

# Projet BODY SCAN: modélisation corporelle par profilométrie

## BODY SCAN project: body modelling by profilometry

Jean-Michel Lagarde<sup>2</sup>  
Paul Lacroix<sup>2</sup>

Michel Devy<sup>1</sup>  
Philippe Le Coutaller<sup>1</sup>

Lilian Moreno<sup>1,2</sup>  
Maurice Briot<sup>1</sup>

<sup>1</sup> LAAS-CNRS, 7 avenue du Colonel Roche, 31077 Toulouse Cedex 4

<sup>2</sup> Institut de Recherche Pierre Fabre – CERPER, Hotel Dieu, 31000 Toulouse

[e-mail: Jean-Michel.Lagarde@pierre-fabre.fr](mailto:Jean-Michel.Lagarde@pierre-fabre.fr), [Michel.Devy@laas.fr](mailto:Michel.Devy@laas.fr)

### Résumé

*Afin de cartographier les lésions dermatologiques sur le corps d'un patient, nous avons conçu et réalisé un imageur tridimensionnel. Cet outil permet de générer une représentation de tout ou partie du corps, comprenant un modèle 3D de l'enveloppe corporelle et une information de texture couleur plaquée dessus. Cet outil permet de quantifier précisément les caractéristiques des lésions dermatologiques comme leur surface, leur relief, leur couleur.... afin de suivre leur évolution.*

*Nous présentons la méthode d'acquisition 3D retenue: quatre profilomètres (nappe laser + caméra) répartis autour du patient et mis en mouvement vertical pour balayer le corps du patient. Nous décrivons et comparons plusieurs méthodes mises en oeuvre afin de construire un maillage à partir du nuage de points 3D acquis sur le corps du patient.*

### Mots Clef

acquisition et modélisation 3D, maillage triangulaire, surface déformable, profilométrie

### Abstract

*In order to get accurate data on dermatological lesions of a human body, a three-dimensional body scanner has been designed and implemented. This tool will be able to generate a model of a whole human body or a part of it, including the 3D shape and the color texture projected on it. The final objective consists in acquiring quantitative characteristics of the lesions, for instance, the area, the 3D relief, the color... in order to follow up its evolution.. The 3D acquisition method is presented: four profilometers (laser plane + camera) mounted around the standing patient and moving upwards so that the whole body is scanned. Several methods required to build a 3D mesh from the acquired data on the patient body, are presented and compared.*

### Keywords

3D acquisition, 3D modelling, triangular mesh, active surface, profilometry

### 1 Introduction

L'institut de recherche Pierre Fabre, (IRPF) en collaboration avec le groupe Robotique et Intelligence Artificielle du LAAS-CNRS collabore au projet « Body Scan » dont l'objectif est d'obtenir le modèle complet de tout ou partie de la surface du corps d'un patient, et plus particulièrement de toutes les lésions dermatologiques présentes :

- les lésions étendues : psoriasis, eczéma, brûlures, angiomes...

- les lésions pigmentaires : nævi, mélanomes...

Ce modèle doit fournir au dermatologue un ensemble de données lui permettant d'établir un diagnostic complet des lésions: emplacement, surfaces, caractéristiques photométriques ou autres. Par ailleurs, ce projet s'intéresse aussi à l'évaluation des crèmes amincissantes (calcul de volumes) ou à la conception de prothèses (modélisation d'un membre amputé).

Ces dernières années ont vu naître de nombreux capteurs capables d'acquérir des données tridimensionnelles sur un corps humain. Le principe de profilométrie similaire à celui que nous exploitons, est aussi mis en oeuvre par les sociétés Vitronic [1] (Allemagne) sur les appareils Vitus et Vitus Smart, Cyberware [2] (USA) sur WB4 et WBX, Hamano (Japon) sur Voxelan ou Tecmath sur Contour. Certaines sociétés utilisent la méthode de projection de frange, par exemple TC avec 3T6 ou 2T4 ou Telmat Industrie avec SYMCAD. Les principes de stéréovision et de rotation autour du patient sont moins utilisés mais existent néanmoins comme chez C3D (UK).

Dans cet article, nous décrivons sommairement le prototype d'imageur tridimensionnel en cours de mise à jour; un premier prototype [3,4] est exploité depuis 2000 par IRPF. Cet outil génère une représentation comprenant un modèle tridimensionnel de l'enveloppe corporelle et une information en niveau de gris plaquée dessus. A terme, cet outil sera composé de modules; l'un d'entre eux sera chargé de modéliser l'enveloppe corporelle du patient, un autre de repérer et cartographier les lésions, d'autres de calculer des caractéristiques sur ces lésions suivant les besoins du dermatologue.

Les contraintes du laboratoire IRPF d'exploration et d'évaluation fonctionnelles cutanées sont fortes: une étude statistique de l'effet d'un produit, sur plusieurs centaines de patient, se fait sous la responsabilité de médecin, et de ce fait, requiert des techniques de modélisation 3D automatiques. Du fait du principe technique et surtout de l'objet (le corps humain) à numériser, le nuage de points est complexe avec des parties concaves ou convexes ainsi que des trous dus à des occultations (sous les bras), à des zones horizontales (épaules), aux cheveux et poils.

L'objectif de cet article est donc de comparer différentes méthodes de modélisation 3D en partant du nuage de points fourni par le capteur. Nous expliciterons quatre méthodes différentes de modélisation. Nous comparerons ces méthodes sur deux nuages de points : un simple torse sans occultation (environ 45000 points), et un buste avec occultations dues à la présence des bras (environ 30000 points). Nous concluons sur une évaluation de la précision obtenue à l'aide d'objets étalon.

## 2 Description technique

### 2.1 Structure matérielle

La figure 1 présente une photographie et une version schématisée du prototype. La structure est entourée de rideaux opaques, afin de maîtriser les conditions d'éclairage. Elle est composée :

- d'une partie fixe: socle qui assure la rigidité de la structure, et colonne verticale de 2,6m de haut,
- d'une partie mobile en forme de "C" de 1,5m de côté, pouvant se déplacer le long de cette colonne, et qui supporte les capteurs. Le patient ou l'objet à modéliser, est placé debout au centre de cette structure,
- d'un système de motorisation : moteur asynchrone entraînant le C par l'intermédiaire d'une vis sans fin.

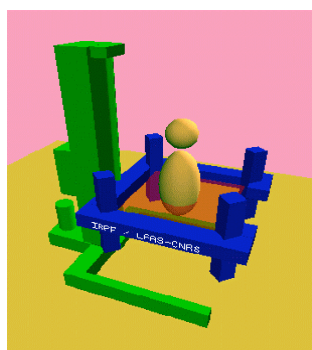


Figure 1 : Structure matérielle de l'imageur

Les capteurs sont situés aux quatre coins du C. Il s'agit de profilomètres (Le principe sera explicité dans le paragraphe suivant). Chacun d'entre eux est constitué :

- 1 d'une diode laser munie d'une lentille cylindrique qui génère une nappe laser. Notons que le C est rigide et les quatre nappes laser sont coplanaires. Ainsi, après

calibration et réglage, on a un plan laser unique qui trace un profil continu sur tout le tour du patient,

- 2 d'une caméra couleur, munie d'une mosaïque Bayer, et qui délivre des images 1280x1024 sur un lien Camera Link. Cette caméra a une double fonction: (a) observer le profil pour acquérir les données 3D, et (b) acquérir l'image de texture qui sera ultérieurement plaquée sur le modèle 3D. Cette caméra est placée au-dessus ou en-dessous de la nappe laser; selon cette configuration, l'image de texture est acquise avant ou après les images de profil.

- 3 d'un spot halogène situé à proximité de la caméra qui nous permet d'éclairer le patient pour acquérir l'image de texture.

De plus, nous disposons de divers accessoires destinés à faciliter les acquisitions: socle pour surélever le patient, portique pour obtenir un positionnement standard...

### 2.2 Acquisition des données 3D

Le principe d'acquisition des données tridimensionnelles est la profilométrie. Une nappe laser est projetée sur un objet et dessine un profil (voir la figure 2). La caméra placée au-dessus ou en-dessous de cette nappe observe ce profil. Par triangulation, il est alors facile de retrouver la position tridimensionnelle de chacun des points du profil. Le mouvement vertical de l'ensemble nappe-laser/caméra permet d'acquérir des points sur toute la surface.

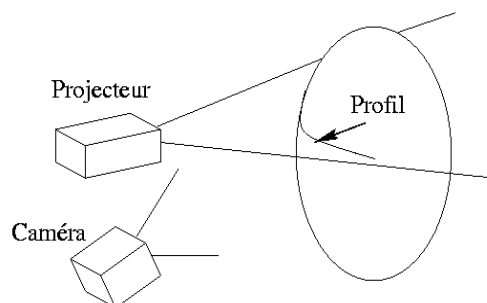


Figure 2 : Principe de la profilométrie

Dans notre configuration, les quatre nappes sont alignées et forment donc un profil continu autour d'un objet placé debout au centre de la machine. C'est ainsi que, en mode standard, des profils sont acquis sur tout le tour du patient tous les 5mm; pour cela, le C évolue à une vitesse de 12,5cm/s. Nous disposons de deux cartes d'acquisition Datacube MaxRevolution qui permettent de synchroniser les 4 caméras, et de stocker toutes les images à un rythme de 100 images par seconde à la résolution 1280 x 1024. Hors ligne, ces images sont ensuite recopiées en RAM, puis traitées pour en extraire les points.

Le mouvement des capteurs étant continu et rapide, il faut prévoir un temps d'acquisition réduit (1 ms) pour ne pas avoir de flou. La précision visée sur le modèle tridimensionnel est de l'ordre du millimètre. Il est inutile

d'exiger davantage car la principale cause d'erreur sera le mouvement du patient; pour minimiser les effets de tels mouvements, le temps d'acquisition doit être limité à 4 s. environ. Donc en mode standard, le système permet d'acquérir des profils sur une tranche de 50 centimètres de hauteur, avec une résolution verticale de 5mm. En modifiant la vitesse d'évolution du C, nous pouvons soit doubler la résolution sur une tranche de 25cm avec une vitesse de 6,25cm/s, soit modéliser un objet de 1m de hauteur, mais avec une résolution verticale de 1mm. Dans tous les cas, avec des objectifs 4.8mm, la résolution théorique sur le profil est de l'ordre de 0.5mm.

### 2.3 Calibration

Le calibrage permet d'estimer les paramètres (a) des caméras (nécessaires pour projeter les informations colorimétriques sur le modèle 3D) et (b) des profilomètres (indispensables pour la triangulation à partir des profils détectés dans les images). Nous avons donc besoin de deux types de calibration : calibration du plan laser dans les repères caméras, et calibration des modèles de projection de chaque caméra.

Nous disposons pour cela d'une mire constituée d'une grille placée dans un plan parfaitement horizontal; cette mire permet également à un opérateur, de régler les nappes laser afin de les aligner dans le même plan laser. Les données que nous utiliserons dans les deux cas de calibration sont un ensemble d'associations  $(u_i, v_i, X_i, Y_i, Z_i)$ , entre des points extraits dans l'image et leurs correspondants dans l'espace 3D. La position et les caractéristiques de la mire fournissent les coordonnées 3D  $(X_i, Y_i, Z_i)$ ; les données  $(u_i, v_i)$  sont fournies par un algorithme d'extraction de croix (figure 2).

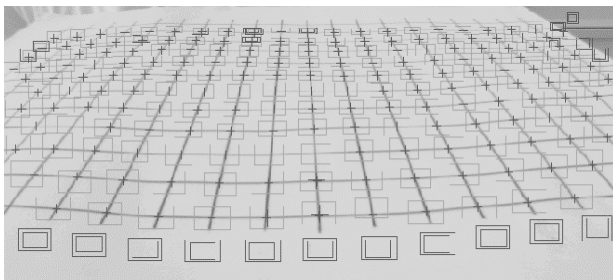


figure 2 : Extraction des croix sur une mire

Le calibrage du plan laser exploite une méthode d'interpolation explicitée dans [5]. Dans le cadre de notre application, pour obtenir une précision satisfaisante (1 mm), nous utilisons un ordre 5. Les coefficients de la matrice sont estimés à partir d'un ensemble de points de mesure appartenant au plan laser (mire aligné avec la nappe laser), par une minimisation par moindres carrés. Le calibrage du modèle de projection des caméras est réalisé par la méthode exploitée dans [6]; des images de la mire sont acquises depuis plusieurs positions des caméras obtenues en déplaçant le C en plusieurs altitudes. En

pratique, nos caméras étant munies d'objectifs grand angle ( $f=4.8$  mm), nous utilisons un modèle de distorsion radiale d'ordre 3.

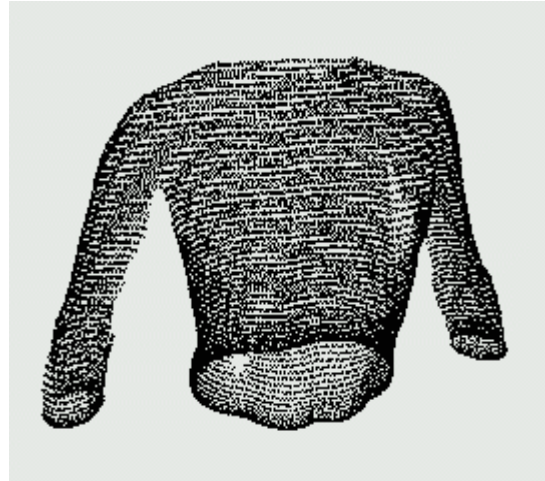


Figure 3 : Points de mesure sur le buste

## 3. Technique de modélisation 3D

Après l'acquisition des images, à l'aide des données de calibration, nous obtenons un ensemble de points tridimensionnels. En figure 3, nous présentons un tel nuage de points, mémorisé sous forme hiérarchisée, comprenant:

- le nuage complet, constitué des
- sous-nuages issus des caméras, chacun constitué
- d'une séquence de profils, chacun constitué
- d'une séquence de points 3D.

Nous utilisons une structure informatique *ad hoc* pour exploiter cette organisation dans la phase de modélisation. Une surface, représentée par un maillage triangulaire, doit alors être générée à partir de ce nuage de points. L'information colorimétrique sera ensuite plaquée sur ce maillage.

### 3.1 Modèles ouverts

Nous avons tout d'abord évalué des méthodes rapides, et relativement simples à mettre en oeuvre, fondées sur une discrétisation du volume à modéliser, en un ensemble de *voxels* de côté de longueur  $c$ . La résolution et la qualité du modèle dépendront de la taille de ce cube de base. Avec une taille trop petite, certains *voxels*, ne contiendront aucun point de mesure et le maillage sera ouvert; avec une taille trop grande, la distance maillage/nuage de points, sera plus grande, et la précision sera dégradée. Pour obtenir une bonne reconstruction, il est préférable que la distance moyenne entre les points soit inférieure à  $c$ .

Deux variantes de la méthode des *Marching Cubes* ont été évaluées:

### Algorithme classique des “*Marching cubes*”

La méthode originale des *Marching Cubes* [7,8,9], consiste en plusieurs étapes :

- Pour chaque point de mesure, repérer l'ensemble des points voisins. Lors de cette première étape, nous pouvons exploiter la structure hiérarchisée de nos données pour simplifier le traitement.
- A l'aide de ces points voisins, générer le point moyen (dans le but d'éliminer le bruit d'acquisition) et la normale locale à la surface perçue, en estimant le plan qui approche le mieux ce nuage local de points.
- Orienter les normales vers l'extérieur, en exploitant la connaissance de la caméra ayant perçu les points.
- Générer un champ scalaire dans un voisinage de la surface correspondant à la distance d'un point quelconque à la surface définie par ces plans. Cette fonction est positive à l'extérieur de la surface et négative de l'intérieur. La surface recherchée correspond au zéro de cette fonction.
- Découper l'espace en cubes réguliers et générer des triangles sur ces cubes en fonction des valeurs du champ scalaire aux sommets

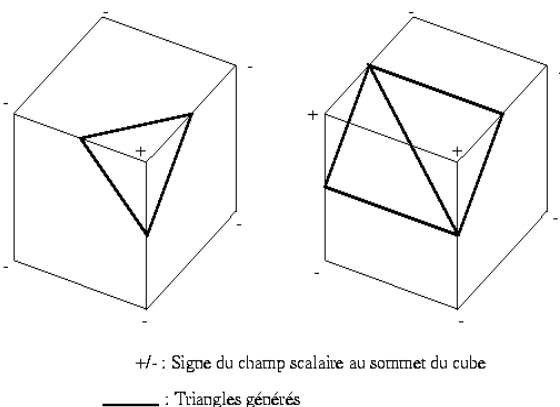


Figure 4: Génération de facettes

Cette méthode est peu précise car elle se fonde sur une discrétisation de l'espace perçu par l'imageur 3D, mais, elle a de nombreux avantages: le moyennage des points qui gomme le bruit d'acquisition, et surtout l'application possible à tout type d'objet, quelle que soit sa topologie. Un résultat de cette méthode est présenté sur la Figure 5.

### Algorithme des “*Marching Cubes*” simplifié

Afin d'obtenir un maillage initial, qui sera exploité dans les méthodes décrites ci après, nous proposons une simplification de l'algorithme classique [10]. Il s'agit d'éviter l'estimation des normales, en tous les points du nuage. Etant donné une discrétisation du volume en *voxels*, il suffit de plonger le nuage dans ces *voxels*, et de

marquer ensuite ceux qui contiennent au moins un point. Par la suite, seuls ces *voxels* occupés sont utilisés.

Les *voxels* occupés représentant le volume occupé par le nuage de points, doivent subir un filtrage avec des opérations de morphologie mathématique en trois dimensions: opérateur de fermeture afin de boucher d'éventuels trous de petite taille, puis, une squelettisation suivie d'un ébarbulage afin d'obtenir un volume ayant une épaisseur constante de 1 *voxel*. Ce volume correspond à la surface de l'objet à modéliser; sans cette étape essentielle, nous verrions apparaître des incohérences dans le maillage final.



Figure 5 : Maillage généré par les *Marching Cubes*

Tout comme la technique classique des *Marching Cubes*, nous construisons un cube dont les sommets correspondent aux centres de 8 *voxels* voisins (figure 6).

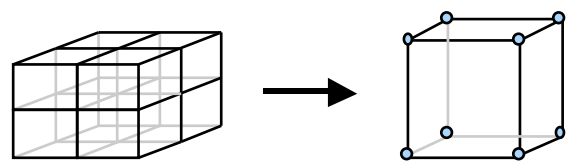


Figure 6: ensemble de 8 *voxels* voisins

Nous allons ensuite créer des faces triangulaires reliant les sommets du cube. 56 configurations élémentaires (figure 7) peuvent apparaître, ainsi que de nombreuses combinaisons découlant de celles-ci.

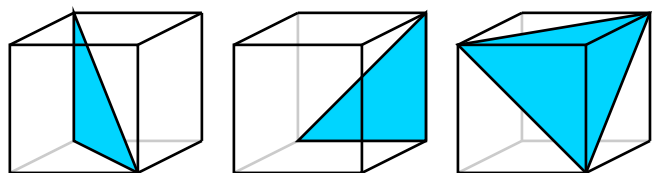


Figure 7: quelques configurations

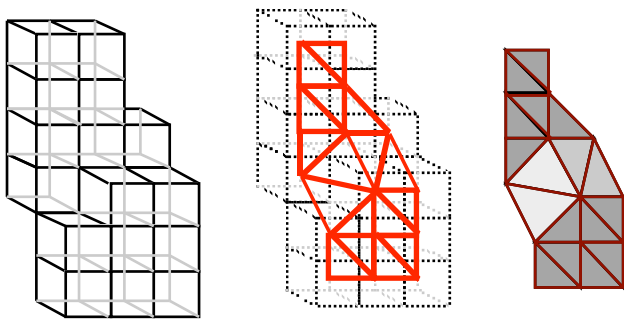


Figure 8: connections entre les centres des cubes

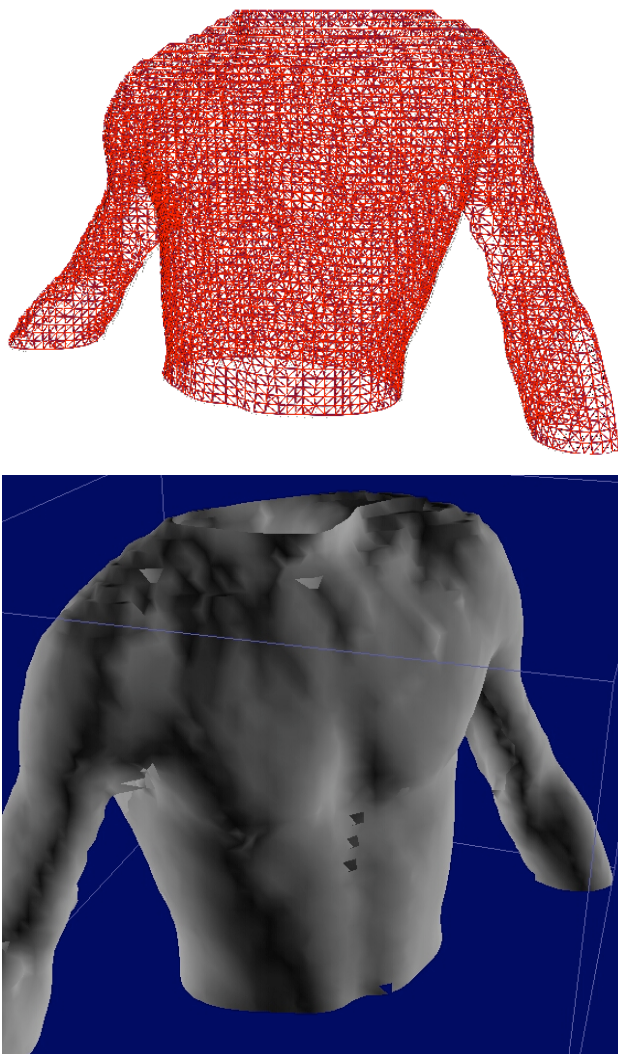


Figure 9: résultat des *Marching Cubes* simplifié

En figure 8, nous illustrons la connection de ces configurations sur un ensemble de *voxels*; le maillage obtenu est évidemment plus approximatif que pour l'algorithme classique. Nous obtenons ainsi en figure 9, un maillage grossier approchant le nuage de points acquis

sur le buste, ainsi qu'une version avec ajout d'une texture artificielle. On peut constater certains trous dans le modèle texturé. Si l'on prend comme critère, la distance moyenne entre les points de mesure et leurs faces la plus proches dans le maillage, on obtient:

- 0,34mm avec la méthode originale des *Marching Cubes*
  - 2,6mm avec la méthode simplifiée,
- évaluation faite sur les maillages présentés en figures 5 et 9, donc avec les occultations dues aux bras.

### 3.2 Modèles fermés

Pour certains traitements sur les données 3D, nous avons besoin d'un maillage fermé et cohérent topologiquement, d'où l'idée d'utiliser des modèles déformables.

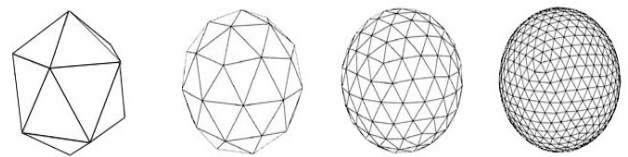


Figure 10: Icosaèdre et ses subdivisions

Deux méthodes ont été mises en œuvre. Pour ces deux solutions nous avons choisi le même modèle de départ, une sphère que nous construisons à partir d'un icosaèdre (Figure 10) divisé suivant le nombre de sommets désiré [11]. Le maillage initial apparaît comme un *filet*, qui doit épouser au mieux la forme du nuage de points. Pour le déformer à partir de la sphère initiale, il est important de lier les divers éléments, *Faces*, *Arêtes* et *Sommets*, qui constituent ce *filet*, afin de contrôler et maîtriser les interactions existantes entre eux. La topologie d'un maillage, traduit implicitement la géométrie du filet, et explicite les liens entre les divers éléments.

#### Affinage de maillage par division d'arêtes

La première technique testée sur les données du profilomètre, est une méthode d'affinage de maillage par division d'arêtes [12].

Dans un premier temps, le maillage initial est projeté sur le nuage de points de mesure: pour cela, nous plaçons notre sphère initiale, choisie de petite taille, sur le barycentre du nuage de points, donc à l'intérieur du nuage. Nous projetons les sommets de l'icosaèdre sur le nuage de points. Pour chaque sommet, nous créons la demi-droite qui part de l'origine et qui passe par le sommet traité. Nous recherchons les points du nuage appartenant au voisinage de cette droite. Ensuite, nous choisissons le point le plus proche de l'origine. Si nous n'avons pas de point dans un voisinage proche, nous agrandissons la zone de recherche.

Dans un deuxième temps, l'affinage du maillage s'effectue par une division des arêtes. Chaque arête est reliée à deux faces. La technique consiste à supprimer

cette arête et les faces qui lui sont rattachées, et remplacer le tout par quatre nouvelles arêtes et quatre nouvelles faces. Pour chaque arête, nous cherchons dans le nuage, le point du nuage, le plus proche du milieu de l'arête. Pour réduire les temps de calcul, nous avons placé les points du nuage dans un Kd-Tree. Lorsque nous avons le point le plus proche, nous validons s'il peut servir pour diviser l'arête. Pour cela, nous créons deux tétraèdres à partir des faces rattachées à l'arête et de l'origine de la sphère initiale: si le point appartient à un de ces tétraèdres il servira pour la division des faces.

Ainsi si le point P, est validé pour une arête AB, et si l'arête AB est rattachée aux faces ABC et ABD nous créons quatre nouvelles faces APC, APD, BPC, et BPD (cf. Figure 11).

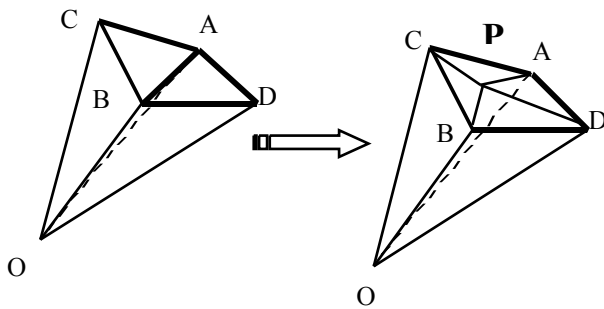


Figure 11 : Division d'une arête

La figure 12 présente deux maillages construits par cette méthode, à partir de nuages acquis sur un torse et sur un buste avec bras. Nous obtenons un maillage précis mais qui dépend trop de la forme de départ (projection de la sphère sur le nuage de points).

Nous continuons nos divisions jusqu'à un test d'arrêt, typiquement, le rattachement de tous les points du nuage à une face, ou la mise en place d'une zone de recherche minimale autour de l'arête ou l'arrêt de la division pour une taille d'arête donnée. C'est ce dernier test que nous utilisons en pratique.

Nous constatons que le maillage a du mal à se développer en dehors de cette zone. Nous remarquons aussi que nous ne traitons pas les repliements mais avec un maillage de départ qui suit les formes du nuage de points, nous pouvons obtenir une surface maillée plus grande.

### Modèle déformable

La seconde méthode de génération d'un maillage fermé, fait évoluer le maillage initial grâce à différentes contraintes de position, d'élasticité, etc. La principale contrainte d'évolution sera la distance euclidienne d'un sommet du modèle au nuage de points.

Cette méthode consiste donc à déformer, par itérations successives, le maillage initial (sphère placée à l'extérieur du nuage de points) à l'aide d'un ensemble de forces, afin

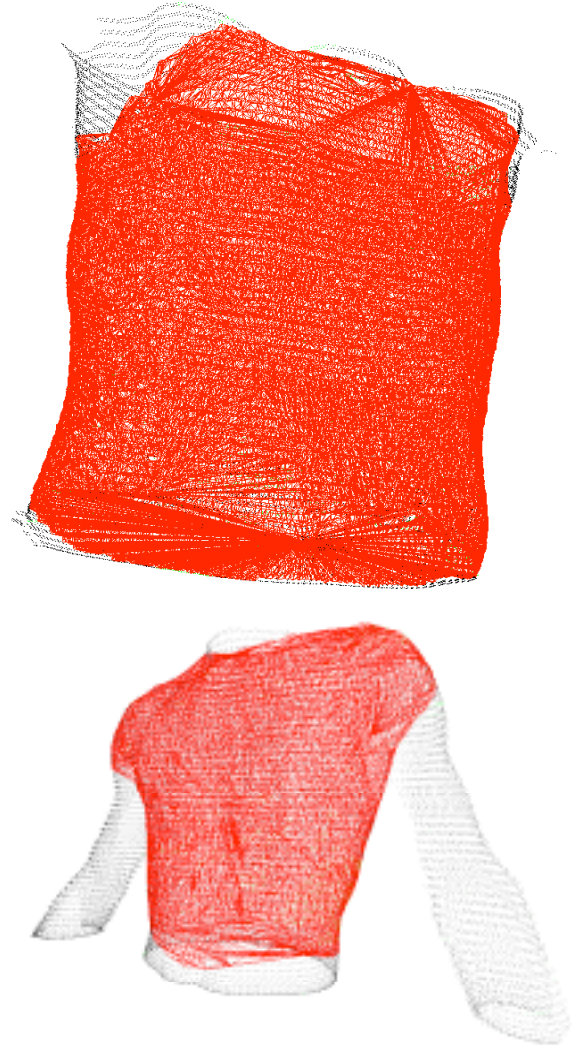


Figure 12: Résultat de l'affinage de maillage

de le faire converger vers le nuage de points, dans un état d'équilibre stable.

Nous utilisons, à cet effet, un système dynamique masse-ressort inspiré de [13,14,15]. Chaque sommet  $P_i$  du maillage est assimilé à une particule de masse  $m_i$ . L'équation de la dynamique,

$$m_i \frac{d^2 P_i}{dt^2} = -\gamma \left( \frac{dP_i}{dt} \right) + F_{ext} + F_{int} \quad (1)$$

où  $m_i$  est la masse,  $\gamma$  est le coefficient de frottement supposé constant,  $F_{ext}$  est la force externe qui fait tendre le sommet vers le nuage de points,  $F_{int}$  est la force interne de cohésion du maillage. Pour simplifier, on choisit une masse identique pour tous les sommets:  $m_i = m = 1$ .

Après discrétisation de l'équation (1), avec un intervalle de temps  $\Delta t = 1$ , on obtient l'équation :

$$P_i^{t+1} = P_i^t + (1 - \alpha)(P_i^t - P_i^{t-1}) + F_{ext} + F_{int} \quad (2)$$

qui permet le calcul itératif de la position du sommet  $P_i$ .

Le coefficient de frottement  $\alpha$  a une influence importante sur la vitesse de convergence du modèle. Il a généralement, en pratique, une valeur de 0,65.

#### •force interne $F_{int}$ [15]

$$F_{int} = f_c + f_e \quad (3)$$

$f_c$ , force interne en chaque sommet qui tend à ramener celui-ci sur le plan défini par ses voisins

$f_e$ , force interne en chaque sommet qui relie physiquement chaque sommet du maillage à ses voisins par un ressort de raideur  $\_e$  et de longueur  $r$  au repos.

#### •force externe $F_{ext}$ [14]

$$F_{ext} = \alpha_i G(\|P_i - M_{CI(i)}\|/D_{ref})(P_i - M_{CI(i)} \cdot n_i) \cdot n_i \quad (4)$$

$\alpha_i$ , facteur de poids qui peut dépendre de chaque sommet (choisi constant)

$n_i$ , normale au sommet  $P_i$  du maillage

$G(x)$ , fonction de rigidité ( $= 1$  si  $x \leq 1$  et  $= e^{-(x-1)}$  si  $x > 1$ )

$M_{CI(i)}$  plus proche voisin du sommet  $P_i$  dans le nuage

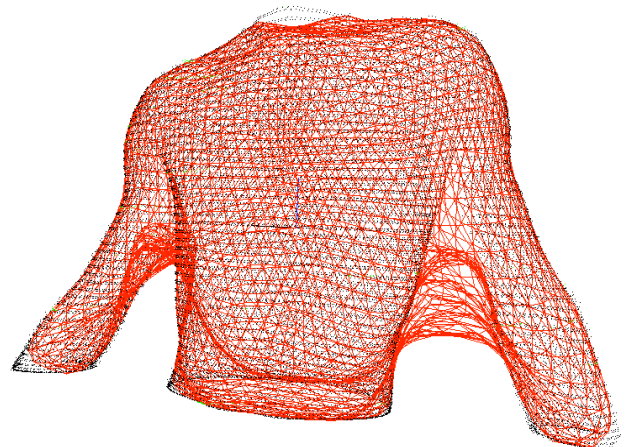
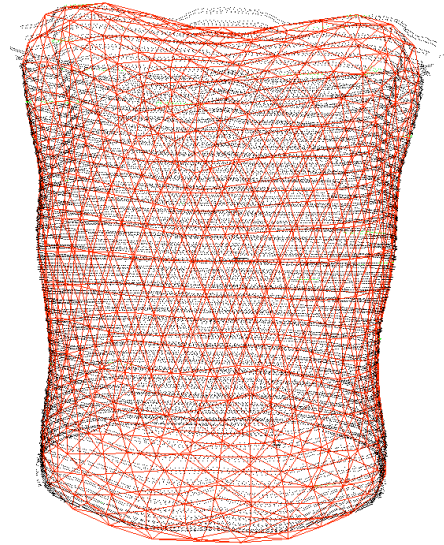
$D_{ref}$ , distance maximum d'influence d'un point du nuage

$F_{ext}$  est proportionnelle à la distance du sommet  $P_i$  au nuage de points et dirigée selon la normale à ce sommet. Le calcul itératif des positions des sommets est poursuivi jusqu'à stabilisation de la position du maillage entre les instants  $t$  et  $t+1$ .

La figure 13 présente deux maillages obtenus après convergence d'une surface déformable. Nous constatons que pour les modèles sans repliements, notre maillage épouse correctement la forme de notre nuage de points. Par contre, avec repliements, le maillage a du mal à rentrer dans les zones fortement concaves. Un modèle de départ plus proche du nuage de points, devrait nous permettre d'avoir une convergence plus précise dans ces zones concaves.

Signalons que cette méthode est très sensible au choix des paramètres, et en particulier au choix du coefficient  $\alpha$  s'il est trop important, la convergence est très lente, s'il est trop faible, il y a risque d'oscillations. Cette sensibilité est très gênante dans notre contexte de modélisation totalement automatique.

La qualité du maillage dépend aussi du nombre de sommets sur la surface initiale: notons S3 un icosaèdre subdivisé 3 fois (162 sommets, 320 faces) et S4 subdivisé 4 fois (642 sommets, 1280 faces).



**Figure 13 : Résultats avec les surfaces déformables**

Les distances moyennes et maximales des points de mesure aux faces les plus proches du maillage après un nombre d'itérations donné, sont indiquées en mm dans le tableau 1.

| itérations |    |     | 50    | 100  | 150   | 200   |
|------------|----|-----|-------|------|-------|-------|
| torse      | S3 | moy | 0,37  | 0,39 | 0,39  | 0,38  |
|            |    | max | 9,57  | 9,93 | 9,76  | 7,41  |
|            | S4 | moy | 0,08  | 0,08 | 0,08  | 0,08  |
|            |    | max | 1,61  | 1,63 | 1,63  | 1,52  |
| Buste      | S3 | moy | 0,61  | 0,54 | 0,53  | 0,53  |
|            |    | max | 13,83 | 8,95 | 11,14 | 10,25 |
|            | S4 | moy | 0,14  | 0,12 | 0,12  | 0,12  |
|            |    | max | 3,94  | 1,81 | 1,36  | 1,46  |

**Tableau 1: distances des points de mesure au maillage**

Notons l'importance du nombre de sommets sur la sphère initiale, qui est environ en rapport avec la précision (4 fois plus de sommets, distance moyenne divisée par 4). Du fait de la présence des repliements, la qualité est moins bonne sur le buste, mais cela touche surtout les distances maximales dans les zones de repliement.

### 3.3 Perspectives sur la modélisation

Nous avons présenté 4 méthodes pour construire le maillage à partir du nuage acquis par notre imageur 3D. Nous évoquons ci-dessous des développements en cours pour améliorer ces modèles.

#### •Boucher les trous

Les modèles ouverts laissent apparaître des trous dans le maillage. Afin d'obtenir un maillage fermé, nous pouvons faire appel à une méthode de bouchage de trous. Une première approche très sommaire consiste tout d'abord à localiser les arêtes en contact avec un trou; celles-ci ne sont en contact qu'avec une seule face (figure 14). Puis, nous déterminons le barycentre du polygone formé par ces arêtes; si le polygone est convexe, nous créons des triangles entre ce barycentre et les sommets de ces arêtes, sinon nous appliquons une méthode classique de triangulation d'un polygone concave.

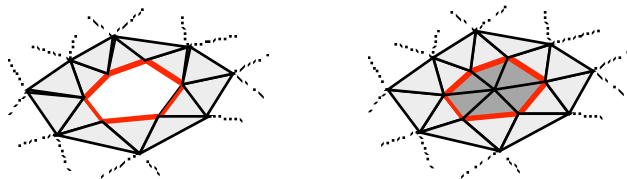


Figure 14: détecter et boucher les trous

Cet algorithme est très rapide, mais ne s'applique pas dans le cas général (trou avec repliement). D'autres méthodes, notamment une application locale de l'algorithme *Ball Pivoting* [16] sont en cours d'intégration.

#### •Associer plusieurs méthodes

Nous constatons que les méthodes qui travaillent sur des modèles ouverts (*Marching Cubes* classique ou *simplifié*) sont rapides, elles ont une précision variable suivant les paramètres de départ, mais le maillage comporte des trous. Pour les modèles fermés, nous avons des temps de calcul plus long. Cependant, le maillage est fermé et rattaché aux points de mesure. Il peut être intéressant de coupler les deux types de méthodes, afin d'utiliser les différents atouts de chacune. Tout ceci dans le but d'obtenir un maillage fermé le plus près possible du nuage de points.

Les méthodes à modèles ouverts peuvent nous servir pour se rapprocher du nuage de points avant d'utiliser les autres techniques qui donnent de meilleurs résultats quand

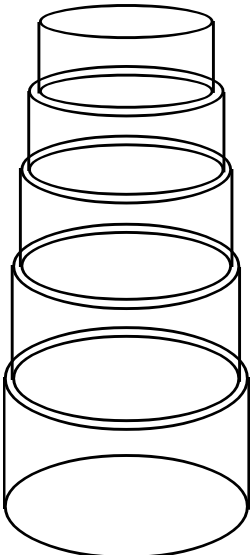
elles sont initialisées avec un maillage proche des points de mesures.



Figure 15: couplages des méthodes fermées

Un exemple d'un tel couplage est présenté en figure 15 sur le nuage de points 3D acquis sur le buste: le modèle initial est fourni par l'algorithme des *Marching Cubes* simplifié, avec une discrétisation en cubes de 5cm de côté. Avec cette résolution, le maillage obtenu dans cette première étape est fermé. Ce maillage initial est ensuite soumis aux forces internes et externes explicitées ci-dessus. Dans la zone de repliement sous les bras, la convergence est bien améliorée par rapport au maillage obtenu en figure 13, par déformation d'un maillage initial pris sur une sphère englobant le nuage de points.

### 4 Evaluation de la précision



|            | Etalon°2 |
|------------|----------|
| D0 (µm)    | 189967   |
| D0-D1 (µm) | 27       |
| D0-D2 (µm) | 87       |
| D0-D3 (µm) | 184      |
| D0-D4 (µm) | 306      |
| D0-D5 (µm) | 941      |
| D0-D6 (µm) | 1570     |

Figure 16 : Etalons usinés    Tableau 2 : diamètres

Afin de valider la précision, il était nécessaire d'avoir des étalons de mesure. Compte tenu qu'une des applications

au laboratoire pour cet appareil est l'analyse de la cuisse pour tester l'efficacité des traitements amincissants, la forme des étalons est cylindrique.

Deux étalons ont été usinés en aluminium suivant le schéma de la figure 1. Les diamètres respectifs de chaque cylindre constituant l'étalon 2, mesurés à l'aide d'un Talyrond 100 de la société Taylor Hobson, sont indiqués dans le tableau 2. La mesure du plus grand diamètre est D0; Pour les diamètres D1 à D6, sont données les différences avec D0

La première expérimentation a consisté en l'étude de la précision. Nous avons effectué 10 balayages successifs, sur chaque étalon, statique, mis dans une position donnée.

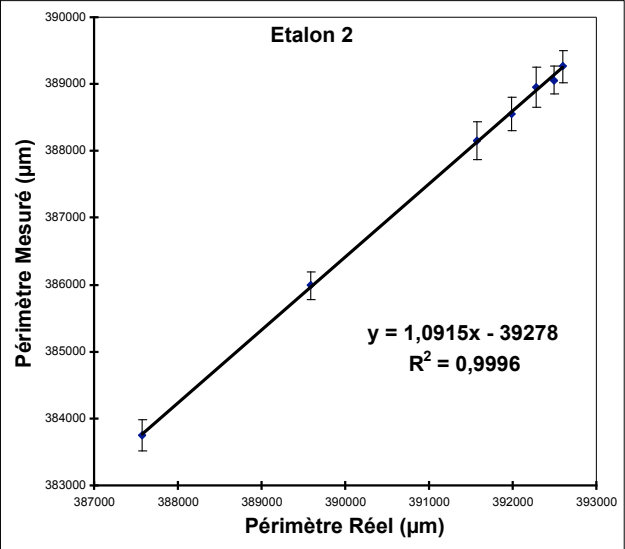


Figure 17 : Droite de régression linéaire concernant les mesures de périmètres sur le deuxième étalon

Pour chacun des 20 images ainsi acquises, 10 périmètres (tous les millimètres) ont été mesurés pour les 7 cylindres. Les résultats pour l'étalon 2 sont représentés sur la figure 17, qui montre l'excellente corrélation entre les mesures de périmètres fournies par l'imageur 3D et celles données par le Talyrond 100. La modélisation 3D s'appuyant sur la technique des "Marching Cubes" a un effet de lissage des points d'acquisition, qui permet d'obtenir une meilleure résolution en terme de périmètre qu'en terme de point (précision de 1 mm pour un point en particulier). En effet, on peut distinguer la plus faible différence de diamètre présente sur les étalons qui est de 30 µm.

Nous avons ensuite étudié la répétabilité et la reproductibilité des mesures sur les étalons. La répétabilité indique la stabilité de mesures effectuées en séquence, avec le même calibrage. La reproductibilité mesure la stabilité des mesures dans le temps, après recalibrage de l'imageur. Cette étude a été menée sur les objets étalon, puis sur des données corporelles in vivo.

Sur un des étalons, pour une position sans déplacement, nous avons effectué 5 balayages successifs, 5 jours de suite et ceci en effectuant une calibration complète du

système tous les matins. Pour chacun des 25 balayages, 10 périmètres (tous les millimètres) ont été mesurés pour les 7 cylindres de chaque étalon. Les coefficients de variations sont indiqués dans le tableau 3.

| Périmètres | Répétabilité (%) | Reproductibilité (%) |
|------------|------------------|----------------------|
| 1          | 0.02             | 0.32                 |
| 2          | 0.02             | 0.31                 |
| 3          | 0.01             | 0.32                 |
| 4          | 0.01             | 0.31                 |
| 5          | 0.01             | 0.3                  |
| 6          | 0.01             | 0.31                 |
| 7          | 0.02             | 0.32                 |

Tableau 3 : étude de répétabilité sur l'étalon

Enfin, la phase de validation a été conclue par une étude sur deux personnes volontaires, afin de contrôler l'influence du positionnement dans la machine.

Pour chaque personne, la séance de mesure est la suivante: une fois positionnée, 5 balayages successifs sont réalisés, ceci 5 fois de suite avec repositionnement complet après un temps de repos. Pour chacun des 50 balayages, 2 périmètres pris à des altitudes fixes ont été mesurés, ainsi que le volume compris entre ces 2 altitudes. Les coefficients de variations sont indiqués dans le tableau 4.

| Sujet | Mesures  | Répétabilité (%) | Reproductibilité (%) |
|-------|----------|------------------|----------------------|
| 1     | Périm. 1 | 0.75             | 0.77                 |
|       | Périm. 2 | 0.71             | 0.87                 |
|       | Volume   | 0.66             | 0.72                 |
| 2     | Périm. 1 | 0.38             | 0.36                 |
|       | Périm. 2 | 0.78             | 0.92                 |
|       | Volume   | 0.63             | 0.8                  |

Tableau 4 : étude de répétabilité sur des volontaires

Dans ces deux tableaux, on constate la très faible valeur des coefficients de variation, que ce soit sur étalon (tableau 3), inférieurs à 0.4 %, ou sur les données corporelles (tableau 4), inférieurs à 1 %. L'impact de recalibrage est sensible sur les mesures sur étalon, mais est négligeable pour les données corporelles

### 5.Conclusion

Pour obtenir un modèle tridimensionnel d'un corps humain, nous avons opté pour une solution d'acquisition par profilométrie. Cette solution, relativement simple et peu coûteuse, nous fournit un ensemble de points 3D répartis sur le pourtour du corps du patient.

A partir de ces données, nous pouvons générer une surface de type maillage triangulaire par différentes méthodes. La méthode des *Marching Cubes* est rapide, mais conduit souvent à la création de maillages ouverts, ce qui risque de perturber les traitements suivants. Nous proposons donc des étapes supplémentaires, permettant

d'affiner le maillage produit par la méthode des *Marching Cubes* soit par subdivision d'arêtes, soit en le faisant converger sur le nuage de points par déformations successives. La précision résultante, vérifiée sur des objets étalon, est inférieure au mm au niveau des points 3D; sur une mesure de périmètre, des différences de quelques dizaines de micron sont détectables.

Une première version de cet outil BODY SCAN, ne disposant que de caméras analogiques N&B, a surtout servi pour évaluer des produits amincissants: calcul de volume ou de périmètre sur des parties du corps. La nouvelle version de BODYSCAN, est équipée de caméras numérique couleur: le modèle acquis sert aussi de support à la projection des informations de texture et de couleur, utiles pour détecter et segmenter les lésions, et ainsi, suivre leur évolution.

## Bibliographie

[1] Stein. VIRO 3D-2400. Fast Tree-Dimensional body scanning for humans and other living objects. Congrès Numérisation 3D-Human modeling. Paris. 1997.

[2] S. Addleman. Whole-Body 3D Scanner and Scan Data Report. Proceedings of the SPIE, Vol 3023, pp. 2-5. 1997.

[3] X.Fouchet, M.Devy, J.M.Lagarde, M.Briot, Y.Gall. Modélisation corporelle pour le suivi de lésions dermatologiques. Proc. Congrès Numérisation 3D, Paris, 1998.

[4] X.Fouchet, M.Devy, J.M.Lagarde, M.Briot, Y.Gall. Body Modelling. Proc. Conference SPIE, 1999.

[5] H.A. Martins, J.R. Birk & R.B. Kelley. Camera Models Based on Data from Two Calibration Planes. Computer Graphics and Image Processing, Vol 17, pp. 173-180, 1981.

[6] M.Devy, V.Garric, J.J.Orteu. International Conference on Robotics and Open Systems (IROS'97), 1997.

[7] H. Hoppe, T. DeRose, T. Duchamp, J. McDonald & W. Stuetzle. Surface Reconstruction from Unorganized

Points. Proceedings of Computer graphics, pp 71-78. 1992.

[8] G. Wyvill, C. McPheeters & B. Wyvill. Data Structure for Soft Objects. The Visual Computer, Vol 2, pp 227-234. 1986.

[9] Lorensen, W.E. and Cline, H.E., "Marching Cubes: a high resolution 3D surface reconstruction algorithm," Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp 163-169 (Proc. of SIGGRAPH), 1987.

[10] Maria-Elena Algorri & Francis Schmitt. Surface Reconstruction from Unstructured 3D Data. Computer Graphics Forum, 15(1), PP.47-60, 1996.

[11] K. Higuchi, M. Hebert & K. Ikeuchi. Building 3D Models from unregistered Range Images. International Conference on Robotics and Automation, May 1994.

[12] J.P.Gourret, Maillage multirésolution de surfaces pour la modélisation d'images - 2000

[13] H. Delingette, Simplex Meshes : a General Representation for 3D Shape Reconstruction, Rapport de recherche RR-2214, INRIA, Sophia Antipolis, France, mars 1994.

[14] H. Delingette, General Object Reconstruction based on Simplex Meshes, Rapport de recherche RR-3111, INRIA, Sophia Antipolis, France, février 1997.

[15] J-O. Lachaud, Extraction de surfaces à partir d'images tridimensionnelles : approche discrète et approche par modèle déformable, PhD thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 1998.

[16] F.Bernardini, J.Mittleman, H.Rushmeier, C.Silva & G.Taubin. The ball-pivoting algorithm for surface reconstruction. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 5(4), pp.349--359, 1999.