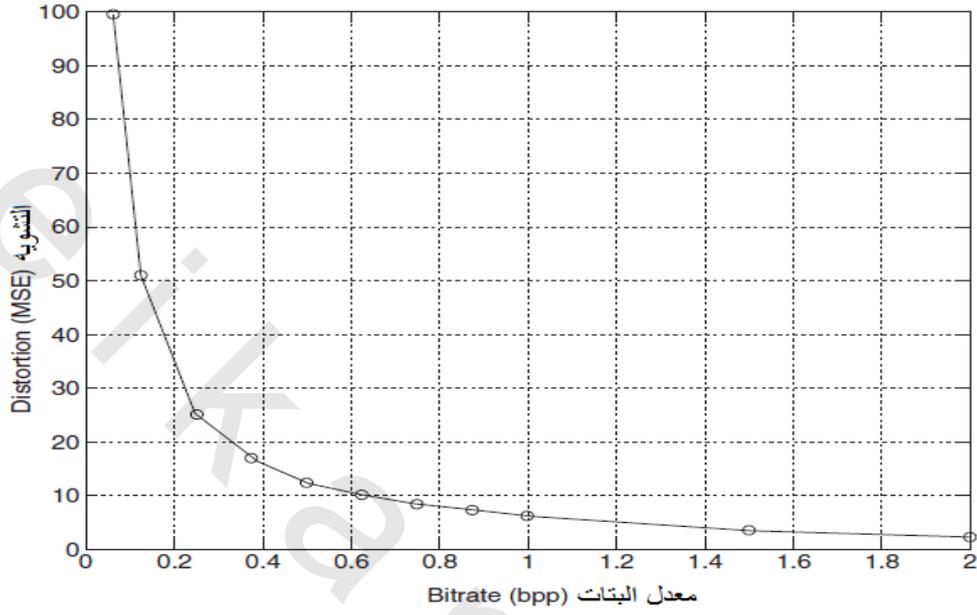
(٣،٢،٥) تشفير الصور الغير فاقد للمعلومات

إن التشفير غير الفاقد للمعلومات في صورته الأصلية يكافئ تشفير الإنتروبي. على الرغم من أن بيانات الصور تكون ثنائية البعد في طبيعتها ، إلا أنها لها علاقات قوية بين البتات المتجاورة. وبالتالي ؛ فإنه من الشائع عمليا استخدام التشفير التوقعي قبل التشفير الإنتروبي لتحسين الأداء الضغطي أكثر. إن استخدام التشفير التوقعي مثل تعديل التشفير النبضي التفاضلي $differential\ pulse\ code\ modulation, DPCM$ [18-17]. يكون له تأثير في إعادة تشكيل التوزيع الاحتمالي PDS. بالنسبة للصور الطبيعية ، فإن التشفير التوقعي يؤدي إلى توزيع إحتمالي أكثر حدية ، مترکز في العادة حول التوقع صفر مع شكل توزيعي جاوسي Gaussian أو لابلاسي Laplacian ، وهذا يؤدي إلى تضاعف أفضل للبيانات حيث إن التوزيع الاحتمالي يتركز في عدد قليل من الرموز كما هو موضح في الشكل رقم (٣.٥).

إن المشفر التعديلي النبضي الفرقي DPCM يشفر الفرق بين اثنين من البكسلات كما يلي :

المعادلة رقم (٣.١١)

$$r[n]=x[n] - x[n-1]$$



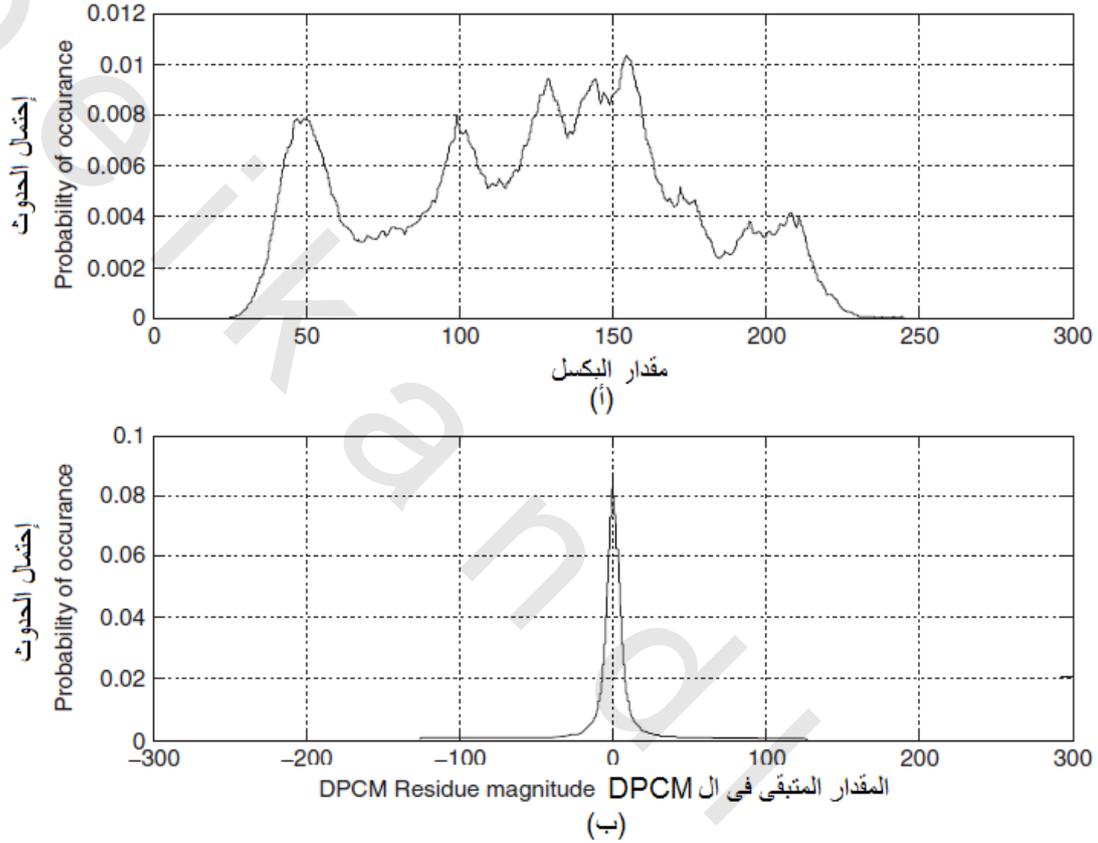
(i)



(ب)

الشكل رقم (٣،٤) مثال على منحنيات المعدل مقابل التشويه R-D (أ) لصورة لينا (ب) التي تم تشفيرها بمعدلات مختلفة باستخدام المشفر JPEG2000 . مع زيادة معدل البتات، يقل التشويه . زيادة معدل البتات يقابله نسبة ضغط بطيئة .

حيث $r[n]$ هي المتبقي المتوقع، و $x[n]$ و $x[n-1]$ هما البكسل الحالية والسابقة على التوالي. إنه من الشائع في التشفير التوقعي أن نستخدم عدد من العينات السببية لتوليد المتبقي المتوقع. السببية في هذا السياق تعني العينات التي تم تشفيرها، بمعنى، $x[i]$ حيث $i < n$. المتبقي في تشفير الصور هو قراءة البكسلات من الشمال لليمين ومن أعلى للأسفل. ولذلك؛ فإن كل بكسل تكون فوق أو يسار البكسل الحالية تعتبر بكسل سببية كما في الشكل رقم (٣،٦).



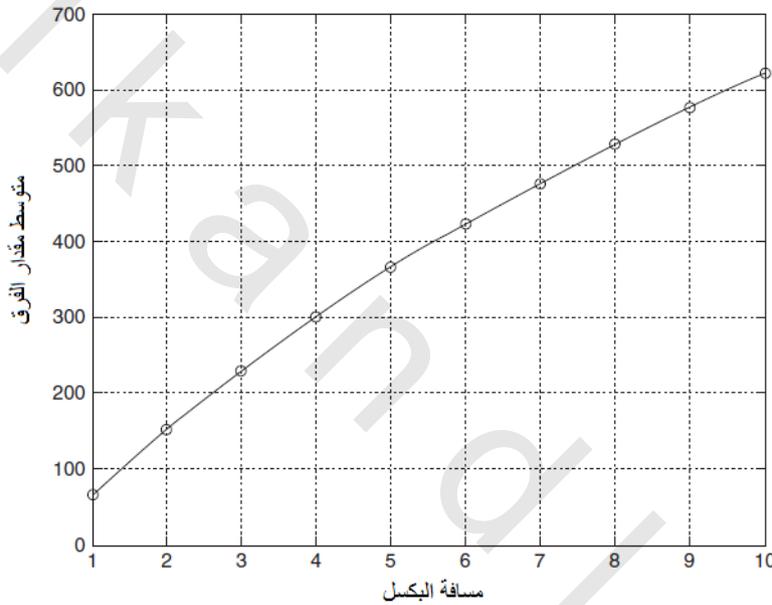
شكل (٣،٥) التوزيع الاحتمالي PDS لصورة لينا . (أ) تعديل التشفير النبضي PCM (الإنترودي: 7.4456 bpp) التعديل النبضي التفاضلي الفرقى DPCM (الإنترودي: 5.0475 bpp).



الشكل رقم (٣،٦) العينات السببية في التشفير التوقعي .

واحدة من الطرق الشائعة في التشفير التوقيعي هي استخدام أربعة من البكسلات السببية المباشرة المتجاورة للبكسل الحالية (20). يمكن أيضاً استخدام تركيبات أخرى من البكسلات السببية الممتدة بعد البكسلات المتجاورة [14].

عامة سيتم تحسين التوقع مع زيادة البكسلات السببية بسبب أن الترابط أو العلاقات بين البكسلات المتجاورة أو البكسلات المتقاربة تكون عالية، على الرغم من أنه ليس كل البكسلات المتجاورة تكون متعلقة ببعضها، كما أن العلاقات بين البكسلات تتناقص بالتناسب مع المسافة كما هو موضح في الشكل رقم (٣،٧).



الشكل رقم (٣،٧) العلاقة النسبية لمسافة البكسل مفاصة تبعاً لمتوسط مقدار الفرق بين البكسلات لصورة لنا .

(٣،٢،٥،١) التشفير المُعتمد على السياق

في ضغط النص، من السهل أن تتخيل أن حدوث أي حرف في أي كلمة إنجليزية يعتمد على الحروف السابقة في هذه الكلمة. فمثلاً، إذا اعتبرنا الحرف Q فإن احتمال أن يكون الحرف التالي له هو U تكون تقريباً مؤكدة (21). وبالمثل، إذا كان الحرفين السابقين في كلمة هما QU، فإن الاحتمال يكون كبيراً أن الحرف التالي سيكون أحد الحروف اللينة. على ضوء ذلك، فإنه يكون من الحكمة أن نضبط عملية التشفير بحيث إن تكون مثل هذه العلاقات الشرطية في الحسبان. يعمل التشفير المعتمد على السياق عن طريق اختيار السياق الأنسب لتشفير البيانات بالاعتماد على سلوك عينات البيانات السابقة. كل سياق في المشفر السياقي يحتفظ بتوزيع احتمالي PDS

منفصل ولا يعتمد على السياقات الأخرى، للتشفير الأنتروبي. بالنسبة لضغظ الصور، فإن إختيار السياق يعتمد على الخواص التركيبية للبكسلات المجاورة. عادة يتم قياس هذه الخواص التركيبية بدلالة الحواف الأفقية، أو الرأسية، و/أو القطرية. يستخدم التشفير السياقي العديد من التنبؤات المشروطة في تشفير المتبقيات. للمرة الثانية، فإن إختيار التوقع لتشفير أي بكسل يعتمد أيضاً على الخواص التركيبية، وعلى ذلك، فإنه من المهم أن نفرق بين إختيار السياق وإختيار التوقع. الغرض من إختيار السياق هو ملاءمة المتبقي الناتج عن طريق المتبقي المختار مع توزيع احتمالي مناسب. على الجانب الآخر، فإن التوقع يتم إختياره لتقليل توقع المتبقي. إن وجود توقعات عديدة يزيد من التعقيدات الحسابية والتكلفة. على الرغم من ذلك فإنه يؤدي عادة إلى توقعات أفضل، وبالتالي إلى توزيع احتمالي مفضل لتشفير الإنتروبي. إن الطريقة التي يستخدم بها التشفير السياقي يتغير مع الخوارزميات المختلفة غير الفاقدة للمعلومات، وهذا موضح في الجزئين التاليين مع مشفرين مختلفين: مشفر منخفض التعقيد LOCO ومشفر الصور السياقي الحسابي الغير فاقد للمعلومات CALIC.

(٣،٢،٥،٢) المشفرات المنخفضة التعقيد

المشفرات المنخفضة التعقيد LOCO هي قلب المشفر القياسي JPEG-LS (22) إنها تعتمد على الأربع بكسلات السببية المجاورة في عملية التوقع وتستخدم توقع شرطياً بالمعادلة التالية:

المعادلة رقم (٣.١٢)

$$\hat{x} = \begin{cases} \min(W, N), & NW \geq \max(W, N) \\ \max(W, N), & NW \leq \min(W, N) \\ W + N - NW, & \text{otherwise} \end{cases}$$

حيث \hat{x} هي البكسل المتوقعة، و W و N و NW هي البكسلات المجاورة الموضحة في الشكل رقم (٣.٨). الباقي هو الفرق بين البكسل الأصلية x والبكسل المتوقعة \hat{x} .

| | | | |
|----|----|----|-----|
| | | NN | NNE |
| | NW | N | NE |
| WW | W | x | |
| | | | |
| | | | |

الشكل رقم (٣،٨) العينات المجاورة المستخدمة في التوقع في المشفرات المنخفضة التعقيد وكل المشفرات الـ CALIC .

تعتمد عملية اختيار السياق على ثلاثة قياسات، D_i حيث $i=\{1, 2, 3\}$ ، مع التحديد البسيط للحواف الأفقية والرأسية. هذه القياسات الثلاثة هي:

$$D1=NE-N$$

المعادلة رقم (٣.١٣)

$$D2=N-NW$$

$$D3=NW-W$$

يتم تقسيم الاستجابة لكل قياس فرقي إلى $2T+1$ من المسافات المتساوية، Z_i ، بحيث:

$$(٣.١٤) \text{ المعادلة رقم } Z_i = \begin{cases} -T, & Di \leq -T \\ -T + 1, & -T \leq Di \leq -T + 1 \\ 0, & \dots \dots \dots Di = 0 \\ T - 1, & \dots \dots \dots T - 1 < Di \leq T \\ T, & T < Di \end{cases}$$

يتم اختيار المسافات المتساوية لتبسيط عملية التنفيذ. مثالياً، يجب أمثلة المسافات على حسب الإحصائيات الهيكلية للصور. بعد ذلك يتم أخذ العدد الكلي للسياقات C على أنه عدد التباديل الممكنة لعدد المسافات المعطاة والقياسات الفرقية، $C=(2T+1)^3$. يُمكن تقليل عدد السياقات عن طريق دمج المسافات المتماثلة في المعادلة رقم (٣.١٤) بحيث يكون $-T \leq Z_i \leq T$ وبالتالي فإن ذلك يُعطي $C_{sym} = ((2T+1)^3 + 1)/2$ من السياقات. إن مشفرات الـ LOCO (23) تشفر المتبقي بشفرات جولومب Golomb في ظروف العمليات العادية. وعلى الرغم من ذلك، فإنه إذا وجدت مناطق مستوية، فإنه يتم استخدام التشفير بطول المدى run length coding.

(٣، ٢، ٥، ٣) مشفر الصور السياقي الحسابي غير الفاقد للمعلومات CALIC

يعتبر الـ CALIC متوسط التطور، حيث إنه بمقارنته بمشفر الـ LOCO، فإن له كاشفات للحواف أكثر تطوراً، وتوقع للمتبقي، ودوال نمذجة للسياق. تبدأ عملية التشفير بدالتين لتوقع الانحدار الحساس للحواف بالاعتماد على البكسلات المحيطة كما في الشكل رقم (٣.٨):

المعادلة رقم (٣.١٥)

$$d_h = |W-WW| + |N-NW| + |NW-N|$$

$$d_v = |W-NW| + |N-NN| + |NE-NNE|$$

هذه التوقعات الانحدارية تحدد البكسل المتوقعة \hat{x} تحت الشروط التالية:

$$\text{المعادلة رقم (٣.١٦)} \quad \hat{x} = \begin{cases} N, & d_h - d_v > 80 \\ W, & d_v - d_h > 80 \\ \frac{\hat{x}+N}{2}, & d_h - d_v > 32 \\ \frac{\hat{x}+W}{2}, & d_v - d_h > 32 \\ \frac{3\hat{x}+N}{4}, & d_h - d_v > 8 \\ \frac{3\hat{x}+W}{4}, & d_v - d_h > 8 \end{cases}$$

حيث

$$\text{المعادلة رقم (٣.١٧)} \quad \hat{x} = \frac{N+W}{2} + \frac{NE-NW}{4}$$

تعتمد النمذجة على الخطأ في التوقع وتركيب الصورة. يتم نمذجة خطأ التوقع e كما يلي:

$$\text{المعادلة رقم (٣.١٨)} \quad e = ad_h + bd_v + C|e_w|$$

حيث $e_w = W - \bar{W}$ هو خطأ التوقع السابق، و \bar{W} هي توقع W . الثوابت a و b و C هي معاملات يجب أمثلتها. يُمكن اقتراح $a=b=1$ و $c=2$ للعمل الفعال. في التنفيذ الأساسي للـ CALIC، يتم تكميم e في ثماني مسافات. حدود هذه المسافات يتم الحصول عليها من خلال البرمجة الديناميكية، حيث وجدت تساوي:

$$\xi_i = \{5, 15, 25, 42, 60, 85, 140\}, \quad 0 \leq i \leq 7$$

المسافات الحقيقية ستكون:

$$\Phi = \{0 < e \leq \xi_1, \xi_1 < e \leq \xi_2, \dots, \xi_6 < e \leq \xi_7, \xi_7 < e\}.$$

التركيب السياقي، باعتباره يعتمد على فعالية البكسلات المجاورة، يُمكن نمذجته في وجود ثمانية عوامل منفصلة، C_t ، يُمكن تحديدها كالتالي:

$$C_t = \{x_0, x_1, \dots, x_6, x_7\}$$

$$\text{المعادلة رقم (٣.١٩)} \quad = \{N, W, NW, NE, NN, WW, 2N-NN, 2W-WW\}$$

حيث $t = \{1, 2, \dots, 7\}$. يتم قياس العوامل المنفردة x_k مع التوقع المستنتج في المعادلة رقم (٣.١٢) كما يلي:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٢٠)} \quad b_k = \begin{cases} 0, & x_k \geq \tilde{x} \\ 1, & x_k < \tilde{x} \end{cases}$$

القياسات المشتركة لكل العوامل، $B = \{b_7, b_6, \dots, b_0\}$ ، تحدد سلوك البكسلات المجاورة وتكون عدد سياقات البنية، $28=256$. ومع ذلك، فنتيجة الاعتمادية بين المعاملات في Ct ، فإن العدد الحقيقي لسياقات البنية سيقل إلى ١٤٤. العدد الكلي للسياقات يكون تركيبة من الخطأ المتوقع للبنية. لتنفيذ الـ CALIC الأساسي، فإن خطأ التوقع السياقي يقل من ٨ إلى ٤ ليكون التشفير السياقي الكلي $٥٧٦=٤ \times ١٤٤$. بمجرد تحديد السياق من المعادلة رقم (٣،١٨) والمعادلة رقم (٣،١٩) فإن البكسل المتوقعة يتم تشفيرها إنتروبيا باستخدام التشفير الحسابي السياقي.

(٣،٢،٥،٤) الضغط القريب من عدم الفقد

إن القيد الأساسي للضغط غير الفاقد للمعلومات يقع دائماً في أدائه الضغطي. للتعامل مع هذا العيب، فقد تم اقتراح طريقة التشفير القريبة من عدم الفقد. إن التشفير القريب من عدم الفقد يسمح بالتحكم في تدهور جودة الصورة من أجل تحسين المكسب من عملية الضغط. يتم ذلك من خلال تكميم التوقع المتبقي r قبل التشفير الإنتروبي. تتم عملية التكميم هذه بطريقة تضمن أن المتبقي المكتمل لن يتعد عن نقطة معينة، $\pm \Delta$ ، المحددة عن طريق المستخدم. يمكن استنتاج المتبقي المكتمل \tilde{r} كما يلي:

المعادلة رقم (٣،٢١)

$$\tilde{r} = \text{sign}(r) \left\lfloor \frac{|r| + \Delta}{2\Delta + 1} \right\rfloor$$

حيث Δ تحدد القيمة العظمى لمقدار التباعد، و $\text{sign}(r)$ يتم تحديدها كما يلي:

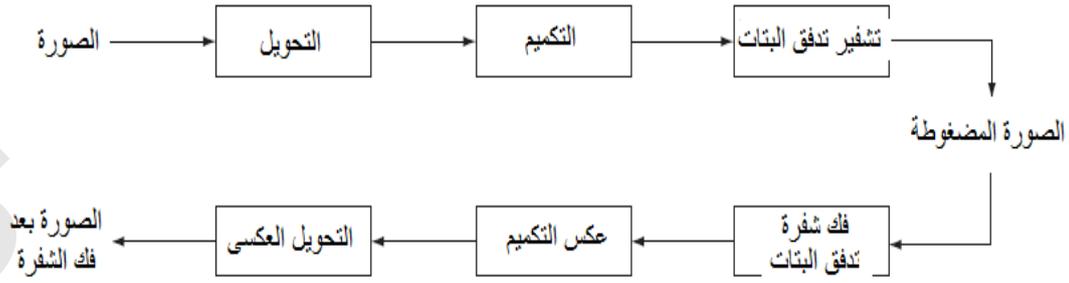
المعادلة رقم (٣،٢٢)

$$\text{sign}(r) = \begin{cases} -1, & r < 0 \\ 1, & r \geq 0 \end{cases}$$

حيث إن طريقة التشفير القريب من عدم الفقد تلحق فقط مرحلة تكميم إضافية لنظام التشفير، فإنها يمكن أن يتم تهيئتها عملياً مع أي خواريزم للتشفير بدون خسارة.

(٣،٢،٦) تشفير الصور الفاقد للمعلومات المعتمد على تحويل

لكي نحصل على نسبة ضغط CR أعلى تفوق التي نحصل عليها مع طرق التشفير بدون خسارة، فقد كان من الضروري أن نسمح ببعض الفقد في المعلومات. ولقد تم استخدام طرق التشفير المعتمدة على تحويل أو محول للوصول لهذا الغرض. هذه الطرق تتكون من عملية تحويل مصحوبة بعملية تكميم ثم تشفير لسيل أو تدفق البتات كما في الشكل رقم (٣،٩).



الشكل رقم (٣،٩) المكونات الأساسية لهيكل التشفير المعتمد على التحويل.

(٣،٢،٦،١) التحويل

يقصد بعملية التحويل إعادة ترتيب البيانات في الصورة بطريقة تسهل عملية الضغط. من أشهر طرق تحويل البيانات المطبقة في تشفير الصور هي طرق التحويل المعتمدة على التردد. لقد تمت دراسة الطريقة الكسرية أيضاً كإحدى الطرق غير الترددية. إن التحويل الترددي يقوم بإسقاط البيانات من النطاق الزمني x إلى النطاق الترددي X بالنسبة لمجموعة من المرشحات s :

$$X = Ts(x) \quad \text{المعادلة رقم (٣،٢٣)}$$

إن عملية التحويل T يتم تنفيذها من خلال عملية الالتفاف (*) المعرفة كما يلي:

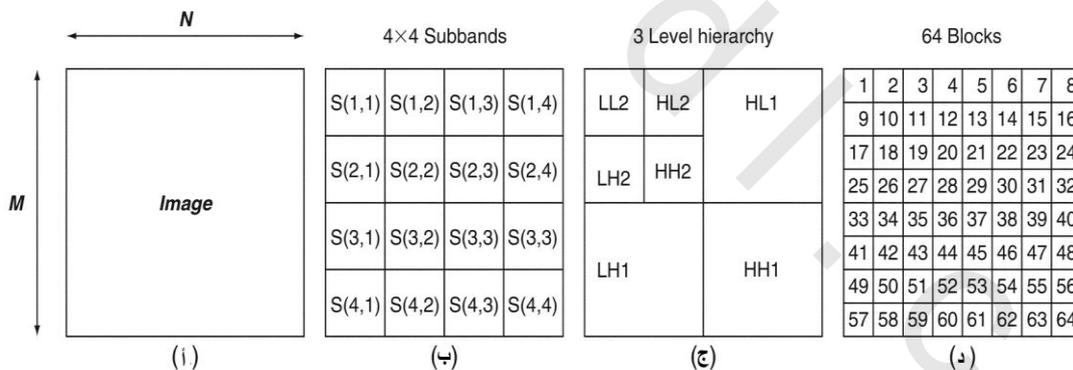
$$X = Ts(x) = S * x = \sum_i^I S[i] \cdot x[n-1] \quad \text{المعادلة رقم (٣،٢٤)}$$

حيث S هي تحويل المرشح بطول I و $n = \{1, 2, \dots, N\}$ حيث N هي عدد عينات البيانات. بالنسبة لطول المرشح، فإن معظم تطبيقات معالجة الإشارات، بما فيها ضغط الصورة، تستخدم المرشحات ذات الاستجابة المحددة finite impulse response, FIR. المرشحات المحددة الاستجابة FIR يكون لها عدد محدد من التفرعات، أو طول محدد للمرشح، وهذا يكون مطلوباً لأغراض عملية. إن البديل لذلك هو المرشحات ذات الطول غير المحدد infinite impulse response, IIR، بالرغم من أنها تكون متقدمة عن المرشحات المحددة الطول FIR بدلاً الاختيارية الترددية، إلا أنها تتطلب عينة لا نهائية. العينة اللانهائية يمكن إجراؤها من خلال الترشيح التكراري. بالنسبة للأنظمة القابلة للعكس مع التحويل في الاتجاه الأمامي (التحليل) والاتجاه العكسي (التصنيع أو التخليق)، فإن عملية تصنيع المرشح غير المحدد الطول يمكن إجراؤها فقط من خلال إشارات محددة العينات (مثلاً، الصور الثابتة) (27).

إن عملية التحويل الترددي تحلل البيانات المصورة إلى نطاقات جانبية مختلفة للصورة (28، 29). في هذا الصدد، فإن التحويل الترددي ينظر إليه على أنه تحويل النطاق الجانبي. يُمكن تصنيف تحويلات النطاق الجانبي تبعاً لهيكلهم التحليلي ومرشحاتهم. إن هيكل التحليل يحدد الطريقة التي يتم بها ترتيب معاملات التحويل. طبيعة هذا الترتيب يُمكن أن تكون نطاقاً جانبياً (30)، أو معتمدة على البلوك (31)، أو هرمية (32، 33) كما في الشكل رقم (٣، ١٠). يعرف التحليل الهرمي أيضاً بأنه التحليل المتعدد التحليلية أو التحويل المويجي wavelet transform.

تحويل الصورة يكون عامة ثنائي الأبعاد، حيث إن بيانات الصورة تكون ثنائية الأبعاد. بالنسبة للفيديو، يكون هناك امتداد طبيعي من التحويل الثنائي الأبعاد إلى التحويل الثلاثي الأبعاد لأخذ البعد الزمني في الحسبان. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة لفلسفة التشفير السائدة، فإن معظم مشغرات الفيديو تلتزم بالتحويلات ثنائية الأبعاد المطبقة على كل إطار منفرد.

إن المرشحات تكون هي قلب التحويل وهي التي تملئ خواص هذا المحول مثل الاستجابة الترددية له. إن أساسيات تصميم المرشح تتبع أصلاً من تحويل فوريير. وبالتالي؛ فإن محول فوريير المقطع discrete Fourier transform, DFT [34] يعتبر أداة أساسية وعامة الاستخدام في تحليل الإشارات، ويُمكن تحديده كما يلي:



الشكل رقم (٣، ١٠) هيكل التحويل التحليلي. (أ) صورة أبعادها $M \times N$. (ب) تحليل نطاقات جانبية 4×4 . كل نطاق $S(k,l)$ حيث $l = \{1, 2, 3, 4\}$ له $M/4 \times N/4$ من معاملات التحويل. (ج) التحليل الهرمي الديناميكي من مستويين. كل مستوى متتابع تكون تحديديته ربع تحديديته المستوى السابق. (د) تحويل معتمد على البلوكات باستخدام ٦٤ بلوك. كل بلوك تكون أبعاده $M/8 \times N/8$.

المعادلة رقم (٣، ٢٥)

$$X_{DFT}[k] = \sum_{m=0}^{M-1} x[m] \cdot e^{-j2\pi km/M}$$

$$= \sum_{m=0}^{M-1} x[m] \cdot \left(\cos \left[\frac{2\pi j}{M} \cdot km \right] - j \sin \left[\frac{2\pi j}{M} \cdot km \right] \right)$$

حيث M هي طول المرشح، وهي الوحدة التخيلية، k هي النطاق الترددي للمرشح المختار. بالنسبة لضغظ الصور، فقد تم توضيح تطبيقات وأداء النويات الجوهرية للتحويلات المختلفة في الكثير من المراجع [2, 4]، ومن أشهرها محول جيب التمام المقطع discrete cosine transform, DCT والذي يمكن التعبير عنه كما يلي:

$$X_{DCT}[k] = \sum_{m=0}^{M-1} x[m] \cdot \cos \left[\frac{\pi}{M} \left(m + \frac{1}{2} \right) k \right] \quad \text{المعادلة رقم (٣.٢٦)}$$

يعتبر ال DCT استنتاجاً من المركبات الحقيقية للـ DFT كما هو موضح في المعادلة رقم (٣.٢٥). إنها تعطي أداء أقرب إلى المثالية، الثاني بعد تحويل Karhunen-Loeve transform, KLT (35) بالنسبة إلى عمليات ماركوف العشوائية من الدرجة الأولى. لقد وجد أن الارتباطات تعتبر من الخواص المهمة للمرشحات (3, 7) حيث إنها تعني المقدرة على حزم الطاقة، التي تؤدي إلى الضغظ في التكرار الإحصائي، حيث ستكون هناك كمية أساسية من طاقة البكسل المحتواة في عدد قليل من معاملات التحويل. إن شيوع تحويل ال DCT ترجع بدرجة كبيرة إلى وجود الخوارزميات السريعة لحسابه، ولذلك فإن تطبيقاته كثيرة جداً في أجهزة الاتصالات الرقمية وخدماتها.

إن المرشحات القابلة للفصل مثل ال DFT وال DCT يمكن أن تمتد من النطاقات الأحادية البعد مثل المعادلتين (٣.٢٥) و (٣.٢٦) إلى النطاقات ثنائية الأبعاد من خلال عمليات تحويلية أفقية φ_h ورأسية φ_v يتم إجراؤها على مرحلتين. بالنسبة للـ DCT يمكن إجراء ذلك كما يلي:

$$X_{DCT}[k, l] = \sum_{m=0}^{M-1} \varphi_v(k, m) \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x[m, n] \varphi_h(l, n) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٢٧)}$$

$$\varphi_v(k, m) = \cos \left[\frac{\pi}{M} \left(m + \frac{1}{2} \right) k \right] \quad \text{المعادلة رقم (٣.٢٨)}$$

$$\varphi_h(l, n) = \cos \left[\frac{\pi}{M} \left(n + \frac{1}{2} \right) l \right] \quad \text{المعادلة رقم (٣.٢٩)}$$

يتم تصميم المرشحات للوصول إلى مميزات معينة للبيانات التي يتم العمل عليها. هذه المرشحات لها خواص مختلفة تم شرحها بالتفصيل في مرجع Vetterli and Kovacevic. بالنسبة لتشفير الصور يوجد هناك عدد من الخواص التي نحتاجها بشدة، والتي يجب أن تكون موجودة في المرشحات، مثل خطية زاوية الطور والتعامد، بالإضافة لبعض الخواص الأخرى. إن الاسترداد الكامل للبيانات يمكن أن يتم عن طريق التحويل العكسي المحدد كما يلي:

$$x = T^{-1}(T(x)) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٣٠)}$$

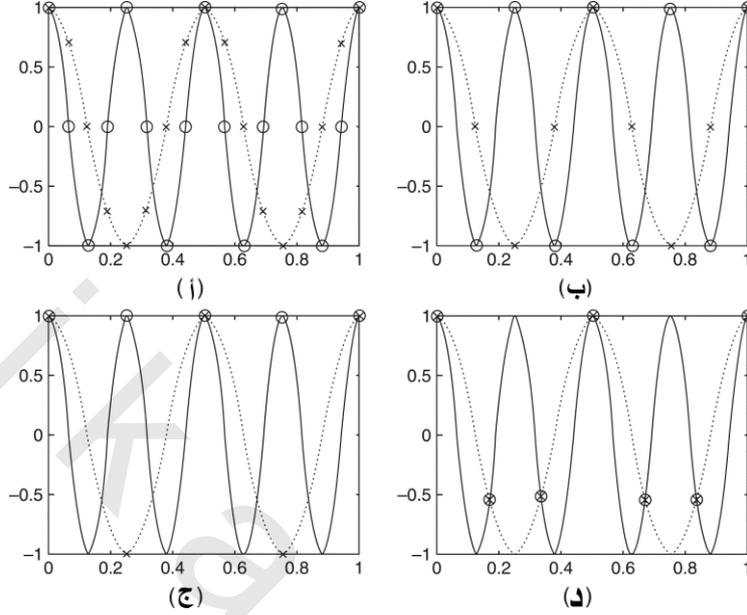
حيث x هي كل من إشارتي الدخل والخرج، و T و T^{-1} هي التحويل والتحويل العكسي على التوالي. إن الإنعكاسية، وإن كانت غير ضرورية بالنسبة للتشفير مع الفقد (36)، إلا أنها أصبحت مرغوبة على ضوء التحرك بإتجاه التشفير المحجم. للحصول على التحجيم الكامل في جودة الصورة، فإن مشفرات الصور يجب أن تكون لديها المرونة للتشفير بجودة التشفير مع الخسارة إلى التشفير بجودة عدم الخسارة مثلما في حالة المشفر JPEG2000 (15).

إن المرشحات التي تعمل عند حد العينة الحرج، بمعنى العينة عند تردد نيكويست Nyquist، تكون مفيدة جداً؛ لأنها تؤكد أن عدد العينات المدخلة قبل التحويل تكون مساوية لعدد العينات بعد التحويل. أي تحويل يُعطي عدداً من عينات الخرج أكبر من عدد عينات الدخل تتسبب فعلاً في امتداد البيانات. على الرغم من أن مثل هذه التحويلات المتزايدة الكمال تم تطبيقها في الضغط التصويري، إلا أنها ما زالت في مرحلة التحدي ومعقدة البناء. إن تردد نيكويست F يتم تحديده على أنه عرض مجال الإشارة (بمعنى التردد الأعظم) (37). يتم تحديد معدل نيكويست FN على أنه ضعف تردد نيكويست. العينة بتردد تحت معدل نيكويست ينتج عنها مشكلة التزيف الترددي للإشارة aliasing. عندما يحدث التزوير، فإن مكونات الإشارة ذات الترددات F_a فوق نصف تردد أخذ العينات (العينة) F_s وتُسمى أيضاً تردد اللف أو الطي F_f لن يُمكن تمييزها من الترددات F_b الأقل من F_f أو F_s بحيث ان $F_a = F_b + n \times F_f$ حيث n عبارة عن عدد صحيح بحيث $0 < F_b \leq F_f$ و $F_a > F_f$. هذه الظاهرة موضحة في الشكل رقم (٣.١١) باستخدام إشارات جيبيية في النطاق الزمني. بالنسبة لكل من الإشارات السمعية والتصويرية فإن ظهور مشكلة التزيف ينتج عنها تشويه بترددات عالية في الإشارة (2).

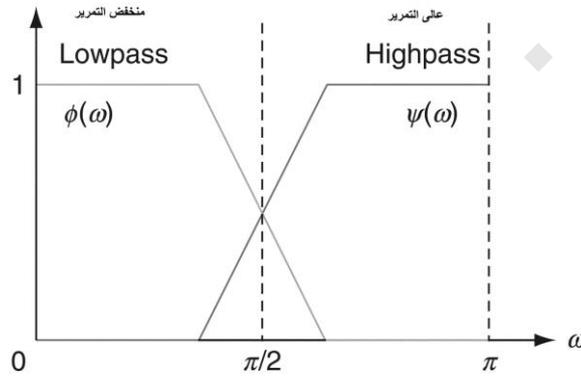
يحدث التزيف في النطاق التحويلي عند حدوث عينة منخفضة على مرشحات متداخلة الاستجابة الترددية كما في الشكل رقم (٣.١٢) (27، 29). عملياً، يتم تصميم المرشحات بنطاقات استجابية متعددة التداخل لتغطية كل المدى الممكن من الترددات. إن التداخل في الاستجابات يكون ضرورياً لأن المرشحات المثالية تتطلب عدداً لانهائياً من التشعبات والتي يكون من الصعب بناؤها (29). عند عينة هذه المرشحات عند التردد الحرج، فإن التزيف يحدث في المناطق المتداخلة.

هناك نوعان من المرشحات القابلة للعكس، والتي تسمح بالعينة الحرجة والتعامل مع خطأ التزيف هما المرشحات المتعامدة وثنائية التعامد. في هذه المرشحات يتم التعامل خطأ التزيف من خلال حذف هذا الخطأ في عملية التخليق أو التحويل العكسي (27، 38). ولذلك؛ فإنه بينما يكون التزيف مازال موجوداً في البيانات المحولة، إلا أن هذه المركبات التزيفية أو التي نشأت نتيجة هذا الخطأ يُمكن التخلص منها بفاعلية أثناء عملية التحويل العكسي. وعلى الرغم من ذلك، فإن التخلص الكلي من التزيف يكون ممكناً فقط في حالة إذا كانت

البيانات المحولة تبقى سليمة أو لم تتغير، وهذا شرط يعتبر مستحيل التحقيق إذا كانت عملية التكميم يتم إجراؤها بعد التحويل (27).



الشكل رقم (٣،١١) الإشارات الدورية $S(F_1)$ و $S(F_2)$ بالترددات F_1 (الخط المنقط) و F_2 (الخط المستمر). هنا $F_2=2F_1$. النقطة المقابلة لتردد العيننة F_s موضحة ب (o) و (x). (أ) $F_s=4F_2$. (ب) $F_s=2F_2$. (ج) $F_s=F_2$. (د) $F_s=2/3F_2$. في كل من (أ) و (ب) فإن الإشارة المعينة عند F_2 تستعيد شكلها الدوري ويُمكن فصلها من F_1 . في (ج) و (د) فإن العيننة عند F_2 قد فقدت شكلها الدوري الأصلي . بالإضافة لذلك فإنه في (د) لا يُمكن الفصل بين F_1 و F_2 من إشارة العيننة. لاحظ أنه في (ج) $S(F_1)$ لم تتأثر نتيجة خطأ التزييف لأن $F_s \geq 2F_1$.



الشكل رقم (٣،١٢) تداخل الاستجابة الترددي لنظام ذو نطاقين ترشيحيين، منخفض التمرير $\phi(\omega)$ وعالي التمرير $\psi(\omega)$. منطقة التداخل هي المساحة المثلثة الشكل التي مركزها عند التردد الأوسط $\pi/2$.

الفروق بين المرشحات المتعامدة وثنائية التعامد يُمكن رؤيتها بدلالات هيكلية. المرشحات المتعامدة تسمح بعدد m من نطاقات الاستجابات الترددية، بينما المرشحات ثنائية التعامد تكون لها نطاقات استجابات ترددية ثنائية، أحدها يمرر الترددات العالية والآخر يمرر الترددات المنخفضة. بالإضافة لذلك، فإن الأنظمة المتعامدة مثل الـ DFT والـ DCT تكون بطبيعتها معينة بالتردد الحرج؛ ولذلك فإنها تحافظ على طول المتجه. المرشحات الثنائية التعامد، على الجانب الآخر، لا تحافظ على طول المتجه. ولذلك؛ فإنها تكون لها مداخل أكثر من مخارجها (15، 36). بالنسبة لتطبيقات ضغط الصور فإن هذا التفاوت يُمكن حله من خلال مد عينات إشارة الدخل. بدلاً من خواص المرشح، فإن المرشحات ثنائية التعامد يكون لها عدد من المميزات فوق المرشحات المتعامدة، مثل خطية زاوية الطور وانتظامها. هذه الخواص مشروحة باستفاضة في المراجع (27).

التكميم Quantization (٢، ٦، ٢، ٣)

من أجل أن نحقق مستوى مقبولاً من الضغط، فإنه من الضروري أن نحد من المدى الممكن للرموز المطلوب تشفيرها بعد التحويل. إن عملية التكميم في مشفرات الصور تقوم بفاعلية بإعادة وضع خريطة لمعاملات التحويل من عدد أكبر إلى عدد أصغر من المعاملات. الكممات من الممكن أن تكون معتمدة على عدد ثابت أو على متجه. بالإضافة لذلك، فإن الكممات العددية الصحيحة أو غير المتجهة يُمكن أن تكون منتظمة أو غير منتظمة كما في الشكل رقم (٣، ١٣). إن التكميم الصحيح يتم إجراؤه في العادة من خلال عملية القسمة:

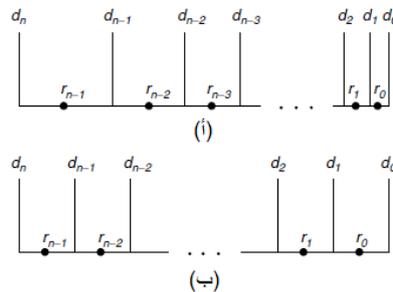
المعادلة رقم (٣، ٣١)

$$X_q[n] = \left\lfloor \frac{X[n]}{q} \right\rfloor$$

حيث $X_q[n]$ هو رمز التكميم القياسي، $X[n]$ هي معاملات التحويل، و q هي خطوة التكميم، و $\lfloor \cdot \rfloor$ يقصد به التقريب لأقرب رقم صحيح أسفل. طريقة تصميم الكممات المثالية مشروحة بالكامل في المرجعين Liloyd و Max (39, 40).

عملية التكميم تتسبب في خطأ e يُسمى خطأ التكميم، ويحدد على أنه الفرق بين مقدار عينة البيانات بعد التكميم وعينة البيانات قبل التكميم كما يلي:

$$e = X[n] - X_r[n] \quad (٣، ٣٢)$$



الشكل رقم (٣، ١٣) التكميم القياسي غير المنتظم (أ) والمنتظم (ب). كل مجموعة من مستويات القرار d تقابل استجابة كمية r . بالنسبة للتكميم المنتظم، تكون مستويات التكميم متساوية البعد بين بعضها. في التكميم غير المنتظم تكون المسافة بين مستويات القرار متغيرة.

حيث $X_r[n]=X_q[n]x_q$. يؤدي خطأ التكميم إلى الفقد المعلوماتي غير القابل للاستعادة في التشفير الفاقد للمعلومات. بينما التكميم القياسي يكون فعالاً في تشكيل بعض التوزيعات الاحتمالية PDS المفضلة للتشفير الإنتروبي، فقد وضح أن التكميم المتجه vector quantization, VQ يكون عامة أكثر فعالية (41). في الحقيقة، فإن التكميم القياسي يُمكن النظر إليه على أنه مجموعة جانبية من التكميم المتجه، حيث طول المتجه يساوي الوحدة. يعمل التكميم المتجه عن طريق تقريب مجموعة من المعاملات المحولة، $X[u] \in X$ ، من الفراغ المحول، X ، برمز المتجه $V[k] \in V$. يتم إختيار رمز المتجه من كتاب تشفير المتجه، V ، الذي حجمه M اعتماداً على معيار تقليل المسافة distance minimization criterion, f_{DMC} مثل متوسط مربع الخطأ mean squared error, MSE. يُمكن إعادة تشكيل هذه العملية باستخدام متوسط مربع الخطأ كما يلي:

$$\begin{aligned} \text{المعادلة رقم (٣.٣٣)} \quad V[k] &= f_{DMC}(X[u], V) \\ &= \min(MSE(X[u], V[m])), \quad \forall m \in M \end{aligned}$$

متوسط مربع الخطأ يحدد كما يلي:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٣٤)} \quad MSE(A, B) = \frac{1}{N} \sum_n^N (A[n] - B[n])^2$$

إن فعالية التكميم المتجه تعتمد بدرجة كبيرة على حجم كتاب شفرات المتجهات M . في وجود كتاب شفرات أكبر بشفرات متجه أكثر سيؤدي بالتأكيد إلى تقريب أفضل. لسوء الحظ، فإنه مع نمو كتاب الشفرات، فإن النفقات الإضافية المصاحبة لتخزين ونقل كتاب الشفرات تزداد. بالإضافة لذلك، فإن حسابات موائمة المتجهات ومقارنتها يزداد أيضاً. لذلك؛ فإن هناك قيوداً عملية تقلص أو تقلل من فعالية التكميم المتجه VQ.

طريقة أخرى لتنفيذ التكميم، هي التكميم المتتالي المصاحب لتشفير مستوى البت التقدمي. في هذه الطريقة يتم تقسيم المعاملات المحولة إلى مركباتها المكونة لها من البتات، ويتم تشفير كل مركبة ببتة تقدماً من البت ذات القيمة العظمى MSB إلى البت ذات القيمة الصغرى LSB. الميزة الجازبة في هذه الطريقة هي أنها مناسبة تماماً للتشفير الحجم.

(٣، ٢، ٦، ٣) تشفير تدفق البتات

آخر مرحلة في التشفير التحويلي تتعلق بشيئين: أولاً، التشفير الإنتروبي للبيانات المكتملة المحولة، ثانياً: الترتيب الفعال لسيل البيانات المشفرة إنتروبياً. لقد تم تغطية تشفير الإنتروبي بالتفصيل مسبقاً في الجزء (٣.٢.٢). بالنسبة لتشفير تدفق البيانات، فإنه من الشائع مهائة تركيبات مختلفة من طرق التشفير لكي تناسب البيانات المراد

تشفيرها. فمثلاً، بالنسبة لمشفّر الصور الثابتة JPEG يتم استخدام طريقة تشفير الطول السيار run length قبل تشفير هوفمان كمحاولة لتقليل عدد معاملات التكميم المراد تشفيرها، وهذا حقيقياً أيضاً بالنسبة لمشفّرات الفيديو المهجنة القياسية. بنفس الطريقة، فإنه في مشفّرات الـ JPEG2000، تم استخدام تشفير الطول السيار، وإن كان مشروطاً. بالإضافة لذلك فإن المشفّر JPEG2000 يستخدم مشفّراً حسابياً سياقياً ثنائياً لتشفير الإنتروبيا لمقارنة تكميم مستوى البت التقدّمي. يقوم تشكيل التدفق النهائي للبيانات بترتيب النظام أو الرتبة التي تم تخزين البيانات المشفرة عن طريقها، وهذا يكون مهماً خاصةً حيثما يكون التحجيم مهماً. فمثلاً، إذا تم تشفير صورة مع وجود تحديدية محجمة في الاعتبار، فإن سيل البيانات النهائي يجب أن يتكون بترتيب التحديدية، بمعنى، من التحديدية الأقل إلى التحديدية الأعلى.

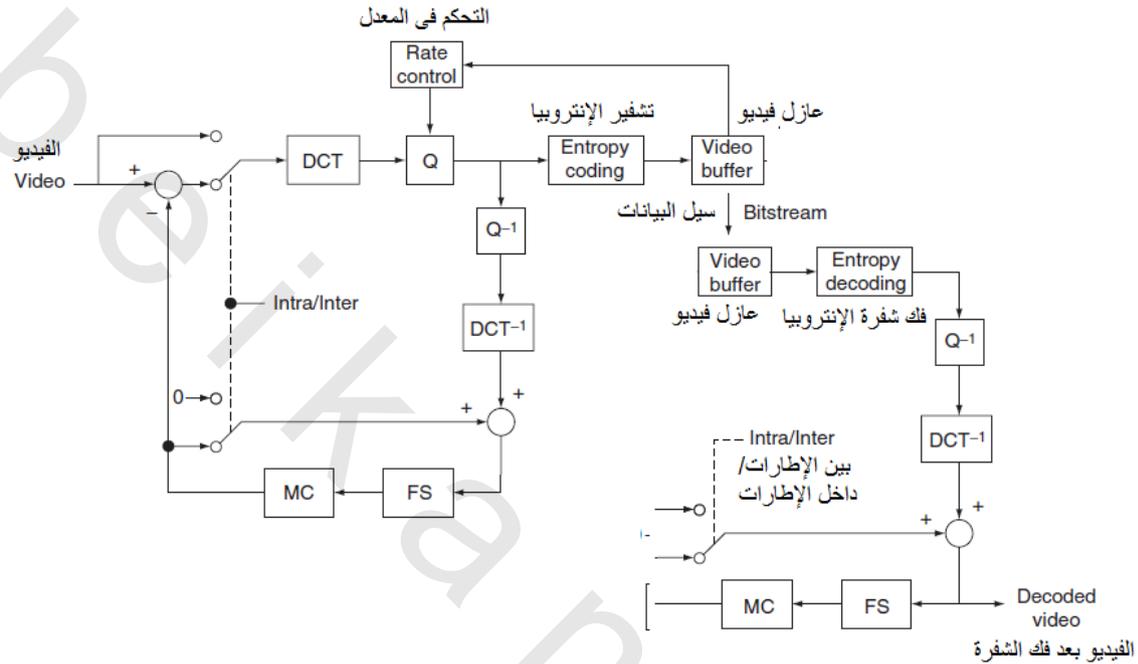
(٤،٦،٢،٣) تشفير الفيديو والصور

إحدى طرق تشفير الفيديو الرقمي هي عن طريق تشفير كل إطار في هذا الفيديو مستقلاً كما هو في النظام JPEG2000 المتحرك. بينما تكون هذه الطريقة لها بعض المميزات والفوائد، وبالذات في عمليات تحرير الفيديو (43)، إلا أن سلوكها في عملية الضغط يكون غير مثير للإعجاب بالمقارنة بالتشفير ثلاثي الأبعاد وطرق تشفير الفيديو المهجنة (44-46، 81). طرق تشفير الفيديو المهجنة (10، 16) المعروفة كما في الشكل رقم (٣،١٤) تعمل بطريقتين: طريقة بين الإطارات intraframe، وطريقة داخل الإطار interframe.

التشفير في طريقة بين الإطارات، وفي كل المقاصد والأغراض، يسلك نفس مسلك التشفير في حالة مشفّرات الصور الثابتة ويستخدم في تشفير الإطارات المرجعية فقط. إن التشفير بطريقة بين الإطارات يكمل هذا عن طريق تشفير الإطارات الفرقية. بينما يكون عمل التشفير الطبيعي في طريقة داخل الإطار يكافئ ما يحدث في طريقة بين الإطارات، فإن مركبته الأساسية تكون عبارة عن عملية أو ماكينة توقع تستخدم لتنفيذ عملية إزاحة فرق الإطار DFD, Displace Frame Difference. تقوم عملية الـ DFD بتوليد إطار الفرق اعتماداً على الإطار المرجعي كما في الشكل رقم (٣،١٥)، وبعد ذلك تتم عملية تشفير الإطار المرجعي بطريقة مشابهة لطريقة بين الإطارات.

لكي يتم عمل حساب الحركة في بيانات الفيديو في عمليات الـ DFD، فإنه يُمكن استخدام دوال توقع الحركة motion estimation, ME وتعويض الحركة motion compensation, MC لتتبع الأهداف أو الأجسام المتحركة في المجال الزمني، حيث يكون لذلك تأثيراً على تقليل الفرق أو الأخطاء المتبقية في عمليات الـ DFD. على الرغم من أنه حتى مع وجود توقع الحركة أو تعويض الحركة، فإنه سيكون هناك عدم توافق في الحركة من الممكن حدوثه، مما ينتج عنه أخطاء متبقية عالية. مشفّرات التحويل ثلاثية الأبعاد ليس لها هيكل أو شكل قياسي. بعض هذه المشفّرات الثلاثية الأبعاد تكون امتداداً طبيعياً لنظرائها الثنائية الأبعاد (47، 81). بعضها الآخر يستخدم

أشكالاً مهجنة بالاستعانة بال ME/MC (44، 46، 48) بينما تكون مشفرات التحويل الثلاثية الأبعاد متركرة أساساً على تطبيقات مشفرات الفيديو الرقمي، إلا أنها أيضاً أصبحت مقترحة لتشفير الصور الطبية الحجمية (49).

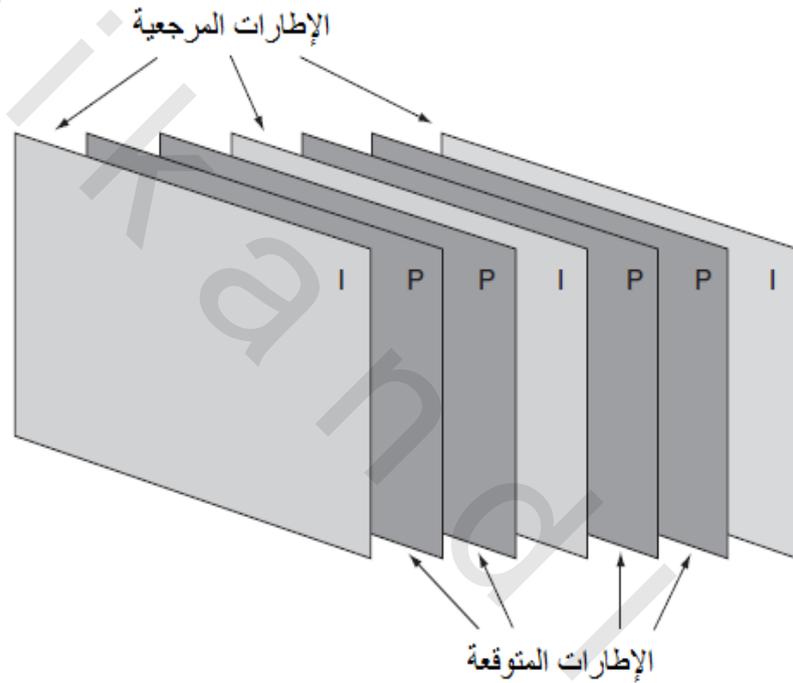


الشكل رقم (٣،١٤) هيكل تشفير فيديو مهجن ينتقل بين التشفير بين الإطارات وداخل الإطارات. الفرق بين هاتين الطريقتين هو إضافة عملية التوقع إلى طريقة التشفير داخل الإطار. في التشفير بين الإطارات يتم إجراء DCT على بيانات الفيديو مصحوبة بعملية تكميم Q. يتم تشفير الإنتروپيا على البيانات المكتملة لتكوين سيل البيانات المضغوط. عملية تشفير الإنتروپيا يتم تغذيتها أيضاً إلى دالة تحكم في المعدل التي تحاول الحفاظ على التشفير عند معدل البتات المطلوب. في طريقة التشفير داخل الإطار تتم إعادة تكوين الإطارات التي سبق تشفيرها للحاجة إليها للحصول على توقع الإطار الحالي مع تعويض الحركة. وبالتالي؛ يتم إجراء العملية العكسية عن طريق فك التكميم Q⁻¹ وال DCT العكسي. يتم استخدام تخزين الإطار FS لتخزين هذه الإطارات المرجعية التي تم تشفيرها لعملية تعويض الحركة. عملية فك الشفرة هي مرآة لعملية التشفير ولكن بالترتيب العكسي.

(٣،٢،٦،٥) التدرجية

لقد كانت التدرجية موضوعاً للاهتمام المكثف في تشفير الصور في السنوات الأخيرة. إنها خاصية مرونة تنشط إلى درجة معينة التحكم في التغيرات بين طرفي التشفير وفك التشفير بالنسبة لجودة الصورة، والتحديدية (10)، وفي حالة الفيديو، معدل الإطارات. قد يكون هناك تصور أن التدرجية قد تكون الأكثر فائدة في الأحوال التي يتم فيها تشفير الصور إلى الدرجة المثالية، ولكن يتم فك شفرتها عند درجة مختلفة (10) وذلك في وجود بعض المتطلبات والقيود عند طرف فك التشفير. كمثال على ذلك من الممكن أن يكون مخزن مركزي

للصور، مثل مجمع فنون أو أرشيف للصور الطبية، والتي تحتوي صوراً بجودة عالية، يتم الإتصال به من بعد. تكون التدرجية مفيدة أيضاً خاصة فيالتشفير المتغير حيث تتم إعادة تشفير الفيديوهات الرقمية عند معدل بتات مختلف، أو جودة مختلفة (50)، أو تحديدية مختلفة. للحفاظ على التدرجية في الصور، يكون من الضروري أن نرتب تدفق البتات في المشفر في طبقات مناسبة تعكس التدرج المستخدم (51، 52). فمثلاً إذا تم تدرج الصور تبعاً لجودتها، فإن الطبقات يجب ترتيبها في طبقات بتدرجات متناقصة في تحسين الجودة. بمعنى أن الطبقة الأولى يجب أن تأخذ أعلى درجة من تحسين الجودة، وآخر طبقة تأخذ أقل درجة.



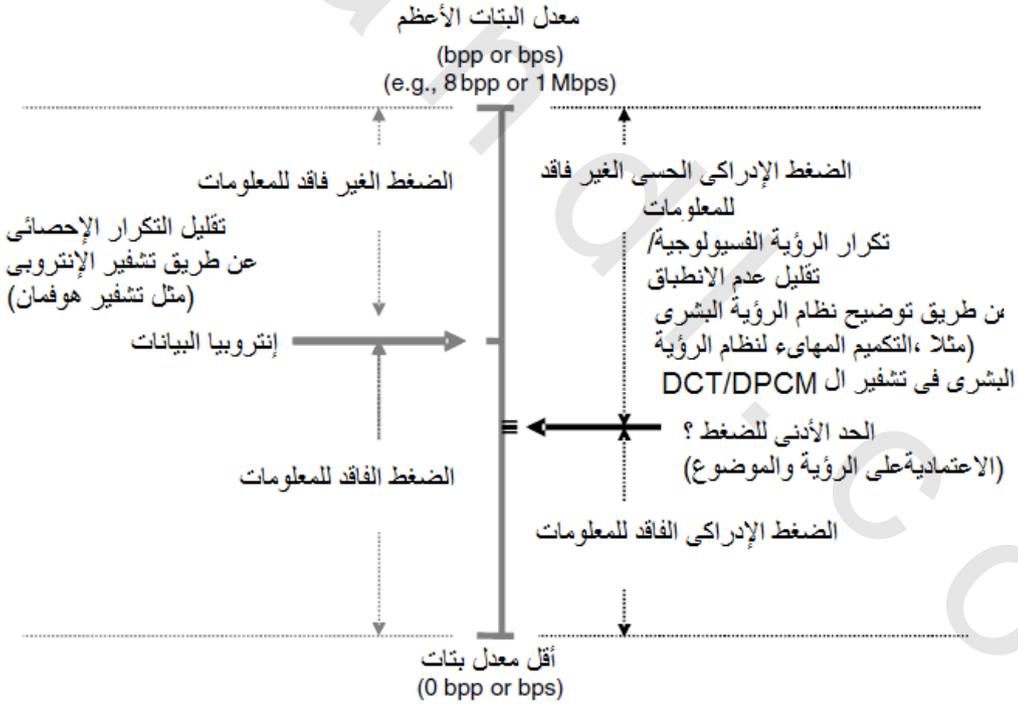
الشكل رقم (٣،١٥) ترتيب الإطارات المرجعية (I) والفرقية (P) لتشفير الفيديو المجهن.

(٣،٢،٧) التشفير الإدراكي الحسي للصور

لقد كان التأثير على جودة الصورة في التشفير مع السماح بفقد المعلومات دائماً موضع الاهتمام، وبالذات بالنسبة للصور ذات الجودة العالية. إن الطرق التقليدية لتحديد تشويه وجودة الصورة لا تأخذ العامل البشري في الحسبان. من المعروف أن جودة الصورة تعتمد على المحتويات الإدراكية للصور. كنتيجة لذلك؛ فقد أصبح من الشائع بالنسبة لمشفرات الصور أن تتم الاستعانة لدرجة ما ببعض الجوانب في نظام الرؤية البشرية human vision system, HVS. نظم التشفير المعتمدة على نظام الرؤية البشرية تعمل على مستويين، فوق أو تحت حد تشبع

للرؤية، الأول يكون إدراكيا فاقداً للمعلومات، بينما يكون الثاني غير فاقد للمعلومات إدراكيا. الشكل رقم (٣،١٦) يبين مفهوم التشفير الإدراكي والتشفير التقليدي الفاقد وغير الفاقد للمعلومات.

هناك موضوعان أساسيان في التشفير الإدراكي. الأول هو نمذجة نظام الرؤية البشري، والذي تمت معالجته بالتفصيل في مرجع Wandell (55). إن الرؤية البشرية لها اعتبارات طبيعية ونفسية. الاعتبارات النفسية يتم اعتبارها بالعقل البشري بالذات، وهي تعني ما يدركه العقل اعتماداً على الذاكرة والخبرة. أما الاعتبارات الطبيعية فهي التي تتعامل مع فسيولوجيا نظام الرؤية البشري، والذي يتكون في الأساس من العيون، وأعصاب الرؤية، والقشرة المخية للرؤية. مستويات الفهم في هذه المكونات الثلاثة تكون متغيرة. فمثلاً، المعرفة الأدبية للعين البشرية متطورة بدرجة كافية تسمح بالنمذجة الدقيقة للحدة البصرية للعينين وحساسية الألوان. على الجانب الآخر، فإن العمل الميكانيكي للأعصاب البصرية، وبالذات القشرة المخية البصرية، أقل تطوراً. وعلى ذلك فإن نموذج القشرة المخية البصرية يقرب فقط الدوال الأولية الأساسية للقشرة المخية البصرية، ومع ذلك فإن هذا النموذج يُعطي تقريباً سلوكياً موثقاً لنظام الرؤية البشري. يُمكن تلخيص الخواص الفسيولوجية لنظام الرؤية البشري كما يلي:



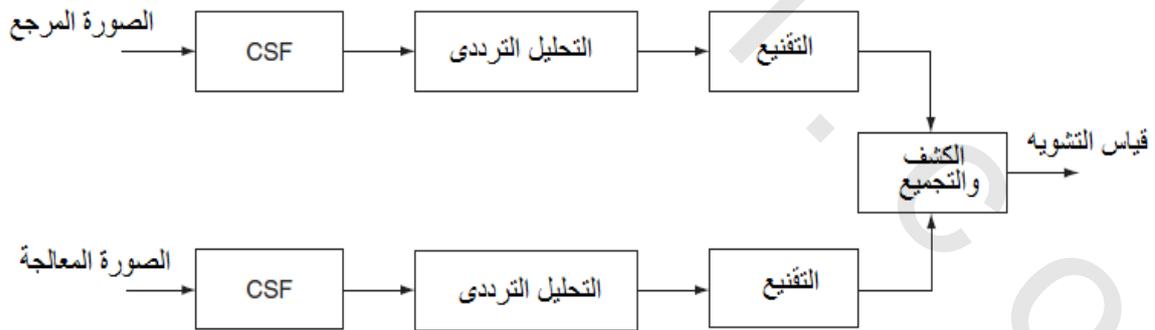
الشكل رقم (٣،١٦) نظرة إدراكية حسية على فلسفة التشفير من المرجع Hwang et al .

- إنها حساسة للتردد واتجاه المؤثر المرئي.

- إنها تعمل بطريقة نسبية بدلاً من الطرق المطلقة. بالتحديد الأكثر، فإن نظام الرؤية البشري يرى التضاد في الإضاءة بين مؤثرين بدلاً من القيمة المطلقة لمستوى الإضاءة للمؤثرين.
- قد تتأثر الرؤية للمؤثرات المرئية بالتقنيع والتهيسير. تقنيع الإشارة أو عمل قناع للإشارة قد يكون له أبعاد للرؤية، بينما الإشارة الميسرة تزيد أو ترفع من رؤيتها.

نموذج التحكم في تكبير التباين (contrast gain control, CGC) (75) المبين في الشكل رقم (٣.١٧) يُعطي وصفاً شاملاً ويعتمد عليه لنظام الرؤية البشري. وظيفياً، فإن هذا النموذج يقيم التشابه أو الفرق بين أي صورتين يتم رؤيتهما، كمرجع، ونسخة متغيرة من هذا المرجع. يتكون نموذج التحكم في التباين من أربعة أجزاء رئيسية: تقدير التباين، والترشيح، والتقنيع أو القناع، والتجمع. يقوم جزء تقدير التباين بترجمة الصور من التدرج المطلق إلى التدرج النسبي عن طريق دالة حساسية التباين (contrast sensitivity function, CSF).

هذا الجزء يعقبه جزء الترشيح أو عملية الترشيح، التي تقوم بإسقاط الصور من النطاق المساحي إلى النطاق الترددي الموجه. هناك العديد من طرق البناء لعملية الترشيح، بما في ذلك المحول الهرمي القابل للتوجيه، ومحول القشرة، ومتجه جابور (Gabor)، (57) كقليل من كثير. تأتي بعد ذلك عملية التقنيع التي تقوم بالتخفيف من عينات المعاملات المنفردة (59)، في النطاق الترددي الموجه، تبعاً للنشاط في الوسط المحيط. الإستجابة القناعية R_m لها الشكل العام التالي:



الشكل رقم (٣.١٧) نموذج التحكم في تكبير التباين.

المعادلة رقم (٣.٣٥)

$$R_m[l, \theta, i, j] = v_{m,1} \cdot \frac{X[l, \theta, i, j]^{Pm}}{h_m^{qm} [l, \theta, i, j] + v_{m,2}}$$

حيث يتم تقنيع معاملات التحويل $X[l, \theta, i, j]$ بمعامل الاضمحلال $h_m^{qm}[l, \theta, i, j]$ في نطاق التقنيع m ، والمتغيرات l, θ و (i, j) تحدد التردد، والاتجاه، والموضع المساحي، على الترتيب لمعاملات التحويل، و pm, qm ، و $vm, 1, vm, 2$ هي المعاملات المطلوب أمثلتها. يُمكن للتقنيع أن يحدث في النطاق المساحي أو الترددي و/أو الإتجاهي. لاحظ أن المعادلة رقم (٣.٣٥) تعطي نموذجاً قابلاً للفصل لتكميم التقنيع في نطاق محدد. لقد تم اقتراح نموذج بديل يقوم بتكميم التقنيع في كل النطاقات في وقت واحد في أكثر من مرجع. بالنسبة للتقنيع المساحي، فإن معامل الكبح تكون عبارة عن قياس للنشاط المحيط بالمعامل الهدف، $X[l, \theta, i, j]$ ، ويُعطى بالعلاقة التالية:

$$h_s^{qs}[l, \theta, i, j] = \sum_u^U \sum_v^V X[l, \theta, u, v]^{qs} \quad \text{المعادلة رقم (٣.٣٦)}$$

إن التقنيع المساحي يكون محددًا أو محلياً في خلال مساحة نافذة معينة، كما هي محددة بالمتغيرات U و V . هذه النافذة المساحية تكون مركزة عامة على الموضع المساحي (i, j) . التقنيع الإتجاهي يقيس النشاط على نفس الموقع المساحي، ولكن على الاتجاه ϕ . يُمكن كتابة ذلك كما يلي:

$$h_o^{qo}[l, \theta, i, j] = \sum_\phi^\Phi X[l, \phi, i, j]^{qo} \quad \text{المعادلة رقم (٣.٣٧)}$$

قد يكون من الممكن توحيد نماذج التقنيع القابلة للفصل في كمية مقاسة واحدة عن طريق المجموع الموزون أثناء عملية التجميع. مرحلة التجميع تقوم بعملية جمع كل الفروق بين الاستجابات التقنيية لكل من الصورة المرجع والصورة المعالجة. في العادة، يتم استخدام مجموع منكوسكي Minkowsky لهذا الغرض والمحدد كما يلي:

$$D_{CGC} = g_m \cdot \sum_m^M \left(\sum_l^L \sum_\theta^\Theta \sum_i^I \sum_j^J (R_m[l, \theta, i, j] \cdot \bar{R}_m[l, \theta, i, j])^\beta \right)^{1/\beta} \quad \text{المعادلة رقم (٣.٣٨)}$$

حيث g_m هي الوزن في نطاق التقنيع m ، و $R_m[l, \theta, i, j]$ و $\bar{R}_m[l, \theta, i, j]$ هما الاستجابات التقنيية لصور المرجع والصور المعالجة على التوالي. يمتد التشويه الكلي على كل مستويات التحديدية L ، والاتجاهات θ والمواقع المساحية (i, j) .

الموضوع الثاني المتعلق بالتشفير الإدراكي هو مهائة نموذج الرؤية البشري لهيكل التشفير. الطريقة الأكثر عمومية تكون من خلال مرحلة التكميم، حيث تقوم نماذج الرؤية بتنظيم عملية التكميم للتحكم في مستوى التشويه المدرك في الصور المشفرة (26-64). من الطرق غير العادية في تهيئة نموذج الرؤية البشري للمشفرات تكون عن طريق تصميم مرشحات تحويلية يُمكن ضبطها على جوانب معينة من نموذج الرؤية البشري. بالنسبة

للمشفرات القابلة للتدرج مثل JPEG2000 لتشفير الصور الثابتة، فإنه يُمكن تهيئة نماذج الرؤية لقياس خطأ التشويه في دالة الـ R-D كما في الجزء (٣،٢،٤) (٣١، ٦٠، ٦١).

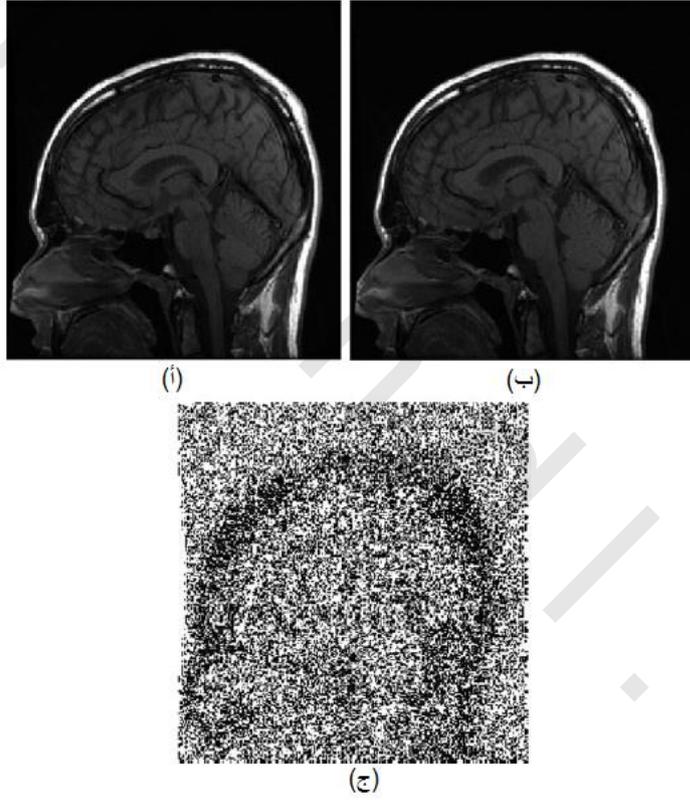
من الممكن للمشفرات الإدراكية أن تكون مدفوعة بالمعدل أو مدفوعة بالجودة. الغرض من المشفرات الإدراكية المدفوعة بالمعدل هو لتشفير الصور حتى أحسن جودة رؤية ممكنة لمعدل بتات معين. في المشفرات المدفوعة بالجودة، يتم تشفير الصور حتى مستوى جودة الرؤية المطلوب عند أقل معدل بتات ممكن. المشفر المدفوع بالجودة الذي يعمل قريبا من أسفل مستوى التشبع الفائت من الممكن أن يحقق جودة التشفير المرئي غير الفائق للمعلومات كما في الشكل رقم (٣،١٨). مستوى التشبع الفائت يحدد على أنه النقطة التي تكون عندها الفروق بين اثنين من المؤثرات الضوئية يُمكن البدء في إدراكها. في العادة يتم الإشارة إليها على أنها فروق المستويات التي تكون قريبة من الملاحظة just noticeable difference, JND leve.

(٣،٢،٨) المشفرات الموحدة

تحت رعاية الهيئة الدولية للتحويل International Standard Organization, ISO، ومجموعة خبراء التصوير المتحددة Joint Photographic Experts Group, JPEG، ومجموعة خبراء الصور المتحركة Moving Pictures Expert Group, MPEG التي كانت الكيانات الأساسية المسؤولة عن التطوير في مشفرات الصور الصناعية الموحدة. الـ JPEG كانت هي المسؤولة عن ضغط الصور الثابتة التي تحتوي كل من الصور الرمادية والملونة وفي كل من حالتي التشفير الفائق وغير الفائق للمعلومات. الـ JPEG-LS عبارة عن مشفر غير فائق للمعلومات يعتمد على ماكينة تشفير الـ LOCO كما رأينا في الجزء (٣،٢،٥،٢). المشفر LOCO كان بوضوح نظاما للتشفير المتقدم في أول ظهوره. منذ هذه السنوات، ظهر العديد من الخوارزميات الأكثر كفاءة في التشفير الغير فائق للمعلومات. (٦٦، ٦٧)

الأساس في الـ JPEG هو التشفير الفائق للمعلومات للصور باستخدام التكميم العددي لتحويل جيب التمام المقطع DCT مع شفرات هوفمان والطول المستمر لتشفير الإنتروبيا. هذا المشفر تم استبداله بأحدث مشفر وهو الـ JPEG2000. المشفر JPEG2000 للصور الثابتة يستخدم تحويل الموجة المقطع discrete wavelet transform, DWT مع تشفير مستوى البت التقدمي (36). تشفير الإنتروبيا يتم تناوله الآن عن طريق مشفر حسابي متوسط التطور معتمد على السياق، وهذا النظام التشفيري يُمكن تدريبه مع التحديدية ومعدل الضغط، وبالإضافة لذلك، فإنه يُمكن أن يكون في كل من الحالتين الفاقدة وغير الفاقدة للمعلومات. بينما يكون أداء هذا النظام في الطريقة الفاقدة للمعلومات فائق التقدم عن الـ JPEG الأساسي، إلا أن أدائه في الطريقة غير الفاقدة للمعلومات يكون دون المستوى أو أقل من الـ JPEG-LS (69).

الـ MPEG يكون هو المسئول عن تقنيات ضغظ الفيديو. إصدارات المشفرات MPEG-x يكون على علاقة وثيقة بخبط أو مسار الاتحاد الدولي للاتصالات اللاسلكية International Telecommunication Union. ITU المعروف بالمشفرات H.26x. آخر ما صدر من مشفرات الفيديو هو الـ MPEG-4 AVC/H.264، والذي تم تطويره من خلال الجهود المتحدة بين كل من الـ ISO والـ ITU. كل من مشفرات الـ MPEG-x والـ H.26x تتشارك في الإطار التشفيري المهجن DCT/MC (16) على مدى العقد الماضي نضجت التكنولوجيات المهجنة بدرجة ملحوظة، وتمت مكتسبات جوهرية في الـ MC، وتشفير الإنترنت، والتشفير النهائي. إن أداء الـ MPEG-4 AVC/H.264 على المشفرات السابقة له يكافئ أداء الـ JPEG2000 على الـ JPEG الأساسي. (70)



الشكل رقم (٣،١٨) شريحة تصوير بالرنين المغناطيسي للمخ. (أ) الصورة الأصلية. (ب) الصورة المشفرة إدراكيا بدون فقد. (ج) صورة الفرق بين الصورة الأصلية والصورة المشفرة إدراكيا بدون فقد. بالنسبة للصورة الفرق، المساحات البيضاء توضح عدم وجود فروق في البكسلات، بينما المساحات السوداء يكون بها فروق في البكسلات. صورة الفرق تبين مساحات الصورة التي يكون بها تكرارية نفسية مرئية.

(٣،٢،٩) تطبيقات تشفير الصور في التصوير الطبي

لقد تزايدت أهمية ضغط الصور في التصوير الطبي الفترة الأخيرة. لقد أتاح التحول في اتجاه الأوساط الرقمية مرونة أكثر في الطريقة التي تؤخذ بها الصور الطبية، والطريقة التي تنقل بها لتصبح متاحة للتشخيص (مثل الطب عن بعد). (82) كما في الكثير من التطبيقات الأخرى، فإن الصور الطبية الرقمية تتطلب وسط تخزين وعرض مجال للنقل عبر شبكات الاتصالات، حيث تظهر المشكلة عندما تزيد مساحة التخزين ومتطلبات النقل عن السعة المطلوبة. بينما يكون من الممكن زيادة السعة المطلوبة، فإنه تكون من الحكمة أيضاً زيادة الجهود في عملية الضغط لتقليل متطلبات التخزين والنقل.

إن المشكلة الحرجة في الصور الطبية بالنظر إلى الضغط تكون هي سلامة المعلومات، حيث يجب تجنب فقد المعلومات كلما أمكن. لذلك؛ فإن الأوساط الطبية ترى عملية الضغط كعملية فاقدة أو غير فاقدة للمعلومات. في المواقف التي لا يسمح فيها بفقد المعلومات نتيجة أسباب عملية، فإنه يتم التوجيه ناحية التقليل من تدني المعلومات لأقصى درجة بدلاً من المنع الكامل (72). يُمكن اعتبار التدهور في معلومات الصورة مقبولاً إذا كانت القيمة التشخيصية للصور الطبية محفوظة.

وعلى ذلك؛ فإن السؤال عن تشفير الصور الطبية يتكون من جزأين، الأول، تحت أي ظروف يُمكن استخدام الضغط الفاقد للمعلومات؟ الثاني، ما هو مقدار السماح في مستوى الخطأ للحفاظ على القيمة التشخيصية للصور الطبية؟ فمثلاً، ما هي البكسلات الموجودة في الصورة الطبية التي تحتوي على معلومات تشخيصية حرجة؟ وفوق ذلك، ما هو تأثير التشويه الناتج من التشفير الفاقد للمعلومات على جودة التشخيص؟ حالياً، ليست هناك خطوط استرشادية رسمية لاستخدام التشفير الفاقد للمعلومات في الصور الطبية، وهذا قد يرجع جزئياً إلى الاعتبارات القانونية أو الشرعية. إن احتمالية أن يتم فقد بعض المعلومات التشخيصية مما يؤدي إلى التشخيص الخاطئ له بعض الاعتبارات والتشعبات القانونية. حتى يتم التأكد من أن الضغط الفاقد للمعلومات سيحافظ على المعلومات التشخيصية في الصور الطبية، فإنه غالباً سيتم التركيز على الضغط غير الفاقد للمعلومات في التصوير الطبي (73).

إذا كانت القيمة التشخيصية للتصوير الطبي سيتم أخذها بدلالة كميات إدراكية قابلة للقياس، فإن التشفير الإدراكي قد يكون هو الحل الذي سيحافظ على المعلومات الطبية في الصور الطبية. وعلى ذلك، فإنه قد ظهر أن التشفير الإدراكي غير الفاقد للمعلومات سيساوي أو سيكون أكثر كفاءة من طرق التشفير القريبية من عدم الفقد أو الغير فاقدة للمعلومات. وعلى ذلك أيضاً، وفي نهاية المطاف، فإن ضغط الصور الطبية من الممكن أن يعتمد على طبيعة التشخيص وعلى كل حالة أو موقف على حده.

(٣،٣) الضغظ في معيار دايكوم

سيقدم هذا الجزء وصفاً ملخصاً لمشفرات الصور المدعمة تحت مظلة نظام ضغظ الصور المعروف بالتصوير الرقمي والاتصالات في الطب (digital imaging and communication in medicine, DICOM) (انظر الفصول الثاني و الثالث عشر من هذا الكتاب). (74) يقدم معيار الدايكوم شكلاً لترتيب المعلومات المصاحبة لكل صورة طبية. إنه يقوم بتغليف الصور المضغوطة من خلال المشفرات القياسية داخل هيكله؛ ولذلك فإنه يحافظ على نمطه، وهذا الترتيب النمطي يسمح بإضافة أو حذف مشفرات مستقبلية من هذا المعيار. بمجرد ربط الصور الطبية داخل حزام أو شكل الدايكوم، فإن الطريقة التي يتم بها تخزين الصور ونقلها يتم عن طريق نظام أرشفة واتصالات الصور picture archiving and communication system, PACS (انظر فصل الثالث عشر) (75، 76).

(٣،٣،١) مشفرات دايكوم المقترحة

إن الدايكوم لا يدعم بالضرورة كل الخواص المطلوبة من المشفرات القياسية. بالإضافة لذلك، فإن الدايكوم لا يحدد ولا حتى يقترح تحت أي الظروف يجب استخدام الضغظ الفاقد للمعلومات، ولكن القرار في ذلك يكون متروكاً كلية للمستخدمين. المشفرات التي يدعمها الدايكوم حالياً هي:

- المشفر JPEG-LS غير الفاقد أو القريب من عدم الفقد والمعتمد على المشفر LOCO (20).
- المشفر الأساسي للضغظ الفاقد للمعلومات، والذي يستخدم الـ DCT مع التكميم القياسي وتشفير هوفمان.
- المشفر JPEG2000 (68، 77) والذي يدعم كل من الضغظ الفاقد وغير الفاقد للمعلومات من خلال مرشحات قابلة للعكس (5/3) وغير قابلة للعكس (9/7) على التوالي. إنه يدعم أيضاً التشفير التدرجي، ويستخدم التحويل الموجي مع تشفير مستوى البت والتشفير الحسابي.
- الـ MPEG-2 MP@ML (15، 36) (الشكل الأساسي عند المستوى الأساسي) لضغظ الصور المتعددة الإشارات (42).

(٣،٣،٢) نمط الصورة

يقع التشخيص المصور في ثلاثة أنواع: النقل، والانعكاس، والتصوير الباعث. التصوير الناقل مثل التصوير الشعاعي (أشعة إكس) يقوم بإسقاط الجزيئات من خلال وسط حتى يتم مسك خواص معينة خلال هذا الوسط. التقنيات المعتمدة على الانعكاس الصوتي تقوم بإرسال إشارة نبضية في الوسط. المعلومات الموجودة داخل الوسط يتم مسكها بعد ذلك من نبضات الإشارة المنعكسة. يعمل التصوير الانعكاسي عن طريق مسك الإشارة

المنبتقة من داخل الوسط. هذه الانبثاقات من الممكن حثها خارجياً، من خلال حقن النظائر المشعة كما في حالة الطب النووي، أو قد يأتي طبيعياً كما في حالة التصوير بالرنين المغناطيسي.

إن أنماط التصوير الطبي تحدد الطريقة التي يتم بها مسك الصورة، بمعنى، التصوير بالرنين المغناطيسي، أو التصوير الفوق صوتي، أو التصوير المقطعي، أو إلخ. المطلوب من الأنماط المختلفة هو استخلاص الأنواع المختلفة من المعلومات. هناك قائمة من الأنماط المدعمة الموجودة في فصل الأول. إن الدايكوم لا يُعطي أي توصيات عن أي نوع من الضغط، فاقد أو غير فاقد للمعلومات، التي يجب استخدامها في أي نمط من الأنماط، وهذا القرار متروك لكل مستخدم. عامل مهم يُمكن أن يؤثر في إختيار نظام الضغط هو حجم الصورة الرقمية. الصور الطبية لديها القابلية لتغيير حجمها نتيجة عمق البت، الذي يتغير من ٨ حتى ١٦ بت، ولها تحديدية يُمكنها أن تتعدى 1000×1000 بكسل. بالإضافة لذلك، فعند التعامل مع الصور المتعددة الإطارات أو الشرائح، فإن كمية المتطلبات التخزينية تصبح ملحوظة جداً. ولذلك؛ فإنه قد يكون من الأكثر اقتصادية أن يكون هناك ضغط أكثر مع بعض الفقد في المعلومات إذا كانت القيمة التشخيصية للصور الطبية يُمكن الحفاظ عليها.

(٤، ٣) ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية

سنقدم في هذا الجزء ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية والمتعددة الأبعاد اعتماداً على طرق التشفير التشخيصية المختلفة الغير فاقدة للمعلومات. سنقدم أيضاً خلفية ملخصة على دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد مع تقدير المعاملات الفسيولوجية، ويعقب ذلك التعامل مع الحاجة لتطوير ضغط البيانات المتعددة الأبعاد بكفاءة لتقليل حجم الصور الوظيفية الديناميكية بدون التأثير على تقدير المعاملات الفسيولوجية وصناعة القرار العلاجي. بعد ذلك، سيتم وصف تقنيات الضغط الغير فاقد للمعلومات لبيانات الصور الوظيفية الديناميكية في ثلاثة جوانب: الضغط في النطاق الزمناً اعتماداً على جدول عيننة الصورة المثالية، والضغط في النطاق المساحي مع التحليل المجموعي، والضغط في نطاق السينوجرام عن طريق دمج تحليل المركبات الأساسية principle component analysis, PCA وطريقة تشفير الـ JPEG2000 الموزون القناة.

(١، ٤، ٣) دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد

كما ذكرنا في الجزء (١.٤)، فإن التصوير الوظيفي الديناميكي مثل الـ PET في الطب النووي يُمكن أن يحقق التحديد الكمي للوظائف الفسيولوجية، والدوائية، والكيميائية الحيوية على عرض الصورة داخل الجسم ويُمكنها أن تدعم رؤية توزيع هذه الدوال بالمقابلة مع الهياكل التشريحية. يُمكن تقدير أي وظيفة فسيولوجية عن طريق ملاحظة سلوك كمية صغيرة من مادة معطاة كدواء ومخلطة بأثر من النظائر المشعة. يُمكن تكوين الصور عن طريق الكشف عن أشعة جاما المنبعثة خارجياً من المريض مع اضمحلال هذا الأثر المشع. حيث إن هذه الطرق

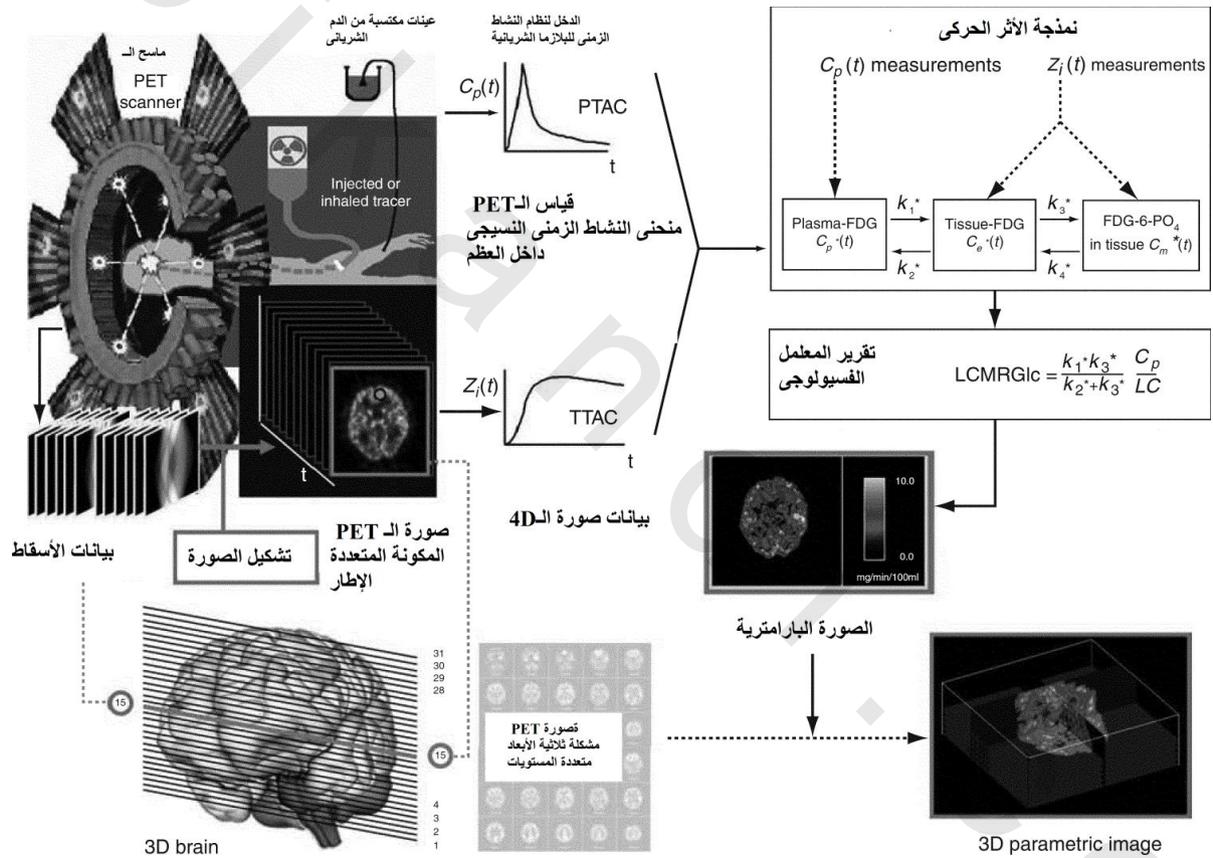
تسمح بملاحظة تأثيرات العمليات الفسيولوجية، بينما تكون معظم الأمراض وظيفية في طبيعتها وتكون التغيرات الهيكلية ثانوية، فإن تقنيات التصوير الوظيفي تكون ذات قيمة عالية في المساعدة في تشخيص ومعالجة المرضى. إن مدى الاختبارات التي يمكن إجراؤها في دراسات التصوير الوظيفي كثيراً جداً ويغطي كل الأنظمة العضوية في الجسم. في بعض الدراسات، يجب ملاحظة التغير الزمني لإعادة توزيع الأثر الإشعاعي بدأ من تعاطيه ويتم وضعه في كميات للمساعدة في حساب المعاملات الفسيولوجية عن طريق نمذجة الأثر الحركي. الشكل رقم (٣.١٩) يبين دراسة حقيقية لمعالجة وتحليل بيانات صورة وظيفية ديناميكية والتوليد التتابعي للصور البارامترية للمخ البشري باستخدام الـ PET مع الأثر المشع 18F-fluoro-deoxyglucose, FDG.

لكي تتمكن من تقدير البارامترات الفسيولوجية ونكون صورة بارامترية، لكل مستوى مقطعي، فإن ماسح الـ PET يكتسب تتابعاً من المسحات عند معدل مسبق التحديد (الذي لا يكون بالضرورة ثابت)، بالتحديد من ٢٠ - ٦٠ دقيقة، والتي يتم فيها اكتساب مساقط المنظر (بيانات السينوجرام) عند زوايا عديدة ويتم هيكلتها في صورة شرائح تصف امتصاص الأثر الموضعي والوظيفي أثناء الدراسة. من هذه البيانات، يُمكن رسم ما يُسمى بمنحنى النشاط الزمني النسيجي tissue time activity curve, TTAC لكل فوكسل أو وحدة حجم، ويتم حساب قيمة المعامل الفسيولوجي لهذه الفوكسل محسوبة عن طريق تطبيق نموذج الأثر الحركي للـ TTAC. إذا تم تكرار عملية النمذجة لكل مستوى، فإنه يُمكن تكوين صورة بارامترية فسيولوجية ثلاثية الأبعاد. يُمكن للقارئ أن يجد تفاصيل أكثر لعملية توليد الصور البارامترية في فصل السادس.

ومع ذلك، فإن دراسات التصوير الديناميكي الوظيفي تكون مصحوبة بنمو في بيانات الصورة. فمثلاً، هناك دراسة روتينية للـ PET الديناميكي باستخدام الماسح CTI 951 تشتمل في الحقيقة على ٣١ صورة مكتسبة لمستوى مقطعي مكونة من ١٢٨×١٢٨ بكسل عند ٢٠ حتى ٣٠ من النقط الزمنية. مجموعة البيانات الرباعية الأبعاد الناتجة تحتوي على ١١ مليون نقطة بيانات، تتطلب وسط تخزين يساوي تقريباً ٢٢ ميغا بايت لدراسة واحدة فقط لموضع سريري واحد. مثل هذا العدد الضخم من الصور يضع حملاً معتبراً على وسط التخزين والاسترجاع في الحاسب، وعلى معالجة البيانات، وعلى زمن النقل. عندما يكون تحسين تحديدي الصورة ضرورياً أو أن خطوات المسح يجب أن تحتوي على كل الجسم، بدلاً من عضو واحد فقط في الجسم، فإن الطلب على المساحة التخزينية يزداد. ولذلك؛ فإن تقنيات ضغظ بيانات الصورة الوظيفية الديناميكية تكون غاية في الأهمية.

كما ذكرنا في الجزء (٣.٢.٤)، فإنه يُمكن تقسيم خوارزمات ضغظ الصور إلى فئتين أساسيتين، غير الفاقد والفاقد للمعلومات. تسمح خوارزمات الضغظ غير الفاقد للمعلومات بإعادة التشكيل التام للصورة الأصلية من البيانات المضغوطة. هذه الخوارزمات تعطي نسب ضغظ CR متواضعة تكون في العادة 1.7:1 حتى 2.1:1 بالنسبة

لبيانات الطبية. بينما يُمكن إعادة تشكيل الصور الأصلية تقريبا من البيانات المضغوطة فقط، إلا أن الفروق قد لا يُمكن تمييزها عن طريق نظام الرؤية البشري. إن التحدي في تطوير طريقة عملية لضغط الصورة في حالة الصور الديناميكية الطبية هو تطوير خوارزميات تكون غير فاقدة للمعلومات للأغراض التشخيصية، بمعنى، أنها لا تحدث أي فرق لتقييمات الأطباء الكمية والكيفية، وفي نفس الوقت تعطي نسبة ضغط CR عالية لتقليل أعباء التخزين والنقل والمعالجة الإشارية. يجب ملاحظة أنه في الحالات العلاجية، فإن الفقد البسيط في الدقة في أي معامل يتم استنتاجه من الممكن عدم ملاحظته بالعين ويكون غير مهم في الأخطاء النسبية للقياس.



الشكل رقم (٣، ١٩) مخطط ملخص لعملية توليد الصور البارامترية الفسيولوجية اعتماداً على نمذجة الأثر الديناميكي - كمثال، التقدير

الكمي لمعدل التمثيل الغذائي المحلي بالـ PET FDG. بعد الحقن الوريدي للأثر FDG، حيث يتم الحصول على التغير الزمني الكلي لتوزيع الأثر الإشعاعي في المخ عن طريق اكتساب بعض الصور. في نفس الوقت، يتم الحصول على دالة الدخل من خلال تتابع من عينات الدم. المعامل الفسيولوجي المطلوب، في هذه الحالة هو معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز في المخ، يتم تقديره عن طريق موائمة نموذج حجرة لبيانات. يتم اكتساب البيانات الرباعية الأبعاد (ثلاثة أبعاد في الفراغ والأخير في الزمن) لتشكيل الصورة البارامترية الثلاثة الأبعاد، والتي توضح تمثيل الجلوكوز المحلي كمياً بالوحدات mg/100g/min.

إن خوارزمات الضغظ المعروفة لا تكون مفصلة أو مجهزة للتعامل بالتحديد مع الاستخدام التشخيصي لبيانات الصور التشخيصية الديناميكية. ولذلك، كان لابد من تطوير خوارزمات تستغل لأقصى درجة التكرارية في هذه البيانات الزمنية والمساحية بالإضافة لذلك، فإنه يُمكن تنظيم تغير البيانات بطريقة جديدة للتخلص من ضوضاء القياسات وتحسين الاعتمادية على هذه القياسات. في الأجزاء الجانبية التالية ستتم مراجعة ثلاث طرق مختلفة للضغظ التشخيصي غير الفاقد للمعلومات لبيانات الصور الوظيفية الديناميكية وهي: الضغظ في النطاق الزمني المعتمد على جدول عيننة الصورة الأمثل (85-87)، والضغظ في النطاق المساحي مع تحليل المجموعات (86-88)، والضغظ في نطاق السينوجرام عن طريق الـ PCA وطريقة JPEG2000 الموزون القناة. للتبسيط والتوضيح، فإن بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في المخ البشري سيتم استخدامها لتوضيح الإمكانيات العملية لهذه الطرق.

(٢، ٤، ٣) الضغظ التشخيصي الغير فاقد للمعلومات في النطاق الزمني

في دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي، تتأثر اعتمادية الإطارات الزمنية مباشرة بجدول العيننة وفترة كل إطار. إن عدد المرات وبالتالي فإن الاعتمادية الإحصائية للإطار تزداد بزيادة فترة هذا الإطار. وبالتالي؛ فإنه للحصول على معلومات كمية عن العمليات الديناميكية، فإنه لابد من وجود عدد معين للإطارات الزمنية. جداول العيننة المعروفة conventional sampling schedules, CSS (85، 96) التي تحتوي على اكتساب عدد كبير من إطارات الصور الزمنية تم تطويرها تجريبياً، ولكنها قد لا تكون الأمثل لاستخلاص تقديرات المعاملات الفسيولوجية الدقيقة. معظم الدراسات السابقة تقترح أنه لابد من استخدام تردد عينة عالٍ في المراحل المتقدمة. وعلى ذلك، فإن هذه النتيجة ستضع أعباء على مساحة تخزين الصورة في الحاسب وعلى معالجة هذه البيانات. لعلاج هذه القيود فقد تم تطوير جدول عيننة الصورة المثالي optimum image sampling schedule, OISS وقد ثبت أنه طريقة فعالة لتقليل متطلبات الصورة التخزينية بينما يحقق تقديرات بارامترية مشابهة أو مطابقة. لقد ثبت أنه إذا تم استخدام دوال تكلفة مختلفة للتقديرات البارامترية، التي تعتمد على قياسات الـ PET المباشرة فقط، فإن دقة تقدير البارامتر من الممكن ألا تتغير عندما يتم دمج إطارين صورة متجاورين في إطار واحد.

إن إيجاد جدول عيننة الصورة المثالي يشتمل على تقليل محددة مصفوفة التباين للمتغيرات التي يتم تقديرها p، أو على العكس تعظيم محددة مصفوفة معلومات فيشر Fisher عن طريق إعادة ترتيب فترات العيننة باستخدام أقل عدد من العينات المطلوبة. لتوضيح الإمكانية العملية لخوارزم الـ OISS، فإن نموذج الخمس معاملات FDG (98) لتصنيف سلوك الـ FDG في نسيج المخ مع تأثيرات حجم الدم الدماغية تم افتراضه في هذا الجزء، والذي فيه

تُمثل أول أربعة معاملات $k_1^* \sim k_4^*$ نموذج النقل وثوابت معدل التفاعل، والمعامل الخامس CBV تم استخدامه لتوضيح تأثيرات حجم الدم الدماغى. بالنسبة لنموذج الخمس معاملات FDG التالي:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٣٩)} \quad p = [k_1^*, k_2^*, k_3^*, k_4^*, CBV]$$

فإن مصفوفة المعلومات M ذات العناصر m_{ij} يمكن كتابتها كالتالي:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٤٠)} \quad M = [m_{ij}] = \left[\sum_{k=1}^N \frac{1}{\delta^2(t_k)} \left(\frac{\partial C_i^*(t_k, p)}{\partial p_i} \right) \left(\frac{\partial C_j^*(t_k, p)}{\partial p_j} \right) \right]$$

هنا $C_i^*(t_k, p)$ تمثل دالة الخرج لنموذج الخمسة معاملات FDG:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٤١)} \quad C_i^*(t) = \frac{k_1^*(1-CBV)}{\alpha_2 - \alpha_1} \{ (k_3^* + k_4^* - \alpha_1) e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_3^* - k_4^*) e^{\alpha_2 t} \} \text{conv} C_p^*(t) + CBV \cdot C_p^*(t)$$

حيث conv هي عملية الضرب الالتفافي convolution، و $C_p^*(t)$ هي تركيز ال FDG في البلازما ممثلة بمنحنى النشاط الزمني للبلازما PTAC، و plasma time activity curve:

$$\text{المعادلة رقم (٣.٤٢)} \quad \alpha_{1,2} = (k_2^* + k_3^* + k_4^* \mp \sqrt{(k_2^* + k_3^* + k_4^*)^2 - 4k_2^*k_4^*})/2$$

يُمكن ضبط جدول العينة المطلوب تنابعياً لتعظيم محدة المصفوفة M، $\det(M)$ ، باستخدام خوارزم آلي. لابد من توفير مجموعة من المعاملات المبدئية كمعاملات اسمية للنموذج. تبدأ خطوات الأمثلة بجدول عينة ابتدائي $\{I_1, I_2, \dots, I_N\}$ وبعدها يتم ضبط فترات العينة تكرارياً. مع كل محاولة تكرار، يتم فحص كل فترة وضبطها في الاتجاه الذي يزيد أو يرفع $\det(M)$. في العادة تكون خطوات الأمثلة متقاربة أو تتقارب، نتيجة وجود عدد محدد من الفترات نبدأ بها، والمحددة $\det(M)$ تزداد تصاعدياً. لقد تم توضيح أن عدد الإطارات الزمنية المطلوب يساوي عدد معاملات النموذج المطلوب تقديرها. ولذلك؛ فإنه لنموذج الخمسة معاملات FDG، فإن خمسة إطارات زمنية يجب أن تكون كافية للحصول على تقديرات المعاملات بدقة إحصائية واعتمادية مشابهة للطرق

التقليدية ، والتي تتطلب اكتساباً أكثر من ٢٠ إطاراً زمنياً. إن هذا يقلل عدد الإطارات الزمنية التي يتم الحصول عليها ، وبالتالي يقلل المساحة التخزينية للبيانات. أكثر من ذلك ، فإن عدداً أقل من الإطارات الزمنية تتم إعادة تشغيلها ؛ وبالتالي تقل الأعباء الحسابية المستخدمة في إعادة التشكيل. الشكل رقم (٣.٢٠) يوضح الاثنين والعشرين إطاراً الأصلية في المستوى الخامس عشر من دراسة مريض واحد. نتيجة تركيز الأثر المنخفض وزمن الاكتساب البسيط في الإطارات القليلة الأولى ، فإن هذه الصور قد تم تحجيمها لتكون مرئية. الشكل رقم (٣.٢٠ب) يبين مجموعة من الخمس صور الإطارية الزمنية المستنتجة من خواريزم الـ OISS ، حيث نسبة الضغظ CR التيساوي 4.4:1 قد تم الحصول عليها.

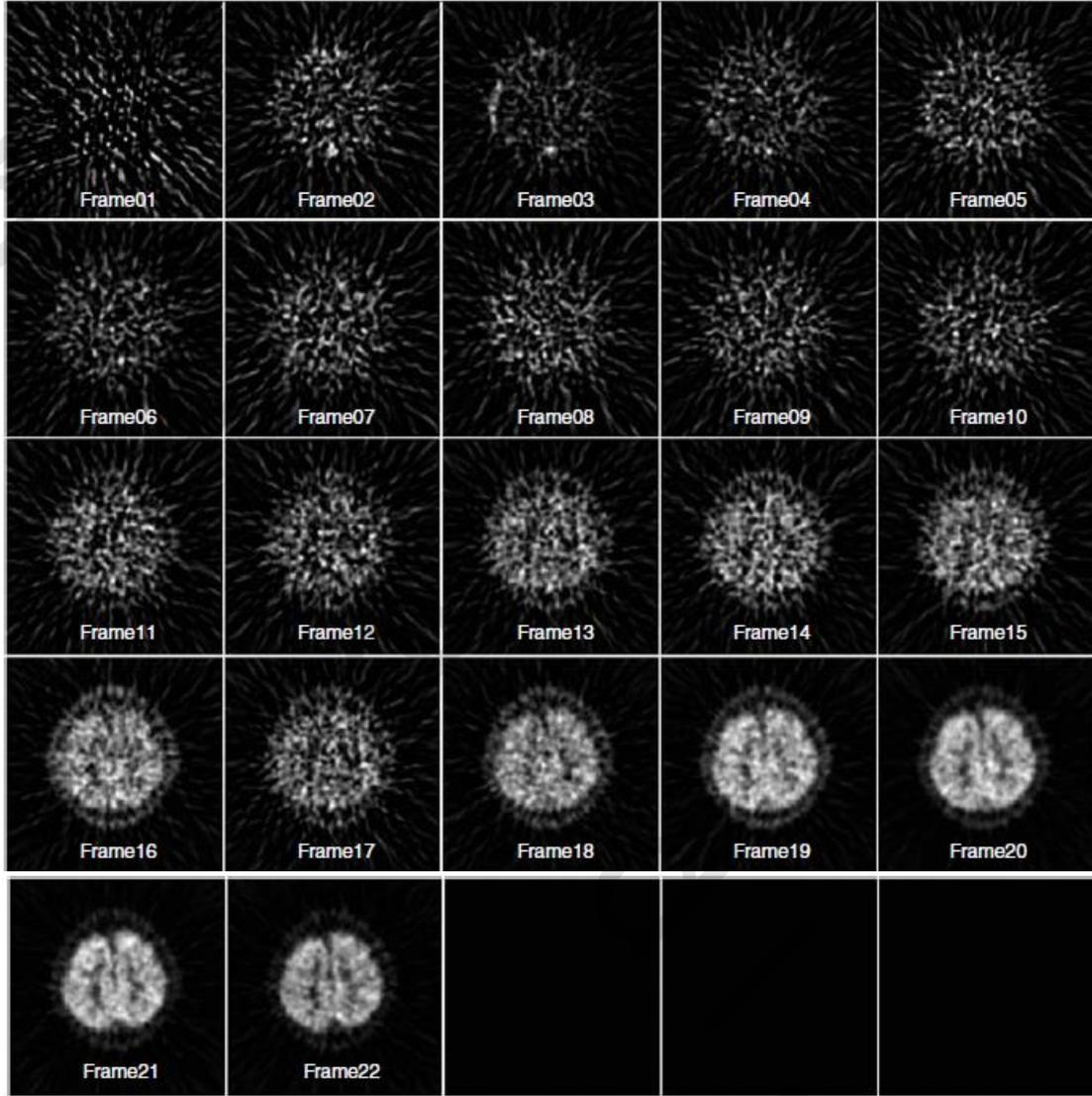
(٣،٤،٣) الضغظ التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في النطاق المساحي

ضغظ البيانات الذي تم تقديم أساسياته في الجزء (٣.٤.٢) يتم استخدامه أساساً لاستغلال التكرار الموجود في بيانات الصور الوظيفية الديناميكية. بدلالة إزالة التكرار المساحي في البيانات ، لكل مستوى مقطعي ، فإن المجموعة المخفضة من إطارات الصور الزمنية يُمكن ضغظها أكثر إلى صورة مفهرسة واحدة باستخدام تحليل المجموعات. عامة ، يُمكن الحصول على TTAC من كل فوكسل في صور الـ PET الديناميكية ، على الرغم من أن العديد من منحنيات الـ TTAC لها حركية متشابهة. لذلك يُمكن ضبط واستخدام طرق التجميع لتصنيف البكسلات آلياً إلى عدد محدد من أنواع الـ TTAC المقابلة لمناطق المخ المختلفة. الفكرة الأساسية من وراء خواريزمات التجميع هي لتجميع وتصنيف على مدار الصورة الـ TTAC والـ $z_i(t)$ (حيث $i=1,2,\dots,R$ و R هي العدد الكلي لفوكسلات الصورة) إلى عدد S من المجموعات C_j (حيث $j=1,2,\dots,S$ و $S \ll R$) عن طريق قياس مقدار الاتحاد العام (خواص تشابه). في مرجع Li et al تم استخدام خواريزم تجميع كتلي غير مباشر لإدارة ضغظ البيانات في النطاق المساحي ، اعتماداً على معيار قياس مسافة إكلوديان Euclidean التقليدية :

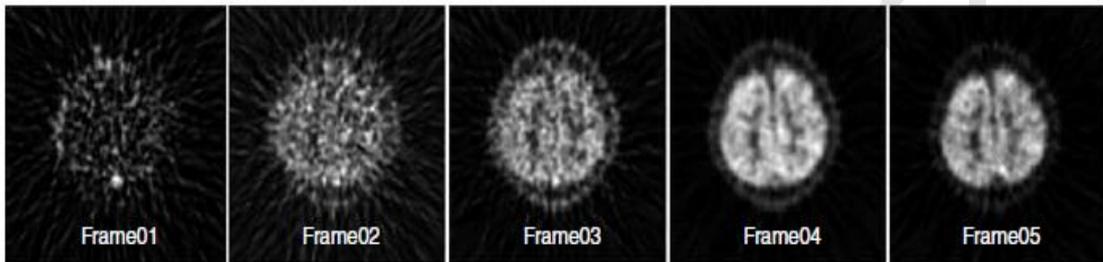
$$D^2(z_i, \check{z}_{C_j}) = \sum_t [z_i(t) - \check{z}_{C_j}(t)]^2 \quad \text{المعادلة رقم (٣.٤٣)}$$

حيث $\check{z}_{C_j}(t)$ ترمز القيمة المتوسطة للـ TTAC داخل كل مجموعة C_j . لقد تم تطبيق طرق تحليل المجموعات هنا بغرض ضغظ المجموعة المخفضة في الإطارات الزمنية إلى :

- صورة واحدة مفهرسة تُمثل العلاقة الخطية للمجموعات المجمعة مع موقع منحنى النشاط الزمني TAC للبكسل المناظر (بمعنى ، التوزيع المساحي للسلوك الحركي).
- جدول فهرسة يحتوي القيمة المتوسطة TAC لكل مجموعة.



(أ)



(ب)

الشكل رقم (٣٠، ٣٠). (أ) مجموعة من ٢٢ صورة إطارية لمستوى المقطع الخامس عشر من دراسة الـ FDG PET من مخ مريض . (ب) نتيجة ضغط الصور في النطاق الزمني باستخدام خواريزم الـ OISS .

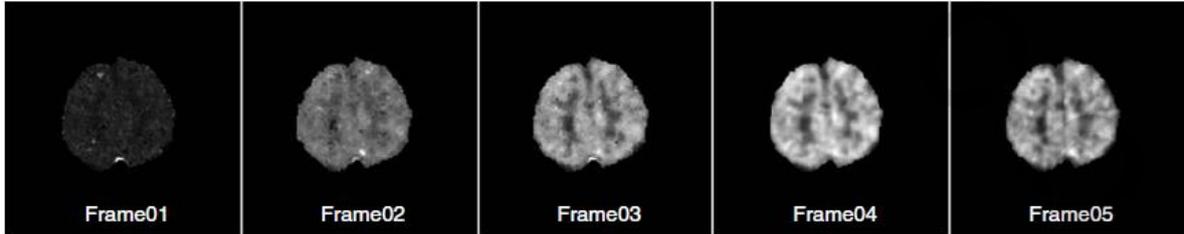
على العكس من الأنواع الأخرى للصور الطبية، فإن صور الـ PET الديناميكية يكون لها هيكل عام متوافق، يتكون تقريباً من شكل بيضوي يحتوي تقريباً على كل المعلومات ذات الاهتمام. لذلك؛ فإن البكسلات التي تحتوي خلفية ضوئية وقيماً سالبة يتم كبتها قبل تحليل المجاميع من أجل الحصول على نتائج دقيقة للـ TTAC المجمعة. باستخدام تحليل المجاميع، فإن الصور التي أعيد تشكيلها يتم إجراء المزيد من الضغظ عليها في النطاق المساحي، ويُمكن الوصول إلى نسبة ضغظ تصل إلى 8.6:1 في هذه الحالة. بالإضافة لذلك، فإن راسم الشبكة النقالة (portable network graphics, PNG)، وهو طريقة ضغظ للصور قياسية غير الفاقدة للمعلومات، يُمكن استخدامها لضغظ الصورة المفهرسة الأحادية؛ مما يحقق مزيداً من نسبة الضغظ CR تصل إلى 1.8:1. لقد تم اختيار تشفير الـ PNG من بين طرق ضغظ الصور الأخرى غير الفاقدة للمعلومات نتيجة كفاءتها، والقابلية للتقل، والمرونة، وانخفاض الأعباء القانونية. في العديد من المراكز التي تؤدي دراسات PET ديناميكية علاجية، يكون من المهم جداً استخلاص المعاملات الفسيولوجية (بمعنى، توليد الصور البارامترية). هذا الطريقة المقترحة للضغظ يُمكن تنفيذها عن طريق:

١ - فك ضغظ الصور المفهرسة.

٢ - النمذجة الحركية للأثر وتقدير المعاملات.

٣ - التخطيط على مستوى البكسل.

هذه الصور التي يتم الحصول عليها من البيانات المضغوطة تقابل الصور الوظيفية المولدة. الشكل رقم (٣.٢١) يبين نتيجة تطبيق تحليل المجاميع على إطارات الصور الزمنية في الشكل رقم (٣.٢٠ب). إن عملية الضغظ لا تبدو أنها تعطي صوراً ذات جودة متدهورة أو متناقصة، وتعطي معلومات هيكلية دقيقة للمخ البشري، بينما نجد أن نسبة الضغظ الكلية التي يتم الحصول عليها من طريقة الضغظ المركبة في النطاقين الزمني والمساحي تصل إلى 68.1:1.



الشكل رقم (٣.٢١) نتيجة تطبيق تحليل المجاميع للتتابع الصور الزمني في شكل (٣.٢٠ب).

في خواريزم تحليل المجاميع المستخدم في الشكل رقم (٣.٢١)، يكون عدد المجاميع المستخدمة في بيانات الصورة الديناميكية موضوعاً حرجاً. في العادة، يكون عدد كافٍ من المجاميع مطلوباً للتأكيد على أن بيانات الدالة

المحتواة في الصور الديناميكية يتم التعبير عنها بقدر كافٍ، على الرغم من أن العدد الكبير من المجاميع سيعكس تغيراً متزايداً في الـ TTAC نتيجة الضوضاء وسيزيد من عدم التجانس في الصورة المفهرسة؛ مما تنتج عنه زيادة في الضوضاء ومجال أضيق لضغط الصور المفهرسة. لقد قدم Chen et al تقيماً لأداء ضغط صور المخ الديناميكية FDG PET ووضح أن العدد المثالي للمجاميع يتراوح من ٢١ حتى ٤٢. باستخدام عدد مجاميع يساوي ٤٢، كانت نسبة الضغط التي تم الوصول إليها تساوي 1:87، بينما العدد الأقل من المجاميع الذي يساوي ٢١ يُعطي نسبة ضغط عظمى تساوي تقريباً 1:86. (88)

(٤، ٣) الضغط التشخيصي غير الفائق للمعلومات في نطاق السينوجرام

الدراسات التي أجريت على التصوير الوظيفي الديناميكي باستخدام CSS ينتج عدداً كبيراً من إطارات الصور الزمنية التي قد لا تحقق المستوى الأعظم من المعلومات لهذه الدراسة. في الجزء (٣.٤.٢) تم توضيح أن الـ OISS يضغط بدرجة كبيرة بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في النطاق الزمني، مقللاً عدد العينات الزمنية المطلوب لعدد معاملات النموذج التي يتم تقديرها بينما يحقق في نفس الوقت تقديراً جيداً لهذه المعاملات. على الرغم من ذلك، فإن الـ OISS يعتمد على نموذج ويحتاج لدالة دخل، تكون في العادة من عينة الدم الشرياني، معقدة بدرجة يصعب معها استعادتها. وفوق ذلك، فإن الـ OISS تم أمثلته لنموذج معين بدلاً من أمثلته لمجموعة بيانات كل مريض على حدة، كما أن النماذج الحجرية التقليدية قد لا تكون مناسبة لوصف أنسجة الأورام غير المتجانسة التي تتطلب نماذج أكثر تعقيداً (101، 102). البديل لذلك، فإنه يُمكن استخدام طريقة غير معتمدة على نموذج للتقليل البعدي لبيانات الـ PET الديناميكية تشتمل على طرق تحليل متعددة المتغيرات مثل الـ PCA. طرق الـ PCA السابقة المعتمدة على الضغط الزمني لبيانات الـ PET الديناميكية تم تطبيقها في نطاق الصورة بعد إعادة تشكيل بيانات مساقط السينوجرام (103). إن هذا يتطلب إعادة تشكيل الصورة لكل إطار زمني في الـ CSS (تقريباً ٢٢ أو أكثر)، والتي تلقى أعباء حسابية كبيرة وتتسبب في أخطاء في إعادة التشكيل والتي يُمكن أن تؤثر في قيم الـ PCA التالي. البديل لذلك هو تطبيق الـ PCA مبكراً أو قبل السينوجرام (89، 106، 107)، قبل إعادة تشكيل الصورة، وذلك لتقليل التكلفة الحسابية لإعادة تشكيل الصورة وتحسين عملية التكميم.

في مرجع Chen et al (90) تم اقتراح تركيبة من طرق الضغط الزمني والمساحي لضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية، تشتمل على مرحلة ضغط زمني تعتمد على تطبيق الـ PCA مباشرة على بيانات السينوجرام لتقليل أبعاد البيانات، يعقبها مرحلة ضغط مساحي باستخدام الـ JPEG2000 لكل مركبة قناة أساسية موزونة بالإشارة في كل قناة. يوضح الشكل رقم (٣.٢٢) الإطار الوظيفي للطريقة المركبة لضغط البيانات باستخدام الـ PCA والـ JPEG2000 الموزون بالقناة في نطاق السينوجرام، بما في ذلك الأربع خطوات التالية للتشفير:

١ - تطبيع ضوضاء السينوجرام.

٢ - ال PCA في نطاق السينوجرام.

٣ - وزن القناة بال PCA.

٤ - تشفير ال JPEG2000 في نطاق السينوجرام ، والثلاث خطوات الأساسية لفك الشفرة تكون كالتالي :
أ) فك شفرة ال JPEG2000.

ب) إعادة تشكيل قناة ال PCA.

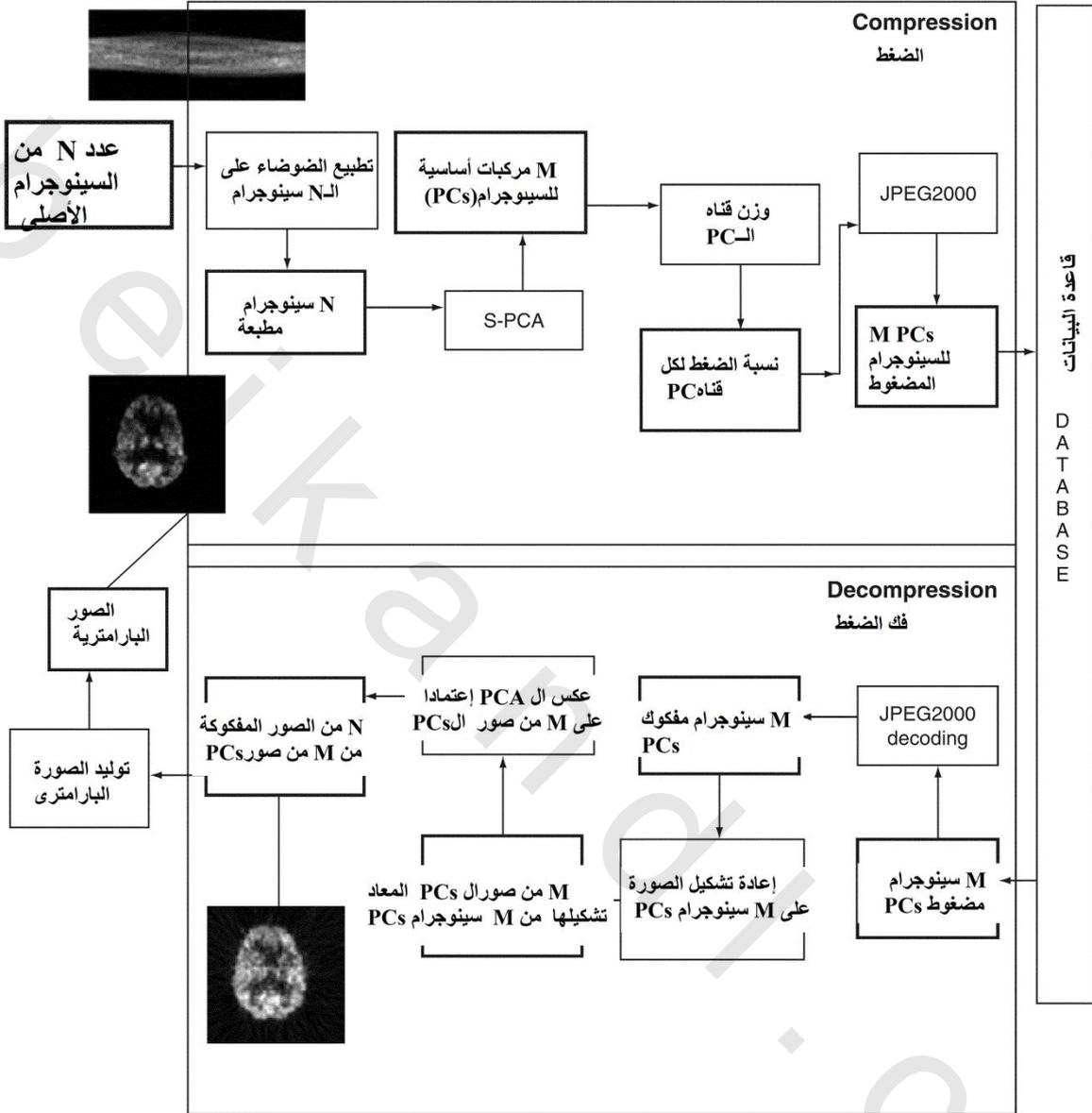
ج) ال PCA العكسي.

(١،٤،٤،٣) تطبيع ضوضاء السينوجرام

إن ماسح ال PET في الحالة الثنائية الأبعاد تخرج بيانات الإسقاط الابتدائية في صورة عدد N من السينوجرام. هذه البيانات للسينوجرام من المفترض أن تكون قد تم تصحيحها ضد التوهين، والعشوائية، والفروق في كفاءات الكاشف. حيث إن ال PCA عبارة عن طريقة تدار عن طريق البيانات التي لا تستطيع التفريق بين الضوضاء والإشارة، فإنه من الضروري تسوية أو تطبيع كل إطار بحيث يكون كل إطار به تفاوت ضوضائي متساو تقريباً (108) بافتراض إحصائيات بواسون تقريبية (التوهين، والسينوجرام المصحح عشوائياً لن تكون بالتالي توزيع بواسون تماماً)، فإن كل إطار سينوجرام زمني يتم تطبيعاً من خلال القسمة على $\sqrt{N}/\Delta T$ حيث N هي العدد الكلي للكشفات في إطار السينوجرام، و ΔT هي الفترة الزمنية للإطار. لقد تم تطوير العديد من تحويلات المعالجة المبدئية للبيانات لتطبيع الضوضاء في كل إطار لتحسين ال PCA في الإشارة.

(٢،٤،٤،٣) ال PCA في نطاق السينوجرام

يتم تطبيق ال PCA مباشرة على التابع الزمني من N (والتي تم تطبيع الضوضاء بها) سينوجرام لإنتاج عدد مخفض من قنوات المركبات الأساسية (S-PC) من M سينوجرام ويتم إجراؤها بالتزامن على البيانات من كل المستويات المساحية. الغرض من ال PCA هو لتمثيل اتجاهات تفاوت عظمى متعامدة للبيانات التي يتم تحليلها. هذه الطريقة للتحليل المتعدد التفاوت للصورة تكون مناسبة جداً للبيانات المتعددة الأبعاد، وعالية الارتباط مثل بيانات ال PET الديناميكية. إذا كان هناك عدد N من الإطارات في ال CSS، فإن ال PCA سينتج عدد M المركبات الأساسية، حيث $M \leq N$ والقيم المميزة أو الذاتية eigenvalues لقنوات ال PCA ستكون مرتبة من الأكبر للأصغر. بفرض مجموعة من المتجهات العشوائية $X_{\text{sinogram}} = (x_1, \dots, x_n)^T$ حيث x_1, \dots, x_n تمثل في هذه الحالة العينات الزمنية المفردة لدراسة التصوير المقطعي الديناميكي في نطاق السينوجرام، المتجه المتوسط لمجموعة المتجهات يحدد على أنه $\mu_{\text{sinogram}} = E\{X_{\text{sinogram}}\}$ ، حيث ال مصفوفة التغيرات تُعطى كما يلي :



الشكل رقم (٣،٢٢) ضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية باستخدام الـ PCA والـ JPEG2000 الموزون بالقناة في نطاق السينوجرام

$$C = E \{ (X_{sinogram} - \mu_{sinogram})(X_{sinogram} - \mu_{sinogram})^T \}$$

المعادلة رقم (٣.٤٤)

بعد تحليل المميز للـ C، فإنه يتم إنتاج أزواج القيم المميزة -المتجهات المميزة (λ1,e1)، حتى (λn,en) بالترتيب التنازلي على حسب القيم المميزة. لتقليل مجموعة البيانات، فإنه يتم استخدام أول عدد M فقط من القيم

المميزة في مصفوفة التغيرات لتمثيل البيانات. بفرض $A_{sinogram}$ هي مصفوفة تتكون من أول عدد M من القيم المميزة في مصفوفة التغيرات كمتجهات صفوف، فإن تحويلات متجهات البيانات $X_{sinogram}$ يمكن كتابتها كما يلي:

$$P_{sinogram} = A_{sinogram}(X_{sinogram} - \mu_{sinogram}) \quad \text{المعادلة رقم (٣.٤٥)}$$

حيث $P_{sinogram}$ تكون عبارة عن نظام محاور متعامد محدد بالقيم الذاتية.

(٣،٤،٤،٣) وزن القناة عن طريق تحليل المكونات الأساسية

إنه من المطلوب أن تكون كل مركبة أساسية في الـ M سينوجرام يتم ضغطها بجودة مختلفة على حسب أولويتها (أهمية الإشارة) في مجموعة المكونات الأساسية. إن القناة ذات المركبة الأساسية وذات الأولوية الأعلى تتطلب نسبة ضغط أقل.

(٣،٤،٤،٤) تشفير الـ JPEG2000 في نطاق السينوجرام

يتم تطبيق الـ JPEG2000 لكل مركبة قناة أساسية في كل عدد M من السينوجرام مع نسبة الضغظ الموزونة لإنتاج عدد M من مركبات السينوجرام الأساسية المضغوطة. كما لاحظنا في الجزء (٣.٢.٨)، فإن الـ JPEG2000 يعتمد على الـ DWT بدلاً من الـ DCT، والذي يحقق تحسناً ملحوظاً على الـ JPEG الأصلي، بما في ذلك فك التشفير التقدمي عن طريق جودة الصورة وكفاءة الضغظ المحسنة.

(٣،٤،٤،٥) فك شفرة الـ JPEG2000

يتم فك الشفرة على عدد M من قنوات المكونات الأساسية المضغوطة في السينوجرام لإعادة توليد عدد M من قنوات المكونات الأساسية المضغوطة في السينوجرام.

(٣،٤،٤،٦) إعادة تشكيل قنوات المكونات الأساسية

تتم إعادة تشكيل عدد M من قنوات المكونات الأساسية في نطاق الصورة من العدد M من المكونات الأساسية في نطاق السينوجرام باستخدام خواريزم لإعادة تشكيل الصورة مثل خواريزم الإسقاط العكسي المرشح FBP ، $filtered\ backprojection$ ، أو خواريزم المجموعات الجانبية المرتبة لتعظيم التوقع $ordered\ subset\ expectation$ ، $maximization$ ، EM ، حيث يتم تحديد هذا الفراغ المعاد تشكيله على أنه $Rimage$. من مميزات تطبيق الـ PCA قبل مرحلة إعادة تشكيل الصورة أن مستويات الضوضاء المخفضة في قنوات الـ PCA تسمح بالترشيح المخفض في خواريزم الـ FBP ؛ مما يخفض من الضبابية وتأثير الأحجام الجزئية في النتيجة النهائية.

(٣،٤،٤،٧) تحليل المكونات الأساسية العكسي

يتم إجراء الـ PCA العكسي على العدد M من قنوات المكونات الأساسية للصورة لتوليد تتابع زمني من N من إطارات الصورة. من خلال المكونات الأساسية في السينوجرام، كما تم شرحه في الجزء (٣.٤.٤.٢)، فإن الـ PCA للسينوجرام سيولد مصفوفة التحويل $A_{sinogram}$ ، ومتجه متوسط $\mu_{sinogram}$. وعلى ذلك، فإن تحويل الـ PCA العكسي في نطاق الصورة سيعطى كما يلي:

$$Inv(R_{sinogram}) = (A_{sinogram})^T x R_{image} + \mu_{sinogram}/N_{proj} \quad \text{المعادلة رقم (٣.٤٦)}$$

حيث N_{proj} هي العدد الكلي لزوايا الإسقاط في التصوير المقطعي. في النهاية، يتم الإجراء العكسي لوزن تطبيع الضوضاء.

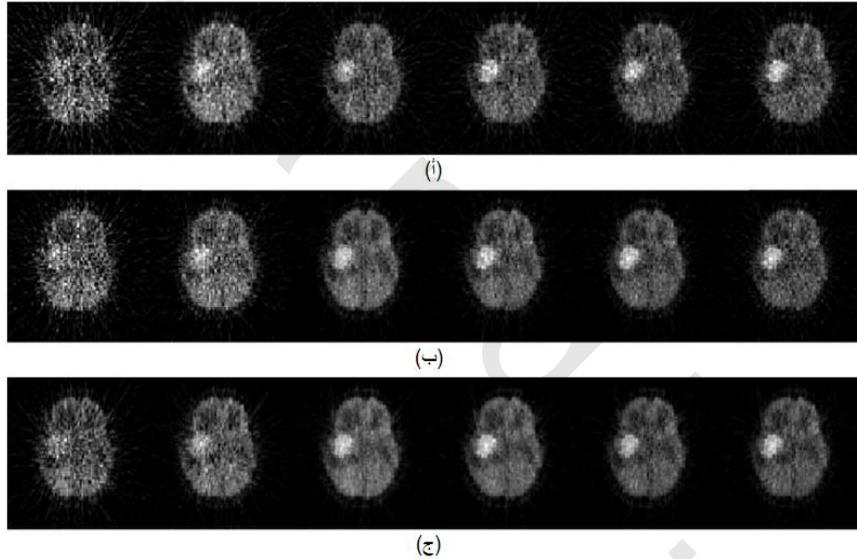
إن نتائج تقييم الأداء تبين أن الـ PCA المطبق ضوئياً يُمكن أن يُعطي نسب ضغط CR مكافئة للـ OISS (حتى خمسة إطارات تقريباً) ولكن مع ضعف الدقة تقريباً. إن الـ PCA في السينوجرام يتجنب وجود أخطاء في إعادة تشكيل الصورة في مرحلة التحليل؛ مما يقلل الأعباء الحسابية لتشكيل الصورة، ويُعطي دقة كمية مشابهة للـ OISS، وأيضاً دقة أفضل من الـ PCA في نطاق الصورة. الشكل رقم (٣.٢٣) يوضح نتائج إعادة تشكيل تتابع PET ديناميكي باستخدام طرق مختلفة لضغط البيانات، والتي تكون فيها نسبة الإشارة للضوضاء SNR للصورة المعاد تشكيلها من الـ PCA فقط ومن الطرق المركبة قد تم تحسينها بدرجة ملحوظة. إن الـ SNR المحسنة أمكن الحصول عليها لأنه، بعد تطبيق تطبيع الضوضاء، فإن الـ PCA يُمكن أن يفصل الإشارة من الضوضاء. لقد لوحظ أن الصور المعاد تشكيلها من الطرق المركبة تكون أقل قليلاً في الضوضاء عن الطرق التي تستخدم الـ PCA فقط، لأن الـ JPEG2000 نفسه تكون لديه تأثيرات لتقليل هذه الضوضاء. تبين هذه النتائج أيضاً أن الطرق المركبة لا تقلل من كمية البيانات في الـ PET الديناميكي فقط، ولكنها أيضاً تحسن جودة صور الـ PET. وفوق كل ذلك؛ فإن طرق الضغط المركبة الزمنية والمساحية المستخدمة لضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في نطاق السينوجرام يُمكنها أن تحقق نسبة ضغط تصل إلى 129:1 بينما تقلل الضوضاء في نفس الوقت، وتحسن من تقدير المعاملات الفسيولوجية بالمقارنة بالبيانات غير المضغوطة، ويحتفظ ببيانات السينوجرام للتحليلات الأخرى (90).

(٣،٥) الملخص

لقد تتم مراجعة أساسيات ضغط الصور في هذا الفصل. إن الإنتروبيا المعلوماتية تحدد أقل كمية من البيانات التي نحتاج إليها لتحمل كمية معلومات معينة. لذلك؛ فإن أي معلومات تزيد على مستوى الإنتروبيا ستحتوي على تكرارية أو زيادة، والهدف من الضغط هو التخلص من هذه التكرارية أو الزيادة. إن أشهر الطرق البدائية لضغط البيانات تكون من خلال تشفير الإنتروبيا. تشفير الإنتروبيا يضغط البيانات إلى مصدر أو حد الإنتروبيا

الخاص بها باستخدام العديد من الخوارزميات المختلفة، مثل مشفرات هوفمان أو المشفرات الحسائية. من أحدث الطرق التسابقية في ذلك هي الطرق التي تستخدم التشفير التوقعي والتشفير المعتمد على السياق قبل تشفير الإنترنتوبيا بغرض تحسين أداء الضغظ.

يتم تنفيذ ضغظ الصور من خلال طرق غير فاقدة أو فاقدة للمعلومات. الضغظ غير الفاقد للمعلومات يكون مطلوباً حيث إنه يحافظ على سلامة المعلومات، على الرغم من أنها تعطي نسب ضغظ محدودة، وبالتالي فقد كان من الأنسب عملياً في الكثير من الأحوال استخدام الضغظ الفاقد للمعلومات. بينما يكون الضغظ الفاقد للمعلومات يكون له أداء تفوق على نظيره غير الفاقد، إلا أن الضغظ الفاقد للمعلومات لا يحافظ على كل المعلومات الموجودة في الصور. بالإضافة لذلك فإن فقد المعلومات يكون دالة في معدل الضغظ المحكوم بالدالة R-D. وعلى ذلك، فإنه من الضروري في حالة الضغظ الفاقد للمعلومات أن يكون هناك توازن بين نسبة الضغظ وتشويه/ جودة الصورة.



الشكل رقم (٣،٢٣) نتائج إعادة تشكيل تتابع من صور ال PET الديناميكية باستخدام طرق مختلفة لضغظ البيانات: (أ) الإطارات ال ١١ وال ١٣ وال ١٥ وال ١٧ وال ١٩ والإطار الأخير من ال ٢٢ إطار زمني الأصلي في ال CSS. (ب) الصور المقابلة المعاد تشكيلها من طريقة الضغظ بال PCA فقط. (ج) الصور المقابلة المعاد تشكيلها من الطريقة المركبة المعتمدة على ال PCA وال JPEG2000 الموزون القناة.

إن أمانة الصور تعتمد على كمية المعلومات المحسوسة أو المدركة منها. الغرض من التشفير الإدراكي هو ضغظ الصور اعتماداً على المعلومات الإدراكية بها. ولذلك؛ فإن التشفير الإدراكي يتفوق عامة على المشفرات الغير إدراكية من وجهة نظر جودة الرؤية. إن المشفرات الإدراكية التي تعمل فوق حد تشبع الرؤية بقليل تنتج صوراً مضغوطة بمستوى جودة يعتبر غير إدراكي بالنسبة للصور الأصلية عن طريق التخلص من المعلومات المرئية المتكررة فقط.

إن ضغط الصور الطبيعية يكون مهمة مباشرة تتأرجح بين نسبة الضغط CR وجودة الصورة. بالنسبة للصور الطبية فقد كان الضغط الفاقد للمعلومات موضوعاً حساساً؛ لأنه يؤدي أساساً إلى تدهور في المعلومات، على الرغم من أن الاعتماد الكامل على الضغط غير الفاقد للمعلومات يكون غير عملياً نتيجة أدائه المحدود. للتخفيف أو التلطيف بين الفقد في المعلومات والأداء الضغطي، فقد اكتسبت فكرة الحفاظ على المعلومات التشخيصية بالمقابل لكل المعلومات الدعم والقبول. التحدي في ذلك هو ابتكار أو تقديم طريقة لتحديد المعلومات التشخيصية. إذا كانت المعلومات الطبية معتمدة على الإحساس أو الإدراك، فإن التشفير الإدراكي قد يكون هو الحل للحفاظ على القيمة التشخيصية للصور الطبية بينما يتم الحفاظ على الأداء العالي للضغط. من المهم أن نلاحظ أنه في ضغط الصور الطبية، فإنه ليس من الممكن الاعتماد الكلي على التشفير الفاقد أو الغير فاقد للمعلومات كلية. لذلك، فإن طرق ضغط البيانات المتقدمة التي تستخدم في الصورة الطبية في وجود الضوضاء بنسب ضغط عالية وجودة صورة محسنة تم شرحها في هذا الفصل. لقد تقدمت هذه الطرق في أبحاث ضغط بيانات الصور الطبية التشخيصية غير الفاقد للمعلومات. لقد تم استخدام ثلاثة أمثلة في هذا الفصل: الضغط في النطاق الزمني، وفي النطاق المساحي، وفي نطاق السينوجرام. لقد أثبتت هذه الطرق الجديدة تحسناً ملحوظاً في جودة الصورة بينما تحقق انخفاضاً ملحوظاً أيضاً في المساحة التخزينية للصورة. بالإضافة لذلك فإن هذه الطرق ترشح الضوضاء أثناء عملية القياس؛ ولذلك فإنها تحقق أو تعطي مجموعات بيانات أكثر إدماجاً وأكثر اعتمادية وجاهزة للتشخيص الدقيق.

(٦، ٣) تمارين

١ - الجدول التالي يبين التوزيع الاحتمالي للحرف A:

| | | | | | | | |
|---------|------|-----|-----|------|------|------|-----|
| i | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| A(i) | a | b | c | d | e | F | G |
| P(A(i)) | 0.07 | 0.2 | 0.1 | 0.05 | 0.25 | 0.13 | 0.2 |

أ) إحصب إنتروبيا الحرف A.

ب) إحصب الشفرة ذات الطول الثابت، واحسب تكرارية البيانات.

ج) ولد شجرة هوفمان وشفرات هوفمان.

د) ولد الرقم الكودي الحسابي للتتابع {a, e, g, c}.

٢ - ما هي مميزات كل من التشفير الفاقد وغير الفاقد للمعلومات؟

٣ - ما هو الغرض من التشفير التوقع والتشفير السياقي؟

٤ - ما هي المكونات الأساسية للمشفرات المعتمدة على التحويلات الفاقدة للمعلومات ؟ ما هو الغرض من كل مكون؟

٥ - كيف يحدث خطأ التزوير aliasing ؟

٦ - ما هو التشفير الإدراكي ؟

(٣،٧) المراجع

1. ITU-R Recommendation BT.601-5. Studio Encoding Parameters of Digital Television for Standard 4:3 and Wide-Screen 16:9 Aspect Ratios. International Telecommunication Union—Telecommunications Standardization Sector (ITU-T), 1995.
2. N. S. Jayant and P. Noll. Digital Coding of Waveform: Principles and Applications to Speech and Video. Prentice Hall, 1984.
3. R. Clarke. Transform Coding of Images. Academic Press, 1985.
4. A. K. Jain. Fundamentals of Digital Image Processing. Prentice Hall, 1989.
5. R. Clarke. Digital Compression of Still Images and Video. Academic Press, 1995.
6. A. N. Netravali and B. G. Haskell. Digital Pictures—Representation, Compression and Standards. 2nd ed. Plenum Press, 1995.
7. K. R. Rao and J. J. Hwang. Techniques and Standard for Image, Video and Audio Coding. Prentice Hall, 1996.
8. K. Sayood. Introduction to Data Compression. 3rd ed. Morgan Kaufman Publishers, 2006.
9. C. E. Shannon. A mathematical theory of communication. Bell System Technical Journal. 27:379–423, 623–656, 1948.
10. B. G. Haskell. A. Puri, and A. N. Netravali. Digital Video: An Introduction to MPEG-2. Chapman and Hall, 1997.
11. D. A. Huffman. Method for the construction of minimum redundancy codes. Proceedings of the IRE. 40(9):1098–1101, 1952.
12. J. Rissanen. Generalised Kraft inequality and arithmetic coding. IBM Journal of Research and Development. 20:198–203, 1976.
13. A. Moffat, R. Neal, and I. H. Witten. Arithmetic coding revisited. ACM Transaction on Information Systems. 16(3):256–294, 1998.
14. X. Wu and N. Memon. Context-based adaptive lossless image coding. IEEE Trans. Comm. 45(4):437–444, 1997.
15. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—JPEG 2000 Image Coding System—Part 1: Core Coding System. ISO/IEC 15444-1:2000, 2000.
16. ITU-T Recommendation H.264/ISO IEC 11496-10. Advance Video Coding. International Telecommunication Union—Telecommunications Standardization Sector (ITU-T)/International Organization for Standardization (ISO), 2002.
17. C. C. Cutler. Differential Quantization of Communication Signals. US Patent No. 2,605,361, 1952.
18. C. W. Harrison. Experiment with linear prediction in television. Bell Systems Technical Journal. 29:764–783, 1952.
19. W. M. Goodall. Television by pulse coding modulation. Bell Systems Technical Journal 28:33–49, 1951.
20. M. Weinberger, G. Seroussi, and G. Sapiro. The LOCO—Lossless image compression algorithm: Principles and standardization into JPEG-LS. IEEE Trans. Image Proc. 9(8):1309–1324, 2000.
21. C. E. Shannon. Prediction and entropy of printed English. Bell System Technical Journal 30:50–64, 1951. 22. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—Lossless and Near-Lossless Compression of Continuous-Tone Still Images: Baseline. ISO/IEC 14495-1:1999, 1999.
23. S. W. Golomb. Run-length encodings. IEEE Trans. Inform. Theory. IT-12:399–401, 1966.

24. J. Capon. A probabilistic model for run-length coding of pictures. IRE Trans. Inform. Theory. IT-5:157-163, 1959.
25. R. Dansereau and W. Kinsner. Perceptual image compression through fractal surface interpolation. Canadian Conf. Elect. Comp. Eng. 2:899-902, 1996.
26. J. E. Jacquin. A novel fractal block-coding technique for digital images. Proc. IEEE Int. Conf. Acoustics, Speech and Signal Processing. 4:2225-2228, 1990.
27. M. Vetterli and J. Kovac'evic'. Wavelets and Subband Coding. Prentice Hall, 1995.
28. A. V. Oppenheim, R. W. Schaffer, and J. R. Buck. Discrete-Time Signal Processing. Prentice Hall, 1999.
29. S. K. Mitra. Digital Signal Processing: A Computer-Based Approach. 2nd ed. McGraw-Hill, 2001.
30. J. W. Woods and S. D. O'Neil. Subband coding of images. IEEE Trans. Acoustics, Speech and Signal Processing. 34(5):1278-1288, 1986.
31. K. R. Rao and P. Yip. Discrete Cosine Transform—Algorithms, Advantages, and Applications. Academic Press, 1990.
32. P. J. Burt and E. H. Adelson. The Laplacian pyramid as a compact image coder. IEEE Trans. Comm. 31(4):532-540, 1983.
33. S. G. Mallat. A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intel. 11(7):674-693, 1989.
34. J. Fourier. Théorie Analytique de la Chaleur. 1822.
35. V. R. Algazi and D. J. Sakrison. On the optimality of the Karhunen-Loève expansion. IEEE Trans. Inform. Theory, IT-15:319-321, 1969.
36. D. Taubman and M. Marcellin (Eds). JPEG2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice. Springer, 2002.
37. S. G. Mallat and Z. Zhang. Matching pursuits with time-frequency dictionaries. IEEE Trans. Sig. Proc. 41:3397-3415, 1993.
38. S. Mitra and J. F. Kaiser. Handbook of Digital Signal Processing. John Wiley & Sons, 1993.
39. S. P. Lloyd. Least square quantization in PCM. IEEE Trans. Inform. Theory, IT-28(2):127-135, 1982.
40. J. Max. Quantizing for minimum distortion. IRE Trans. Inform. Theory 6(1):7-12, 1960.
41. A. Gersho and R. M. Gray. Vector Quantization and Signal Compression. Kluwer Academic Publishers, 1992.
42. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—Generic Coding of Moving Pictures and Associated Audio Information: Video. ISO/IEC 13818-2:2000, 2000.
43. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—JPEG 2000 Image Coding System—Part 3: Motion JPEG 2000. ISO/IEC 15444-3:2002, 2002.
44. J. R. Ohm. Three-dimensional subband coding with motion compensation. IEEE Trans. Image Proc. 3(5):559-571, 1994.
45. D. Taubman and A. Zakhor. Multirate 3D subband coding of video. IEEE Trans. Image Proc. 3(5):572-588, 1994.
46. J. Xu et al. 3D embedded subband coding with optimal truncation (3D ESCOT). Applied and Computational Harmonic Analysis: Special Issue on Wavelet Applications in Engineering. 10:290-315, 2001.
47. J. Hua, Z. Xiong, and X. Wu. High-performance 3D embedded wavelet video (EWV) coding. Proc. IEEE 4th Workshop on Multimedia Signal Processing. 569-574, 2001.
48. S.-T. Hsiang and J. W. Woods. Embedded video coding using invertible motion compensated 3-D subband/wavelet filter bank. Sig. Proc.: Image Communication. 16(8):705-724, 2001.
49. M. Benetiere et al. Scalable compression of 3D medical datasets using a (2DT) wavelet video coding scheme. International Symposium on Signal Processing and its Applications. 2:537-540, 2001.
50. J. Xin, C.W. Lin, and M. T. Sun. Digital video transcoding. Proc. IEEE 93(1):84-97, 2005.
51. D. Taubman. High performance scalable image compression with EBCOT. IEEE Trans. Image Proc. 9(7):1158-1170, 2000.
52. J. R. Ohm. Advances in scalable video coding. Proc. IEEE 93(1):42-56, 2005.
53. B. Girod. What's wrong with mean-squared error. In A. B. Watson (Ed). Digital Images and Human Vision. MIT Press, 1993.

54. J. J. Hwang, H. R. Wu, and K. R. Rao. Picture coding and human visual system fundamentals. In H. R. Wu and K. R. Rao (Eds.), *Digital Video Image Quality and Perceptual Coding*. CRC, 3–43, 2006.
55. B. A. Wandell. *Foundations of Vision*. Sinauer, 1995.
56. G. E. Legge and J. M. Foley. Contrast masking in human vision. *J. Opt. Soc. Am.* 70(12):1458–1471, 1980.
57. A. B. Watson and J. A. Solomon. Model of visual contrast gain control and pattern masking. *J. Opt. Soc. Am.* 14(9):2379–2391, 1997.
58. E. P. Simoncelli et al. Shiftable multi-scale transforms. *IEEE Trans. Inform. Theory.* 38(2):587–607, 1992.
59. A. B. Watson. The cortex transform: Rapid computation of simulated neural images. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing.* 39:311–327, 1987.
60. D. M. Tan, H. R. Wu, and Z. Yu. Perceptual coding of digital monochrome images. *IEEE Sig. Proc. Letters.* 11(2):239–242, 2004.
61. Z. Liu, L. J. Karam, and A. B. Watson. JPEG2000 encoding with perceptual distortion control. *IEEE Trans. Image Proc.* 15(7):1763–1778, 2006.
62. J. Limb. On the design of quantisers for DPCM coders—A functional relationship between visibility, probability, and masking. *IEEE Trans. Comm.* 26:573–578, 1978.
63. A. Netravali and B. Prasada. Adaptive quantisation of picture signals using spatial masking. *Proc. IEEE.* 65(4):536–548, 1977.
64. A. B. Watson. DCT quantization matrices visually optimized for individual images. *Proc. Human Vision, Visual Processing, Digital Display IV.* 202–216, 1993.
65. T. P. O'Rourke and R. L. Stevenson. Human visual system based wavelet decomposition for image compression. *J. Vis. Commun. Image Rep.* 6(2):109–121, 1995.
66. D. Shkarin. PPM: One step to practicability. *Proc. DataComp. Conf.* 202–211, 2002.
67. I. Matsuda, H. Mori, and S. Itoh. Lossless coding of still images using minimum-rate predictors. *Proc. IEEE Int. Conf. Image Proc.* 1:132–135, 2000.
68. W. B. Pennekaker and J. L. Mitchell. *JPEG Still Image Data Compression Standard*. Van Nostrand Reinhold, 1993.
69. D. Santa-Cruz, R. Grosbois, and T. Ebrahimi. JPEG2000 performance evaluation and assessment. *Proc. Image Commun.* 17(1):113–130, 2002.
70. G. J. Sullivan. Video compression—From concepts to the H.264/AVC standard. *Proc. IEEE* 19(1):18–31, 2005.
71. D. Wu et al. Perceptually lossless medical image coding. *IEEE Transactions on Medical Imaging.* 25(3):335–344, March 2006.
72. J. H. C. Reiber et al. Angiographic and intravascular ultrasound. In *Handbook of Medical Imaging*. J. Beutel, H. L. Kundel, and R. L. van Metter (Eds.), 2nd ed. SPIE Press, 2004.
73. D. A. Clunie. Lossless compression of grayscale medical images: Effectiveness of traditional and state-of-the-art approaches. *Proc. SPIE Med. Imaging.* 3980:74–84, 2000.
74. NEMA PS 3. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)—Part 5: Data Structures and Encoding*. National Electrical Manufacturers Association, 2006.
75. A. J. Duerinckx and E. J. PISA. Filmless picture archiving and communication system (PACS) in diagnostic radiology. *Proc. SPIE* 318:9–18, 1982. Reprinted in *IEEE Computer Society Proceedings of PACS'82*, order No 388.
76. S. J. Dwyer III. A personalized view of the history of PACS in the USA. *Proceedings of the SPIE: Medical Imaging 2000: PACS Design and Evaluation: Engineering and Clinical Issues.* 3980:2–9, 2000.
77. ISO/IEC JTC 1/SC 29. *Information Technology—Digital Compression and Coding of Continuous-Tone Still Images: Requirements and Guidelines*. ISO/IEC 10918–1:1994, 1994.
78. S. H. Becker and R. L. Arehson. Costs and benefits of picture archiving and communication system. *J. Amer. Med. Informatics Assoc.* 1(5):361–371, 1994.
79. N. C. Phelan and J. T. Ennis. Medical image compression based on a morphological representation of wavelet coefficients. *Med. Physics.* 26(8):1607–1611, 1999.

80. O. Kocsis et al. Visually lossless threshold determination formicrocalciWcation detection in wavelet compressed mammograms.European Radiology. 13(10):2390–2396, 2003.
81. B.-J. Kim and W. A. Pearlman. An embedded waveletvideo coder using three-dimensional set partitioning inhierarchical trees (SPIHT). Proc. Data Comp. Conf.251–260, 1997.
82. M. Krol. Telemedicine. IEEE Potentials 16(4):29–31, 1997.
83. D. Feng et al. Techniques for functional imaging. In MedicalImaging Techniques and Applications, C. T. Leondes (Ed.).Gordon and Breach International Series in Engineering,Technology and Applied Science.Gordon and Breach SciencePublishers, 1997.
84. D. Feng. Information technology applications in biomedicalfunctional imaging. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.3(3):221–230, 1999.
85. X. Li, D. Feng, and K. Chen. Optimal image samplingschedule: A new eVective way to reduce dynamic imagestorage space and Functional image processing time. IEEETrans. Med. Imaging. 15(5):710–719, 1996.
86. D. Ho, D. Feng, and K. Chen. Dynamic image data compressionin spatial and temporal domains: Theory andalgorithm. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed. 1(4):219–228, 1997.
87. D. Feng, W. Cai, and R. Fulton. Dynamic image datacompression in the spatial and temporal domains: Clinicalissues and assessment. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.6(4):262–268, 2002.
88. Z. Chen et al. Performance evaluation of functional medicalimaging compression via optimal sampling scheduledesigns and cluster analysis.IEEE Trans. Biomed.Eng.52(5):943–945, 2005.
89. Z. Chen et al. Temporal processing of dynamic positronemission tomography via principal component analysis inthe sinogram domain. IEEE Trans. Nuclear Science. 51(5):2612–2619, 2004.
90. Z. Chen, D. Feng, and W. Cai. Temporal and spatialcompression of dynamic positron emission tomographyin sinogram domain.Inter. J. Image Graphics. 5(4):839–858, 2005.
91. Z. Chen. Biomedical Functional Imaging Data Compressionand Analysis.Ph.D.thesis, University of Sydney, 2003.
92. J. Delforge, A. Syrota, and B. M. Mazoyer. Experimentaldesign optimization: Theory and application to estimationof receptor model parameters using dynamicpositron emission tomography. Phy. Med. Biol.34:419–435, 1989.
93. R. A. Hawkins, M. E. Phelps, and S.C. Huang. EVects oftemporal sampling, glucose metabolic rates, and disruptions of the blood–brain barrier on the FDG model withand without a vascular compartment: studies in humanbrain tumours with PET. J. Cereb. Blood Flow Metab.6:170–183, 1986.
94. S. Jovkar et al. Minimization of parameter estimationerrors in dynamic PET: Choice of scanning schedules.Phys. Med. Biol. 34:895–908, 1989.
95. B. M. Mazoyer et al. Dynamic PET data analysis. J. Comp.Assist. Tomog. 10:645–653, 1986.
96. X. Li and D. Feng. Toward the reduction of dynamicimage data in PET studies. Computer Methods and Programsin Biomedicine. 53:71–80, 1997.
97. D. Z. D’Argenio. Optimal sampling times for pharmacokineticexperiments. J. Pharmacokinet. Biopharm.9:739–756, 1981.
98. D. Feng, W. Cai, and R. Fulton. An optimal image samplingschedule Design for cerebral blood volume andpartial volume correction in neurologic FDG–PET studies. Australia New Zealand J. Med. 28(3):361, 1998.
99. D. Feng, X. Li, and W. C. Siu. Optimal sampling scheduledesign for positron emission tomography data acquisition.Control Eng. Practice. 5(12):1759–1766, 1997.
100. L. D. Crocker. PNG: The portable network graphic format.Dr. Dobb’s J. July:36–49, 1995.
101. T. Thireou et al. Performance evaluation of principalcomponent analysis in dynamic FDG-PET studies ofrecurrent colorectal cancer. Comp. Med. Imag. Graph. 27:43–51, 2003.
102. A. H. Andersen, D. M. Gash, and M. J. Avison. Principalcomponent analysis of the dynamic response measuredby MRI: A generalized linear systems framework. Mag.Res. Image. 17(6):795–815, 1999.
103. B. S. Everitt and G. Dunn.Applied Multivariate DataAnalysis.2nd ed. Arnold. 2001:48–65, 2001.
104. V. Chameroy and R. D. Paola.High compression ofnuclear medicine dynamic studies. Int. J. Card. Image.5:261–269, 1990.

105. T. Kao, S. H. Shieh, and L. C. Wu. Dynamic radionuclide images compression based on principal components analysis. *Eng. Med. Biol. Soc.* 3:1227–1228, 1992.
106. C. M. Kao, J. T. Yap, and M. N. Wernick. High-resolution reconstruction of dynamic PET image sequences using a low-order approximation. *Proc. SPIE.* 2622:796–801, 1995.
107. M. N. Wernick, E. J. Infusion, and M. Milosevic. Fast spatio-temporal image reconstruction for dynamic PET. *IEEE Trans. Med. Imag.* 18:185–195, 1999.
108. F. Pedersen, M. B. E. Bengtsson, and B. Langstrom. Principal component analysis of dynamic PET and gamma camera images: A methodology to visualize the signals in the presence of large noise. *IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference.* 3:1734–1738, 1993.
109. M. Samal et al. Experimental comparison of data transformation procedures for analysis of principal components. *Phys. Med. Biol.* 44:2821–2834, 1999.
110. H. Witten, R. M. Neal, and J. G. Clear. Arithmetic coding for data compression. *Comm. ACM* 30(6):520–540, 1987.