

LE PROBLEME DE LA DEFINITION DES REPERES 3D POUR L'ANALYSE MORPHOMETRIQUE EN ANTHROPOLOGIE PHYSIQUE

THE PROBLEM OF THE DEFINITION OF 3D FEATURES FOR THE MORPHOMETRIC ANALYSIS IN PHYSICAL ANTHROPOLOGY

GERARD SUBSOL

INTRODUCTION

Depuis le début des années 80, l'imagerie 3D est fréquemment utilisée pour analyser les structures anatomiques en anthropologie physique [1] que ce soit pour des applications cliniques (par exemple pour la chirurgie dans [2]), la médecine légale, l'anatomie comparée ou pour étudier des fossiles paléo-anthropologiques [3], [4] ou [5]. Depuis, de nombreux chercheurs, anatomistes et paléontologues, ont appliqué cette modalité d'imagerie qui permet de bien discerner les structures osseuses avec une résolution d'environ 0,1 mm pour les systèmes médicaux courants. Ceci dit, il subsiste encore de nombreux problèmes de réglage pour obtenir des images de très bonne qualité. On peut aussi revenir à des modèles physiques en imprimant en 3D les données, éventuellement traitées et modifiées, issue de l'imagerie 3D [6].

Plus récemment, de nouveaux dispositifs sont apparus. Ainsi, la microtomographie X permet d'atteindre une précision dix fois plus importante. La microtomographie par synchrotron qui est disponible en particulier à l'ESRF de Grenoble, permet de gagner encore un facteur 10 en précision et de nombreux résultats ont déjà été publiés dans le domaine paléo-anthropologique [7]. Cependant, l'accès au rayonnement synchrotron et le paramétrage de l'acquisition nécessitent une grande expertise et une longue préparation.

Certains chercheurs comme [8] ont proposé d'utiliser l'Imagerie par Résonance Magnétique qui est couramment employée dans le domaine médical. Le signal IRM est caractéristique d'une résonance des atomes d'hydrogène, ce qui permet de détecter la présence d'eau dans les tissus mous mais absolument pas les structures osseuses ou minéralisées. De ce fait, on doit préalablement immerger les structures anatomiques dans un liquide afin d'obtenir une image de leurs « empreintes ». Il suffit alors d'inverser l'image pour récupérer les informations sur l'échantillon. Le gros avantage de la modalité IRM est qu'elle peut discerner des détails cachés par des artefacts inhérents à la technologie de la scanographie X.

Toutes ces modalités d'imagerie fournissent une image tridimensionnelle $I(x,y,z)$ où x , y et z représentent les coordonnées entières d'un point de l'image (qu'on peut relier aux coordonnées d'un point dans l'échantillon) et I

est le signal reçu, caractéristique de la matière en ce point là. Dans le cas de la scanographie X, I représente une « densité » osseuse alors que pour l'IRM, I est relié à la densité d'hydrogène.

Typiquement, les dimensions des images sont de l'ordre de plusieurs centaines de coupes de 512 x 512 pixels pour les images par scanographie X médicale ce qui permet de voir des détails jusqu'à 0,1 mm. Dans le cas de la microtomographie X ou par synchrotron, on peut atteindre plusieurs milliers de coupes de 2048 x 2048 pixels pour une résolution atteignant quelques microns (voire inférieure au micron), ce qui correspond une quantité gigantesque de données informatiques (plusieurs gigaoctets !).

Un point fondamental est que toutes ces images sont véritablement tridimensionnelles, c'est-à-dire qu'on peut voir et analyser les structures à l'intérieur même de l'échantillon contrairement aux dispositifs d'acquisition tridimensionnelle surfacique à base de laser ou de caméras (voir par exemple une application dans [9])

Il reste maintenant à exploiter ces données, c'est-à-dire extraire dans l'image 3D la structure anatomique qui nous intéresse (en général sous la forme d'un maillage 3D de la surface) puis, prendre des mesures, si possible tridimensionnelles, afin de pouvoir établir des comparaisons. Or, les données sont très complexes à appréhender car elles peuvent être énormes et surtout, elles sont en trois dimensions, donc difficiles à afficher sur un écran et surtout à manipuler avec une simple souris. C'est pour cela qu'il nous semble indispensable d'utiliser des algorithmes automatiques qui assisteront l'anthropologue dans ses recherches afin de le décharger de tâches fastidieuses pour qu'il puisse se consacrer pleinement à l'analyse-même de la structure anatomique. Mais le problème est que ces algorithmes sont eux-mêmes des sujets de recherche de pointe... en informatique.

Dans cet article, nous nous proposons de faire un point sur des travaux actuels de recherche en traitement automatique d'images 3D, appliqués à l'anthropologie physique. Nous nous focaliserons sur la définition de repères 3D qui est un des problèmes clefs pour l'étude morphométrique des structures anatomiques.

LES DIFFERENTS TYPES DE REPERE 3D ET LA DIFFICULTE DE LEUR DEFINITION

Les repères (ou « landmarks ») utilisés dans les analyses morphométriques tridimensionnelles sont habituellement classés en trois types définis dans [10]. Dans ce chapitre, nous allons voir quels sont les types de repères qu'il est envisageable de détecter et de localiser avec une assistance informatisée.

TYPE I : DEFINITION ANATOMIQUE

Les repères de type I ont une définition anatomique ou histologique, par exemple, une intersection de sutures ou le point extrême d'une épine. Pour autant, ils peuvent être très difficiles à localiser précisément, du fait de leur définition qui reste très qualitative, qui peut dépendre implicitement d'une orientation canonique de la structure anatomique (à travers par exemple, les termes « postérieur » / « antérieur ») et de la forte variabilité interindividuelle.

Par exemple, le bregma, qui représente l'intersection des sutures coronale et sagittale du crâne (voir la Figure 1) est souvent utilisé comme point-milieu de la calotte crânienne alors qu'en réalité, il n'est pas toujours situé

exactement sur la ligne mi-sagittale. De surcroît, la position de ce point est souvent extrapolée pour être placée dans la continuité de la surface du crâne alors qu'il repose en fait dans un creux assez émoussé, au croisement des « canaux » des sutures. De même, la position géométrique de l'asterion, pourtant défini comme le point de jonctions de trois sutures peut varier tellement d'un individu à l'autre que certains chirurgiens mettent en garde contre son utilisation comme point de repère pour des opérations [11].

Dans [12], les auteurs analysent la cohérence et la précision du repérage de 32 repères anatomiques sur 19 patients par 9 praticiens. La précision de pointage des repères varie de $0,50 \pm 0,23$ mm à $2,70 \pm 1,51$ mm.

En conclusion, si les repères de type I pointent une structure « biologique » bien identifiée, ils peuvent avoir des positions géométriques très différentes relativement aux autres structures anatomiques. D'autre part, leur nombre est très limité. Ainsi, sur le crâne, on ne peut définir que quelques dizaines de points (voir par exemple¹) qui ne sont pas répartis régulièrement, ce qui ne permet pas de mener une analyse morphométrique 3D uniforme de toute la structure.

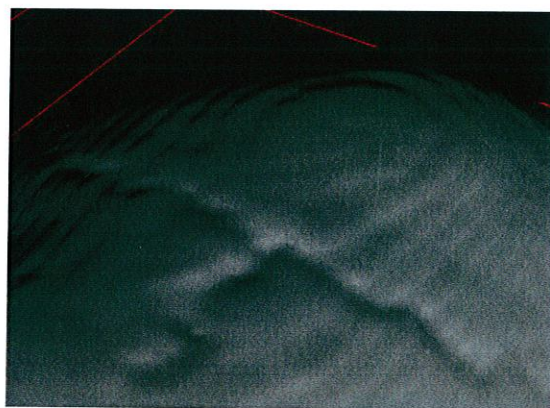
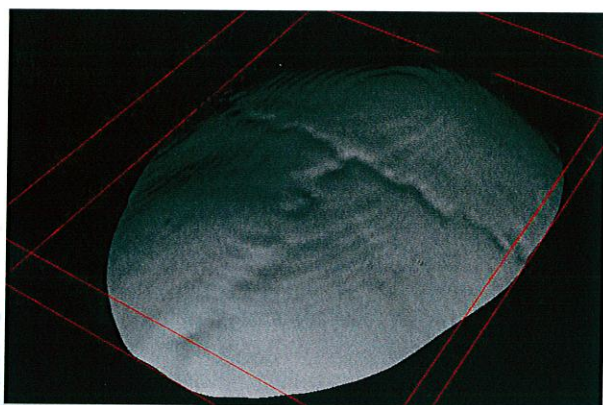


FIGURE 1. — Difficulté de la localisation du bregma sur un maillage 3D extrait d'une image 3D

TYPE II : DEFINITION GEOMETRIQUE

Les repères de type II sont définis à partir de critères purement géométriques. Par exemple, les endroits de forte courbure sur la surface définissent des points ou des lignes saillants qui vont être des repères 3D particulièrement pertinents et facilement identifiables. En fait, on s'aperçoit que beaucoup de repères de type I ont indirectement une définition de type II. Par exemple, le bregma peut aussi être défini géométriquement comme le « fond » de la cuvette formée par l'intersection de deux « canaux » sur le dessus du crâne.

L'avantage des repères de type II est que leur définition ne dépend que de critères géométriques intuitifs, ce qui rend leur localisation accessible à des personnes

non-expertes en anatomie. Par contre, on perd la notion d'identification intrinsèquement biologique.

TYPE III : DEFINITION « FLOUE »

Les repères de type III (aussi appelés « semi-landmarks » ou « pseudo-landmarks ») sont construits à partir de repères de type I et II. Par exemple, si on a défini 2 repères (respectivement 4) sur la surface de la structure anatomique considérée, on peut tracer une ligne (respectivement un quadrangle) qui les relie et on peut répartir uniformément des repères de type III le long de la ligne (respectivement dans le quadrangle). De manière générale, ceci permet de définir des repères qui vont représenter une portion de ligne ou de surface.

¹http://getahead.psu.edu/LandmarkNewVersion/Humanskull_Applet.html

Nous voyons que les repères de type III sont assez difficiles à formaliser car leur définition nécessite la localisation préalable de plusieurs repères de type I ou II. De ce fait, leur localisation directe, par exemple par pointage, sur un échantillon est très imprécise et certains les ont nommés repères « flous » [13].

DISCUSSION

Actuellement, la grande majorité des anthropologues utilisent des repères ponctuels de type I ou II. Ceux-ci sont localisés soit directement dans l'image 3D, soit par pointage sur la surface de la structure anatomique qui a été extraite à partir de l'image. Beaucoup de logiciels commerciaux (par exemple *Mimics*² ou *Amira*³) ou domaine public (par exemple, *TIVMI*⁴ développé par le laboratoire PACEA de Bordeaux ou *Landmark*⁵ proposé par l'Institute for Data Analysis and Visualization (IDAV) de l'University of California, Davis) et sont couramment utilisés par la communauté.

Certains anthropologues ont proposé d'utiliser des repères non-ponctuels comme des lignes ou des portions de surface. Pour les lignes, nous pouvons citer en particulier les travaux présentés dans [14] qui reprennent des concepts introduits dans [BOOKSTEIN and CUTTING 1988]. Des lignes de repère sont extraites sur plusieurs fossiles afin de procéder à une analyse morphométrique pour étudier la transition entre deux lignées d'hominidés. Les résultats n'ont pas été obtenus à partir de véritables images 3D mais de numérisations 3D surfaciques de moulages à l'aide d'un capteur de position. Des résultats très intéressants ont aussi été obtenus à partir d'images tomodynamométriques X

dans [15] et [16]. Dans ces travaux, un anatomiste pointe certains points caractéristiques de type I ou II et un modèle 3D composé de lignes s'ajuste à la surface du crâne. Il devient alors possible de définir des repères de type III et de les utiliser pour définir un modèle moyen.

Plus généralement, [17] propose d'utiliser intensivement les repères surfaciques de type III pour pouvoir modéliser plus précisément les déformations tridimensionnelles. Cette idée a été reprise dans [18] et [19]. Dans ces derniers travaux, plusieurs centaines de repères sont placés sur des crânes fossiles : une quarantaine sont des repères anatomiques de type I et les autres sont des repères de type III placés sur des lignes tridimensionnelles et sur la surface.

Il faut aussi noter les résultats spectaculaires présentés par Wiley [20]. Les auteurs utilisent le logiciel *Landmark* pour placer aisément des points de repère sur la surface tridimensionnelle de la structure anatomique étudiée (voir la Figure 2). Afin d'améliorer la précision de la

localisation, il est possible d'afficher la normale en ce point, ce qui permet par exemple de bien appréhender la forme locale de la surface, en particulier près des zones de forte courbure. Il est aussi possible de définir des courbes ou des morceaux de surface en ne pointant que quelques points (dit de "contrôle"). Le logiciel interpole alors automatiquement un certain nombre de repères de type III le long de la courbe ou sur la portion de surface. Ce logiciel a été en particulier intensivement utilisé pour définir des repères des modèles 3D de crânes de primates.

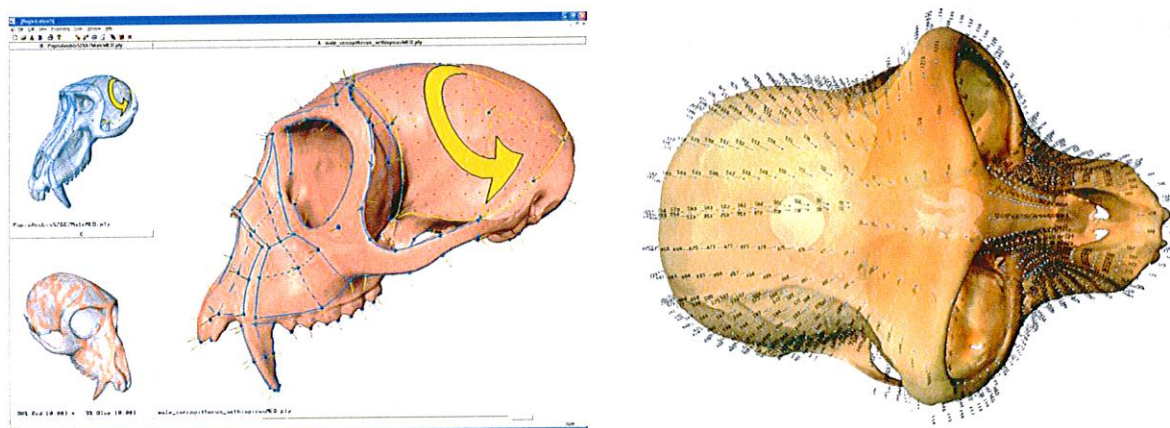


FIGURE 2. — *Landmark* est un logiciel de localisation interactive de repères 3D qui est téléchargeable gratuitement à l'adresse : <http://graphics.idav.ucdavis.edu/research/EvoMorph>

² <http://biomedical.materialise.com/mimics>

³ <http://www.amira.com/>

⁴ <http://www.pacea.u-bordeaux1.fr/TIVMI/>

⁵ <http://graphics.idav.ucdavis.edu/research/EvoMorph>

COMMENT DEFINIR DES REPERES 3D AUTOMATIQUEMENT ?

Dans ce chapitre, nous allons voir quels sont les différents algorithmes qui ont été proposés pour ces dernières années pour définir automatiquement des repères 3D.

LES REPERES 3D PONCTUELS

Dans un premier temps, nous allons nous intéresser aux repères ponctuels qui peuvent être détectés soit directement dans l'image 3D, soit sur une surface 3D qui a été préalablement extraite de l'image.

Ces méthodes sont en général fondées sur la détection des points saillants d'une surface. Une première classe d'algorithmes généralise la détection de points « coin » qui est un problème classique en traitement d'images 2D. La seconde classe utilise des formules mathématiques issues de la géométrie différentielle des surfaces, à savoir les valeurs des courbures, qu'elles soient principales, Gaussienne ou moyenne (voir la Figure 3). Un exemple intéressant est donné dans [21] où des points dits « extrémaux » sont détectés et utilisés pour du recalage entre différentes images médicales 3D. La méthode permet de trouver de très nombreux points de repère 3D mais certains sont « aberrants » et il n'est pas facile de distinguer ceux qui sont vraiment significatifs et utiles.

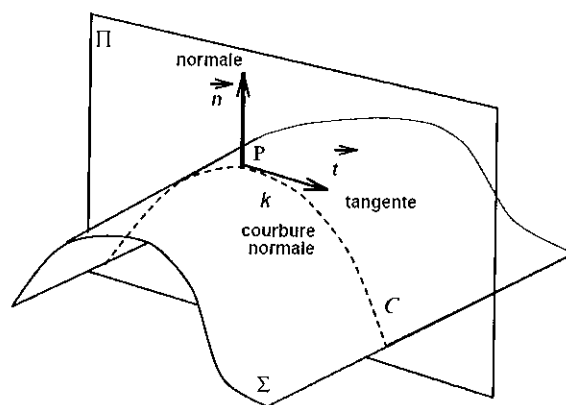


FIGURE 3. — Paramètres différentiels d'une surface.

Prenons un point P sur une surface. On peut alors définir la normale \vec{n} en P : il s'agit de l'axe passant par P et qui est perpendiculaire localement à la surface. On peut alors faire tourner un plan autour de cet axe et on peut repérer sa direction par un angle θ compris entre 0 et 360° .

Pour chaque direction θ , on peut définir une courbe plane qui est l'intersection du plan et de la surface. Cette courbe passe bien évidemment par P . On peut alors définir la courbure normale $k(\theta)$ en P qui est l'inverse du rayon du cercle qui s'ajuste « au mieux » à la courbe dans le voisinage de P .

On démontre alors mathématiquement que la valeur de $k(\theta)$ atteint un maximum et un minimum suivant deux angles décalés de 90° , autrement dit suivant deux directions qui sont perpendiculaires.

Les valeurs de ces courbures extrémales sont appelées **courbures principales** de la surface en P et les directions associées sont dénommées **directions principales**. On définit alors la courbure Gaussienne et moyenne, respectivement comme le produit et la somme des deux courbures principales.

On trouve une comparaison de nombreuses méthodes appliquées à des images scanographiques de la tête dans [21] mais les repères choisis dans cette étude ne sont qu'un nombre de deux (le sommet de la protubérance externe occipitale et le point selle de l'os zygomatique) ce qui limite les conclusions à en tirer.

Plus récemment, [22] ont proposé de définir des modèles continus de l'intensité dans un petit bloc d'image 3D qui correspondent à certaines conformations géométriques particulières comme des pointes, des selles ou des sphères. Ces modèles sont alors « plongés » dans l'image 3D et s'ajustent automatiquement au mieux aux

endroits correspondant à leur conformation-cible. Les résultats semblent prometteurs mais restent encore très limités. En particulier, il reste à améliorer la vitesse du processus d'optimisation et à minimiser l'influence de l'initialisation.

Toutes ces méthodes permettent de définir un grand nombre de points de repères 3D. Il peut être nécessaire de les trier afin de ne conserver que ceux qui, d'après des experts, ont une pertinence anatomique. Pour cela, spatiale [23] proposent d'utiliser les relations d'adjacence spatiale mais leurs travaux se limitent à un faible nombre de repères 3D sur une structure anatomique particulière (le genou).

LES REPERES 3D LINEAIRES

La localisation des repères ponctuels n'est pas toujours très fiable. Par exemple, dans le cas d'une bosse aplatie, la courbure maximale va très peu varier autour du sommet et du fait de la discrétisation de l'image, on va calculer un point extrémal qui risque d'être décalé par rapport au sommet théorique. Aussi une idée est d'utiliser des repères linéaires, c'est-à-dire une suite de points (quelques dizaines à quelques centaines) reliés entre eux de manière « cohérente ». Dans ce cas, même si quelques points sont instables, voire ne sont pas détectés, on peut espérer obtenir une ligne significative. De surcroît, l'utilisation de repères linéaires est assez intuitive tant d'un point de vue géométrique (avec par exemple, le concept de ligne saillante) qu'anatomique (par exemple, la ligne sous-mandibulaire).

L'extraction automatique de repères linéaires dans des images 3D a été intensivement étudiée dans [24]. Les points composant ces « lignes de crête » sont définis comme des extrema des courbures principales suivant la direction principale associée. L'algorithme détecte les éventuelles lignes « parasites » en utilisant des critères sur la longueur ou sur leur persistance quand on discrétise l'image à des échelles inférieures. Des résultats sur la construction d'un atlas morphométrique du crâne et sur la comparaison entre un Homme Moderne et l'Homme de Tautavel, ont été présentés [25] [26].

D'autres travaux ont proposé des définitions mathématiques différentes pour les lignes. Celles-ci peuvent se fonder, par exemple, sur la géométrie différentielle mais en y intégrant une analyse locale structurelle [27], ou sur la détection des singularités des surfaces focales [28] ou sur la notion de « squelettisation » ou de Medial Axis Transform [29, 30]. Mais on ne trouve pratiquement pas de résultats sur des structures osseuses qui pourraient être généralisées à l'analyse anthropologique. En fait, ces travaux sont appliqués soit sur des objets manufacturés pour essayer de retrouver les plans de Conception Assistée par Ordinateur, sur les visages pour en souligner les traits caractéristiques ou sur la surface du cerveau pour suivre les sillons corticaux.

Notons qu'il existe des logiciels en accès libre pour calculer des repères 3D linéaires sur des maillages 3D comme par exemple le logiciel libre *Crest*.⁶

LES GABARITS DE REPERES 3D

Cependant, les repères 3D ponctuels ou linéaires restent difficiles à calculer. Aussi, une idée est de prendre en compte l'expertise en anatomie ou en anthropologie pour construire un gabarit tridimensionnel de repères. Ce gabarit normalisé est alors ajusté à l'image ou à la surface de la structure anatomique afin de définir les repères 3D propres à l'échantillon étudié.

Une première utilisation d'un gabarit du crâne construit à partir de repères 3D ponctuels et linéaires se trouve dans [17] et est détaillée dans [15]. Ce gabarit comporte 50 repères ponctuels anatomiques reliés par des lignes de type « ridge curves » ou géodésiques (Figure 4, à gauche). Ces dernières sont définies par 149 repères ponctuels de type III.

Plus récemment, [19] ont proposé un gabarit pour une analyse de spécimens australopithèques. Le gabarit est composé de 37 repères 3D ponctuels anatomiques et des repères ponctuels de type III répartis sur des « ridge curves » (162 points) et plus généralement sur la surface (236 points).

Cette approche est très séduisante car elle permet de formaliser l'expertise humaine. Cependant, il subsiste une grosse difficulté : en effet, il faut déformer le gabarit pour l'ajuster à la structure anatomique étudiée alors que les différences morphologiques peuvent être extrêmement importantes. Pour cela, l'utilisateur identifie manuellement un certain nombre de repères ponctuels sur la structure et les points correspondants du gabarit vont s'aligner sur ces derniers. Le reste du gabarit va alors subir une déformation tridimensionnelle qui est extrapolée à partir de ces couples de points appariés. Cette déformation est du type *Thin Plate Spline* qui est très utilisé en morphométrie. Enfin, une dernière étape « plaque » ou ajuste finement le gabarit sur la surface de la structure anatomique.

Pour résoudre ce problème de mise en correspondance de points (ou de « recalage ») entre deux structures (dans notre cas, le gabarit et la surface ou l'image 3D), il existe de nombreuses méthodes automatiques qu'on peut séparer en deux catégories.

La première d'entre elles recherche un certain nombre d'amers dans les structures. Ces amers sont d'ailleurs souvent du même type que les repères ponctuels ou linéaires décrits plus haut. Un algorithme apparie alors ces amers de la manière la plus « cohérente » possible en utilisant leurs caractéristiques (par exemple les amers qui sont localisés sur des zones concaves du premier échantillon ne peuvent être appariés que sur des amers positionnés sur des zones similaires dans le deuxième échantillon) ou leurs distances (les amers proches vont avoir plus de chance d'être appariés si on suppose que les deux objets ont été préalablement grossièrement alignés). Il devient alors possible de calculer une déformation tridimensionnelle qui superpose « au mieux » les amers appariés (c'est-à-dire qui minimise la somme des distances entre les amers une fois la transformation appliquée), ce qui permet de d'ajuster le gabarit sur la structure étudiée.

⁶ <http://www.riken.jp/briect/Yoshizawa/Research/Crest.html>

La seconde classe de méthode essaie de trouver un champ de déformation dense en tout point. Pour cela, une idée est de prendre un point $P_1(x,y,z)$ dans la première structure et de rechercher dans le voisinage du point qui a les mêmes coordonnées sur la seconde structure le point $P_2(x',y',z')$ qui lui « ressemble » (ou « corrèle » en termes mathématiques) le plus, que ce soit en termes géométriques (courbure similaire par exemple) ou photométriques (intensité proche). On définit alors un vecteur local de déformation $d(P_1)=P_1P_2$ au point P_1 . Une fois qu'on a ce vecteur en tout point, on peut éliminer les vecteurs aberrants et lisser le champ de vecteurs $d(P)$ en fonction de critères de régularité mathématique. A la fin, il suffit d'appliquer en tout point de la première structure, le vecteur de déplacement pour trouver le point correspondant sur la deuxième structure.

Il y a une dizaine d'années, ces algorithmes de recalage dits « déformables » nécessitaient des heures de calcul et parfois du matériel informatique spécialisé. Grâce à l'accélération des processeurs, l'augmentation de la mémoire et l'optimisation des méthodes, il est tout à fait envisageable d'obtenir aujourd'hui une transformation 3D en quelques minutes sur un ordinateur standard. On peut trouver une présentation synthétique des différentes méthodes dans [31] et [32].

Ceci dit, la méthode du gabarit a une limite. Elle suppose que le gabarit représente « raisonnablement » la structure cible, autrement dit que la déformation 3D pour plaquer le gabarit sur l'échantillon est relativement continue et régulière. Or, cette hypothèse n'est pas valable dans le cas de la paléanthropologie où les fossiles sont en général incomplets, fracturés et déformés. Par exemple, il va être difficile d'adapter un gabarit de crâne complet sur une structure fossile où il manque le pariétal. Pour pallier cette difficulté, il faut procéder d'abord à la « reconstruction » du fossile, au sens paléontologique du terme [19]. Ce problème apparaît aussi quand on veut ajuster un gabarit de crâne d'adulte sur un enfant. Dans ce dernier cas, les fontanelles sont ouvertes et il est alors difficile d'y adapter la surface du gabarit qui est, elle, sans

trou. Il peut y avoir un ajustement visuellement correct mais qui n'aura pourtant aucune signification anatomique autour des sutures, comme souligné par Christensen [33].

PERSPECTIVES

Dans ce chapitre, nous proposons deux pistes de recherche en informatique qui nous semblent les mieux adaptées pour pouvoir utiliser des algorithmes performants de définition de repères 3D dans le cadre d'une étude paléo-anthropologique.

DEVELOPPEMENT DES METHODES FONDEES SUR LA GEOMETRIE DIFFERENTIELLE

Ces dernières années, de nouveaux algorithmes ont été proposés pour calculer les paramètres différentiels d'une surface. Les applications ne se limitent d'ailleurs pas à la définition de repères 3D mais plus généralement à la caractérisation locale de la forme de la surface, par exemple à des fins de remaillage [34] ou d'identification et de recalage [35]. Nous pouvons classer les algorithmes en deux catégories.

Dans la première, on utilise seulement les informations du maillage qui compose la surface 3D, à savoir les positions des points et la disposition des arêtes qui les relie. En particulier, [36] proposent une méthode utilisant la théorie dite du « cycle normal » qui fournit une estimation de l'erreur de calcul en fonction de certaines hypothèses sur la discrétisation. Les auteurs mettent d'ailleurs à disposition des Internauts un programme de démonstration⁷.

La seconde catégorie d'algorithmes propose d'ajuster localement « au mieux » une fonction mathématique sur le nuage de points qui forme la surface 3D. Il devient alors possible de calculer analytiquement les paramètres différentiels. Une méthode performante a été proposée dans [37] et utilise des fonctions polynomiales d'approximation. Là aussi, les auteurs proposent un logiciel de démonstration⁸.

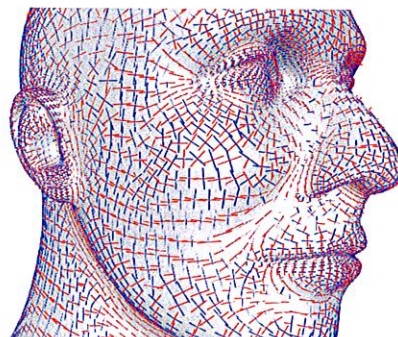


FIGURE 4. — visualisation des directions principales de courbure calculées sur une surface 3D de visage par le logiciel Curvature⁷

⁷<http://www.riken.jp/briect/Yoshizawa/Research/Crest.html>

⁸http://www.cgal.org/Manual/latest/doc_html/cgal_manual/Ridges_3/Chapter_main.html

Dans les deux cas, le problème majeur reste la sensibilité des paramètres calculés par rapport aux petites perturbations de la surface qui proviennent soit des erreurs de numérisation et de reconstruction soit des approximations dues à la discrétisation de la surface par un nombre limité de points. Par exemple, près des endroits où la surface est sphérique ou plane (ces points sont appelés ombilics), les directions principales de courbure ne vont pas être significatives si le maillage de la surface n'est pas assez dense. Bien entendu, si les paramètres différentiels calculés sont trop imprécis ou incohérents, il deviendra impossible de calculer des repères 3D qu'ils soient ponctuels ou linéaires. Les algorithmes proposés intègrent donc tous une régularisation de la surface soit en prenant en compte dans les calculs un voisinage du point considéré assez important pour « lisser » les perturbations, soit en utilisant des fonctions mathématiques qui sont régulières par construction. Cependant, il peut arriver qu'on détruise ainsi des petits détails anatomiques comme des sutures peu profondes qui pourraient s'avérer importants dans le cadre d'une étude anthropologique.

COMPARAISON DES RESULTATS MANUELS ET AUTOMATIQUES

Quelle que soit la méthode utilisée, il est important de comparer les repères calculés automatiquement et les

repères utilisés couramment par les paléo-anthropologues. Bien entendu, cette comparaison ne va pas être facile car les repères ne sont pas identiques et donc superposables. En effet, les paléo-anthropologues utilisent de préférence les repères de type I alors que nous avons vu que les algorithmes n'étaient vraiment efficaces que pour ceux de type II.

On trouve beaucoup d'études, par exemple [38], qui comparent la différence de localisation d'un repère sur un échantillon réel et dans le modèle 3D afin d'évaluer l'erreur due au processus de numérisation ou à la complexité de repérage d'un point sur un écran. De même, de nombreuses recherches ont été menées pour quantifier la variabilité de la localisation manuelle d'un repère 3D, qu'elle soit intra ou inter-utilisateurs. Dans ce dernier cas, on trouve bien entendu des valeurs importantes pour les repères de type III.

Mais il y a très peu de travaux sur la comparaison entre localisation automatique et manuelle de repères 3D, qu'ils soient ponctuels ou linéaires. Un rare exemple semble être celui décrit dans [21]. Dans cet article, les auteurs montrent que les écarts entre les points des lignes de crête calculées automatiquement et les « ridge lines » relevées par un expert en anatomie atteignent seulement quelques millimètres dans une image 3D du crâne (Figure 5)

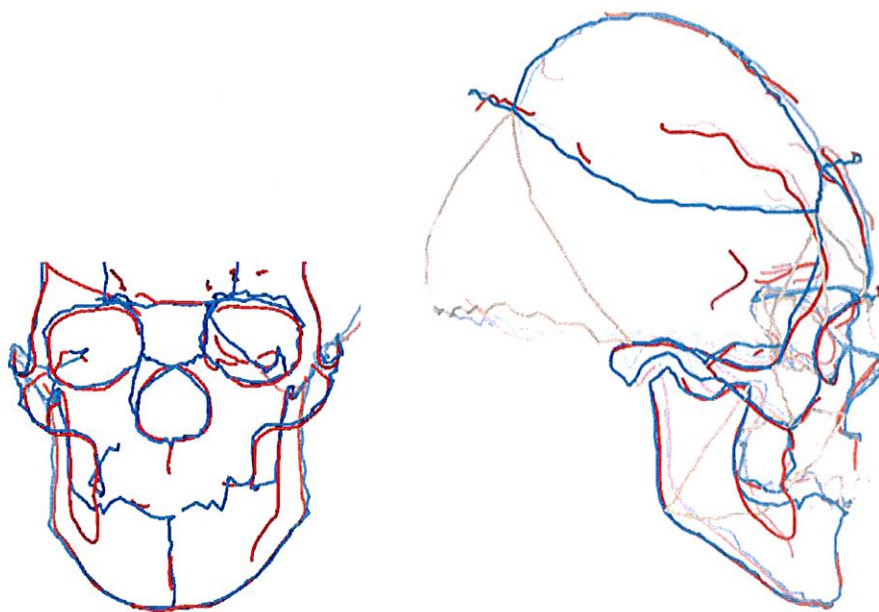


FIGURE 5 — Superposition des sur le même crâne, des lignes de crête calculées automatiquement (en bleu) et des « ridge lines » (en rouge) relevées par un expert en anatomie. On peut constater que les lignes se superposent ce qui montre que le processus automatique permet de retrouver des lignes anatomiques [THIRION, SUBSOL, and DEAN 1996].

Il resterait à prolonger ces expériences sur de nombreux échantillons anthropologiques et sur d'autres structures anatomiques pour vraiment valider une procédure de définition automatique de repères 3D d'un point de vue anatomique.

CONCLUSION

Il nous semble clair que face à l'accroissement des données 3D (que ce soit en nombre d'acquisitions ou en résolution des images), il devient indispensable d'utiliser

des outils automatiques pour détecter des repères 3D. Ceci permettra de mener des analyses anthropologiques quantitatives avec plus de précision et sur un plus grand nombre d'échantillons.

Nous pensons que les repères fondés sur des paramètres différentiels sont bien adaptés. Nous avons vu que certaines méthodes automatiques très efficaces ont été proposées pour un calcul de ces paramètres et que des logiciels issus de la recherche la plus récente sont déjà disponibles en accès libre. Cependant, il reste encore à formaliser les définitions des repères à partir de ces paramètres. Les repères linéaires (du genre ligne saillante) sont certainement à considérer car ils permettent de mieux appréhender visuellement la forme d'une surface qu'un ensemble de points épars.

Mais il faut encore valider la précision de la localisation de ces repères et leur pertinence en termes d'application paléo-anthropologique. Et c'est à ce niveau-là qu'une collaboration proche entre informaticiens et paléo-anthropologues est absolument indispensable pour faire avancer les connaissances.

Ces travaux sont soutenus et partiellement financés par le projet franco / sud africain « INLOO - 3D Information and Engineering Technologies for Analysis of Homo Genus in South Africa » financé par le programme PICS du CNRS.

Cet article a aussi bénéficié des nombreuses discussions du workshop « "Human Cervico-Cranio-Facial Development :from fetus to adult" organisé à Grenoble en mars 2012 avec le soutien de la Société Internationale de Biométrie Humaine.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] WEBER, GERHARD W., KATRIN SCHÄFER, HERMANN PROSSINGER, PHILIPP GUNZ, PHILIPP MITTERöCKER, AND HORST SEIDLER. (2001) — "Virtual Anthropology: The Digital Evolution in Anthropological Sciences." *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science* 20 (2): 69–80.
- [2] ZONNEVELD, FRANS W., STEVEN LOBREGT, JACQUES C. H. VAN DER MEULEN, AND J. MICHEL VAANDRAGER. (1989) — "Three-dimensional Imaging in Craniofacial Surgery." *World Journal of Surgery* 13 (4): 328–342. doi:10.1007/BF01660745.
- [3] TATE, J R, AND C E CANN. (1982) — "High-resolution Computed Tomography for the Comparative Study of Fossil and Extant Bone." *American Journal of Physical Anthropology* 58 (1) (May): 67–73. doi:10.1002/ajpa.1330580108.
- [4] WIND, JAN. (1984) — "Computerized X-ray Tomography of Fossil Hominid Skulls." *American Journal of Physical Anthropology* 63 (3) (February 1): 265–282. doi:10.1002/ajpa.1330630303.
- [5] CONROY, GLENN C., AND MICHAEL W. VANNIER. (1984) — "Noninvasive Three-Dimensional Computer Imaging of Matrix-Filled Fossil Skulls by High-Resolution Computed Tomography." *Science* 226 (4673) (October 26): 456–458. doi:10.1126/science.226.4673.456.
- [6] ALLARD, TRAVIS TIMOTHY. (2006) — "The Role of 3D Printing in Biological Anthropology". University of Manitoba (Canada)
- [7] TAFFOREAU, P., R. BOISTEL, E. BOLLER, A. BRAVIN, M. BRUNET, Y. CHAIMANEE, P. CLOETENS, et al. (2006) — "Applications of X-ray Synchrotron Microtomography for Non-destructive 3D Studies of Paleontological Specimens." *Applied Physics A* 83 (2) (February): 195–202. doi:10.1007/s00339-006-3507-2.
- [8] STEIGER, TORSTEN. (2001) — "Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Paleontology." *Computers & Geosciences* 27 (4) (May 1): 493–495. doi:10.1016/S0098-3004(00)00078-9.
- [9] FRIESS, MARTIN. (2010) — "Calvarial Shape Variation Among Middle Pleistocene Hominins: An Application of Surface Scanning in Palaeoanthropology." *Comptes Rendus Palevol* 9 (6–7) (September): 435–443. doi:10.1016/j.crpv.2010.07.016.
- [10] BOOKSTEIN, FRED L. (1997) — *Morphometric Tools for Landmark Data: Geometry and Biology*. Reprint. Cambridge University Press.
- [11] DAY, J D, AND M TSCHABITSCHER. (1998) — "Anatomic Position of the Asterion." *Neurosurgery* 42 (1) (January): 198–199.
- [12] SCHLICHER, WILL, IB NIELSEN, JOHN C. HUANG, KOUTARO MAKI, DAVID C. HATCHER, AND A. J. MILLER. (2011) — "Consistency and Precision of Landmark Identification in Three-Dimensional Cone Beam Computed Tomography Scans." *The European Journal of Orthodontics* (March 8). doi:10.1093/ejo/cjq144. <http://ejo.oxfordjournals.org/content/early/2011/03/07/ejo.cjq144>.
- [13] VALERI, C J, T M COLE 3RD, S LELE, AND J T RICHTSMEIER. (1998) — "Capturing Data from Three-dimensional Surfaces Using Fuzzy Landmarks." *American Journal of Physical Anthropology* 107 (1) (September): 113–124. doi:10.1002/(SICI)1096-8644(199809)107:1<113::AID-AJPA9>3.0.CO;2-O.
- [14] DEAN, DAVID. (1993) — "The Middle Pleistocene Homo Erectus/Homo Sapiens Transition: New Evidence from Space Curve Statistics". The City University of New York.
- [15] CUTTING, COURT B., D DEAN, F L BOOKSTEIN, B HADDAD, D KHORRAMABADI, F W ZONNEVELD, AND J G MCCARTHY. (1995) — "A Three-dimensional Smooth Surface Analysis of Untreated Crouzon's Syndrome in the Adult." *The Journal of Craniofacial Surgery* 6 (6) (November): 444–453.
- [16] DEAN, DAVID, FRED L. BOOKSTEIN, S. KONERU, J.H. LEE, J. KAMATH, COURT B. CUTTING, M. HANS, AND J. GOLDBERG. (1998) — "Average African American Three-dimensional Computed Tomography Skull Images: The Potential Clinical Importance of Ethnicity and Sex." *The Journal of Craniofacial Surgery* 9 (4) (July): 348–358; discussion 359.
- [17] CUTTING, COURT B. (1993) — "Spline-based Approach for Averaging Three-dimensional Curves and Surfaces." In , 2035:29–44. SPIE. doi:10.1117/12.146610. http://spie.org/x648.html?product_id=146610.
- [18] GUNZ, PHILIPP. (2005) — "Statistical & Geometric Reconstruction of Hominid Crania - Reconstructing Australopithecine Ontogeny". University of Vienna (Austria).
- [19] GUNZ, PHILIPP, PHILIPP MITTEROECKER, SIMON NEUBAUER, GERHARD W. WEBER, AND FRED L. BOOKSTEIN. (2009) — "Principles for the Virtual Reconstruction of Hominin

- Crania." *Journal of Human Evolution* 57 (1) (July): 48–62. doi:10.1016/j.jhevol.2009.04.004.
- [20] WILEY, D.F., N. AMENTA, D.A. ALCANTARA, D. GHOSII, Y.J. KIL, E. DELSON, W. Harcourt-Smith, F.J. Rohlf, K. St John, and B. Hamann. (2005) — “Evolutionary Morphing.” In *Visualization*, 2005. VIS 05. IEEE, 431 – 438. doi:10.1109/VISUAL.2005.1532826.
- [21] THIRION, JEAN-PHILIPPE, GÉRARD SUBSOL, AND DAVID DEAN. (1996) — “Cross Validation of Three Inter-patients Matching Methods.” In *Visualization in Biomedical Computing*, ed. Karl Höhne and Ron Kikinis, 1131:327–336. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg. <http://www.springerlink.com/content/m7636j47023g3070/abstract/>.
- [21] HARTKENS, THOMAS, KARL ROHR, AND H.SIEGFRIED STIEHL. (2002) — “Evaluation of 3D Operators for the Detection of Anatomical Point Landmarks in MR and CT Images.” *Computer Vision and Image Understanding* 86 (2) (May): 118–136. doi:10.1006/cviu.2002.0964.
- [22] WÖRZ, STEFAN, AND KARL ROHR. (2006) — “Localization of Anatomical Point Landmarks in 3D Medical Images by Fitting 3D Parametric Intensity Models.” *Medical Image Analysis* 10 (1) (February): 41–58. doi:10.1016/j.media.2005.02.003.
- [23] SUBBURAJ, K, B RAVI, AND MANISH AGARWAL. (2009) — “Automated Identification of Anatomical Landmarks on 3D Bone Models Reconstructed from CT Scan Images.” *Computerized Medical Imaging and Graphics: The Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society* 33 (5) (July): 359–368. doi:10.1016/j.compmcdimag.2009.03.001.
- [24] THIRION, JEAN-PHILIPPE. (1996a) — “New Feature Points Based on Geometric Invariants for 3D Image Registration.” *International Journal of Computer Vision* 18 (2): 121–137. doi:10.1007/BF00054999.
- [24] THIRION, JEAN-PHILIPPE. (1996b) — “The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces.” *International Journal of Computer Vision* 19 (2): 115–128. doi:10.1007/BF00055800.
- [25] SUBSOL, GÉRARD, JEAN-PHILIPPE THIRION, AND NICHOLAS AYACHE. (1998) — “A Scheme for Automatically Building Three-dimensional Morphometric Anatomical Atlases: Application to a Skull Atlas.” *Medical Image Analysis* 2 (1) (March): 37–60.
- [26] SUBSOL, GERARD, BERTRAND MAFART, MARIE-ANTOINETTE DE LUMLEY, AND ALAIN SILVESTRE. (2002) — “3D Image Processing for the Study of the Evolution of the Shape of the Human Skull: Presentation of the Tools and Preliminary Results.” In *Three-Dimensional Imaging in Paleoanthropology and Prehistoric*, ed. Bertrand Mafart, Hervé Delingette, and Gérard Subsol, 1049:37–45. British Archaeological Reports International Series. Liège (Belgium).
- [27] CAZALS, FREDERIC, JEAN-CHARLES FAUGERE, MARC POUGET, AND FABRICE ROULLIER. (2006) — “The Implicit Structure of Ridges of a Smooth Parametric Surface.” *Computer Aided Geometric Design* 23 (7) (October): 582–598. doi:10.1016/j.cagd.2006.04.002.
- [28] YOSHIZAWA, SHIN, ALEXANDER BELYAEV, HIDEO YOKOTA, AND HANS-PETER SEIDEL. (2008) — “Fast, Robust, and Faithful Methods for Detecting Crest Lines on Meshes.” *Comput. Aided Geom. Des.* 25 (8) (November): 545–560. doi:10.1016/j.cagd.2008.06.008.
- [29] HISADA, MASAYUKI, ALEXANDER G. BELYAEV, AND TOSIYASU L. KUNII. (2001) — “A 3D Voronoi-Based Skeleton and Associated Surface Features.” In *Proceedings of the 9th Pacific Conference on Computer Graphics and Applications*, 89–. PG '01. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society. <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=882473.883431>.
- [30] SUBSOL, GÉRARD. (1999) — “Crest Lines for Curve-based Warping.” In *Brain Warping*, ed. Arthur W. Toga, 241–262.
- [31] AUDETTE, M A, F P FERRIE, AND T M PETERS. (2000) — “An Algorithmic Overview of Surface Registration Techniques for Medical Imaging.” *Medical Image Analysis* 4 (3) (September): 201–217.
- [32] BETROUNI, N. (2009) — “Le Recalage En Imagerie Médicale : De La Conception à La Validation.” *Irbm* 30 (2) (April): 60–71. doi:10.1016/j.irbm.2008.12.003.
- [33] CHRISTENSEN, G. E., A. A. KANE, J. L. MARSH, AND M. W. VANNIER. (1996) — “Synthesis of an Individualized Cranial Atlas with Dymorphic Shape.” In *Proceedings of the 1996 Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis (MMBIA '96)*, 309–. MMBIA '96. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society. <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=882463.882766>.
- [34] ALLIEZ, PIERRE, DAVID COHEN-STEINER, OLIVIER DEVILLERS, BRUNO LEVY, AND MATHIEU DESBRUN. (2003) — “Anisotropic Polygonal Remeshing.” In *ACM SIGGRAPH 2003 Papers*, 485–493. SIGGRAPH '03. New York, NY, USA: ACM. doi:10.1145/1201775.882296. <http://doi.acm.org/10.1145/1201775.882296>
- [35] GAL, RAN, AND DANIEL COHEN-OR. (2006) — “Salient Geometric Features for Partial Shape Matching and Similarity.” *ACM Trans. Graph.* 25 (1) (January): 130–150. doi:10.1145/1122501.1122507.
- [36] COHEN-STEINER, DAVID, AND JEAN-MARIE MORVAN. (2003) — “Restricted Delaunay Triangulations and Normal Cycle.” In *Proceedings of the Nineteenth Annual Symposium on Computational Geometry*, 312–321. SCG '03. New York, NY, USA: ACM. doi:10.1145/777792.777839. <http://doi.acm.org/10.1145/777792.777839>.
- [37] CAZALS, FRÉDÉRIC, AND MARC POUGET. (2008) — “Algorithm 889: Jtff: A Generic C++ Package for Estimating the Differential Properties on Sampled Surfaces via Polynomial Fitting.” *ACM Transactions on Mathematical Software* 35 (3) (October): 24:1–24:20.
- [38] WILLIAMS, FRANK L'ENGLE, AND JOAN T. RICHTSMEIER. (2003) — “Comparison of Mandibular Landmarks from Computed Tomography and 3D Digitizer Data.” *Clinical Anatomy* 16 (6): 494–500. doi:10.1002/ca.10095.



BIOMÉTRIE HUMAINE ET ANTHROPOLOGIE

Biométrie humaine et Anthropologie

SOMMAIRE / CONTENTS

BOË L.-J. — Editorial. — Le Développement Cervico-Crânio-Facial chez l'Homme : Du fœtus à l'adulte.	1
WORKSHOP HCCD. Développement Cervico-Cranio-Facial chez l'Homme : du fœtus à l'adulte (livre des résumés).	3
BARBIER G., BOË L.-J. et, CAPTIER G. — La croissance du conduit vocal du fœtus à l'adulte : une étude longitudinale — <i>Vocal tract growth from fetus to adulthood: a longitudinal study</i>	11
DUPIERRIX E., HILLAIRET DE BOISFERON A., MEARY D. et PASCALIS O. — La perception du visage en développement.	23
LALYS L. et PINEAU J.-C. — Etude de la croissance longitudinale des mesures de la tête chez des adolescents en fonction de l'âge chronologique et de la maturation biologique.	29
SUBSOL G. — Le problème de la définition des repères 3D pour l'analyse morphométrique en anthropologie physique. — <i>The Problem of the Definition of 3D Features for the Morphometric Analysis in Physical Anthropology</i>	37
BENOÎT R. — La mandibule humaine dans la Biologie du Développement normal et pathologique.	47
BADIN P., SAVARIAUX C., BAILLY G., ELISEI F. et BOË L.-J. — Caractérisation des mécanismes de production de la parole: une approche biométrique et modélisatrice mono-locuteur et multi-dispositifs. — <i>Characterisation of speech production mechanisms: a single-speaker and multi-setup biometric and modelling approach</i>	67

Avertissement

Cette revue est protégée par ©CopyrightDepot.com n° 00042317. Toute reproduction ou diffusion même partielle, par quelque procédé ou sur tout support que ce soit, ne pourra être faite sans l'accord préalable écrit de la Société Internationale de Biométrie Humaine.

No part of these records may be reproduced or distributed, in any form or by any means, without the prior written permission of Société Internationale de Biométrie Humaine