

Reconstruction Implicite de Surfaces 3D à partir de Régions 2D dans des Plans Parallèles

Adeline Pihuit, Olivier Palombi, Marie-Paule Cani

► **To cite this version:**

Adeline Pihuit, Olivier Palombi, Marie-Paule Cani. Reconstruction Implicite de Surfaces 3D à partir de Régions 2D dans des Plans Parallèles. AFIG 2009 - 22e Journées de l'Association Française d'Informatique Graphique, Nov 2009, Arles, France. inria-00438111

HAL Id: inria-00438111

<https://hal.inria.fr/inria-00438111>

Submitted on 2 Dec 2009

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Reconstruction Implicite de Surfaces 3D à partir de Régions 2D dans des Plans Parallèles

Adeline Pihuit, Olivier Palombi et Marie-Paule Cani ¹

¹Grenoble Universités & CNRS, Laboratoire Jean Kuntzmann
INRIA Grenoble Rhône-Alpes, France

Abstract

Nous présentons une méthode de reconstruction sans optimisation, de surfaces implicites 3D à partir de régions 2D dans des plans parallèles. Notre méthode consiste à générer un champ de potentiels dans chaque plan à partir des squelettes 2D extraits des régions, puis à interpoler localement ces potentiels entre 4 plans par splines de Catmull-Rom. La surface reconstruite est lisse -y compris aux extrémités- sans aucune étape d'optimisation. Nous exploitons l'interactivité de notre méthode pour proposer un outil de manipulation et d'édition de surfaces, particulièrement intéressant dans le contexte d'applications médicales.

We present a method for reconstructing implicit 3D surfaces from 2D regions in parallel slices. Our method consists in generating a field from 2D skeletons extracted from regions over each plane. Then, we interpolate these fields between four planes with Catmull-Rom splines to create a 3D smooth surface. Our method does not require any optimization step. Thus, it provides an efficient reconstruction tool that is attractive for interactive applications such as medical sketching and surfaces editing.

1. Introduction

1.1. Motivation

Malgré les nombreux travaux dans ce domaine, la reconstruction d'une surface 3D à partir de régions 2D dans des plans parallèles reste un problème ouvert dû à la diversité et la complexité des données utilisées. Les méthodes existantes imposent un certain nombre de contraintes sur ces données à reconstruire. Or, dans le domaine médical par exemple, les données fournies par les scanners ne sont pas toujours parfaitement segmentées. Cependant, il est impératif de pouvoir reconstruire et visualiser toute surface organique, quelle que soit la complexité de ses données ou leur qualité. Notre objectif est donc de concevoir une méthode robuste de reconstruction de surfaces à partir de données 2D quelconques; cette méthode devra être suffisamment interactive pour pouvoir proposer un outil d'édition qui permette d'ajuster manuellement les contours des structures erronées et de visualiser interactivement les modifications de la surface.

1.2. Etat de l'art

La reconstruction de surfaces 3D à partir de régions 2D dans des plans parallèles est un thème de recherche depuis de

nombreuses années. Les méthodes proposées peuvent être divisées en deux catégories: celles s'appuyant sur les surfaces paramétriques d'une part, et sur les surfaces implicites d'autre part.

Le principe des approches paramétriques est de calculer un maillage triangulé en connectant les sommets des contours définis dans des plans voisins. Cependant, ces approches se heurtent aux problèmes récurrents de *correspondance* et de *branchement* [Kep75,FKU77]. Le problème de *correspondance* est dû au fait que deux plans voisins peuvent contenir un nombre différent de contours; dans ce cas, comment les associer? Le problème de *branchement* quant à lui peut se produire y compris dans le cas d'un contour unique: si deux contours dans des plans successifs ne contiennent pas le même nombre de polygones, comment associer leurs sommets?

Plusieurs travaux ont tenté de fournir des solutions à ces problèmes [Boi88, EPO91, MSS92, KSS00], mais celles-ci nécessitent des étapes coûteuses d'optimisation ou supposent que l'échantillonnage des données est suffisant pour résoudre les ambiguïtés. Plus récemment, [JWC*05, LBD*08] ont proposé des méthodes permettant à l'utilisateur de modifier le genre topologique de la surface

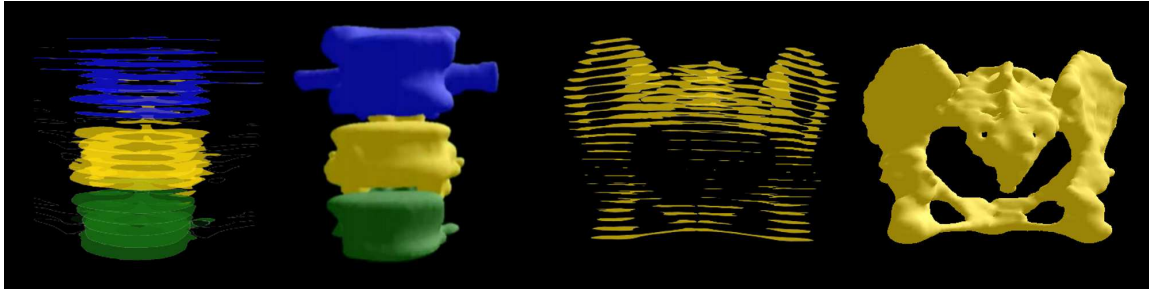


Figure 1: Reconstruction de formes organiques avec notre méthode. A gauche: une partie de la colonne vertébrale, à partir de 19 plans de coupe. A droite: le bassin, à partir de 24 plans.

paramétrique reconstruite grâce à un graphe de structures. Cependant, ces méthodes requièrent aussi un post-processus de lissage de la surface qui, selon les auteurs, peut indésirablement modifier son genre topologique.

Ainsi, ces méthodes sont à la fois peu robustes et trop coûteuses pour une application interactive. De plus, elles ne permettent pas d'extrapoler les données en dehors des plans de coupe: la surface reconstruite est coupée aux extrémités.

A l'opposé, les méthodes s'appuyant sur les surfaces implicites offrent une reconstruction plus stable des surfaces. Elles permettent d'extrapoler les données et conservent la surface lisse, quelle que soit la complexité des régions 2D.

Une première approche dans cette catégorie est de définir des fonctions de potentiels 2D pour chacun des contours des plans [JC94, GA98]. [JC94] interpolent ensuite ces potentiels sur deux plans pour générer la surface. Cependant, celle-ci souffre de plusieurs artefacts: elle n'est pas définie en dehors des plans extrémaux, la continuité C_1 n'est pas assurée au passage des plans et la surface présente des arêtes saillantes entre deux plans voisins lorsqu'une région dans un plan (potentiel non nul) ne se prolonge pas dans le plan suivant (potentiel nul) (Fig.2b.). Ces deux derniers problèmes sont dus à la linéarité de l'interpolation. [GA98] proposent quant à eux de sommer les potentiels sur les plans consécutifs afin de créer une forme 3D lisse. Cependant, ce type de mélange peut conduire à des artefacts tels que des gonflements si les plans sont trop proches, ou des trous et des discontinuités s'ils sont trop éloignés (Fig.2c.).

Une autre approche pour reconstruire des surfaces implicites sur un ensemble de plans est de créer un squelette 3D, puis de l'associer à une fonction de potentiel. [ACS01] utilisent ainsi un squelette 3D calculé par mise en correspondance des squelettes 2D extraits des régions des plans. Cependant, cette approche se heurte aussi aux problèmes de *correspondance* et de *branchement*.

Enfin, un dernier groupe de méthodes de reconstructions implicites, dites "à formulation variationnelle", traitent des ensembles de points [HDD*92, TO99, ZOF01, MYR*05]: un champ scalaire est optimisé sous des contraintes de régularité pour interpoler les contours donnés et reconstruire une

surface lisse. Cependant, ceci est relativement coûteux en temps de calcul et des modifications locales ultérieures des données implique de recalculer l'ensemble de la surface.

A la lumière de cette analyse, il semble intéressant de s'inspirer du principe d'interpolation des potentiels de [JC94, GA98]. Cette approche permet d'augmenter la rapidité de la reconstruction, mais aussi de pouvoir modifier et recalculer localement la surface; ce qui nous intéresse particulièrement dans le cas de croquis interactifs dont le but est d'ajuster de façon incrémentale les régions segmentées.

1.3. Contributions

Nos travaux s'appuient sur la méthode de [BPCB08] qui permet de reconstruire une surface 3D à partir d'un plan unique. Notre contribution est l'extension de cette méthode à la reconstruction d'une surface définie par des régions 2D *quelconques* dans un *ensemble de plans parallèles*; ceci en interpolant de manière appropriée les fonctions de potentiels. Notre objectif est de fournir une méthode *robuste* et *interactive* qui permette par la suite d'éditer la surface et de visualiser simultanément les modifications. Les données utilisées dans notre méthode peuvent être des images médicales, segmentées ou non, ou des dessins manuels.

Notre méthode n'impose pas de contrainte sur les variations de topologie entre les différents plans, et résout les problèmes suivants:

- La surface 3D reconstruite est fermée grâce à une extrapolation des données en dehors des plans de coupe extrémaux.
- La forme 3D est lisse (continuité C^1) sur l'ensemble de la surface, y compris au voisinage des plans extrémaux et entre les plans contenant des régions qui ne se prolongent pas de l'un à l'autre.
- La distance entre les plans n'affecte pas la stabilité de la reconstruction, et ceux-ci peuvent être à des distances variables les uns des autres.
- La reconstruction est locale, et donc interactive: lorsque l'utilisateur corrige manuellement les contours 2D, les modifications sont recalculées localement et la nouvelle surface est affichée de manière interactive.

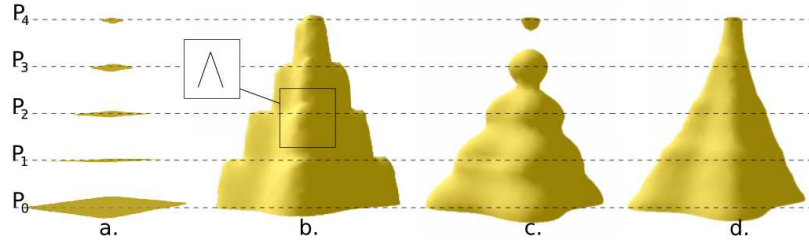


Figure 2: a.) 5 plans contenant des régions définissant une pyramide. b.) La reconstruction par la méthode de [JC94] décrit le problème des “arêtes saillantes”. c.) Reconstruction utilisant la méthode de [GA98]. Les potentiels générés par P_3 et P_4 ne sont pas suffisants pour que leur somme conserve la pyramide connexe. d.) Notre reconstruction par interpolation des potentiels sur 4 plans.

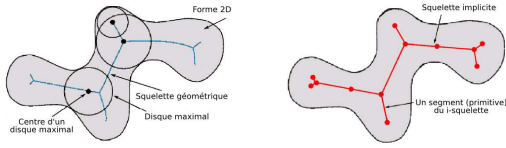


Figure 3: Squelette géométrique d’une région 2D (à gauche) et squelette implicite composé de polygones (à droite).

Le reste de cet article s’organise de la façon suivante. La section 2 propose un bref aperçu de la façon dont une surface 3D est reconstruite à partir d’une région définie dans un plan unique [BPCB08]. L’extension de cette méthode, adaptée à la reconstruction à partir d’un ensemble de plans parallèles, est présentée en section 3. La section 4 illustre notre méthode par diverses reconstructions de surfaces, définies à la fois par des régions segmentées et des modifications manuelles interactives de celles-ci. Nous concluons et abordons les perspectives de nos travaux en section 5.

2. Reconstruction d’une surface 3D à partir d’une région 2D: aperçu

Cette section présente les points clefs de la modélisation implicite d’une surface 3D à partir d’une région 2D d’un plan. Les principales étapes sont:

1. L’extraction d’un squelette géométrique (g-squelette) et d’une carte des distances à partir de la région 2D.
2. La conversion du g-squelette en un squelette implicite pondéré (i-squelette).
3. La génération d’un champ de potentiels 3D à partir du i-squelette, tel que l’isosurface du champ corresponde aux contours de la région.

Extraction du squelette géométrique

Le squelette géométrique (*g-squelette*), composé de pixels, se définit comme étant l’axe médian de la région 2D, auquel s’ajoutent des points particuliers permettant de conserver la connectivité du squelette et d’exprimer le genre topologique de la forme. Son rôle est aussi de capturer les principales caractéristiques de la région, sans toutefois prendre en compte de trop petits détails qui engendreraient des artefacts et ralentiraient la reconstruction. Notre méthode

d’extraction repose sur l’algorithme d’érosion itérative de [EM93], auquel nous avons ajouté un masque filtrant le bruit présent dans l’image. La figure 3 présente une région 2D et son squelette géométrique.

Extraction de la carte des distances

Parallèlement à l’extraction du g-squelette à partir de la région 2D, une *carte des distances* est créée. Pour chaque pixel du g-squelette, le rayon de son disque maximal est stocké dans cette carte: le rayon r_i au pixel p_i représente ainsi sa distance au contour de la forme. Cette distance est calculée par l’algorithme de balayage (*scan-line*) de [RP66].

Du squelette géométrique au squelette implicite

Le squelette implicite (*i-squelette*) est formé de primitives (dans notre cas, des polygones) qui sont définies par certains points spécifiques du g-squelette: c’est une *approximation* du g-squelette qui permet de faciliter le calcul des potentiels. En pratique, des noeuds sont créés aux pixels correspondant à des embranchements et à des extrémités de branches. Puis, chaque branche est raffinée par l’ajout de noeuds aux extrema locaux de courbure (Fig. 3, droite). Le i-squelette est donc un graphe de branches dans lequel chaque noeud est associé à son rayon dans la carte des distances.

Génération d’un champ de potentiels à partir du squelette implicite

Une *surface implicite* est définie par un ensemble de points p tel que:

$$F(p) = T \quad (1)$$

où T est un réel donné et F la fonction de potentiel générée par le i-squelette.

Afin de définir une surface implicite à partir d’un i-squelette composé de branches, [BS91] ont introduit les *Surfaces de Convolution*: la valeur du potentiel en un point p est calculé par intégration des contributions de tous les points le long des différentes primitives du i-squelette S :

$$F(p) = \int_S h_S(p) dS \quad (2)$$

avec h le noyau de convolution associé au i-squelette S .

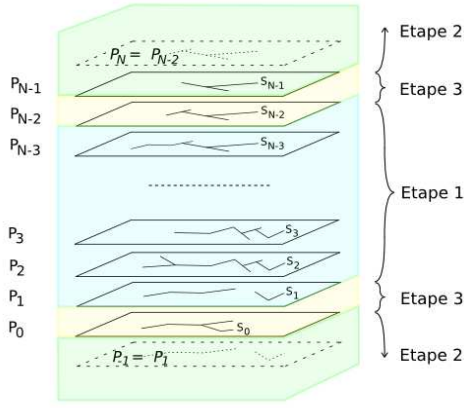


Figure 4: Notre reconstruction en 3 étapes.

En pratique, nous utilisons la solution fermée de l'intégrale de convolution pour le noyau de Cauchy proposée par [TZF04], et redéfinie par [BPCB08].

Toutes ces étapes nous permettent donc de générer un champ de potentiels à partir d'une région 2D dans un plan, et de reconstruire la surface associée.

3. Reconstruction d'une surface 3D à partir de régions 2D définies dans des plans parallèles

Nous présentons ici notre méthode de reconstruction à partir de régions définies dans un ensemble de plans, et la façon dont nous résolvons les problèmes des méthodes précédentes évoqués en section 1.2.

L'idée est d'utiliser une interpolation locale des potentiels sur QUATRE plans; ceci permet d'obtenir une surface continument lisse. De plus, notre méthode prend en compte les cas particuliers dans lesquels des régions consécutives sont très différentes. Elle permet aussi de modifier localement le potentiel (par une distorsion de l'espace) de telle sorte que la surface aie l'aspect d'une surface organique (Fig. 7).

Soient les N plans $P_0 \dots P_{N-1}$, et les N squelettes implicites $S_0 \dots S_{N-1}$ dans ces plans.

Notre reconstruction se décompose en trois étapes (Fig. 4):

1. Reconstruction de la surface entre les plans P_1 et P_{N-2} .
2. Reconstruction en dehors des plans P_{N-1} et P_0 .
3. Reconstruction entre les derniers et avant-derniers plans.

3.0.1. Etape 1: Reconstruction de la surface entre les plans P_1 et P_{N-2}

Soient P_i et P_{i+1} les plans de part et d'autre de p , et p_i et p_{i+1} les projetés de p sur ces plans. Nous distinguons trois cas (Figure 5):

• 1^{er} cas: point entièrement inclus dans la surface (point p_1)

Dans le cas où p_i et p_{i+1} sont tous deux inclus dans une

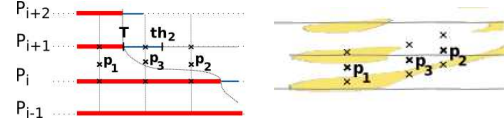
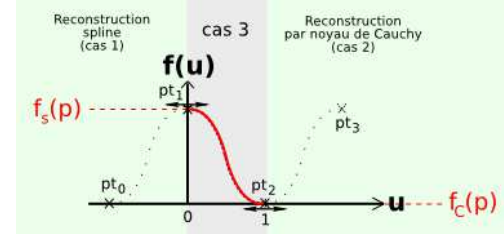


Figure 5: Les trois cas de configuration de la première étape de notre reconstruction, représentés de manière schématisée (gauche) et par une illustration sur des régions 2D du bassin (droite).


 Figure 6: Schéma d'interpolation entre les cas 1 (reconstruction spline) et 2 (reconstruction par noyau de Cauchy). u est le paramètre défini par l'équation 3.

région (leur potentiel est supérieur à l'isovaleur T), le potentiel au point p_1 est calculé par interpolation des potentiels sur les 4 plans les plus proches, aux points p_{i-1} , p_i , p_{i+1} et p_{i+2} . Pour cela, nous utilisons les splines de Catmull-Rom (cas particulier des splines cardinales dont le paramètre de tangente est égal à 0.5).

En utilisant une interpolation par splines sur 4 plans, nous assurons que la surface soit lisse entre P_1 et P_{N-2} dans ce cas.

• 2nd cas: point loin de la surface (point p_2)

Dans le cas où l'un des deux projetés de p_2 (p_i ou p_{i+1}) est inclus dans une région, et l'autre est en dehors et "assez loin" (son potentiel est inférieur au seuil th_2), l'un des deux potentiels est presque nul: le potentiel au point p_2 ne doit pas être calculé par interpolation des potentiels, sinon la surface serait très saillante, comme dans la méthode de [JC94] (Fig. 2b). Notre solution est alors de calculer le potentiel au point p_2 en utilisant directement la formulation du noyau de Cauchy (équation (2)) comme si l'on reconstruisait la surface avec un seul plan en cet endroit.

• 3^{eme} cas (situation intermédiaire): point proche de la surface (point p_3)

Ce cas illustre la situation dans laquelle un des points projetés (soit q ce point) n'est pas dans une région, mais tout de même assez proche (son potentiel $f(q)$ est inclus dans l'intervalle $[th_2, T]$). Dans ce cas, le potentiel en p_3 doit être une transition lisse entre les potentiels en p_1 et p_2 .

Soit $f_S(p_3)$ le potentiel en p_3 calculé par interpolation spline (cas 1), et $f_C(p_3)$ le potentiel au même point p_3 calculé par le noyau de Cauchy (cas 2).

Soit u le paramètre compris entre 0 et 1 tel que:

$$u = \frac{f(q) - T}{th_2 - T} \quad (3)$$

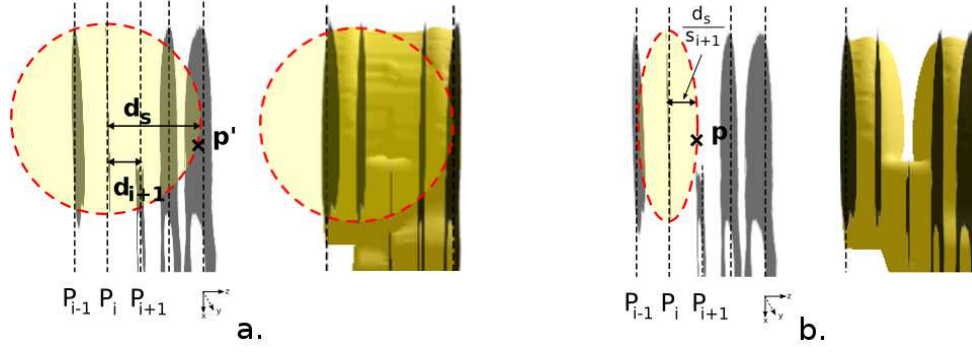


Figure 7: Reconstruction d’une petite partie d’une vertèbre à partir de 5 plans. Les sphères en pointillés représentent le potentiel supérieur à l’isovaleur T généré par le squelette S_i . a.) Le potentiel généré par P_i recouvre le plan P_{i+1} qui ne comporte pas de région à cet endroit; ce qui crée un artefact de reconstruction au sommet du plan central. b.) Grâce à notre distorsion de l’espace, le potentiel généré par le squelette S_i est adapté pour ne pas recouvrir les plans voisins: le haut du plan central de la vertèbre est maintenant correctement reconstruit.

On calcule le potentiel en p_3 par interpolation par spline cardinale (avec M la matrice d’interpolation):

$$F(p_3) = (u^3, u^2, u, 1)M(f_C(p_3), f_S(p_3), f_C(p_3), f_S(p_3)) \quad (4)$$

Les points de contrôle $f_C(p_3)$, $f_S(p_3)$, $f_C(p_3)$ et $f_S(p_3)$ correspondent aux points p_1 , p_2 , p_3 et p_4 sur la figure 6 et permettent de conserver la continuité des tangentes durant l’interpolation. En d’autres termes, cela signifie que:

- si $f(q) \geq T$, alors $u = 0$ et $F(p_3) = f_S(p_3)$ (reconstruction spline uniquement, 1^{er} cas)
- si $f(q) \leq th_2$, alors $u = 1$ et $F(p_3) = f_C(p_3)$ (reconstruction par noyau de Cauchy, 2nd cas)
- sinon, le potentiel est interpolé par spline entre $f_S(p_3)$ et $f_C(p_3)$.

Ce calcul assure une surface lisse durant la transition entre les cas 1 et 2, cad. entre p_1 et p_2 .

- **Maintenir la surface indépendante de la distance entre les plans**

Afin d’éviter des problèmes de trou ou de gonflement de la surface comme dans [GA98], la reconstruction doit être indépendante de la distance entre les plans. Ainsi, nous pré-calculons la distorsion de l’espace à appliquer dans le voisinage de chaque squelette de telle sorte que le potentiel généré par un squelette ne chevauche pas un plan voisin dans les cas 2 et 3. La figure 7a. illustre le problème de recouvrement, dû à un potentiel trop important dans le plan médian.

Soit S_i le squelette dans le plan P_i . Ce squelette génère un potentiel qui décroît avec la distance au plan. Soit d_s la distance au plan P_i à laquelle le potentiel est égal à l’isovaleur T , et d_{i+1} la distance entre P_i et P_{i+1} .

En considérant que le potentiel généré par S_i ne recouvre pas P_{i+1} si et seulement si $d_s < d_{i+1}$, alors le redimensionnement s_{i+1} à appliquer à l’espace dans le voisinage de P_i est égal à d_s/d_{i+1} . En pratique, le potentiel au point $p(x,y,z)$ (Fig. 7b.) est calculé au point $p'_{(x,y,z*s_{i+1})}$ (Fig. 7a.).

Notons que cette méthode fonctionne également pour des plans qui ne sont pas équidistants.

Cette première étape de reconstruction entre les plans P_1 et P_{N-2} résulte en une surface qui ne souffre ni du problème d’“arêtes saillantes”, ni de trous ou de gonflements, ni de discontinuités des tangentes (Fig. 2). De plus, notre méthode peut reconstruire un ensemble de plans parallèles à des distances aléatoires (Fig. 8)

Les deux prochaines étapes permettent de compléter la reconstruction en dehors des plans extrémaux.

3.0.2. Etape 2: Reconstruction au-dessus et en-dessous des plans extrémaux

En-dessous du plan P_0 , la surface est reconstruite de la même manière qu’elle l’aurait été avec un seul plan (section 2), en utilisant la fonction de potentiel f_{s_0} générée par le squelette S_0 (resp. au-dessus de P_{N-1} , avec la fonction de potentiel $f_{s_{N-1}}$ du squelette S_{N-1}). Ceci permet de reconstruire une surface bombée aux extrémités, ce qui lui confère un aspect visuel plus organique.

La figure 9 illustre les résultats obtenus par [JC94], [GA98] et les nôtres. Nos résultats (d. et e.) montrent que notre méthode est flexible: il est possible d’utiliser le potentiel généré par le noyau de Cauchy tel quel, ou alors d’y appliquer un changement d’échelle comme décrit dans 3.0.1 afin de réduire le volume des extrémités.

3.0.3. Etape 3: Reconstruction entre les derniers et avant-derniers plans

La dernière étape de notre méthode est de reconstruire la surface entre les plans P_0 et P_1 d’une part, et les plans P_{N-2} et P_{N-1} d’autre part, en tenant compte des contraintes suivantes:

- La surface est reconstruite par interpolation spline entre les plans P_1 et P_{N-2} .

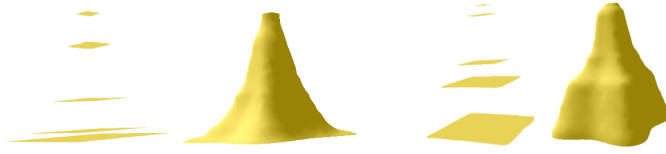


Figure 8: Résultats de notre reconstruction avec des plans non-équidistants. Il est possible d'obtenir différents styles de pyramides sans en modifier les régions 2D et sans créer de trous ni de discontinuités, en ajustant simplement la distance entre les plans.

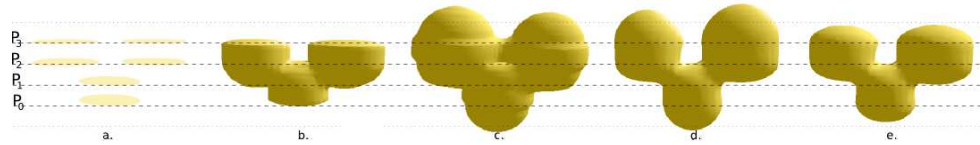


Figure 9: Illustration de notre reconstruction. a.) Pile de plans. b.) Reconstruction par [JC94]: la surface est coupée et le potentiel généré par P_2 recouvre P_1 . c.) Reconstruction par [GA98]: la somme des potentiels crée un gonflement entre P_2 et P_3 . d.) Notre reconstruction avec des extrémités arrondies: en utilisant le noyau de Cauchy de façon standard (d.) ou en appliquant une distorsion de l'espace de telle sorte que les extrémités ne recouvrent pas les plans virtuels équidistant (e.).

- Le noyau de Cauchy est utilisé au-dessus de P_{N-1} et sous P_0 .
- La surface doit rester lisse (C^1), de P_{N-2} jusqu'au sommet d'une part, et de P_1 jusqu'au bas d'autre part.

Puisque la reconstruction se fait à partir du seul squelette-plan en dehors des plans extrémaux, les tangentes au-dessus de P_{N-1} et en-dessous de P_0 sont perpendiculaires à ces plans. Ainsi, la reconstruction doit conserver l'orthogonalité de ces tangentes entre P_0 et P_1 d'une part, et P_{N-2} et P_{N-1} d'autre part. Nous satisfaisons cette contrainte en créant un plan virtuel P_{-1} (resp. P_N) par duplication de P_1 (resp. P_{N-2}); la figure 4 représente ces plans virtuels en pointillés. Entre les plans P_0 et P_1 (resp. P_{N-2} et P_{N-1}), la surface est ensuite reconstruite par interpolation par splines comme détaillé dans la section 3.0.1, en utilisant les plans P_{-1} , P_0 , P_1 et P_2 (resp. P_{N-3} , P_{N-2} , P_{N-1} et P_N).

Cette dernière étape de notre reconstruction assure la continuité des tangentes sur les parties extrémales de la surface 3D, et par conséquent sur l'ensemble de la surface.

4. Résultats

Se référer aux vidéos jointes à cet article.

Les exemples précédents ont montré comment notre méthode résout des problèmes spécifiques rencontrés dans les travaux précédents. Nos résultats sur des données réelles issues de scanners sont illustrés dans les figures 10 à 11. Pour valider notre méthode, nous avons choisi des formes complexes au genre topologique non trivial: la colonne vertébrale et le bassin.

D'un point de vue applicatif, notre reconstruction semble

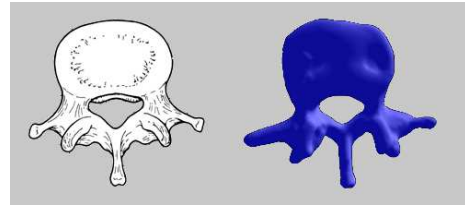


Figure 10: A gauche: croquis manuel d'une vertèbre, extrait de *WebAnatomy* de l'Université du Minnesota. A droite: reconstruction d'une autre vertèbre avec notre méthode, à partir de 6 plans.

suffisamment efficace pour être utilisée dans un contexte de croquis interactifs et d'édition de surfaces.

La figure 11 illustre un scénario classique d'utilisation de notre application. L'utilisateur charge une pile de plans contenant des régions segmentées qui définissent une partie de la colonne vertébrale (a.). Puis, en sélectionnant les plans l'un après l'autre, l'utilisateur ajuste les contours si nécessaire (b.) et colore les régions à reconstruire avec des couleurs spécifiques (c.) ; toutes les régions de même couleur représentant la même vertèbre. Le résultat de cette reconstruction est présentée sur la droite de la figure.

L'utilisateur peut aussi ajuster l'espace entre les plans, ou encore ajouter des plans vides afin d'y dessiner manuellement des régions devant être reconstruites. Enfin, l'avantage majeur de notre méthode est de pouvoir modifier manuellement des régions 2D après reconstruction afin de rectifier des contours, et de visualiser simultanément les modifications sur la surface3D (cf. vidéos jointes).

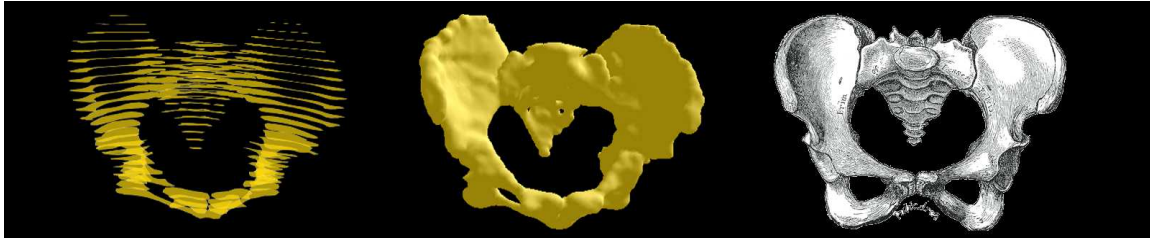


Figure 11: A gauche: pile de 24 plans contenant des régions définissant le bassin. Milieu: notre reconstruction. A droite: croquis manuel du bassin, extrait de *wikipedia.org*.

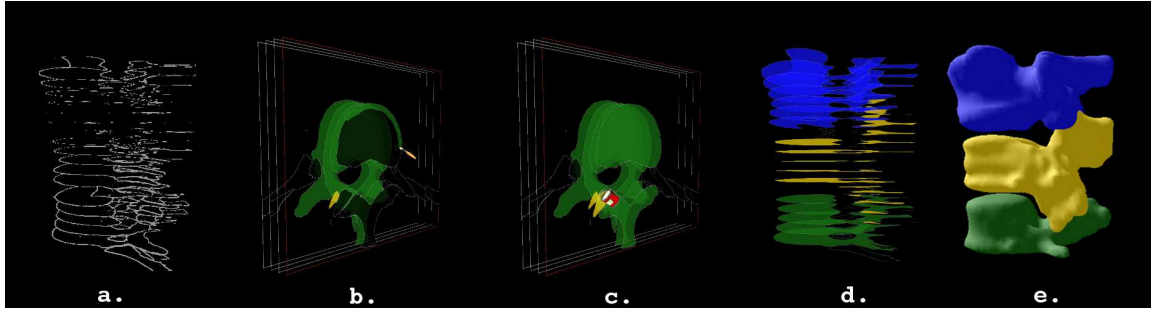


Figure 12: Reconstruction d'une partie de la colonne vertébrale à partir de 19 plans. a.) Chargement de 19 plans contenant des régions segmentées. b.) Sélection d'un plan, contourage et ajustement d'une région avec un outil de dessin. c.) Remplissage de la région du plan devant être reconstruite. d.) Ensemble des régions colorées devant être reconstruites. e.) Notre reconstruction de la colonne vertébrale.

4.1. Implémentation

La surface implicite résultant de notre méthode est convertie par *Marching Cubes* [Blo94] en un maillage triangulé.

Afin d'optimiser les éditions et modifications ultérieures de la surface, le potentiel généré dans chaque plan par le squelette associé est précalculé et stocké dans une texture; une texture étant créée pour chaque plan. Le potentiel généré dans chaque rangée de voxels est aussi stocké dans une texture dont les dimensions sont celles de la grille.

La figure 13 présente quelques performances sur un processeur de 2.26 Ghz. La phase d'*Analyse des contours* prend en compte les étapes suivantes: l'extraction du g-squelette et sa conversion en i-squelette, l'évaluation de l'isovaleur et des paramètres de convolution, le calcul et le stockage du potentiel généré dans chacun des plans. Toutes ces étapes rendent cette phase légèrement coûteuse mais son implémentation peut être optimisée (Section 4.2). L'étape de *Calcul des Potentiels* consiste quant à elle à calculer le potentiel dans chacun des voxels de la grille. Enfin, l'*Edition* consiste à mettre à jour les données locales (et en particulier les potentiels de la grille) correspondant aux régions 2D qui ont été modifiées.

4.2. Limitations

Il faut rappeler que l'objectif premier de nos travaux est non seulement de reconstruire une surface 3D qui interpole précisément les régions 2D, mais aussi -et principalement- de

proposer une application qui soit utilisable interactivement pour de l'édition de surface; c'est pourquoi des approches telles que les méthodes variationnelles ne peuvent nous satisfaire. Notons que les temps d'*Edition* sont assez satisfaisants dans un contexte d'application médicale.

Une limitation de notre méthode est le temps requis par l'*Analyse des contours*. Cependant, notre implémentation actuelle peut être améliorée. De plus, puisque le précalcul du potentiel dans un plan est indépendant des autres plans (de même, le calcul du potentiel en un voxel est indépendant des autres voxels), notre méthode peut être parallélisée sur carte graphique. L'usage du GPU devrait ainsi rendre notre application temps-réel: on peut s'attendre à obtenir des performances égales à celles de l'*Edition*.

5. Conclusion

Nous avons présenté une nouvelle méthode de reconstruction de surfaces 3D à partir d'un ensemble de régions 2D définies dans des plans parallèles. Grâce à une combinaison adaptée des surfaces implicites à squelette, d'un noyau de convolution et d'une interpolation par splines de Catmull-Rom, notre méthode génère des surfaces organiques 3D fermées, lisses, et qui interpolent correctement les contours 2D.

Par ailleurs, l'efficacité de notre reconstruction est un avantage certain dans un contexte d'application interactive, et plus particulièrement pour l'enseignement de l'anatomie à partir de croquis. A l'heure actuelle, notre application fournit

Modèle	Données d'Entrée		Grille de Rendu		Première Reconstruction (sec.)				Edition (sec.)	
	Nombre Plans	Taille Image	Taille	Triangles	Analyse Contours	Calcul Potentiels	Marching Cubes	Temps Total	Analyse Contours	Calcul Potentiels
Pyramide	5	150*150	40*40*24	7,704	3.42	0.577	0.328	4.325	0.713	0.172
Vertèbre	12	512*384	80*80*60	18,700	13.673	2.389	0.622	16.684	1.536	1.215
Bassin	24	512*384	80*70*103	67,360	24.28	6.403	1.749	32.432	1.19	1.96

Figure 13: Performances obtenues sur un processeur de 2.26 Ghz. Les temps sont donnés pour la première reconstruction de la surface, puis pour la mise à jour des modifications manuelles d'un contour dans un plan (Edition).

à l'utilisateur un ensemble d'outils qui permettent de charger des plans de coupe contenant des régions 2D -par exemple, des données segmentées issues de scanner-, de sélectionner et/ou modifier certains contours devant être reconstruits, de visualiser la surface 3D, puis de réajuster manuellement des contours incorrects tout en observant interactivement les modifications sur la surface. Notre objectif est maintenant de faciliter la compréhension de ces structures organiques en expérimentant des outils pour interagir avec elles et les visualiser sous forme d'éclatés, selon leurs types, leurs textures ou leurs densités par exemple.

References

- [ACS01] AMRANI M., CRESPIAN B., SHARIAT B.: Skeletal implicit surface reconstruction from sections for flexible body simulation. In *Proceedings of the Fifth International Conference on Information Visualisation* (2001), p. 723.
- [Blo94] BLOOMENTHAL J.: An implicit surface polygonizer. *Graphics gems IV* (1994), 324–349.
- [Boi88] BOISSONNAT J.-D.: Shape reconstruction from planar cross sections. *Computer Vision Graphics and Image Processing* 44, 1 (1988), 1.
- [BPCB08] BERNHARDT A., PIHUIT A., CANI M.-P., BARTHE L.: Matisse: Painting 2d regions for modeling free-form shapes. In *SBIM* (Annecy, France, June 2008), pp. 57–64.
- [BS91] BLOOMENTHAL J., SHOEMAKE K.: Convolution surfaces. *Computer Graphics* 25, 4 (1991), 251–256.
- [EM93] ECKHARDT U., MADERLECHNER G.: Invariant thinning. *PRAI* 7 (1993), 1115–1144.
- [EPO91] EKOULE A. B., PEYRIN F. C., ODET C. L.: A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours. *ACM Transactions on Graphics* 10, 2 (1991), 182.
- [FKU77] FUCHS H., KEDEM Z. M., USELTON S. P.: Optimal surface reconstruction from planar contours. *Communications of the ACM* 20, 10 (1977), 693.
- [GA98] GALIN E., AKKOUCHE S.: Fast surface reconstruction from contours using implicit surfaces. In *Implicit Surfaces'98 Conference* (1998), pp. 139–144.
- [HDD*92] HOPPE H., DE ROSE T., DUCHAMP T., McDONALD J., STUETZLE W.: Surface reconstruction from unorganized points. In *SIGGRAPH 92* (New York, NY, USA, 1992), ACM, pp. 71–78.
- [JC94] JONES M., CHEN M.: A new approach to the construction of surfaces from contour data. In *Computer Graphics Forum* (1994), vol. 13, pp. 75–84.
- [JWC*05] JU T., WARREN J., CARSON J., EICHELE G., THALLER C., CHIU W., BELLO M., KAKADIARIS I.: Building 3d surface networks from 2d curve networks with application to anatomical modeling. *The Visual Computer* 21, 8-10 (2005), 764–773.
- [Kep75] KEPPEL E.: Approximating complex surfaces by triangulation of contours lines. *IBM Journal of Research and Development* 19, 1 (1975), 2–11.
- [KSS00] KLEIN R., SCHILLING A., STRASSER W.: Reconstruction and simplification of surfaces from contours. *Graphical models* 62, 6 (2000), 429–443.
- [LBD*08] LIU L., BAJAJ C., DEASY J. O., LOW D. A., JU T.: Surface reconstruction from non-parallel curve networks. In *Computer Graphics Forum, Proceedings of Eurographics* (Apr 2008), vol. 27, pp. 155–163.
- [MSS92] MEYERS D., SKINNER S., SLOAN K.: Surfaces from contours. *ACM Trans. Graph.* 11, 3 (1992), 228–258.
- [MYR*05] MORSE B., YOO T., RHEINGANS P., CHEN D., SUBRAMANIAN K.: Interpolating implicit surfaces from scattered surface data using compactly supported radial basis functions. In *SIGGRAPH 2005 Courses* (New York, NY, USA, 2005), ACM, p. 78.
- [RP66] ROSENFELD A., PFALTZ J. L.: Sequential operations in digital picture processing. *J. ACM* 13, 4 (1966), 471–494.
- [TO99] TURK G., O'BRIEN J.: Shape transformation using variational implicit functions. In *SIGGRAPH 99* (New York, NY, USA, 1999), ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., pp. 335–342.
- [TZF04] TAI C., ZHANG H., FONG J.: Prototype modeling from sketched silhouettes based on convolution surfaces. *Computer Graphics Forum* 23 (2004), 71–83.
- [ZOF01] ZHAO H., OSHER S., FEDKIW R.: *Implicit surface reconstruction and deformation using the level set method*. Tech. rep., Group in Computational and Applied Mathematics, UCLA, 2001.

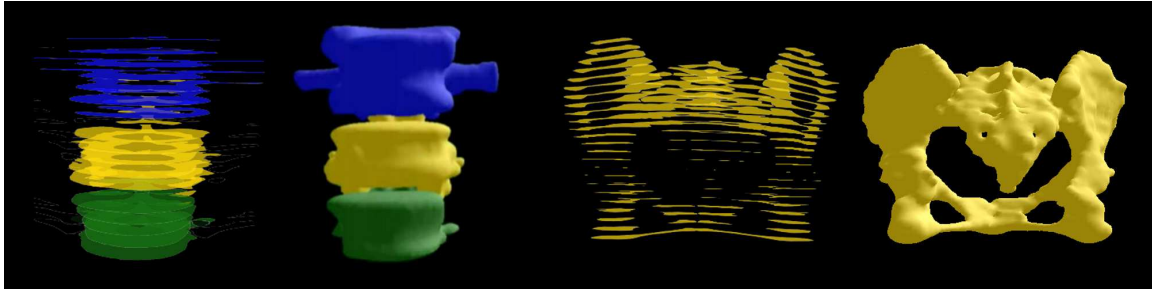


Figure 1: Reconstruction de formes organiques avec notre méthode. A gauche: une partie de la colonne vertébrale, à partir de 19 plans de coupe. A droite: le bassin, à partir de 24 plans.

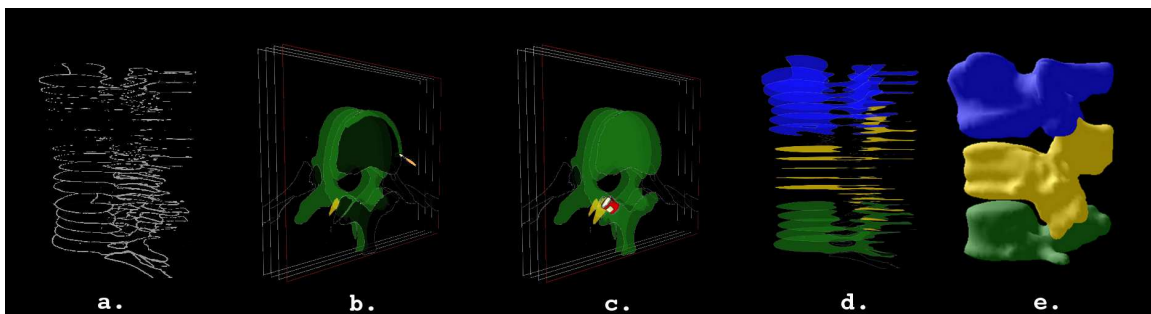


Figure 11: Reconstruction d'une partie de la colonne vertébrale à partir de 19 plans. a.) Chargement de 19 plans contenant des régions segmentées. b.) Sélection d'un plan, contourage et ajustement d'une région avec un outil de dessin. c.) Remplissage de la région du plan devant être reconstruite. d.) Ensemble des régions colorées devant être reconstruites. e.) Notre reconstruction de la colonne vertébrale.