

تصور البيانات وعرضها

Data Visualization And Display

Dr. Jinman Kim

د. جينمان كيم

Dr. Tom WeidongCai

د. توم ويدونج كاي

Prof. Michael Fulham

بروفيسر مايكل فلهم

Dr. Stefan Eberl

د. ستيفن إبرل

Prof. David Dagan Feng

بروفيسر ديفيد داجن فنج

٤١٤ (٩،١) مقدمة
٤١٦ (٩،٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد
 (٩،٢،١) إعادة التشكيل المتعدد المستوى
 (٩،٢،٢) المقاطع المائلة والمنحنية
٤١٨ (٩،٣) طرق التصور الثلاثي الأبعاد
 (٩،٣،١) الطلاء السطحي
 (٩،٣،٢) الطلاء الحجمي المباشر
 (٩،٣،٣) الطلاء المعتمد على النسيج
 (٩،٣،٤) الطلاء الحجمي المتعدد المتغيرات
٤٢٢ (٩،٤) واجهة الملاحظة الحجمية
 (٩،٤،١) الملاحظة الحجمية الثلاثية الأبعاد
 (٩،٤،٢) أجهزة الإدخال

٤٢٥ (٩،٥) التعزيز الحجمي والمعالجة
	(٩،٥،١) التجزئ في التصور
	(٩،٥،٢) مواصفات دالة العبور
	(٩،٥،٣) دوال العبور المساحية
٤٢٨ (٩،٦) تصور وأمثلة البيانات الكبيرة
	(٩،٦،١) التحديدية المتعددة
	(٩،٦،٢) تخطي الفراغ الفاضي
	(٩،٦،٣) الإنهاء المبكر للشعاع
	(٩،٦،٤) الطلاء المتوازي.
٤٣١ (٩،٧) النمط المزدوج للتصور، المسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني، المسح المقطعي الحسابي
	(٩،٧،١) دوال العبور المزدوجة
	(٩،٧،٢) دالة العبور المساحية
	(٩،٧،٣) التجزئ التفاعلي والتبديل الحجمي في المسح المقطعي بأشعة البوزيترون مع المسح المقطعي بالحاسب
٤٣٥ (٩،٨) أجهزة عرض البيانات
	(٩،٨،١) التصوير الجسم
	(٩،٨،٢) إسقاط العمق
٤٣٧ (٩،٩) تطبيقات التصور الطبي
٤٤٠ (٩،١٠) ملخص
٤٤٠ (٩،١١) تمارين
٤٤١ (٩،١٢) المراجع

(٩،١) مقدمة

نشرح في هذا الفصل طرق تصور وعرض البيانات للصور الطبية المتعددة الأبعاد. لقد مكن التقدم في التصوير الطبي لرقمي من التصور غير المسبوق لهيكل ووظيفة وأمراض الجسم البشري. يمكن اكتساب هذه الصور في العديد من الأبعاد وبأنماط متعددة، بما في ذلك التصوير بالرنين المغناطيسي MRI، والمسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني المزدوج مع المسح المقطعي بالحاسب PET/CT. لقد قدمت هذه الطرق الجديدة أيضا تحديات هامة وخطيرة للتصور الفعال [1-3]. على التوازي مع التقدم في عمليات اكتساب الصورة، فإن طرق تصور وعرض هذه البيانات قد مرت

أيضا بتقدم وتحديات سريعة. لقد تم تقديم الـ PET/CT في عام ٢٠٠٠ عن طريق ربط ماسح الـ PET مع جيل مبكر من ماسحات الـ CT اللولبية، ولكن على مدى خمس سنوات ظهر الـ PET/CT ذو ٦٤ شريحة المرتبط مع ماسح PET يتمتع بتحديدية وحساسية أفضل كثيرا عن جهاز عام ٢٠٠٠. التحدي الأساسي الآن هو وضع هذه الكمية الضخمة من بيانات الصور في شكل يمكن رؤيته واستخدامه وتفسيره. لحسن الحظ، فقد كان هناك تقدم هائل في تصور البيانات الطبية الحجمية الثلاثية الأبعاد، وعمامة فإن هذا يرجع إلى القابلية للتفاعل والتنقل خلال بيانات الصورة في العرض الحجمي الثلاثي الأبعاد الحقيقي. يتم تشكيل هذه العروض الحجمية من شرائح صور ثنائية الأبعاد يتم اكتسابها على نماذج منتظمة (مثلا شريحة كل واحد ميليمتر) مع عمل شبكة حجمية. لقد كانت الإمكانيات السريعة في تحسين التصور ثلاثي الأبعاد سبباً في جعل هذه الطريقة جذابة في تطبيقات التصوير، بما في ذلك هذه التطبيقات في الجراحات الموجهة بالصور IGS، والعلاج بالأشعة، والتشخيص المساعد بالحاسب [1,4-11]. computer aided diagnosis.

باستخدام تقنيات التصور الحالية، أصبح من الممكن إجراء تصور فعال في الزمن الحقيقي للأحجام المتعددة الأبعاد باستخدام أجهزة رخيصة الثمن بدلا من تقييدها على وحدات التشغيل الحديثة الغالية الثمن [12, 13]. لقد كان هذا التقدم في التصور مصحوبا بتطورات وتحسينات في أجهزة العرض والتحكم في الدخل. في وحدات التشغيل التشخيصية الحالية، أصبح من الطبيعي أن نجد العديد من شاشات العرض ذات البلورة السائلة liquid crystal display, LCD لتصور بيانات التصوير في مناظر ثنائية وثلاثية الأبعاد. إن أجهزة العرض المتخصصة مثل الشاشات المجسمة قد فعلت طرقا جديدة للتصور والتفاعل مع البيانات الطبية، وأنظمة التخيل الحقيقي virtual reality, VR، وأصبحت قادرة على تحقيق صورة حقيقية بجانب التحكم العالي والفعال في عملية التصور [2, 14]. لتوفير التحكم التنقلي الفعال والمريح للتصور ثلاثي الأبعاد، فقد تم تقديم أجهزة إدخال جديدة مصممة للتحكم في التصور ثلاثي الأبعاد [15,17]. لقد أصبح التصور الطبي والعرض المناسب، بمعرفة الكمية الكبيرة من البيانات، إلزامياً الآن للتأكد من التشخيص الدقيق. وفوق ذلك، فإن الخوارزميات التصويرية الجديدة والمبتكرة أصبحت الآن ضرورية من أجل التغلب على الزيادة في أبعاد الصورة التي تجعل طرق العرض العادية غير فعالة.

يصف هذا الفصل طرق التصور والعرض للصور الطبية المتعددة الأبعاد. يشرح الجزء (٩.٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد والتي تشتمل على إعادة التشكيل المتعدد المستوى والتجزئ المنحرف/المنحني. يعقب ذلك جزء عن طرق الطلاء الحجمي (المعتمد على السطح، والمباشر، والطلاء المعتمد على النسيج) لبيانات الحجمية الثلاثية الأبعاد وللبيانات المتعددة المتغيرات (أكبر من الأبعاد الثلاثة، بمعنى التغير الزمني، والتتابع الديناميكي). يقدم الجزء (٩.٤) طرقاً وأجهزة تستخدم للتنقل خلال البيانات الحجمية، وبعد ذلك يتم شرح التحسينات في التصور الحجمي

في الجزء (٩.٥)، ويعقبه طرق أمثلة التصور (الطرق البرمجية والأجهزة) في الجزء (٩.٦). في الجزء (٩.٧) سيتم تقديم دراسة عن حالة تصور ثنائي النمط PET/CT الذي يبين كيفية المهائة للاستخدام مع البيانات الطبية لتحسين التشخيص وفهم الصورة. أجهزة وطرق العرض يتم تقديمها في الجزء (٩.٨)، والذي يعقبه ملخصاً عن مشروعات تصور البيانات الطبية الحديثة في الجزء (٩.٩). ملخص هذا الفصل تم تقديمه في الجزء (٩.١٠).

(٩،٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد

تستخدم الطرق العادية للتصور الحجمي للصور الطبية المساقط التاجية أو العمودية، مع العديد من الصور المرئية في المونتاج (على هيئة صور مركبة) أو على شكل شريحة بشرية. مع زيادة التحسينات على التحديدية في أجهزة التصوير والكمية الهائلة من البيانات المتولدة، فقد أصبح من الصعب الآن الاعتماد على الطرق السابقة في تحليل الصور. لذلك؛ فقد أدى ذلك إلى تطوير الطرق الثنائية البعد لتصور الصور الطبية، مثل التشريح (عمل شرائح) الحجمي، وإعادة التشكيل المتعدد المستوى، والتقسيم المنحني، والتي تكون مساقط أو مناظر مكاملة للمناظر الثنائية الأبعاد.

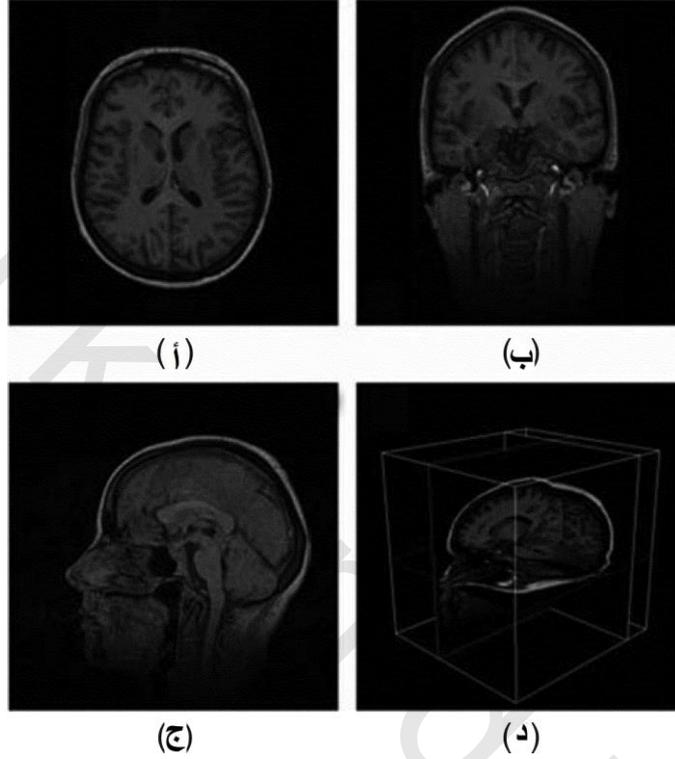
(٩،٢،١) إعادة التشكيل المتعدد المستوى

تسمح البيانات الحجمية للفوكسيل في الحجم أن يعاد تشكيلها إلى اتجاهات متعامدة مختلفة، وهى، العمودية، والسهمية الشكل، والتاجية. يتم عرض هذه المساقط أو المناظر المتعامدة في العادة تزامنياً كما هو موضح في الشكل رقم (٩.١)، مطبقاً على مثال مجموعة بيانات الرنين المغناطيسي MR للمخ [18]. توفر الصور المتعددة المستوى وسيلة فعالة لتصور البيانات الحجمية مع التحكم التفاعلي وتعتبر هى التجهيز التلقائي للتصور في العديد من تطبيقات التشخيص [5,12,19]. يمكن عن طريق عرض الثلاثة مساقط أو المناظر المتعامدة، الملاحظة السريعة للبيانات الحجمية. يمكن التنقل خلال هذه المساقط باستخدام طريقة "النقر والسحب" في التعامل مع مكان المراقبة خلال واحد من هذه المساقط الحجمية، مسبباً إعادة تشكيل للمساقط الأخرى تبعاً للموضع الجديد للنقطة. يعتبر التقسيم المتعدد المستوى كما هو موضح في الشكل رقم (٩.١) طريقة أخرى شائعة للنظر أو عرض الصور المتعددة المستوى، وتصور الثلاثة مساقط مكدسة كل واحد منها عمودياً على الآخر وبالتالي الحصول على تصور ثلاثي الأبعاد.

(٩،٢،٢) المقاطع المائلة والمنحنية

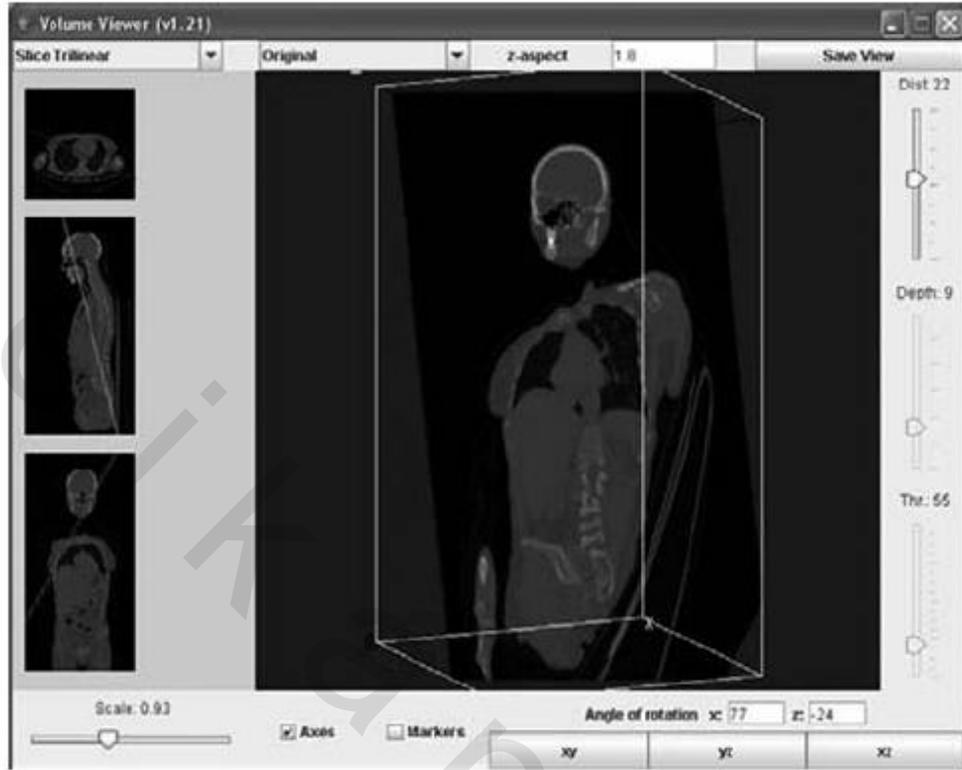
في التطبيقات الإكلينيكية أو العلاجية المختلفة، ليس من الضروري أن يكون المسقط الثنائي الأبعاد واقعا على التوازي مع الاتجاهات المتعامدة للصورة الحجمية الثلاثية الأبعاد، كما حدث في إعادة التشكيل المتعدد

المستوى. في بعض الأحيان يكون من الضروري أخذ مساقط أو مقاطع عند زوايا اختيارية عبر الحجم. المقاطع المنحرفة، تعرف أيضاً بالتشريح (عمل شرائح) الحجمي، تعتبر طريقة لقطع الحجم في أى اتجاه يمكن اختياره أو تصوره عن طريق مستوى قطع يحدد عن طريق المستخدم [20].



الشكل (٩،١) مساقط إعادة التشكيل المتعددة المستوى لصورة MR للمخ. (أ) العمودي. (ب) الناجي. (ج) السهمي. المقاطع المتعددة المستوى الموضحة في (د) تكون نتيجة تكديس صور مع بعضها.

إن هذا يمنح المستخدم القدرة على تخيل أو وصف الهيكل الداخلي للحجم عن طريق إزالة بعض الأجزاء الاختيارية التي قد تحجز أو تخفي الحجم المهم volume of interest VOI الأساسي. الشكل رقم (٩،٢) يوضح مثالا على المقاطع المائلة، والتي توضح إزالة الأجزاء الغالقة أو الحاجزة من الـ CT لكل حجم الجسم. بدلا من استخدام المقاطع (أسطح القطع) المستوية، كما في التقطيع المائل، فإن المقاطع المنحنية تسير عبر مسار اختياري على أى صورة عمودية لتكوين صورة معينة. يتم حساب الفوكسلات على مستوى القطع بعد ذلك بطريقة أساسية عن طريق الاستيفاء أو عملية إعادة لأخذ العينات مثل الاستيفاء الثلاثي الخطية أو الجار الأقرب [21]. طريقة أخرى ثبت أنها تعطي اختياراً جيداً للبيانات المرئية وهي الوضع وإعادة التحجيم لصندوق القص المكعب، والتي تقوم بتغليف الحجم بحيث تكون البيانات الحجمية الواقعة داخل هذا الصندوق هي فقط المرئية.

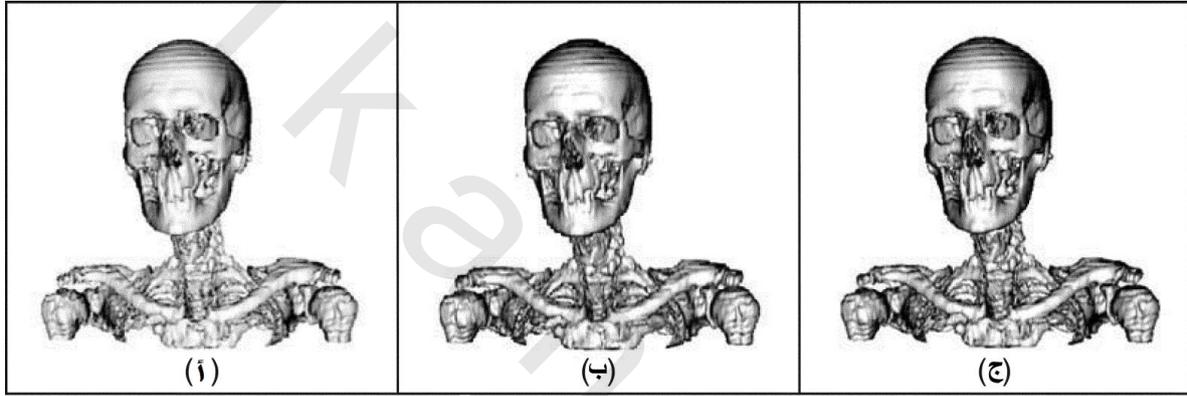


الشكل رقم (٩،٢) التقطيع المائل مطبقاً على مجموعة بيانات ال CT لكل الجسم باستخدام برنامج [22] imagJ مع العارض الحجمي [23] Volume Viewer. الصور المصغرة على اليسار تبين مستويات القطع مطبقة عند مساقط متعامدة مختلفة، والحجم الثلاثي البعد الناتج يكون في المركز. لقد تم استخدام الاستيفاء الثلاثي الخطية لطلاء الصور الحجمية.

(٩،٣) طرق التصور الثلاثي الأبعاد

في التصور الثلاثي الأبعاد للبيانات الطبية، هناك أربع طرق شائعة يمكن استخدامها لتعظيم المعلومات المرئية التي يمكن الحصول عليها من البيانات الطبية المختلفة الأنواع. هذه الطرق التصويرية هي: الطلاء السطحي، الطلاء الحجمي المباشر، والطلاء الحجمي المعتمد على النسيج، والطلاء المتعدد المتغيرات، يمكن استخدامها مستقلة أو بصورة مرتبطة. الطرق الثلاث الأولى للتصور تتعامل مع طرق مختلفة لطلاء البيانات، وكل طريقة يكون لها مميزاتها وعيوبها. الشكل رقم (٩،٣) يقارن هذه الطرق الثلاث في طلاء الهيكل العظمي من المسح المقطعي CT. لقد تم تنفيذ الطلاء باستخدام المكعبات السيارة [24]، والطلاء الحجمي المباشر، والطلاء الحجمي المعتمد على النسيج، وكلها

متاحة من خلال أداة التصور (برنامج) visualization tool kit VTK[25]. لقد تم تطبيق معاملات مناسبة في كل هذه الطرق الطلائية لاختيار الهيكل العظمي. في هذا الشكل تظهر الثلاث طرق الطلائية متساوية في جودة الرؤية، وعلى الرغم من ذلك فإن طريقة المكعبات السيارة (انظر الجزء التالي) تقوم فقط بطلاء الأشكال التقريبية للعظام (عن طريق حساب أسطح متعدد الأضلاع من الفوكسيل)، بينما تقوم الطرق الأخرى بطلاء كل فوكسيل تنتمي إلى العظام. بالنسبة للطلاء المتعدد المتغيرات، فإن هذه الطرق تستخدم جنباً إلى جنب مع طرق أخرى لتصوير البيانات والتي تكون في حالات متعددة، مثل البيانات الديناميكية والمتغيرة زمنياً. الفروق بين طرق الطلاء المختلفة سيتم شرحها بتفاصيل أكثر في الأجزاء التالية.



الشكل (٩،٣) طلاء الهياكل العظمية من مجموعات بيانات ال CT باستخدام ثلاثة خوارزميات مختلفة للطلاء: (أ) الطلاء السطحي، و (ب) الطلاء الحجمي المباشر، و (ج) الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج.

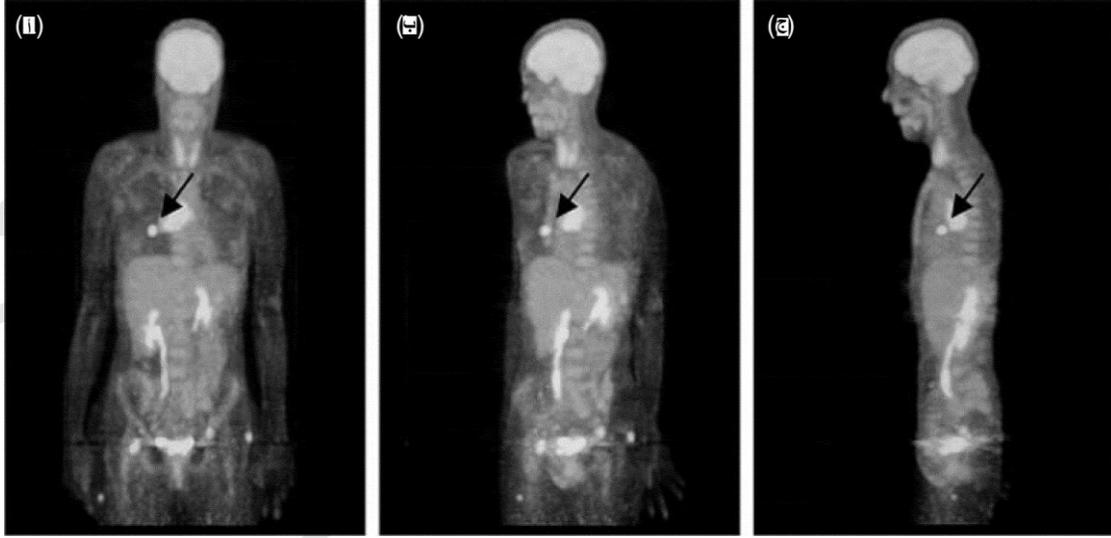
(٩،٣،١) الطلاء السطحي

تعتمد طريقة الطلاء السطحي على بناء محيط هندسي يمثل السطح المحدد عن طريق تجزئ حجم الصورة. يتم بعد ذلك استخلاص محيطات الأحجام المجزئة باستخدام طرق القرمدة [21, 24, 26, 27]، والتي تقوم بتوليد أسطح متعددة الأضلاع تمثل الهيكل. واحد من الخوارزميات المعروفة جيداً في القرمدة هو خوارزم الأسطح السيارة [24]، والذي يعمل عن طريق توليد تعبيرات مثلثية للسطح وقد أنتجت العديد من طرق الأمثلة والتغيرات للعديد من التطبيقات المختلفة. الجاذبية الأساسية للطلاء السطحي هي قابليته للنفوذ في التقدمات في أجهزة الرسم الحديثة، والتي تم تصميمها خصيصاً لمعالجة الأعداد الكبيرة من متعددات الأضلاع، محققاً المقدرة على الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي. بالإضافة لذلك، فإنه يمكن تطبيق نماذج الإضاءة والظل على هذه الأسطح (مثلاً تظليل فونج Phong، و تظليل Gouraud[28, 29]) والذي يساعد في عمق الفهم وإظهار الحقيقة العامة للحجم.

في العادة تتطلب طرق الطلاء السطحي تجزئ حجم الصورة لتحديد الهياكل المطلوب طلائها. العيب الأساسي في الطلاء السطحي هو عملية التجزئ الابتدائية، نتيجة التعقيد في التخطيط الدقيق وحساب الهيكل. هناك العديد من طرق التجزئ المتاحة التي تم أمثلتها لأنماط التصوير المنفردة، وعلى الرغم من ذلك، فإن التعرف الدقيق والتخطيط للهياكل المنفردة في أي صورة تكون غالباً محدودة على الأوساط المحكومة [2, 30, 31]. نتيجة الاعتماد على نتائج التجزئ، فإنه بمجرد استكمال المعالجة الأولية، ستكون عملية تعديل المعاملات التي تولد الأسطح عملية غير ذات كفاءة حسابية. هناك تقييد آخر للطلاء السطحي وهو أن السطح فقط هو الذي يتم طلاؤه، وبالتالي فإن المعلومات المهمة عن الهياكل والأمراض داخل سطح العضو الذي يتم طلاؤه قد يتم فقدانها.

(٢، ٣، ٩) الطلاء الحجمي المباشر

تقوم طريقة الحجم المباشر بطلاء كل فوكسيل في الصورة وبالتالي فإنها تختلف عن الطلاء السطحي في أنها لا تحتاج للاستخلاص السطحي لبيانات الصورة المطلوب تحيلها أو تصورها. إن طلاء كل فوكسيل يسمح بالهيكل الطبيعية للشكل الهندسي والتعبير عن بيانات الحجم بالكامل. على الرغم من ذلك فإنه نتيجة الحسابات المطلوبة لكل فوكسيل، يكون الطلاء الحجمي المباشر مكلفاً حسابياً. أداء الطلاء الحجمي المباشر في الزمن الحقيقي يكون ممكناً فقط عن طريق استخدام أجهزة الرسم العادية من خلال استخدام طرق أمثلة خاصة للطلاء. يغطي الجزء ٩.٦ الأداء الأمثل لتصور الطلاء الحجمي. من أكثر الطرق استخداماً للطلاء الحجمي المباشر للبيانات الطبية تكون من خلال سكب الشعاع (وتعرف أيضاً بالتتبع الشعاعي) [3, 20, 32]، والتي يكون أساسها هو سكب أو صب الأشعة بدأ من عين المستخدم ومن خلال كل فوكسيل في الصورة. إنها تشتمل على أخذ العينات، والترشيح، والإضاءة، وتراكم ألوان الفوكسيل وإظلامها مع مرور الشعاع خلال الحجم. هناك طريقة سريعة حسابياً من طرق صب أو سكب الأشعة وهي طريقة إسقاط الشدة العظمى maximum intensity projection MIP، والتي لها العديد من التطبيقات الإكلينيكية [33-35]. تعمل طريقة الـ MIP عن طريق إسقاط الفوكسيل ذات الشدة العظمى التي تقع في مسار الشعاع. على الرغم من الكفاءة الحسابية لهذه الطريقة، إلا أنها تكون محدودة في عرض العمق والاتجاه، حيث إن الـ MIP لأي حجم لا يفرق بين اليسار واليمين أو الأمام والخلف. من أجل تعزيز الإحساس بالأبعاد الثلاثة مع الـ MIP، فإنه يتم في العادة توليد رسوماً متحركة والتي تتكون في العادة من طلاء MIP مع دوران في زوايا الرؤية، مما يساعد في الإحساس بالحجم الثلاثي الأبعاد. الشكل رقم (٩.٤) يبين مثلاً على إجراء MIP لبيانات الـ PET لكل الجسم، مع اختيار التتابعات الإطارية التي تستخدم لتحريك الحجم. من طرق الطلاء الحجمي الأخرى المفضلة في التطبيقات الطبية طريقة التنبيه [36] splatting وطريقة الفص المفتول [37, 38] shear warp، المصممة لتحسين كفاءة الطلاء على حساب جودة الرؤية.



الشكل رقم (٩،٤) تتابع من طلاء بيانات ال PET الحجمية. (أ) النظرة التاجية. (ب) ٤٥ درجة على اليسار من (أ). (ج) ٩٠ درجة على اليسار من (أ). تحقق الرسوم المتحركة للإطارات عند زوايا مختلفة استقبالا محسنا للبيانات الثلاثية الأبعاد. هذه البيانات المحددة قد فعلت التحديد الواضح للورم باستخدام الطلاء الحجمي (النقطة اللامعة موضحة عن طريق السهم).

(٩،٣،٣) الطلاء المعتمد على النسيج

إن التقدم في التقنيات الاستهلاكية قد أنتج تطوراً في الكروت الرسومية التي تكون فعالة في قدرتها على النقل النسيجي. إن النقل النسيجي هو عملية تطبيق الصور كنسيج على الأهداف الهندسية، ولقد تم استخدام هذه الصفة المميزة في تصور البيانات الطبية مع القدرة التفاعلية في الزمن الحقيقي باستخدام الأجهزة الاستهلاكية قليلة التكلفة [20, 39-41]. يعتمد المفهوم الأساسي للطلاء الحجمي المعتمد على النسيج على توليد مستويات متوازية من خلال أعمدة البيانات الحجمية، في الاتجاه الأكثر تعامداً مع خط رؤية المستخدم. يعتمد عدد المستويات التي سيتم توليدها على معدل أخذ العينات (العيننة)، حيث المعدلات العالية تقابل جودة رؤية أفضل في الوضع المثالي، يتم فرض أن معدل أخذ العينات يكون متناسباً مع أبعاد الفوكسيل التي يراد طلائها. بعد ذلك يتم تحويل المستويات المتوازية إلى كثيرات أضلاع تحول هي الأخرى نسيجياً باستخدام محاور نسيجية مناسبة ثلاثية الأبعاد [40] والتي يتم استنتاجها من البيانات الحجمية ويتم بعد ذلك رسمها في تتابع من الخلف إلى الأمام مع خلط ألوان الفوكسيل بحيث يتم الحصول على صورة ناعمة أو ملساء. يعطي الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج صوراً تكون متقاربة في جودتها مع الطلاء الحجمي المباشر، بعيداً عن الفروق الواضحة أثناء التعامل مع الحجم، مثل الدوران [3]. لقد أصبح الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج هو الاختيار الأكثر شيوعاً في الكثير من تطبيقات تصور البيانات الطبية [32, 39, 40, 42, 43] نتيجة جودة الصورة الناتجة منه وكفاءته الحسابية.

(٩،٣،٤) الطلاء الحجمي المتعدد المتغيرات

تتطلب العديد من التطبيقات في مجال التصوير الطبي خروجاً مرئياً للبيانات يحتوي على العديد من القيم غير الموجهة عند كل نقطة عينة (فوكسيل) [1, 44-46]. مثل هذه البيانات يشار إليها دائماً على أنها بيانات متعددة المتغيرات ويمكنها أن تأتي من العديد من التطبيقات، مثلاً، البيانات المتعددة الأحجام (المزدوجة النمط PET/CT) والبيانات المتغيرة زمنياً (الفوق صوتية، وتصوير التدفق). في التصوير المتعدد الأحجام، يتم دمج اثنتين أو أكثر من مجموعات البيانات المتكاملة ثم طلاؤها حجمياً. إن دمج هذه البيانات من الممكن أن يكون على صورة (١) تراكب الحجم، أو تداخل حجم معين مع حجم آخر، أو (٢) الخلط المتداخل للبيانات، أو حساب قيمة جديدة للفوكسيل تبعاً لقيمتين أو أكثر من نفس العينة. كمثال على الخلط المتداخل للبيانات من بيانات صور طبية مزدوجة النمط سيتم شرحها في الجزء ٩.٧. في العادة، يتم استخدام البيانات المتغيرة زمنياً في التطبيقات الطبية لتصوير القيم الغير متجهة المتغيرة لهدف مختار على مدار فترة زمنية محددة. لقد قدم Tory et al [47] أشكالاً منقوشة، أشكالاً لرأس سهم متحركة تمثل الخواص غير المتجهة (الامتصاص ودرجة الحرارة) بالنسبة للزمن. لقد تم استخدام هذه النقوش بمهارة لتصوير MRI ثلاثية الأبعاد متغيرة زمنياً لتحليل المرض. لقد قدم كل من Thune and Olstad [48] صوراً متحركة لصور فوق صوتية رباعية الأبعاد (ثلاثة أبعاد مساحية وبعدها زمنياً) عن طريق الطلاء الحجمي المباشر.

(٩،٤) واجهة الملاحظة الحجمية

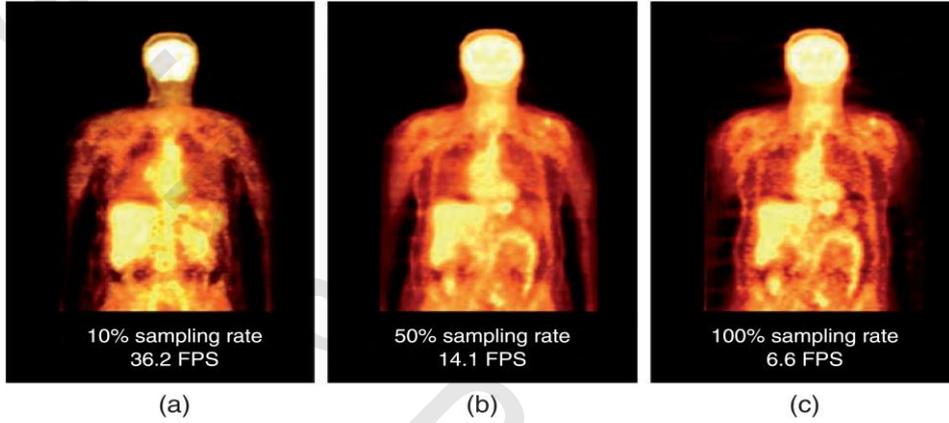
لقد قدمنا في الجزء (٩.٢) طرقاً ثنائية الأبعاد للملاحظة في البيانات ثلاثية الأبعاد من خلال استخدام مؤشر في بعدين (المحور x والمحور y). في الأبعاد الثلاثة، تعتمد الملاحظة على حركة الحجم مع إضافة المحور z. تتطلب البيانات ذات الأبعاد الأكثر من ذلك، مثل البيانات المتعددة المتغيرات، خواص تفاعلية إضافية وأجهزة إدخال للتحكم الكفاء. يركز هذا الجزء على الطرق العامة للملاحظة خلال البيانات الحجمية التي تم طلاؤها.

(٩،٤،١) الملاحظة الحجمية الثلاثية الأبعاد

الطرق العادية للملاحظة التفاعلية للطلاء الحجمي تتكون من التدريج، والدوران، والتنقل خلال النظام المحوري الثلاثي الأبعاد. لتحسين الأداء الطلائي أثناء الملاحظة التفاعلية فإنه يمكن تخفيض معدل أخذ العينات الحجمية وذلك لتسريع المقدرة الطلائية [7, 39, 41]. بمجرد استكمال التفاعل، فإنه يمكن إعادة وضع معدل العينات إلى قيمته الأصلية إن أتمتة تغيير معدل العينات عن طريق الاستماع إلى التغيرات في تفاعل الفأرة أو الماوس يسمح بالتعديل التقدومي أثناء الطلاء الحجمي التفاعلي. هذه الخاصية تكون مهمة خاصة أثناء طلاء الأحجام الكبيرة من البيانات. الشكل رقم (٩،٥) يبين مقارنة لأداء الطلاء المعتمد على النسيج بالنسبة لتغيير معدل أخذ العينات.

بالنسبة للبيانات الرباعية الأبعاد أو الأكثر بعدية من ذلك، مثل الطلاء الحجمي المتغير زمنياً أو متعدد الأنماط، فإن هناك تعقيدات أخرى يتم إضافتها للملاحظة الحجمية. بالنسبة للطلاء المتغير زمنياً، فإنه في العادة يتم تحريك رسومات الأحجام باستخدام أزرار تحكم مشابهة للمستخدم في تشغيل الفيديو [5]. مثل هذه الأزرار يمكن استخدامها مع الملاحظة الثلاثية الأبعاد، وهذا المفهوم قد وجد استخدامات كثيرة في تطبيقات التصوير الطبي مثل هذه المستخدمة في التنظير التخليبي [49, 50]، التي تتطلب الحركة في كل الأبعاد الثلاثة بالإضافة إلى البعد الزمني.

100% معدل عينة 6.6 إطار في الثانية 50% معدل عينة، 14.2 إطار في الثانية 10% معدل عينة 36.2 إطار في الثانية



الشكل رقم (٩،٥) معدلات مختلفة لأخذ العينات مطبقة على بيانات ال PET من كل الجسم باستخدام الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج. إن أقل معدل عينات يصاحبه أضعف جودة بصرية، مع الفقد الواضح للتفاصيل في طلاء الهياكل الداخلية للأعضاء. مع زيادة معدل العينات تزداد جودة الطلاء. مع ذلك، هناك نقص في معدل الإطارات في الثانية frames per second fps (مع الدوران حول كل المحاور). لرؤية تفاصيل أكثر لهذا الشكل، يمكنك زيارة الموقع :

<http://books.elsevier.com/companions/9780123735836..>

(٩،٤،٢) أجهزة الإدخال

عند تصميم برمجيات تصور البيانات الطبية، نتيجة التعقيد في الملاحظة الحجمية، فإنه يكون في العادة من المفيد تكييف أو تهيئة أجهزة الإدخال. لقد قدم Rosset et al [12] استخداماً لعجلات القفز jog wheels، والتي تم استخدامها في صناعة الفيديو والأفلام؛ وبالتالي يحقق المقدر على التحكم في الأبعاد المختلفة بكفاءة أكثر عن الطرق العادية، مثل فأرة الحاسب. هناك أجهزة إدخال بديلة متاحة يمكن استخدامها لتعويض أو استكمال عمل فأرة الحاسب، مثل جهاز هيوليت باكارد الثلاثي الأبعاد المسمى المرشد الفضائي [51] SpacePilot، والذي يتكون من زرار يمكن انحرافه، أو ضغطه، أو جذبه، أو التواؤه، أو دورانه في قوس كامل لبيّن الاتجاه والسرعة التي تريد أن تتحرك بها في النموذج. لقد تم استخدام شاشات اللمس كأجهزة إدخال بديله في تطبيقات التصوير.

مع التطور والتكيف في أجهزة المساعدات الشخصية الرقمية PDAs، وأجهزة الحاسب التذكارية PCs، والحواسب الشخصية المحمولة، ultramobile personal computers، فإن أعداداً متزايدة من تطبيقات التصور تستخدم من الشاشات الحساسة للمس. يبين الشكل رقم (٩،٦) استخدام المتزايد للأجهزة المزودة بشاشات للمس للتحكم في الدخل أو كأجهزة إدخال استبدال أو استكمال لفأرة الحاسب. في هذا المثال، تم فصل شاشة الإدخال من الشاشات الأخرى؛ وبالتالي تحرير الشاشات لعرض الصور فقط. من الممكن أن تكون هذه الشاشات مفيدة في أغراض التعليم والعرض [15، 52]. لقد عرض Bornik et al [15] جهاز إدخال مهنجا يتحكم في عرض إسقاط التنظير (انظر الجزء ٩.٨.١) لتفاصيل أكثر عن التنظير) وعرض لجهاز الحاسب (سطح المكتب). يتكون هذا الجهاز، والمسماى عين رع Eye of Ra، من فأرة لاسلكية، وقلم مرقم stylus pen، وحساس لتعقب الحركة. يتم استخدام تركيبة كاميرا لتعقب حركة جهاز الدخل، والتي بدورها تتحكم في إسقاط العرض الجسم للتحكم السريع والحشن، بينما يتم استخدام القلم المرقم مع أزرار فأرة للتحكم الدقيق على شاشة العرض (سطح المكتب). لقد استخدم Kim and Varshney [53] جهاز تعقب عيني للتصور الموجه بالأهمية. اعتماداً على منطقة الاهتمام هنا ROI التي يتم تركيز العين عليها، يتم تطبيق تأكيد بصري بحيث تضاء منطقة الاهتمام. لقد أوضح المؤلفان فعالية استخدامه في مساعدة المستخدم للملاحة خلال المجموعات الحجمية المعقدة من البيانات.



الشكل رقم (٩،٦) تستخدم شاشة للمس لعرض واجهة الدخل التي تتحكم في عرض البيانات على الثلاث شاشات الأخرى. في هذا المثال تستخدم شاشات العرض في تصور ال PET، وال PET/CT المدمج، وبيانات ال CT على التوالي من الشمال لليمين. عن طريق فصل التحكم في الدخل، تم توفير مساحات عرض أخرى لعرض الصور.

(٩،٥) التعزيز الحجمي والمعالجة

إن تطبيق طرق التعزيز والمعالجة على شرائح الصور الثنائية الأبعاد، مثل الترشيح، والتجزئ، والتحويلات الهندسية، يمكن أيضا تطبيقها على الصور الحجمية الثلاثية الأبعاد [2, 54]. عند تطبيق هذه الطرق في المجال الثلاثي الأبعاد، فإن بعض المعلومات الإضافية تصبح متاحة، وهذه بالتالي تسمح بطرق أخرى أكثر دقة. كمثال على ذلك استيفاء الصور والتي يتم تطبيقها عندما تكون الصور متدرجة أو محجمة في البيانات الثنائية الأبعاد، يتم تطبيق الاستيفاء الثنائي الخطية، الذي يقوم بحساب قيمة الفوكسيل اعتمادا على الثمانية فوكسيالات المجاورة لها مباشرة. في البيانات الثلاثية الأبعاد، يمكن تطبيق الاستيفاء الثلاثي الخطية في هذه الحالة، والذي يستخدم ١٨ من الفوكسيالات المجاورة الإضافية (بحيث يصبح المجموع ٢٦) في حساب قيمة الفوكسيل الجديدة، حيث ينتج عن ذلك استيفاء أكثر دقة بينما يزداد التعقيد. في التصور عن طريق الطلاء الحجمي، يمكن تطبيق تحسينات ومعالجات إضافية عن طريق تناول الصفات الثلاثية الأبعاد مثل الإضاءة، والظل، والشفافية [3, 28, 29].

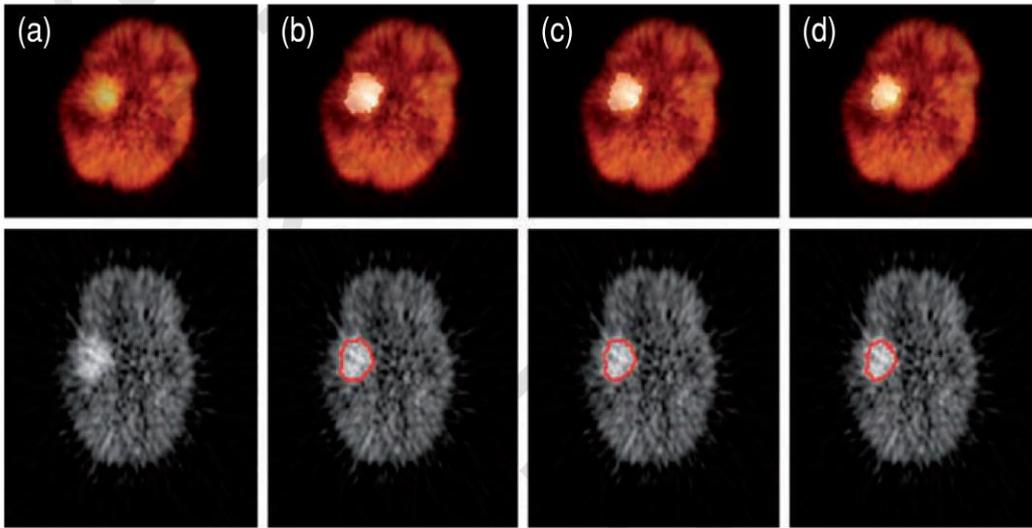
يبدأ هذا الجزء بطرق التجزئ التي تعتبر أساسية للتصور الحجمي، يعقبها طرق دالة العبور التي تفعل التحكم في خواص التصور في التعزيز الحجمي.

(٩،٥،١) التجزئ في التصور

يعتبر التجزئ واحد من المكونات الأساسية في كل طرق معالجة الصور، وناتج هذا التجزئ يحدد أو يملئ جودة المعالجة الصورية ككل [33]. في العادة يتم توظيف تجزئ بيانات الصورة في الطلاء الحجمي لفصل منطقة أو حجم الاهتمام VOI من الصورة بالكامل. باختيار الـ VOI فقط ليتم طلاؤه، فإنه يمكن تجنب طلاء الفوكسيالات التي تحتوي على القليل من المعلومات المهمة. في الطلاء السطحي، يكون فصل أو تجزئ الـ VOIs متطلبا ضرورياً أو إلزامياً لتوليد السطح. يكون التجزئ في الطلاء السطحي مفيداً أيضاً للطلاء ذي المستويين [13]، بمعنى أنه يمكن طلاء الـ VOI باستخدام الطلاء الحجمي المباشر لجودته المثالية، بينما الهياكل الأخرى الأقل أهمية فيمكن طلاؤها باستخدام الطرق المعتمدة على السطح.

لقد أثبتت الدراسات الحديثة الحاجة للتجزئ التفاعلي للتصور الثلاثي الأبعاد في الزمن الحقيقي [15, 55-57]. تتمتع مثل هذه الطرق بتوفير مميزات عظيمة، حيث أن التجزئ لا يحتاج لأن يكون محدوداً كعملية ابتدائية فقط، ولكنه من الممكن أن يسمح لنا أيضاً أن نرى نتيجة الطلاء مع تطبيق تغير التجزئ في الزمن الحقيقي. بالإضافة لذلك؛ فإن هذه الطرق تقوم بطلاء الـ VOIs المجزأة فقط بدون وضعهم في سياق الهياكل المحيطة. لقد عرض المرجع [55] طريقة لتصحيح أخطاء التجزئ من خلال الأحجام المطلية في الـ VOIs عن طريق ضبط نصف قطر الحجم المرئي لتوضيح الصورة المحيطة، والذي يسمح للطبيب أن يصحح أخطاء التجزئ في الطلاء الحجمي. لقد تم

التصحيح في هذه الطريقة عن طريق طلاء الفوكسيالات المحيطة في خلال نصف قطر حجم الاهتمام VOI فقط. لقد تم تقديم طريقة بديلة للتجزئ في التصور بالطلاء الحجمي المعتمد على النسيج في المرجع [58] لصور ال PET الديناميكية. في هذه الطريقة يتم التجزئ الابتدائي للصور باستخدام طريقة التحليل التصنيفي بالمنطق الضبابي، حيث يقوم هذا المنطق الضبابي بتخصيص أوزان احتمالية لكل فوكسيل، حيث يتم التعبير عن احتمالية أن تكون الفوكسيل عضوا في صنف معين يكون قد تم تجزيته. لقد تم استخدام هذه الأوزان بعد ذلك للضبط التفاعلي لعملية التجزئ عن طريق مستويات تشعبية ذات كفاءة حسابية كما هو موضح في الشكل رقم (٩.٧).



الشكل رقم (٩،٧). التجزئ الفعال لصور ال PET الديناميكية، مع تغير التجزئ في تحديد الورم المخي. الصف الأعلى يحتوي الصور الحجمية المطلية للهيكل المجزأ. يبين الصف الأسفل التعبير عن هذه الأحجام، حيث تم تمييز نتيجة التجزئ عن طريق الخط الأحمر الخارجى. الصورة (a) هي الصورة الأصلية، و(b) حتى (d) هي نتائج تغيير معاملات التجزئ في الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي. للمزيد من المعلومات عن هذا الشكل يرجى زيارة الموقع :

<http://books.elsevier.com/companions/9780123735836>.

(٩،٥،٢) مواصفات دالة العبور

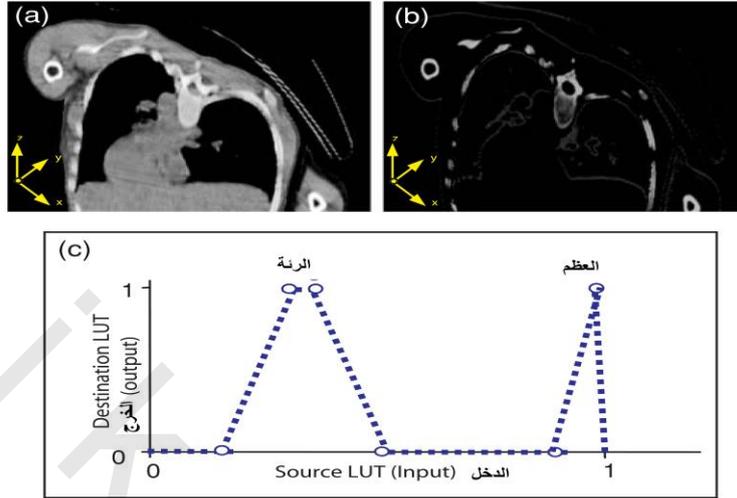
لقد تم تنفيذ العديد من الأبحاث في تطبيق دوال العبور كأداة في اختيار الخواص في الطلاء الحجمي للصور الطبية. التصنيف الكلاسيكي أو النموذجي لهيكل تشريحي معين في تصور الطلاء الحجمي يمكن إجراؤه عن طريق تحديد دالة العبور [44, 59, 60]. تقوم دالة العبور بتخصيص خواص مثل اللون، عن طريق جدول مطابقة lookup table, LUT، وعدم الشفافية على بيانات الفوكسيل في الزمن الحقيقي لتغيير تصور البيانات. في العادة يتم تطبيق

دوال العبور في الأبعاد الأحادية على قيم الفوكسيل من البيانات الحجمية كما هو موضح في الشكل رقم (٩،٨)، الذي يوضح اختيار العقيدات الرئوية والعظم في حجم ال CT.

إن مقدرة دوال العبور يمكنها أن تمتد إلى نطاق الأبعاد المتعددة، بحيث يتم التصور الاختياري للبيانات من خلال التحكم في مقدار انحداري والتفاضل الثاني لشدة الفوكسيل [44]. إن زيادة أبعاد دالة العبور يزيد أيضا من تعقيدها. يمكن لوضع أي دالة عبور نموذجية أن يكون أمراً مملأً ومستهلكاً للوقت، ناهيك عن الخلط والحيرة. إن أتمتة خواص دالة العبور وتحسين واجهات التصميم مع المستخدم يمكن أن تسهل من استخدامها وزيادة كفاءتها. لقد قدم Kong and Groller [61] واجهة لدالة العبور تكون فيها التغيرات في قيم البيانات مثل، اللون، وخواص الإظلام من بيانات الدخل يتم ترتيبها في مناظر مصغرة يمكن للمستخدم أن يختار منها. في هذه الأثناء قدم Mark et al [62] تصميمًا لمعرض يقدم للمستخدم كل تغيرات دوال العبور الممكنة التي يتم توليدها آلياً وترتيبها على طلاء الدخل. لقد قدم Kniss et al. [44] واجهة جديدة وبديهية للتحكم في دوال العبور الثلاثية الأبعاد (اعتماداً على قيم البيانات، ومقدار الانحدار، والاتجاه التفاضلي الثاني) من خلال الاستخدام الذكي لأدوات التصنيف والجلس.

(٩،٥،٣) دوال العبور المساحية

لقد قدم الجزء (٩.٥.١) لأهمية الاستعانة بالتجزئ في تصور البيانات الطبية. بدلا من طلاء نتيجة التجزئ، فإنها يمكن أن تستخدم لتحديد دالة العبور، وهذا يسمح باختيار دالة العبور اعتماداً على الخواص المساحية لحجم الصورة بدلا من استخدام ال LUT كما تم شرحه في الجزء السابق. لقد تم تقديم طريقة آلية لإزالة أو إخفاء الأهداف الأقل أهمية في أي صورة أو منظر للكشف أو إظهار المعلومات الأكثر أهمية عن طريق الباحثين في المراجع [30، 63]، الذين قاموا بتطبيق طرق مركبة مختلفة اعتماداً على أهمية الهدف المحسوب من خلال التجزئ، والتي تتحكم أيضا في إظلام الفوكسيالات. لقد شرح كل من Tzeng and Ma [64] استخدام تحليل تصنيفي معتمدا على المنطق الضبابي لتجزئ وتصنيف البيانات إلى أهداف منفردة. لقد فعلت هذه الطريقة تناول المستخدم لخواص الطلاء مثل ال LUTs والإظلام، وأيضا التصنيف الضبابي لطلاء الفوكسيالات المرتبطة مكانياً أو مساحياً على أساس كل هدف على حده. لقد ذكر Zhou et al [65] أيضا طلاء حجمي معتمدا على المسافة، حيث تم استخدام المسافة من الفوكسيل حتى نقطة الارتكاز أو البؤرة للتحكم في الخواص البصرية للفوكسيالات القريبة وذلك للتأكيد على الأهداف المهمة وإخفاء الأجزاء الأخرى.



الشكل رقم (٩،٨). (a) حجم CT للرئة باستخدام الطلاء المعتمد على النسيج. (b) تطبيق دالة العبور المحددة في (c) على الحجم في (أ). من الواضح أن دالة العبور المسمارية تعطي النتائج الأكثر جاذبية في الكشف عن الهياكل ذات الأهمية مع التلاشي التدريجي للهياكل الأقرب من الهيكل المختار (الرئة والعظم) في تصور ال CT. للمزيد من المعلومات عن هذا الشكل يرجى زيارة الموقع :

<http://books.elsevier.com/companions/9780123735836>.

(٩،٦) تصور وأمثلة البيانات الكبيرة

إن التقدم في تقنيات المسح الطبي دائما مستمرة وتدفع بحدود طرق التصوير إلى الأمام. الحجم التخزيني للبيانات الطبية دائما يتخطى التيرابايت terabytes ، وهذا الحجم من البيانات يتطلب حسابات متقدمة ، وهذه تكون مخصصة أو موجودة فقط في أجهزة خاصة (بمعنى الطلاء المتوازي)، وتتطلب أيضا أمثلة تعتمد على البرمجيات. إن الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج (الجزء ٩.٣.٣) يعتبر طريقة أمثلة معتمدة على البرمجيات تسمح بتصوير البيانات الطبية الكبيرة باستخدام القدرة الحسابية الموجودة في وحدات المعالجة التصويرية graphical processing units, GPU. الحديثة لطلاء الكميات الكبيرة من النسيج على الرغم من أن الطلاء باستخدام التحويل النسيجي يعطي تصورا تفاعليا للبيانات ، إلا أن سعة الطلاء الحجمي في هذه الحالة تكون محدودة بحجم ذاكرة النسيج في ال GPUs (الآن

حوالي ٥١٢ ميجابايت لل GPU الوحيد المستخدم)، ولذلك فإنه يكون من الصعب الحفاظ على معدل الإطارات التفاعلي عندما يكون حجم البيانات المطلوب طلائها كبيرا [39, 66].

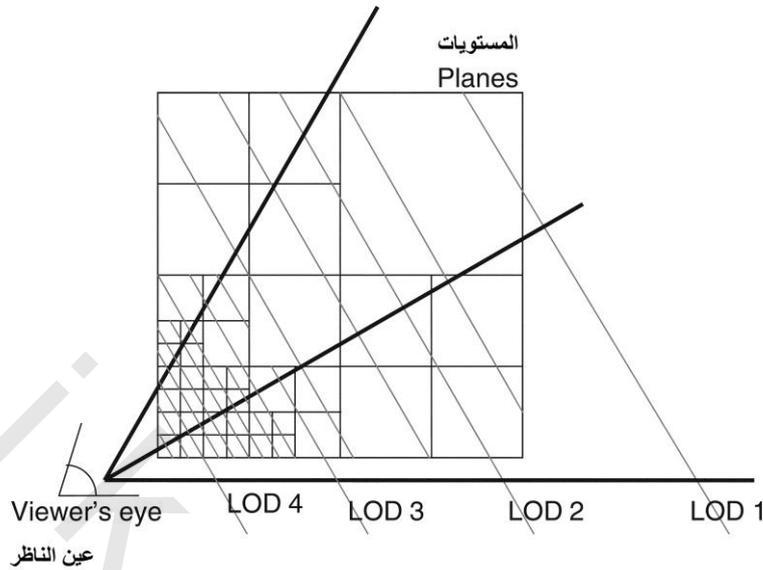
يركز هذا الجزء على بعض الحلول لأمثلة تصور الطلاء الحجمي للبيانات الطبية الكبيرة. إن الترابط أو الخلط بين الطرق المشروحة في الأجزاء الجانبية التالية يمكن تطبيقه ولقد اتضح أنه يعطي نتائج جيدة خاصة في الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج [40, 67, 68]. في النهاية سنبين أن الطلاء المتوازي يحقق أو يمكن عن طريقه حساب الطلاء الوحيد باستخدام العديد من الحاسبات الموجودة على شبكة.

(٩،٦،١) التحديدية المتعددة

يعتبر الطلاء الحجمي المتعدد التحديدية طريقة أمثلة شائعة تسمح للتطبيقات بالطلاء التفاعلي للبيانات الحجمية الكبيرة عن طريق تخصيص العديد من مستويات التحديدية أو التفاصيل LODs, Levels of details في الطلاء الحجمي [42, 6, 69]. يستخدم الـ LOD كمتحكم للمفاضلة بين جودة الطلاء والأداء التفاعلي ويتم عادة تطبيقه على البيانات بحيث عندما يتم عرض كل مجموعة البيانات، فإنه يتم تطبيق LOD منخفض، والذي يزيد تقدماً من التفاصيل مع اختيار أجزاء أصغر من البيانات لعرضها أو تصورها. يعمل الطلاء المتعدد التحديدية عن طريق حساب هياكل البيانات التي يتم تركيبها عن طريق تحليل أو تفكيك البيانات إلى قوالب أو لبنات [66] كما هو موضح في الشكل رقم (٩.٩)، الذي يبين التغير في تحديدية الطلاء تبعاً لـ LODs مختلفة. هيكل البيانات النموذجي المستخدم في الطلاء المتعدد التحديدية يكون octree وهو عبارة عن خواريزم بسيط وذو كفاءة يقوم بتقسيم البيانات إلى أشكال مستطيلة منتظمة. يتم تركيب القوالب من مستويات الـ LOD المختلفة باستخدام الاستيفاء لتقليل المشاكل البصرية التي قد تظهر مع هذه الـ LODs المختلفة.

(٩،٦،٢) تخطي الفراغ الفاضي

عند أي منظر معين أثناء الطلاء الحجمي، يتم تصور جزء فقط من البيانات الكلية. يعتبر تخطي الفراغ الفاضي طريقة لتجنب طلاء أجزاء الحجم التي لا يتم تصورها، من خلال استخدام هياكل بيانات مسبقة الحساب [67, 68]. تقوم أساسيات تخطي الفراغ الفاضي على تقسيم البيانات إلى أجزاء جانبية، كما هو الحال في الطلاء المتعدد التحديدية. في مرحلة الطلاء، يتم إجراء اختبار رؤية لتحديد إذا كانت أجزاء البيانات هذه مرئية فيجب طلائها أم لا. هناك العديد من هياكل البيانات التي يمكن استخدامها لتجزئ البيانات، والتي يكون لها أداء مثالي تحت المتطلبات المتغيرة للتصور [67, 70].



الشكل رقم (٩،٩). التحديدية المتعددة لبيانات حجمية وحيدة مع مستويات نظر متوازية. كل قالب (صندوق مربع) في الشكل له نفس أبعاد البيانات ولكن حجم هندسي مختلف، بمعنى، أن القوالب الأصغر يكون لها نفس كمية المعلومات المستخدمة في الطلاء مثل القوالب الكبيرة، وبالتالي تزداد التحديدية وجودة البيانات القريبة من مستوى النظر.

(٩،٦،٣) الإنهاء المبكر للشعاع

يعتبر الإنهاء المبكر للشعاع تقريبا أفضل طريقة أمثلة معروفة في الطلاء الحجمي بالصب أو السكب الشعاعي [68, 70]. كما هو ظاهر من الاسم، فإن هذه الطريقة تعتمد على إنهاء الشعاع عندما تكون المشاركة منه أقل ما يمكن في حساب الفوكسيل التي يتم عرضها. هذه الطريقة تعمل فقط في صب أو سكب الأشعة التي تسافر من الأمام للخلف.

(٩،٦،٤) الطلاء المتوازي

بينما تعمل الطرق المشروحة في الأجزاء (٩،٦،١) حتى (٩،٦،٣) على أمثلة حسابات البيانات باستخدام طرق تعتمد على البرمجيات عن طريق المفاضلة بين الجودة والأداء، فإن طرقاً بديلة لطلاء البيانات الكبيرة تستخدم الحسابات من العديد من كروت الصور (مكونات) للطلاء المتوازي [40, 71-73]. إحدى الطرق لاستخدام الطلاء المتوازي هي عن طريق تقسيم عملية الطلاء إلى العديد من الدوال الأحادية التي يمكن تطبيقها على التوالي على عناصر بيانات منفردة. تفضل هذه الطريقة في العادة في تطبيقات الطلاء السطحي [71]، التي تتطلب العديد من المراحل الوظيفية المنفصلة: التجزئ، وتوليد السطح، وبعد ذلك الطلاء. بدلا من حساب هذه الدوال أو الوظائف

على التوالي ، فإنه من الطرق الشائعة أن تقسم البيانات إلى تيارات أو تدفقات عديدة والتي يمكن العمل عليها مستقلة أو منفصلة وفي نفس الوقت بحيث يكون كل تيار مسئولاً عن طلاء جزء جانبي من البيانات ، وبعد ذلك يتم تجميع هذه الأجزاء الجانبية مع بعضها. لقد تم تطبيق التيارات المتوازية للبيانات بنجاح على العديد من ساحات العمل ، بدءاً من شبكات الحاسبات الشخصية حتى الحاسبات العملاقة البالغة التوازي لتصور البيانات الطبية الكبيرة عن طريق الطلاء الحجمي المباشر المعتمد على النسيج [40, 71].

(٩،٧) النمط المزدوج للتصور، المسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني، المسح المقطعي الحسابي

في تصور البيانات المزدوجة الأنماط مثل PET/CT ، فإن صور الـ PET تحقق حساسية عالية في الكشف عن الأورام وخواص الأنسجة ، بينما تحقق بيانات الـ CT المسجلة تحديداً للعلامات التشريحية وتحديد حدود الأورام والأعضاء [1, 74]. لقد قدمت صور الـ PET/CT نموذجاً جديداً في التشخيص الطبي والتفسير عن طريق تفعيل التصور للهياكل التشريحية والوظيفية المندمجة. هذه الأنماط المزدوجة للصور والتي تتكون من صور كبيرة الأبعاد (بيانات الـ PET/CT لكل الجسم تكون في المدى 512x512x262 بالنسبة للـ CT و 128x128x262 بالنسبة للـ PET) ، قد أبرزت تحديداً مثيراً للاهتمام للتصور الكفاء الثلاثي الأبعاد [74] وتستفيد بشكل ملحوظ من التقدم في تقنيات التصور. الجزء التالي يشرح تطبيق طرق التصور على بيانات الـ PET/CT.

(٩،٧،١) دوال العبور المزدوجة

في تصور الـ PET/CT ، يكون مطلوباً دمج بيانات كل من الـ PET والـ CT مع LUTs مستقلة في الزمن الحقيقي. هذه الأحجام من البيانات يمكن دمجها مع بعضها لتكون حجماً واحداً من البيانات قبل عملية الطلاء الحجمي [5] ، أو طلائها منفردة باستخدام طرق الطلاء المعروفة ، مثل الطلاء السطحي والطلاء الحجمي المباشر ، وبعد ذلك يتم دمجها كعملية ابتدائية لتكوين الطلاء الحجمي المطلوب [13]. تعتمد كل من هاتين الطريقتين على دمج أحجام البيانات في عملية ابتدائية قبل الحصول على الطلاء الحجمي المطلوب ؛ وبالتالي فإنها محدودة على تطبيقات تناول الطلاء الحجمي ، مثل النافذة/المستوى window/level ودالة العبور ، على الحجم المدمج ولا يمكن تطبيقها منفردة على المركبات المسحية. كبديل لذلك ، فإن طريقة لدمج الأحجام العديدة عن طريق الخلط الداخلي في مرحلة الطلاء في الطلاء الحجمي المباشر تم افتراضها عن طريق Cai and Sakas [75] ، وبالتالي يسمح بالدمج التفاعلي في الزمن الحقيقي لأحجام البيانات.

يبين حوار الكشف عن الهياكل المتورمة في مرضى سرطان الرئة المتطلبات المطلوبة لتحديد دوال العبور استقلالياً في تصور الـ PET/CT. إن اختيار حجم الاهتمام VOI من الـ CT (مثلاً عن طريق دالة العبور) وضبط

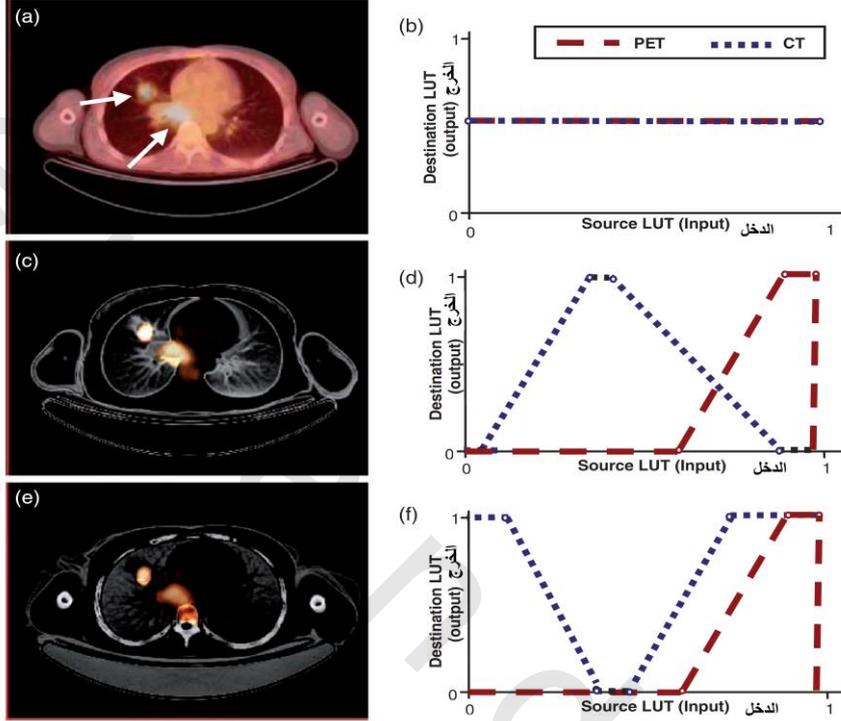
النافذة/المستوى باستخدام دوال عبور ال PET يستلزم تناول الأحجام المنفردة، مع المقدرة على تصور التغيرات في أحجام البيانات المدجة في الزمن الحقيقي. قد يستفيد الطبيب من تصور الورم الوظيفي الظاهر في مسحات ال PET بجانب الهياكل التشريحية المقابلة للتحديد من مسحات ال CT. لقد اقترح Kim et al [76] استخدام دوال عبور مزدوجة لصور PET/CT؛ وبالتالي يوفر جداول LUT أحادية البعد لدوال العبور استقلاليا لكل من أحجام بيانات ال PET وال CT المطلوب التحكم فيها، مع الأحجام الناتجة التي تم دمجها في الزمن الحقيقي. يبين الشكل رقم (٩.١٠) النتائج من استخدام دوال العبور المزدوجة، كما يبين الشكل رقم (٩.١٠أ) منظرًا محوريًا لحجم PET/CT المدجة، ومع جداول ال LUT ودوال العبور المزدوجة كما في الشكل رقم (٩.١٠ب). لقد تم تطبيق نسب دمج مختلفة كانت قادرة على تصور الأورام الوظيفية (الموضحة بالأسهم) مع الهياكل التشريحية المحيطة. يبين الشكل رقم (٩.١٠ج) هذه النتائج، ومن استخدام الجداول LUT مع دوال العبور المزدوجة كما في الشكل رقم (٩.١٠د). لقد تم تطبيق دالة العبور على مكونات ال PET لاختيار مدى ال LUT الذي ينتمي إلى الورم (قيم عالية لل LUT).

يسمح ميل دالة العبور بالزيادة التدريجية في تصور قيم ال LUT للفوكسيل مع وصول هذه القيم إلى الورم. وبالتالي؛ فإنه لن يتم اسبعاد أى فوكسيل تنتمي للورم عن طريق الخطأ، وتم تجنب أى عدم اتصال مفاجئ في اختيار هذه الهياكل. بالنسبة لل CT، فقد تم تطبيق دالة عبور شبه منحرف لتصور حدود الهياكل التشريحية مع تقليل التداخل المساحي مع هياكل الورم الوظيفية. لقد أوضحت هذه النتائج أن الازدواج بين ال LUT ودالة العبور يمكن استخدامه للتحكم في الاندماج بين أحجام ال PET وال CT لتجنب التداخل وإبراز الهيكل المهم، الذي يكون في هذه الحالة هو الورم، بينما لازال محافظا على السياق التشريحي المتوفر من بيانات ال CD. يوضح الشكل رقم (٩.١٠هـ) و) ترابطاً مختلفاً لدوال العبور المزدوجة. الترابط المزدوج بين ال LUT ودالة العبور في الزمن الحقيقي مطبق على طلاء أحجام ال PET/CT يوفر تغذية مرتدة مباشرة عن دقة اختيار الخواص كما يوفر الطلاء الاختياري للهياكل التشريحية والوظيفية. إن ذلك يسمح بالتصور المحسن للإطارات التشريحية وتحديد مواقع الأورام عند مقارنته مع الدمج بين ال PET/CT كما في الشكل رقم (٩.١٠أ).

(٩،٧،٢) دالة العبور المساحية

إن تطبيق دالة العبور المزدوجة في بيانات ال PET/CT تفعل التصور لهيكل الورم من ال PET مثلا، مع الهياكل التشريحية المحيطة من ال CT. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة أن الورم تكون له قيم لونية مشابهة للأعضاء الوظيفية (مثلا الكبد)، فإن تحديد الورم باستخدام دالة العبور المعتمدة على ال LUT فقط يكون محدودا. في مثل هذه الأحوال، إذا كان موضع الورم معلوماً، فإنه يمكن تطبيق دالة عبور مساحية تسمح بالتحكم في مدى الرؤية للهياكل المجزء تبعا للمسافة البعدية بين الفوكسيل والهيكل المجزء [30, 64, 65]. لقد قدم Kim et al [77] تطبيق الدالة

عبور بيانات ال PET/CT تم فيها تحديد الورم على ال PET كعملية ابتدائية كما في الشكل رقم (٩.١١). بعد ذلك تم استخدام نتيجة التجزئ لتكوين خريطة بعدية تبعا للمسافة البعدية للفوكسيل من الهيكل المجزء اعتمادا على خواريزم قدم عن طريق [4] Fichtinger et al.

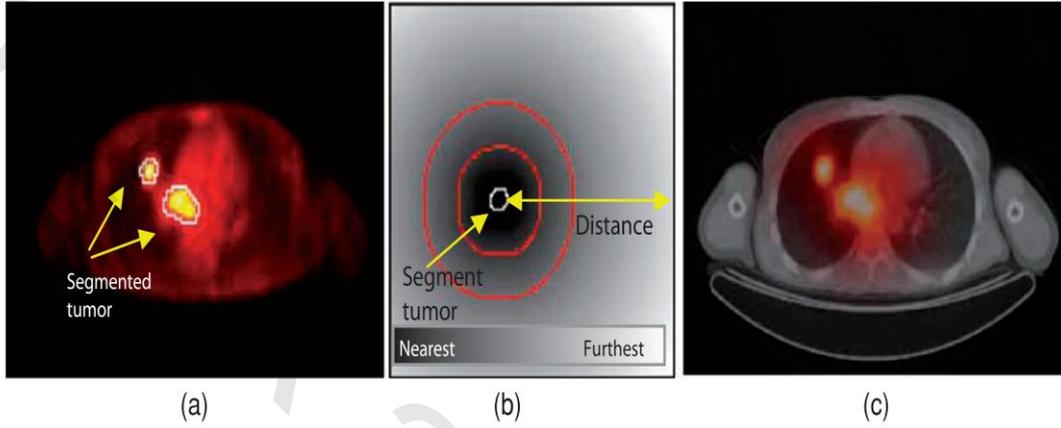


الشكل رقم (٩.١٠) تطبيق دوال العبور مع ال LUT المزدوجة. (a) المنظر المحوري لل PET/CT مع دالة العبور المزدوجة من ال LUT في (b) مع نسب دمج متساوية. الأورام داخل الرئتين موضحة عن طريق الأسهم. (c، d) إختيار الورم من ال PET والحدود التشريحية المحيطة بالرنة من ال CT. (هـ، و) دالة عبور PET متناوية مع دالة عبور معكوسة ومعدلة لل CT. للحصول على تفاصيل مرئية أكثر لهذه الشكل يمكنك زيارة الموقع

: <http://books.elsevier.com/companions/9780123735836>.

هذه المسافات تم استخدامها بعد ذلك لحساب أوزان يتم تخصيصها لكل فوكسيل منفردة في ال PET كما هو موضح في الشكل رقم (٩.١١). بعد ذلك تم ضرب هذه الأوزان في ال PET، أثناء الخلط الداخلي للفوكسيلات فوكسيل بعد فوكسيل مع ال [75]CT. يمكن الضبط الدقيق للعديد من معاملات هذا الخواريزم. أولا: يمكن التحكم في الأوزان المطبقة على بيانات ال PET بحيث يتم زيادة التأكيد على الفوكسيلات القريبة من الورم. ثانيا: يمكن إضافة حدود قطاعية، مثل الدوائر الحمراء في الشكل رقم (٩.١١)، يمكن استخدامها للتحكم في تطبيق الأوزان على الفوكسيلات التي بداخل هذه الحدود فقط. الشكل رقم (٩.١١) يوضح نتيجة تطبيق دالة العبور المساحية، حيث

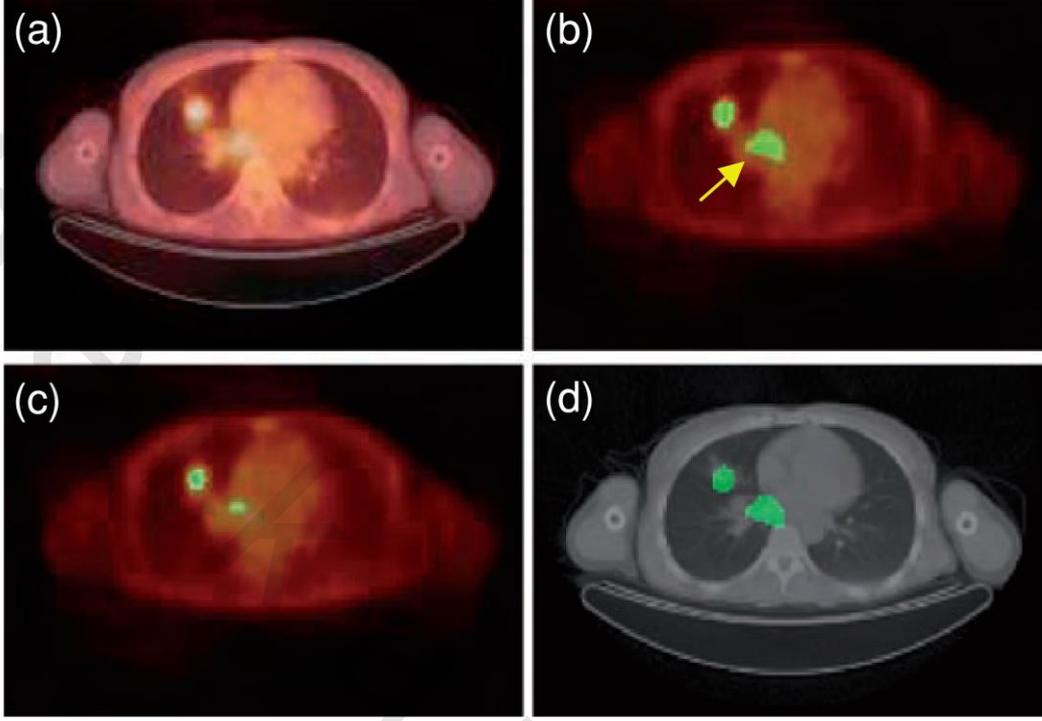
أمكن إظهار الأورام بوضوح مع هياكل الـ CT المحيطة بها، حيث تم تطبيق حدود قطعية مقدارها ٣٠ فوكسيلاً. تتميز دالة العبور المساحية بتصوير الفوكسيالات المرتبطة مساحياً عن الأورام المجزئة وتفعيل الزيادة المتدرجة في الانتقال بنسبة الاندماج للفوكسيالات مع اقترابهم من الورم.



الشكل رقم (٩،١١) نظرة شاملة على التجزئ المعتمد على دالة العبور المساحية مطبقا على تصور الـ PET/CT. (a) صورة الـ PET الأصلية (شريحة أحادية لمنظر محوري) مع إبراز الهياكل المجزئة (سهم). (b) خريطة مسافات محسوبة من النتيجة المجزئة. (c) نتائج الـ PET/CT المندمجة من دالة العبور المساحية باستخدام (ب). لرؤية

(٩،٧،٣) التجزئ التفاعلي والتبديل الحجمي في المسح المقطعي بأشعة البوزيترون مع المسح المقطعي بالحاسب.

بدلاً من استخدام نتائج التجزئ في دالة العبور المساحية، فإنه يمكن استخدامها مباشرة في الطلاء الحجمي. إن طلاء الـ VOI المجزئة كحجم مستقل يكون شفافاً، مع كل من أحجام الـ PET والـ CT يكون ذي أهمية في تمييز وإبراز هذه الـ VOIs. يمكن امتداد هذه المقدرة في الـ PET/CT لتسمح بالتبادل بين الأحجام كما هو مبين في الشكل رقم (٩،١٢) [41]. في هذا الشكل تم توضيح الـ VOIs المجزئة من بيانات الـ PET؛ وقد تم طلاؤها مع إما البيانات من الـ PET كما في الشكل رقم (b٩،١٢) وإما البيانات من الـ CT كما في الشكل رقم (c٩،١٢). لقد كان ذلك ممكناً من خلال استخدام السعة العالية لعرض مجال الذاكرة لأجهزة الرسم الحديثة وذلك لنقل النسيج الثلاثي الأبعاد من ذاكرة النظام إلى ذاكرة الرسم، والتي تم استخدامها لاستعواض الحجم القديم في ذاكرة الرسم مع حجم جديد في الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي.



الشكل رقم (٩،١٢) (a) الطلاء الحجمي لصور ال PET/CT باستخدام الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج. (b) التقسيم الآلي (التصنيف المعتمد على الوسط c الضبابي) FCM ينتج عنه هياكل ورمية مقسمة منصهرة مع ال PET. (c) النتائج من تغيير معاملات تقسيم ال PET لاختيار الفوكسلات الأقرب تكوين للورم. (d) نتائج التقسيم من (b) المنصهرة مع ال CT. كل الأحجام تم صهرها بنسب صهر متساوية. مستوى الشفافية وال LUT للأحجام المقسمة يمكن ضبطها لتقليل تعمية الهياكل الكامنة وذات الصلة لتفسير الصور ونتائج التقسيم. للحصول على معلومات أكثر عن هذا الشكل عليك زيارة الموقع المصاحب : <http://books.elsevier.com/companions/9780123735836>

(٩،٨) أجهزة عرض البيانات

في الأجزاء السابقة من هذا الفصل تم شرح خوارزميات وطرق تم استخدامها للحصول على تصور للطلاء الحجمي. إن الأجهزة التي تعرض هذه التصورات البصرية تكون لها نفس الأهمية. لقد تم تعجيل أو تسريع استخدام أجهزة العرض الرقمية في تصور البيانات الطبية في الأوقات الأخيرة بقبول نظم أرشفة الصور والاتصالات picture archiving and communication systems, PACS لإدارة الصور الرقمية ، بالإضافة إلى القدرات الإضافية التي توفرها الصور الرقمية ، مثل معالجة الصور والتصور الحجمي. تتأثر كفاءة كل أنظمة التشخيص التصويري بجودة أجهزة العرض [79]. في كل محطات العمل workstations المتاحة حالياً ، من الشائع أن تجد العديد من شاشات

البلورات السائلة LCD المستخدمة في تصور البيانات الطبية في المناظر الثنائية والثلاثية الأبعاد. هذه الشاشات تكون لها تحديدية تصل إلى ١٦٠٠×١٢٠٠ وأكثر، مع عمق في ألوان البكسيل يصل إلى ٢٤ بتاً؛ ولذلك فإنها تعطي سعة عرض كافية لأنماط التصوير الحديثة. بعيداً عن الـ LCDs، فإنه يتم تصميم أجهزة عرض أكثر حداثة وتطوراً خاصة بحجرات التشخيص وحجرات العمليات. تشمل هذه الأجهزة على أجهزة العرض المجسمة stereoscopic لعرض الحقيقة التخيلية virtual reality وأجهزة عرض الأعماق.

(٩،٨،١) التصور المجسم

يمكن الحصول على تصور ثلاثي الأبعاد حقيقي على شاشة ثنائية البعد عن طريق عرض البيانات مجسمة؛ وبالتالي يتولد الإحساس (الخادع) بالعمق. لقد تم استخدام هذه الطريقة بكثرة في التصور الطبي لتوليد أوساط للحقيقة التخيلية؛ وبالتالي وجدت العديد من الاستخدامات في محاكاة العمليات الجراحية [14, 50, 80]. يعرض التصور المجسم في الأساس صوراً مختلفة اختلافات بسيطة على العين اليسرى واليمنى للناظر، بحيث تستطيع كل عين أن ترى صورة واحدة فقط. من أجهزة التصور المجسم الشائعة الاستخدام في التطبيقات الطبية تلك التي تستخدم مصراع (قفل) الكاميرا الزجاجي المتزامن بالأشعة تحت الحمراء، والتي تسمح بأن تكون صور العين اليسرى/اليمنى متبادلة أو مترددة بالتساوي (في العادة بمعدل ٦٠ هرتزاً). لقد تم تطبيق التصور المجسم أيضاً على الأوساط المغمورة، ومن أمثلة ذلك ما يسمى الـ Immersadesk [81] والـ CAVE لأوساط الحقيقة التخيلية [82, 83]. كبديل للمصارع أو أقفال الكاميرا الزجاجية، والتي تحد من مقدرة الرؤية على مستخدم واحد لكل شاشة حاسب، فقد عرضت الدراسة في المرجع [80] مرشحات مستقطبة لفصل المعلومات المجسمة، مما يسمح للعديد من المستخدمين للرؤية من نفس الشاشة باستخدام زجاجات مستقطبة رخيصة نسبياً.

حيث إن متطلب لبس النظارات كان عائقاً في تبني أو استخدام التصور المجسم، فقد كانت هناك أبحاث مهمة عن طريق مصنعي أجهزة العرض (وبالذات [84] Sharp و [85] Philips) تهدف للسماح بالرؤية ثلاثية الأبعاد حقيقية بدون الحاجة إلى النظارات الثلاثية الأبعاد. تعمل هذه الأجهزة والتي تسمى، الأجهزة الحرة من النظارات، أو أجهزة المجسمات الآلية، عن طريق جهاز يكون قادراً على عرض صورتين منفصلتين بالتبادل. هذه الصور يكون لها نفس التفاوت، ولكن جهاز العرض يستخدم تقنية الحاجز المختلف المنظر والتبادلي [84] للتأكد من أن كل عين سترى واحدة فقط من هذه الصور، وبعمل ذلك، يتولد الإحساس بالعمق بدون الحاجة إلى نظارات لفصل الإشارات المختلفة.

(٩،٨،٢) إسقاط العمق

يعتبر التصور المجسم تقنية تولد الإحساس بالعمق؛ وبالتالي فإن جهاز العرض لا يكون لديه تحديد للعمق الطبيعي [86]؛ وبالتالي فإن ذلك تكون له حدود أو قصور في توليد الإحساس بالعمق. لقد تم إنتاج جهاز عن طريق شركة LightSpace Technologies يسمى مكعب العمق DepthCube، وهو عبارة عن عارض حتمي متعدد المستويات مستخدماً الحالة الجامدة ويستخدم جهاز إسقاط فيديو عالي السرعة لعرض تتابع من الشرائح للصورة ثلاثية الأبعاد على عناصر بصرية متعددة المستويات. هذه الشرائح الأحادية في المناظر المتعددة المستويات يتم ترشيحها للتخلص من الخداع الترددي anti-aliased لتعطي صوراً ناعمة.

(٩،٩) تطبيقات التصور الطبي

تساعد التقنيات الحديثة في التصور والعرض على تطوير تطبيقات إكلينيكية تكون قادرة على توفير طرقاً للتفاعل مع تفسير البيانات الطبية، كما هو الحال في الاستئصال أو الفحص التخيلي للأنسجة [88]، وتصوير النشاط الحركي [89]، والتطبيقات في تخطيط العلاج بالأشعة [8]. هذه التطبيقات تكون قادرة على توفير مناظر ثلاثية الأبعاد كاملة للجسم البشري يتم طلاؤها في الزمن الحقيقي بغرض الملاحظة خلالها والتعامل معها. بالإضافة لذلك، فإن التقدم في تقنيات التصور والعرض قد عجل من تطوير العمليات المتكاملة مع الحاسب computer integrated surgery, CIS، وال IGS، وال CAD والتي سيتم تفصيلها في الفصل السادس عشر والفصل الثامن عشر. يلخص هذا الجزء بعض الأبحاث التي مكنت من استخدام آخر ما وصلت إليه تقنيات تصور البيانات الطبية. لقد تركزت الجهود البحثية في تصور البيانات الطبية أساساً على تشكيل البيانات في منظر حتمي ثلاثي الأبعاد. على الرغم من ذلك، فإن الكثير من المعلومات الأخرى والاستخدامات الأخرى يمكن الحصول عليها من نفس البيانات، مثلاً، عن طريق نمذجة الأثر الحركي ونمذجة العناصر المختلفة (مثل العظام، والغضاريف، والأربطة، والعضلات، والأوتار) والعلاقات فيما بينهم [89-94]. لقد شرحت دراسة عن طريق Feg et al [90] التصوير البارامترية الطبي الذي يتطلب نمذجة وتوقعاً للمعاملات لتمثيل غذائي معين، أو الحركية الدوائية، أو الغدد الصماء، أو الأنظمة الكيميائية الأخرى على مستوى الفوكسيل بعد فوكسيل. إنها بالطبع ستكون طريقة مهمة تلك التي توفر تكميم للوظائف الفسيولوجية والكيميائية الحيوية وتسمح بتوزيع تلك الوظائف بالمقابلة مع الهياكل التشريحية المطلوب تصورها. (للحصول على معلومات أكثر عن التصوير البارامترية عليك الرجوع إلى الفصل السادس).

في دراسة أخرى عن طريق [93] Magnenat-Thalmann et al تم تقديم دراسة عن تصور وفهم وظائف التعبير للأكتاف. في هذه الدراسة تم تشكيل أكتاف كاملة ثلاثية الأبعاد كنموذج أساسي طبيعي مع بعض العناصر الأخرى التي استخدمت لمحاكاة الحركات والتشوهات. لقد استخدم هذا المشروع مجموعة البيانات البشرية المرئية visible human dataset, VHD [95] في زيادة وتجديد المحاكاة البصرية الثلاثية الأبعاد في مجال الحساب الطبي. لقد امتد هذا المشروع الآن لدراسة تعبيرات أو حركات الفخذ أو الورك باستخدام الـ MRI الديناميكي. لقد تم تقديم دراسة عن طريق [89] Benjamin et al بين فيها المقدرة على تصور توقع للحركة المشتركة لفهم النشاط الحركي المشترك. لقد تم تحقيق نمذجة ومحاكاة تعبيرات الفخذ باستخدام البيانات الطبية؛ مما أوضح أهمية أن يكون لدى الطبيب التقنية التي تعينه على تصور وملاحظة النشاط الحركي في الأبعاد الثلاثة للاستخدام في حل مشاكل التشخيص في تعبيرات الجسم البشري. أنشطة أخرى لهذا المشروع ستبحث في النمذجة الميكانيكية الحيوية للفخذ لمحاكاة وتصوير حركته وفهم إمكانية الخلل الوظيفي في تعبيرات كل مريض على حده. سيعتمد هذا النموذج الميكانيكي الحيوي على الارتباطات المشتركة للعناصر التشريحية المختلفة المشتركة في تعبير هذا المفصل وتأثيرها على مدى حركة الفخذ [89, 94].

إن مشروع الإنسان المرئي [95] Visible Human Project, VHP يعتبر خطوة فعالة لتوليد مجموعة بيانات مفصلة لصور مقطعية للجسم البشري، وذلك لتسهيل تصور ورؤية التشريح الطبي بغرض التطبيقات التعليمية، والبحثية، والتشخيص الإكلينيكي. لقد أدت أهمية هذا المشروع إلى تكون العديد من المساعي البحثية، مثل دراسة النمذجة الحركية السابقة التي قدمت وطورت من قبل كل من الكوريين [96] والصينيين [97] على مشروع الـ VHPs. إن موارد التصوير الطبية Biomedical Imaging Resource, BIR في معامل Mayo Clinic كانت واحدة من المعامل التي اشتركت في الأبحاث المتعلقة بالـ VHD، وفي العقد الأخير، قد أنتجت هذه المعامل العديد من التصورات الثلاثية الأبعاد، ومعالجة الصور، (مثل الطلاء، والتسجيل، والتجزئ، والنمذجة، والتصنيف) وقيمت كفاءة هذه الطرق في التطبيقات النهائية في التشخيص الإكلينيكي والعلاج [99, 98, 20]. في الدراسات الأخيرة للـ BIRs قام [99] Robb et al بتطوير نظام محاكاة وتدريب على التخدير، وذلك بالتعاون مع الأطباء ومشرفي العلاج وذلك باستخدام الـ VHD كمريض. لقد مكن هذا النظام من نمذجة الفحص باستخدام التصور ثلاثي الأبعاد للعلاقات بين الهياكل التشريحية، بالإضافة لاستخدامها في تدريب إدخال الإبرة. لقد تم بناء هذا النظام التدريبي من خلال وسط مغمور (حجرة عمليات تخيلية) تم توليده من خلال استخدام نظام تتبع للرأس، و شاشة عرض مثبتة الرأس، ونظام تتبع للإبرة، والتغذية المرتدة/الدخل اللمسي. يمكن للمستخدم أن يتفاعل مع المريض التخليبي باستخدام عصا أو قضيب أو أجهزة التغذية المرتدة من خلال اللمس والتي توفر إحساس لمس المريض [101, 100]. لقد امتد هذا النظام إلى النمذجة الطبية المستخدمة في التدريب على انسداد العصب المأبضي popliteal (في الركبة) والعلاج

الموضعي للبروستاتا [98] ويمكن استخدامه أيضا في المسح التصويري للمرضي بالإضافة إلى الـ VHD. هناك مشروع جديد يتعامل مع التشريح التخليبي لكل الجسم تم تقديمه عن طريق [88] Ljung et al. تعتمد هذه الدراسة على خطوات في التصور الثلاثي البعد لبيانات الـ CT ذات الحجم الكبير، والتحديدية العالية للجثث البشرية بغرض التشريح التخليبي، وتوفير معلومات مفتاحية في بحوث الجريمة الموجهة. هناك تحداً فريد في هذا المشروع ظهر من الحجم الكبير للمعلومات التي يتم اكتسابها من كاشفات الـ CT (MDCT) والتي تلتقط ٨٠٠٠ صورة محورية ناتجة من مسح الجسم بالكامل (يصل حجم البيانات إلى العديد من الجيجا بايتس). من أجل عرض التصور التفاعلي لصور الـ MDCT في الزمن الحقيقي، فقد تم تطوير خط مباشر لأحدث طرق الطلاء الحجمي الذي بدوره أدى إلى تطوير العديد من خوارزمات التصور والأمثلة بما في ذلك الطرق المهيمنة التي تعتمد على دالة العبور [102] LOD، وطرق استيفاء ما بين البلوكات [103]، وصب أو سكب الشعاع الواحد في الأحجام المتعددة التحديدية [104]، وأيضا طرق إدارة الذاكرة. بالإضافة لذلك، فقد قدمت هذه الدراسة امتداداً لخوارزم صب الأشعة الذي فعل بدوره طرق الطلاء بدالة العبور المزدوجة لتحديد السريع للمواقع مثل الشظايا المعدنية. لقد تم تقييم هذه الخطوات التشريحية التي تم وصفها مسبقاً باستخدام أمثلة من فحوصات الطب الشرعي العادية ولقد أثبتت جدارتها كتطبيق تصويري مكمل للتشريح القياسي المعروف عن طريق تفعيل الفحص الموسع والشامل للجسم كله في فحوصات الطب الشرعي.

التصوير الانتشاري المتوتر DTI، diffusion tensor imaging، هو عبارة عن طريقة تصوير بالرنين المغناطيسي MRI (تعرف أيضا بالـ DTI-MRI) تفعل عملية قياس انتشار الماء في الأنسجة مثل العظام، والعضلات، والمادة البيضاء في المخ. يعرف الانتشار في هذه العملية بأنه قابلية جزيئات الماء للهجرة من جزء من النظام البيولوجي إلى جزء آخر، في صورة حركة جزيئية عشوائية (تتحرك في أحد الاتجاهات أسرع من الاتجاهات الأخرى) [105, 106]. هذه الخاصية الهندسية للـ DT-MRI تمكن من التمييز الكمي والتصوير للهياكل الموضعية في الأنسجة. نتيجة المعلومات الكبيرة المتاحة في الـ DT-MRI، فإن طرق التصور الخاصة بها تعتبر مجالاً كبيراً للتحدي مع البدائل الكثيرة المتاحة في صور الـ DT-MRI. إحدى الأدوات لتفسير هذه الصور هو استخدام الأشكال المنقوشة، وهي أيقونة بارامترية تمثل البيانات بشكلها، ولونها، ونسيجها، وموضعها، إلخ، ويمكن استخدامها لتمثيل الخواص الانتشارية [107] (انظر الجزء ٩.٣.٤). في دراسة أخيرة عن طريق [108] Kindlemann and Westin تم فيها تقديم طريقة لتحزيم أو تجميع هذه الأشكال المنقوشة، والتي من الممكن أن تستخدم نظام جزيئياً بطاقة وضع متباينة الخواص لترتيب هذه الأشكال المطلوبة باستخدام الطرق المعتمدة على النسيج، في نموذج مكثف من الممكن أن يعرض بعض الاتصال البصري للتصور المعتمد على النسيج بينما يحافظ على المقدرة على فهم المعلومات التوتيرية الكاملة عند كل شكل من هذه

الأشكال المنقوشة. لقد أثبتت هذه الطريقة أن استخدام طرق التصوير من الممكن أن تكون مكملة وأيضا مظهرة أو كاشفة لمعلومات إضافية يمكنها أن تساعد في تشخيص وتفسير صور ال DT-MRI.

(٩،١٠) ملخص

مع التقدم المستمر في تقنيات اكتساب الصور الناتجة عن الزيادة المضطربة في أحجام البيانات، كانت الحاجة ملحة إلى طرق تصور لهذه البيانات بطريقة فعالة وذكية للتشخيص العلاجي وفهم لهذه الصور. على نفس الخط مع التقدم في أنماط التصوير، فقد أصبح التقدم في نظريات جديدة والتحسين في تقنيات تصور البيانات الطبية سبباً في تحسين استخدام وتفسير هذه البيانات. بالإضافة لذلك، فقد فعلت الاكتشافات الحديثة في تقنيات وطرق التصوير طرقاً بديلة للطرق التي كانت تستخدم فيما قبل. لقد قدم هذا الفصل تقنيات وطرق التصوير والعرض المستخدمة حالياً في التطبيقات العلاجية، وأيضا الطرق والتقنيات التي قد تؤدي إلى تحسين المقدرة التشخيصية.

لقد تم شرح طرق التصوير هذه بدءاً من الطرق الثنائية والثلاثية الأبعاد، بما في ذلك واجهات الملاحظة، والتحسين الحجمي والمعالجة، والتصوير لأحجام البيانات الكبيرة. لقد تم تقديم تصور ال PET/CT كمثال أخذ في اعتباره مميزات الكثير من الطرق التي تم شرحها في هذا الفصل. وأخيراً، تمت التغطية باختصار للأجيال القادمة من أجهزة العرض مع التركيز على تطبيقاتها العلاجية. إن التقدم المستقبلي في التصوير والعرض للبيانات الطبية سيستمر في تطوير وإبراز تقنيات جديدة ويعطي طرقاً حديثة لتحسين عرض وتفسير البيانات الحيوية الطبية.

(٩،١١) تمارين

- ١ - في الشكل رقم (٩.٣) تم توضيح طرق لطلاع البيانات الحجمية لل CT. اذكر الفروق الأساسية بين طرق الطلاء هذه وعيوبها أو مميزاتها في تصور البيانات الطبية.
- ٢ - لقد قدم تصور الطلاء الحجمي العديد من الصفات الطلائية، مثل التظليل، والشفافية، التي تعطي عرضاً أكثر واقعية للبيانات الطبية. هذه الصفات تعتبر أدوات قوية للتحسين الحجمي مع طرق التحسين العادية مثل طريقة window/level. اذكر مع إعطاء أمثلة كيفية استخدام هذه الصفات في تحسين التصوير.
- ٣ - يمكن تطبيق مواصفات دالة العبور في الأبعاد الأحادية أو الثنائية أو الأبعاد الأعلى. لقد شرح هذا الفصل دوال العبور المتعددة الأبعاد المستخدمة في التعامل مع ال LUT. اشرح كيفية استخدام دوال العبور المتعددة الأبعاد في النطاق المساحي أو البعدي.

- ٤ - يعتبر التجزئ مكون أساسياً في التصور. على الرغم من ذلك ، فإن التجزئ التفاعلي يكون في العادة ذي كثافة حسابية عالية لأداء الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي. أذكر كيف يمكن تقليل هذه المشكلة بدلالة الحلول البرمجية وباستخدام المكونات أو الأجهزة.
- ٥ - أذكر المبادئ الأساسية للطلاء الحجمي المتوازي المباشر ولماذا تفضل هذه الطريقة على طرق الطلاء السطحي.
- ٦ - لقد قدم الجزء ٩.٤.٢ أجهزة الإدخال المختلفة التي يمكن استخدامها للملاحة خلال البيانات الحجمية الطبية. صمم وحلل تأسيس لأجهزة دخل للاستخدام في التحكم في دوال العبور المتعددة الأبعاد للبيانات الطبية المتعددة المتغيرات.

(٩، ١٢) المراجع

1. O.Ratib. PET/CT image navigation and communication. J. Nucl. Med. 45(1):46S-55S, 2004.
2. I. N. Bankman. Handbook of Medical Imaging. Academic Press, 2000.
3. M. Meissen et al. Volume visualization and volume rendering techniques. In Tutorials 6. Eurographics, 2000.
4. G. Fichtinger et al. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intra operative CT guidance. Acad. Radiol. 9(1):60-74, 2002.
5. A. Rosset, L. Spadola, and O. Ratib. Osirif: An open source software for navigating in multidimensional DICOM images. J. Digit. Imaging. 17(3):205-216, 2004.
6. R. Shahidi, R. Tombropoulos, and R. P. Grzeszczuk. Clinical applications of three-dimensional rendering of medical data sets. Proc. IEEE. 86:555-565, 1998.
7. F. Beltrame et al. Three-dimensional visualization and navigation tool for diagnostic and surgical planning applications. Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. SPIE, 2001.
8. I. F. Ciernik et al. Radiation treatment planning with an integrated positron emission and computer tomography (PET/CT): A feasibility study. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 57:853-863, 2003.
9. A. B. Jani, J.-S. Irick, and C. Pelizzari. Opacity transfer function optimization for volume-rendered computed tomography images of the prostate. Acad. Radiol. 12(6):761-770, 2005.
10. D. T. Gering et al. An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional imaging. Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention. Springer-Verlag. 809-819, 1999.
11. Y. C. Loh et al. Surgical planning system with real-time volume rendering. Proc. IEEE Int. Workshop Med. Imag. Augmented Reality, 2001:259-261.
12. A. Rosset et al. Informatics in radiology (infoRAD): Navigating the With dimension: Innovative interface for multidimensional multimodality image navigation. Radiographics. 26(1):299-308, 2006.
13. H. Hauser et al. Two-level volume rendering. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 7(3):242-252, 2001.
14. P.-D. Dai et al. A virtual laboratory for temporal bone microanatomy. IEEE Comput. Sci. Eng. 7(2):75-79, 2005.
15. A. Bornik et al. A hybrid user interface for manipulation of volumetric medical data. Proceedings of the 3D User Interface (3DUI '06). 29-36, 2006.
16. B. Frohlich et al. On 3D input devices. IEEE Comput. Graph. Appl. 26(2):15-19, 2006.
17. A. J. Sherbondy et al. Alternative input devices for efficient navigation of large CT angiography data sets. Radiology. 234(2):391-398, 2005.
18. Chapel Hill Volume Rendering Test Data Set. Soft Lab Software Systems Laboratory, University of North Carolina Department of Computer Science. 19. Med View TM [software]. <http://www.medimage.com/petct-software.html>

20. R. A. Robb. Visualization in biomedical computing. *Parallel Computing*. 25(13–14):2067–2110, 1999.
21. G. Lohmann. *Volumetric Image Analysis*. John Wiley & Sons Ltd., 1998.
22. ImageJ: Image Processing and Analysis in Java [homepage]. <http://rsb.info.nih.gov/ij>
23. U. B. Kai. *Volume Viewer*. *International e Medieninformatik*, 2005.
24. W. E. Lorensen and H. E. Cline. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Comput. Graph.* 21(4):163–169.
25. W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen. *The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*, 3rd ed. Kitware, Inc., 2003.
26. J. K. Udupa. *Multidimensional Digital Boundaries*. Academic Press. 311–323, 1994.
27. U. Tiede et al. Investigation of medical 3D-rendering algorithms. *IEEE Comput. Graph. Appl.* 10(2):41–53, 1990.
28. A. H. Watt. *3D Computer Graphics*, 3rd ed. Addison- Wesley, 1999.
29. D. Shreiner et al. *OpenGL(R) Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL*, 5th ed. Addison-Wesley Professional, 2005.
30. I. Viola, A. Kanitsar, and M. E. Groller. Importance-driven feature enhancement in volume visualization. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 11(4):408–418, 2005.
31. M. Harders and G. Szekely. Enhancing human–computer interaction in medical segmentation. *Proc. IEEE*. 91(9): 1430–1442, 2003.
32. R. Westermann and B. Sevenich. Accelerated volume raycasting using texture mapping. *Visualization: Proceedings of the Conference on Visualization '01*. 271–278, 2001.
33. G. Kiefer, H. Lehmann, and J. Weese. Fast maximum intensity projections of large medical data sets by exploiting hierarchical memory architectures. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 10(2):385–394, 2006.
34. H. W. Venema, F. J. H. Hulsmans, and G. J. den Heeten. CT angiography of the Circle of Willis and intracranial internal carotid arteries: Maximum intensity projection with matched mask bone elimination—Feasibility study. *Radiology*. 218:893–898, 2001.
35. M. P. Marks et al. Diagnosis of carotid artery disease: Preliminary experience with maximum-intensity-projection spiral CT angiography. *Am. J. Roentgenol.* 160(6): 1267–1271, 1993.
36. D. Laur and P. Hanrahan. Hierarchical splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering. *Proceedings of the 18th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. ACM Press. 285–288, 1991.
37. P. Lacroute and M. Levoy. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. *Proceedings of the 21st Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. ACM Press. 451–458, 1994.
38. J. Sweeney and K. Mueller. Shear-warp deluxe: The shear-warp algorithm revisited. *Proceedings of the Symposium on Data Visualisation: ACM International Conference Proceeding Series*. Eurographics Association. 22:95–V, 2002.
39. P. Bhaniramka and Y. Demange. OpenGL volumizer: A toolkit for high quality volume rendering of large data sets. *Proceedings of the 2002 IEEE Symposium on Volume Visualization and Graphics*. IEEE Press. 45–54, 2002.
40. J. Kniss et al. Interactive texture-based volume rendering for large data sets. *IEEE Comput. Graph. Appl.* 21(4):52–61, 2001.
41. J. Kim et al. Real-time volume rendering visualization of dual-modality PET/CT images with interactive fuzzy thresholding segmentation. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 11(2):161–169, 2007.
42. W. Manfred et al. Level-of-detail volume rendering via 3D textures. *Proceedings of the 2000 IEEE Symposium on Volume Visualization*. ACM Press. 7–13, 2000.
43. B. F. Tomandl et al. Local and remote visualization techniques for interactive direct volume rendering in neuroradiology. *Radiographics*. 21(6):1561–1572, 2001.
44. J. Kniss, G. Kindlmann, and C. Hansen. Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 8(3):270–285, 2002.
45. F. H. Post et al. The state of the art in flow visualisation: Feature extraction and tracking. *Computer Graphics Forum*. 22(4):775–792, 2003.
46. R. S. Laramée et al. The state of the art in Xov visualization: Dense and texture-based techniques. *Computer Graphics Forum*. 23(2):203–221, 2004.

47. M. K. Tory, T. Moeller, and M. S. Atkins. Visualization of time-varying MRI data for MS lesion analysis. Proc. SPIE: Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. 4319:590–598, 2001.
48. N. Thune and B. Olstad. Visualizing 4-D medical ultrasound data. Proceedings of the 2nd Conference on Visualization. IEEE Computer Society Press. 210–215, 1991.
49. A. Neubauer et al. Advanced virtual endoscopic pituitary surgery. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 11(5):497–507, 2005.
50. A. Gronningsaeter et al. Initial experience with stereoscopic visualization of three-dimensional ultrasound data in surgery. Surg. Endosc. 14(11):1074–1078, 2000.
51. HP SpacePilot 3D USB Intelligent Controller [webpage]. <http://www.hp.com/sbso/product/workstation/spacepilot.html>
52. B. A. Myers. Using multiple devices simultaneously for display and control. IEEE Personal Communications. 7(5):62–65, 2000.
53. Y. Kim and A. Varshney. Saliency-guided enhancement for volume visualization. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):925–932, 2006.
54. N. Nikolaidis. 3-D Image Processing Algorithms. John Wiley & Sons, 2001.
55. E. Bullitt and S. R. Aylward. Volume rendering of segmented image objects. IEEE Trans. Med. Imaging. 21(8):998–1002, 2002.
56. S.-S. Yoo et al. Interactive 3-dimensional segmentation of MRI data in personal computer environment. J. Neurosci. Methods. 112(1):75–82, 2001.
57. L. Vosilla et al. An interactive tool for the segmentation of multimodal medical images. Proceedings of IEEE EMBS International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine. IEEE Press. 203–209, 2000.
58. J. Kim et al. Interactive fuzzy temporal thresholding for the segmentation of dynamic brain PET images. J. Cereb. Blood Flow Metab. 25:S620, 2005.
59. P. Vereda et al. Visualization of boundaries in volumetric data sets using LH histograms. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(2):208–218, 2006.
60. M. Levoy. Display of surfaces from volume data. IEEE Comput. Graph. Appl. 8(3):29–37, 1988.
61. A. König and E. Groller. Mastering transfer function specification by using Volume Pro technology. Proceedings of the 17th Spring Conference on Computer Graphics (SCCG'01). 279–286, 2001.
62. J. Marks et al. Design galleries: A general approach to setting parameters for computer graphics and animation. Proceedings of the 24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. ACM Press/Addison-Wesley Publishing, 1997.
63. I. Viola et al. Importance-driven focus of attention. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):933–940, 2006.
64. F.-Y. Tzeng and K.-L. Ma. A cluster-space visual interface for arbitrary dimensional classification of volume data. IEEE TVCG Symposium on Visualization, 2004.
65. J. Zhou, A. Doring, and K. D. Tonnies. Distance-based enhancement for focal region based volume rendering. Proceedings of Bildverarbeitung für die Medizin '04, 2004.
66. S. Guthe et al. Interactive rendering of large volume data sets. Proc. IEEE Visualization, 2002.
67. W. Li, K. Mueller, and A. Kaufman. Empty space skipping and occlusion clipping for texture-based volume rendering. Proc. IEEE Visualization, 2003.
68. J. Kruger and R. Westermann. Acceleration techniques for GPU-based volume rendering. Proc. IEEE Visualization, 2003.
69. W. Ruediger. A multiresolution framework for volume rendering. Proceedings of the 1994 Symposium on Volume Visualization. ACM Press, 1994.
70. M. Levoy. Efficient Ray Tracing of Volume Data. ACM Press, 1990.
71. T. W. Crockett. An introduction to parallel rendering. Parallel Computing. 23(7):819–843, 1997.
72. S. Molnar et al. A sorting classification of parallel rendering. IEEE Comput. Graph. Appl. 14(4):23–32, 1994.
73. P. Bhaniramka, P. C. D. Robert, and S. Eilemann. OpenGL multipipe SDK: A toolkit for scalable parallel rendering. Proc. IEEE Visualization, 2005.
74. M. N. Wernick and J. N. Aarsvold. Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT. Elsevier Academic Press, 2004.

75. W. Cai and G. Sakas. Data intermixing and multi-volume rendering. *Computer Graphics Forum*. 18(3):359–368, 1999.
76. J. Kim, S. Eberl, and D. Feng. Visualization of dualmodality anatomical and functional rendered volumes with image fusion using a dual-lookup table transfer function. *IEEE Comput. Sci. Eng.* 9(1):20–25, 2007.
77. J. Kim, S. Eberl, and D. Feng. Multi-modal medical visualization based on spatial transfer function. *Proc. IEEE Visualization* [poster presentation], 2006.
78. H. K. Huang. PACS, image management and imaging informatics. In *Multimedia Information Retrieval and Management*. Springer-Verlag, 476, 2003.
79. A. Badano. AAPM/RSNA tutorial on equipment selection: PACS equipment overview: Display systems. *Radio-Graphics*. 24:879–889, 2004.
80. S. T. Jones, S. E. Parker, and C. C. Kim. Low-cost high performance scientific visualization. *IEEE Comput. Sci. Eng.* 3(4):12–17, 2001.
81. C. Marek et al. *The ImmersaDesk and InWnityWall Projection-Based Virtual Reality Displays*. ACM Press, 1997.
82. C. Demiralp et al. CAVE and Wshtank virtual-reality displays: A qualitative and quantitative comparison. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 12(3):323–330, 2006.
83. C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, and T. A. DeFanti. Surround screen projection-based virtual reality: The design and implementation of the CAVE. *Proceedings of the 20th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. ACM Press. 135–142, 1993.
84. Sharp3D [website]. <http://www.codeplex.com/Wiki/View.-aspx?ProjectName/4Sharp3D>
85. Philips N.V. [website]. <http://www.research.philips.com>
86. K. Balasubramanian. On the realization of constraint-free stereo television. *IEEE Trans. Consum. Electron.* 50(3):895–902, 2004.
87. A. Sullivan. 3-Deep: New displays render images you can almost reach out and touch. *IEEE Spectrum*. 42(4):30–35, 2005.
88. P. Ljung et al. Full body virtual autopsies using a state-of-the-art volume rendering pipeline. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 12(5):869–76, 2006.
89. B. Gilles et al. Bone motion analysis from dynamic MRI: Acquisition and tracking. *Acad. Radiol.* 12:1285–1292, 2005.
90. D. Feng, Z. Wang, and S.-C. Huang. A study on statistically reliable and computationally efficient algorithms for generating local cerebral blood flow parametric images with positron emission tomography. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 12(2):182–188, 1993.
91. D. Feng. Information technology applications in biomedical functional imaging. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 3(3):221–230, 1999.
92. L. Wen. Fast and reliable estimation of multiple parametric images using an integrated method for dynamic SPECT. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 26(2): 179–189, 2007.
93. N. Magnenat-Thalmann and F. Cordier. Construction of a human topological model from medical data. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 4(2):137–143, 2000.
94. MIRALab [website, Geneva, Switzerland]. <http://www.miralab.unige.ch>
95. M. J. Ackerman. The visible human project. *Proc. IEEE*. 86(3):504–511, 1998.
96. J. S. Park et al. Visible Korean human: Improved serially sectioned images of the entire body. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 24(3):352–360, 2005.
97. S.-X. Zhang, P.-A. Heng, and Z.-J. Liu. Chinese visible human project: Dataset acquisition and its primary applications. *Proc. IEEE EMBC*, 2005.
98. R. A. Robb. Biomedical imaging: Past, present and prediction. *Proc. Symp. Intelligent Assistance in Diagnosis of Multi-Dimensional Medical Images*, 2005.
99. R. A. Robb and D. P. Hanson. Biomedical image visualization research using the Visible Human Datasets. *Clin. Anat.* 19(3):240–253, 2006.
100. D. P. Martin, D. J. Blezek, and R. A. Robb. Simulating lower extremity nerve blocks with virtual reality. *Tech. Reg. Anesth. Pain Manage.* 3:58–61, 1999.
101. A. Pommert et al. Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the visible human. *Med. Image Anal.* 5(3):221–228, 2001.
102. P. Ljung et al. Transfer function based adaptive decompression for volume rendering of large medical data sets. *IEEE Symp. Volume Visualization and Graphics*, 2004.

103. P. Ljung, C. Lundström, and A. Ynnerman. Multiresolution interblock interpolation in direct volume rendering. Proc. Eurographics/IEEE Symp. Visualization, 2006.
104. P. Ljung. Adaptive sampling in single pass, GPU-based raycasting of multiresolution volumes. Proceedings Eurographics/IEEE Workshop on Volume Graphics, 2006.
105. G. Kindlmann, D. Weinstein, and D. Hart. Strategies for direct volume rendering of diffusion tensor fields. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 6(2):124–138, 2000.
106. C.-F. Westin et al. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. Med. Image Anal. 6:93–108, 2002.
107. C. Pierpaoli and P. J. Basser. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. Magn. Reson. Med. 37(6):893–906, 1996.
108. G. Kindlmann and C.-F. Westin. Diffusion tensor visualization with glyph packing. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):1329–1336, 2006.