Chapitre 18

Imagerie par tomographie RX

Antoine Balzeau
UMR 7194 du CNRS, Département de Préhistoire du Muséum national d'Histoire naturelle, Paris, France

18.1 Introduction

Les travaux de recherche portant sur des spécimens issus des sciences naturelles, objets biologiques ou fossiles, sont contraints par la nature même du matériel analysé qui est souvent fragile, incomplet, et donc à manipuler avec précaution et à ne pas endommager. Les sujets d'étude sont généralement rares, même uniques, et en conséquence ils sont parfois aussi précieux que difficiles d'accès. Ils peuvent être enfin disséminés à travers le monde. Différentes méthodes, que l'on pourrait qualifier d'imagerie au sens large, ont apporté des éléments de solution à ces multiples difficultés, soit en permettant l'enregistrement virtuel des caractéristiques de forme et de surface d'un objet, soit en révélant ses caractéristiques internes ; parfois les deux, comme pour les méthodes d'imagerie basées sur les rayons X qui nous intéressent ici. Les données obtenues par la tomographie RX permettent ainsi, d'une part, la numérisation et la préservation de l'objet original et, d'autre part, constituent de nouveaux supports pour des analyses encore plus précises et variées, parfois auparavant impossibles à réaliser. Dans ce cadre, les perspectives d'applications en termes de préservation, de gestion et de valorisation des collections patrimoniales sont immenses, de même que le potentiel comme outil supplémentaire dans le domaine de l'archéométrie «virtuelle».

D'un point de vue historique, l'invention de nouvelles techniques d'imagerie a toujours été suivie de près par son application sur le registre fossile, souvent humain. Par exemple, les rayons X ont été découverts en 1895 par Roentgen alors que des radiographies de spécimens du gisement de Krapina, des néandertaliens croates, étaient publiées dès 1902. De même, la tomographie assistée par ordinateur (pour Computed-Tomography scanning ou CTscan en anglais, soit ce qui est souvent appelé la scanographie médicale) a été développée au début des années 1970 (par Mrs. Hounsfield et Cormark, qui ont obtenu pour cette découverte le prix Nobel de physiologie ou médecine en 1979). Les premiers travaux grâce à cette méthode sur des

fossiles humains ont fleuri à peine une dizaine d'années après. Aujourd'hui, les applications de la tomographie RX dans les sciences naturelles, surtout en paléontologie et paléoanthropologie, sont plus nombreuses et diverses que jamais.

L'objectif de cet article est de présenter brièvement, et le plus clairement possible, les principes techniques de la tomographie RX, et surtout d'illustrer les potentialités de la méthode pour les travaux de recherche en archéologie, préhistoire, paléontologie. . . Il n'existe pas encore d'ouvrages en français sur le sujet. Si toutefois vous cherchez des informations complémentaires, quelques manuels en anglais sont disponibles [par exemple 1, 2], mais ils concernent surtout la paléoanthropologie, alors que des applications dans d'autres disciplines sont aussi bien décrites ailleurs [3, 4, 5]. Il ne s'agit donc pas de détailler ici tous les aspects méthodologiques, des ouvrages spécialisés en imagerie pourront répondre à ce type d'attente, mais plutôt d'informer sur les aspects pratiques et théoriques à maîtriser pour mener à bien des analyses précises dans le cadre de travaux de recherche en archéométrie. Vous saurez (presque) tout sur ce que vous pouvez faire et comment le réaliser.

18.2 Principes méthodologiques de la tomographie RX

18.2.1 Acquisition des données

18.2.1.1 Différents équipements selon les besoins (et les moyens)

Etape évidemment indispensable, l'acquisition des données doit être précédée par une réflexion sur les objectifs de l'étude qui va être menée et l'adéquation des méthodes à utiliser. En effet, il ne faut pas oublier que l'utilisation de techniques basées sur les rayons X va permettre de révéler des variations de densité internes à un objet. Cela fonctionne très bien pour observer les structures internes d'os, ou dissocier la dentine de l'email au sein d'une dent. Par contre, les tissus mous seront faiblement discriminés, voire pas du tout (sauf en utilisant des produits de contraste). Par ailleurs, d'autres machines (surfaciques, laser, photogrammétrie. . .) seront très utiles si l'objectif est d'enregistrer et d'analyser la surface d'un objet ou de mesurer ses caractéristiques externes, sans forcément avoir recours aux rayons X.

Selon les besoins en termes d'analyses, externes et surtout donc internes, l'utilisateur pourra se tourner vers divers interlocuteurs et des équipements de tomographie RX permettant d'effectuer des acquisitions qui pourront satisfaire la plupart des envies. Les limites techniques de la tomographie dans son ensemble ont été repoussées avec l'évolution du matériel, mais aussi grâce aux recherches sur l'adaptation des procédés utilisés aux examens de fossiles, spécimens de musées et autres objets de sciences naturelles. Depuis l'invention de Hounsfield (le premier scanner dans un hôpital a été testé en 1971), la qualité des images obtenues s'est évidemment grandement améliorée, l'acquisition se fait nettement plus vite et les procédés informatiques de traitement de données sont beaucoup plus puissants.

Aujourd'hui, les scanners à vocation médicale sont très rapides, précis et sont particulièrement adaptés pour des numérisations de pièces mesurant entre une dizaine et quelques dizaines de centimètres, ou de parties d'objets encore plus encombrants (Figure 1). La résolution des données se situe généralement autour de 0,2 à 0,5 milli-

mètre. Elle est en tout cas supérieure à 0,1 mm et en général inférieur au millimètre. Le grand avantage des équipements médicaux est qu'ils permettent d'effectuer des acquisitions de nombreux objets simultanément et ce, rapidement. En effet, le temps d'acquisition n'est que de quelques secondes, les réglages préalables ne demandent que quelques minutes. Des dizaines de spécimens peuvent être ainsi numérisés en une session de quelques heures. La principale contrainte pratique résidera dans les limites de l'équipement informatique installé dans les hôpitaux qui n'est pas destiné à transmettre, puis à reconstruire un tel volume de données numériques (voire à graver sur des CD dont les capacités sont trop réduites pour contenir un examen complet d'un spécimen sec – un patient qui ne bouge donc pas, ne craint pas une dose d'irradiation plus importante et peut donc être numérisé à une résolution plus fine -). L'autre difficulté sera évidemment de nouer les contacts nécessaires pour pouvoir utiliser l'équipement d'imagerie d'un service hospitalier.

A l'autre extrême des possibilités, vous trouverez l'imagerie synchrotron. Un synchrotron est un accélérateur de particules (comme par exemples l'ESRF à Grenoble, ou Soleil sur le plateau de Saclay, en région parisienne), qui sous certaines conditions va produire des rayons X. Ceci ne représente qu'une petite partie des possibilités et capacités d'un tel équipement, mais l'intérêt est que le faisceau produit est d'une qualité, voire d'une puissance, inégalable avec tout autre outil radiographique. Ceci permet de produire de très bonnes données, mais surtout d'imager des objets habituellement impossibles à numériser sur d'autres machines. Certains spécimens, très denses, présentant de très faibles différences de densité de leurs structures ou pour lesquels une résolution extrêmement fine (inférieure au micron) est attendue, ne pourront être analysés que par un synchrotron. L'accès aux lignes de faisceaux synchrotron se fait sur dossier scientifique très solide, avec un très haut niveau de sélection.

Enfin, la maintenant grande catégorie des tomographes industriels regroupe des équipements divers, aux capacités et aux contraintes variées. Ils peuvent pourtant répondre à de nombreuses attentes et les équipements les plus performants n'ont que peu de choses à envier aux synchrotrons. Les microtomographes se sont multipliés dans les laboratoires de recherche ces dernières années, montrant l'intérêt dans différentes disciplines pour les méthodes d'imagerie. Vous trouverez certainement autour de vous un laboratoire équipé et des personnes bien informées pour vous diriger vers les machines dont vous pourriez avoir besoin, sachant que ceci dépendra au moins en partie de ce que vous désirez analyser.

18.2.1.2 Processus de l'acquisition tomographique

En fonction des informations que vous souhaitez observer, les paramètres d'acquisition et l'équipement utilisé vont varier. La résolution attendue est le premier critère à déterminer. Les images numériques finales sont composées d'éléments en 2 dimensions, les pixels. La donnée verticale dépend de l'épaisseur de coupe qui est l'ampleur verticale des voxels, les éléments qui composent l'image en 3D. Les scanners médicaux ont des dimensions distinctes de pixels et d'épaisseur de coupes, car fonctions de différents paramètres. Les microscanners produisent le plus souvent un volume de données composé de voxels isométriques (de même taille dans les 3 dimensions).

L'objectif de l'étude influe donc sur les réglages à utiliser. Plus la région à analyser est grande, plus la taille des voxels produits sera grande, au détriment donc de la résolution spatiale des données numériques. De nombreux équipements tomographiques ont un détecteur (l'élément qui réceptionne les rayons X après leur passage dans le spécimen) composé d'une matrice de 512 sur 512 pixels. Ainsi, pour un objet de 25 cm de côté, chaque pixel mesurera environ 0,5 mm de côté. Pour certains microtomographes, la contrainte sera la taille de la zone où placer le spécimen, limitée à quelques centimètres. Pour de petits objets, des équipements pourront atteindre une résolution de l'ordre du micron, voire inférieure pour les synchrotrons. Enfin, par exemple, le microtomographe de la plate-forme AST-RX du MNHN (Figure 1) [6] a un détecteur carré de 400 mm et 2024 pixels de côté qui autorise une résolution de 50 microns pour des spécimens de 10 centimètres, et encore meilleure lors d'acquisitions multiples.

En raison de contraintes physiques et techniques, il ne sera pas utile d'ambitionner scanner une dent de rongeur à l'hôpital pour observer ses structures internes ou de faire entrer un mammouth entier dans un petit microscanner pour des aspects pratiques évidents. Il ne sera pas non plus indispensable de vouloir utiliser un équipement de pointe pour quantifier les propriétés de section de fémurs humains ou pour observer la pneumatisation d'un crâne de mammouth. L'accès à un synchrotron est assez élitiste, il faut démontrer l'intérêt scientifique de la recherche, ainsi que la faisabilité de l'analyse par des résultats préalables probants mais non satisfaisants sur sources tomographiques classiques et illustrant donc un accès indispensable à la lumière synchrotron.

Le principe de l'acquisition de données tomographiques est globalement toujours le même. Un faisceau de rayons X traverse l'objet et un détecteur enregistre le signal résultant : c'est le principe de la radiographie. Cette opération est répétée sous différents angles du même axe de rotation (en déplaçant la chaîne opératoire dans un scanner médical, le sujet d'étude restant donc fixe, ou en faisant subir une rotation complète au spécimen dans un synchrotron ou un microtomographe). Les radiographies (données 2D de la distribution de densités) ainsi obtenues dans différentes orientations permettent de constituer un volume radiographique en 3 dimensions. Puis, des logiciels découpent ce volume en un ensemble de sections en 2 dimensions. Pour résumer, une radiographie est une image 2D représentant les différences de densité d'un objet à partir d'une seule orientation du faisceau par rapport à l'objet alors que la tomographie X permet, grâce à la compilation de radiographies prises dans différentes orientations, de découper virtuellement l'objet en fines tranches, et de pouvoir observer les différences de densités sur chacune de ces tranches (Figure 1). A chaque pixel constituant les images en 2D est attribué une valeur de niveau de gris, qui est fonction du degré d'absorption des rayons X en ce point précis de l'objet, et donc de sa minéralisation. Ces valeurs sont appelées coefficients d'atténuation.



FIGURE 1 – Acquisition et visualisation de données tomographiques d'un spécimen fossile. En haut : positionnement de fossiles néandertaliens dans un scanner médical au service de Radiologie polyvalente du CHU de la Pitié-Salpêtrière (© P. Goetgheluck). Au milieu : crâne néandertalien de La Ferrassie 1 et différentes représentations des données CT obtenues sur cet original en 2 et 3 dimensions (© CNRS-MNHN). En bas : le crâne néandertalien La Chapelle-aux-Saints 1 dans le microtomographe AST-RX du MNHN (© P. Goetgheluck).

18.2.1.3 Artefacts inhérents à l'imagerie RX

Dès l'acquisition des données, il y a une perte d'informations qui sera préjudiciable à l'étude des images. En effet, la numérisation d'un objet le décompose en petits blocs (les voxels). Les possibilités d'observation des détails anatomiques se trouvent alors limitées par la technique d'imagerie elle-même. Le phénomène de volume partiel est ainsi inhérent aux techniques basées sur les rayons X, dû à la géométrie de la méthode, et insoluble. Dans le détail, lorsque plusieurs densités sont présentes à l'intérieur d'un voxel, une moyenne de ces valeurs est établie et attribuée comme coefficient d'atténuation unique pour le voxel. Cette valeur exprime l'ensemble des variations par un seul nombre sur l'échelle des niveaux de gris. Plusieurs tissus, avec

des coefficients d'atténuation différents, contenus dans un même élément structural de l'image ne sont représentés que par l'unique valeur de ce voxel. Pour réduire l'importance de cet artefact, il faut obtenir le plus grand nombre de voxels possible, et donc numériser l'objet avec la résolution la plus fine possible, par exemple en restreignant la taille du champ d'acquisition, en effectuant une interpolation ou des acquisitions multiples si besoin. Plus les éléments constitutifs des images 2D seront petits, plus les informations sur la géométrie interne de l'objet seront détaillées, mais plus les données brutes seront volumineuses en terme d'octets (plusieurs mégaoctets, voire gigaoctets pour la numérisation d'un seul objet sur source synchrotron). Tout est affaire de compromis entre la technique utilisée et les besoins analytiques.

De nombreux autres artefacts existent en tomographie, certains sont liés directement aux rayons X, d'autres aux calculs informatiques nécessaires pour obtenir les données numériques. Nous ne les détaillerons pas tous ici, mais en évoquerons quelques-uns, qui sont fréquents ou qui peuvent être particulièrement problématiques. Dans le cas de spécimens très minéralisés (comme certains fossiles, minéraux, météorites, etc) des artefacts de visualisation peuvent être présents sur les images. Les coefficients d'atténuation dépassent alors parfois la limite maximale de l'échelle de Hounsfield (ou des niveaux de gris). Le terme « débordement » (overflow) est utilisé. En ces points, il n'est pas possible de retracer les contours exacts de l'objet et son extension est surestimée puisqu'il apparaît en blanc uniforme. Une trop forte minéralisation peut aussi induire une absence de détection du signal ou bien une sélection différentielle des fréquences du faisceau. Dans ce dernier cas, il s'agit d'un durcissement du faisceau (beam hardening) qui correspond à une disparition progressive des rayons de basse énergie du spectre, plus facilement absorbés. Pour ces objets, il faudra utiliser des réglages différents pour optimiser le faisceau ou se tourner vers des équipements avec des rayons X plus puissants. Un autre type d'artefact, assez fréquent sur des données microtomographiques, est un défaut circulaire sur une image, ou un lot d'image, comme un fin cercle ou une zone de flou plus large qui résulte d'un pixel défectueux sur le détecteur, à un problème de reconstruction ou lorsque l'objet dépassait du champ d'acquisition. Ceci est lié au processus d'acquisition des radiographies, la forme circulaire du défaut est due à la rotation de l'objet sur lui-même pendant l'acquisition.

Divers artefacts peuvent donc être présents sur des données tomographiques. Toutefois, l'évolution technique des matériels d'acquisition et des procédés de reconstruction des données permettent d'obtenir des images toujours plus fidèles et précises de l'objet numérisé. Les images actuelles sont d'une qualité remarquable par rapport à celles obtenues auparavant.

18.2.2 Traitement des données

18.2.2.1 Visualiser en 2D

Une fois reconstruites à partir du volume radiographique, les données obtenues constituent une série de coupes définissant la totalité de l'objet. Ces images sont donc composées de pixels qui ont chacun une valeur de coefficient d'atténuation qui lui est propre. L'échelle de niveaux de gris s'étend sur 256 valeurs pour des images

8 bits, sur 4096 pour des images issues d'un scanner médical (convention définie par Hounsfield, -1000 H étant attribué à l'air, 0 H étant par définition la valeur de l'eau et 3095 H étant la valeur maximale ; Figure 2) et 65536 sont disponibles pour une image 16 bits. Cela signifie que la plage du noir (le 0, ou -1000 avec des données médicales) au blanc (la valeur maximale) va s'étendre sur plus ou moins de valeurs, et donc que les variations caractérisant l'objet d'étude seront définies par un nombre plus ou moins importants de niveaux de gris. Par défaut, choisissez toujours les images avec la meilleure résolution et le plus de niveaux de gris, et ne réduisez ces facteurs (en général afin de réduire le poids des données) que si vous pouvez montrer que cela n'a pas d'influence sur les analyses que vous réalisez.

Pour (bien) visualiser les coupes, la première phase consiste à déterminer la largeur et la position de la fenêtre d'observation (Figure 2). Ceci va permettre de distinguer au mieux à l'affichage les composants de l'image en fonction de leur densité radiologique. Il n'est ainsi pas utile de conserver les valeurs d'atténuation qui ne définissent aucune structure. Plus la fenêtre est réduite, plus les différences entre les tissus compris dans cette fenêtre sont nettes sur l'écran. Le niveau de la fenêtre d'étude doit être choisi comme la valeur médiane des coefficients d'atténuation des tissus à observer. Sa largeur correspond à leurs valeurs minimale et maximale. L'écran de l'ordinateur ne permet toutefois de visualiser qu'un nombre réduit de variantes de couleurs, pouvant être très inférieur aux valeurs de gris définissant l'objet que vous voulez étudier. Par ailleurs, différents réglages pour la visualisation donneront un aspect différent à l'objet, qui pourra sembler plus grand, petit, flou, de teintes homogènes ou variées. Ceci est lié au fait que ce que vous observez n'est pas la réalité de l'objet, de ses dimensions et caractéristiques, visible selon les réglages utilisés (Figure 2). C'est exactement la même chose que lorsque vous jouez avec les réglages de luminosité et de contraste sur une photo dans le logiciel photoshop, l'image la plus belle et la plus visuelle n'est pas nécessairement fidèle à la réalité.

18.2.2.2 La segmentation

Il s'agit de l'étape cruciale pour ensuite obtenir des reconstructions en 3D précises et donc des observations et des mesures justes. L'ensemble des images est soumis à un traitement informatique en vue d'une reconstruction en un volume virtuel. Une condition essentielle pour l'obtention d'un objet « virtuel » en 3D est de travailler sur une série continue de coupes définissant la zone à analyser. Il faut ensuite traiter les images pour délimiter les contours des régions d'intérêt sur lesquelles on désire effectuer des prises de mesures ou dont on veut obtenir une reconstruction en 3D. Il faut donc séparer les éléments qui composent les images correspondant aux différentes matières de l'objet numérisé, c'est à dire dissocier le spécimen de l'air qui l'entoure et parfois de la roche encaissante ou d'éventuels autres matériaux. Cette étape s'effectue par seuillage (ou segmentation). Il s'agit de déterminer et d'appliquer les réglages qui permettent de délimiter la région d'intérêt, en positionnant la fenêtre d'étude sur l'échelle de niveaux de gris et en réduisant sa largeur afin d'exclure les densités des structures non prises en compte dans l'étude, puis de sélectionner les pixels avec les valeurs correspondantes. Les déterminations d'une limite inférieure et/ou supérieure font que les éléments dont la densité est plus faible ou plus élevée

que ces seuils sont exclus. Différents outils, variables selon les logiciels, peuvent être utilisés pour sélectionner tout ou partie d'une image ou d'une série d'image en se basant sur des réglages fixes, ou en suivant des contours, manuellement ou plus ou moins automatiquement.

Toutefois, la valeur du seuil doit être celle pour laquelle la limite entre les tissus à séparer apparaît clairement et est juste. L'emplacement précis d'une interface peut être déterminé en analysant les coefficients d'atténuation de deux tissus et en utilisant le HMH [7]. Le HMH (pour Half-Maximum Hight) consiste à réduire la largeur de la fenêtre d'étude à une valeur de niveau de gris (ou une unité Hounsfield) et à la placer à la valeur appropriée, soit la valeur moyenne de celles des deux tissus entre lesquels est recherchée l'interface. Une démarcation entre les composants apparaît, l'un est représenté en noir (celui dont les valeurs d'atténuation sont inférieures au HMH, soit la limite inférieure de seuillage), l'autre en blanc (celui dont les valeurs d'atténuation sont supérieures au HMH, la limite supérieure de seuillage). Ce protocole permet de définir la limite exacte sans sur/sous-estimation de taille ou de surface du tissu étudié sur des données tomographiques. Mais les variations de densité (au sein d'un fossile, entre tissus, etc.) entraînent des modifications des coefficients d'atténuation correspondants, qui s'étendent alors sur une large distribution. Une valeur de seuillage constante en tout point de l'ensemble des données (segmentation globale) ne pourra donc pas permettre d'isoler les limites précises des composants en tous points. Idéalement, les contours de la région à décrire doivent être définis sur chaque coupe 2D en retraçant précisément les différentes interfaces. Dans ce but, il faut utiliser comme valeur de seuil le HMH et changer les réglages dès que cela est nécessaire, c'est-à-dire dès que les coefficients d'atténuation d'un des constituants d'une interface varient. Ce protocole est indispensable pour définir l'extension exacte de l'objet, ce qui permet de l'observer précisément sur les coupes en 2D et de le reconstituer fidèlement en 3D. Ce travail peut toutefois nécessiter de très nombreuses heures d'analyses.

18.2.2.3 Visualiser en 3D

Différents types de reconstructions volumiques peuvent être produits à partir des coupes : reformatage multi-planaire, rendu de volume, projection de l'intensité maximale, rendu de surface... Il est possible d'obtenir directement une reconstruction en 3D en demandant au logiciel de visualiser tous les voxels avec une densité supérieure à une valeur seuil. Ceci autorise une visualisation 3D rapide, mais assez imprécise. Le rendu de surface permet de visualiser précisément les structures en juxtaposant les contours déterminés préalablement par seuillage, l'ordinateur calculant une reconstruction de la surface en interpolant ce qui se situe entre les coupes. Cette méthode privilégie le contournage de surface de l'objet, par un procédé d'ombrage. Une segmentation globale, définie avec un seuil calculé pour tout le spécimen, résultera en un modèle 3D globalement précis, mais pas dans le détail avec des zones dont l'extension sera sous-estimée et d'autres surestimée. L'erreur sera fonction de la résolution des données, des variations de densité de l'objet et du réglage utilisé. Seule une segmentation manuelle, ou du moins en utilisant des seuils adaptés au niveau des interfaces entre différentes structures, permettra de reconstruire un modèle 3D

précis, fidèle au modèle original (aux limites de la résolution des données de départ évidemment ; Figure 2).

Puis, vous pourrez faire ce que vous voulez de ce modèle 3D, le déplacer, le couper pour observer les surfaces internes (voir les coupes tomographiques si le logiciel offre la possibilité de montrer simultanément les coupes 2D et les reconstructions 3D ce qui est indéniablement pratique pour comprendre la disposition et la forme des structures internes). Vous pouvez changer les réglages de couleur, d'éclairage en montrant les surfaces depuis l'extérieur ou l'intérieur ou en ajoutant diverses sources lumineuses (ce qui n'est pas accessoire pour observer et décrire de fins détails de surface).

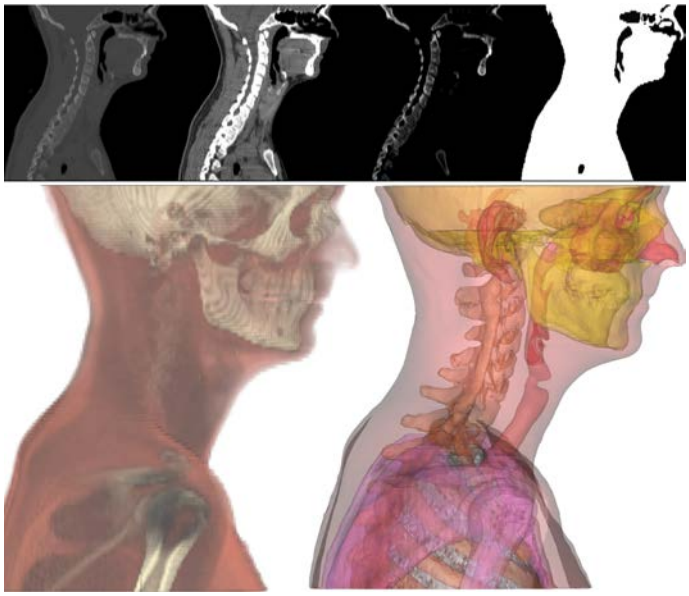


Figure 2 – Images en 2 et 3 dimensions d'un Homme actuel en vue latérale droite. En haut : coupes tomographiques obtenues avec un scanner médical avec différents réglages de visualisation, respectivement entre -1024 et 3071, entre -150 et 350, entre 100 et 1500 et positionnée à -500 qui sont, dans l'ordre, très larges, adaptés pour visualiser les muscles, pour observer les os ou pour représenter fidèlement le contour externe du corps. Les contours et l'extension des différents tissus ne sont pas les mêmes selon les réglages utilisés. En bas à gauche : visualisation 3D à partir d'une valeur de segmentation globale (« volume rendering ») les tissus moins denses sont représentés par transparence en rouge, les plus denses en teintes de blanc ; mais ici toutes les parties osseuses n'ont pas été sélectionnées par ce réglage unique, inadapté pour reconstruire fidèlement en 3D des objets. En bas à droite : reconstructions 3D obtenues à partir de segmentations manuelles préalables (avec des réglages multiples et adaptés) de la peau (en rouge, représentée par transparence), des poumons (en bleu), des os des bras et des épaules (en violet), de la colonne vertébrale (en orange) et du crâne (en jaune).

18.3 Applications

18.3.1 Caractériser un objet en 3D dimensions

L'ensemble des coupes et les éventuelles reconstructions en 3 dimensions permettent d'observer sous toutes les coutures un objet (Figures 1 et 2). Ces données sont aussi utiles pour caractériser, mesurer des distances linéaires, des surfaces, des volumes ou obtenir les coordonnées spatiales de points repères (Figure 3). L'éventail des possibles

est presque sans limite. Le grand avantage des méthodes virtuelles par rapport aux techniques traditionnelles, directement sur le spécimen original, est que les manipulations, observations et quantifications peuvent être répétées à l'infini, complétées au fur et à mesure et sont aisément vérifiables longtemps après la première analyse ou par d'autres chercheurs. De plus, l'objet virtuel est dans un système de coordonnées défini et qui lui est propre, ce qui permet de quantifier autant de données que voulu dans ce référentiel, sur l'objet et toutes ses structures internes simultanément et de manière complémentaire. Ce type d'analyse est évidemment impossible à réaliser sur l'objet physique, et cet apport ouvre d'intéressantes perspectives analytiques.

Il est aussi possible de faire subir à une réplique virtuelle d'un objet tout ce que vous n'oseriez faire sur le vrai ! Déplacements, rotations, individualisations de différentes parties, découpage en petits morceaux, déformations, changements d'échelle, voire compléter par des images miroirs ou avec d'autres spécimens, créer des chimères, des modèles théoriques, ou des animations. Les intérêts en termes de valorisation de la recherche ou pour des activités de diffusion et d'enseignement sont évidents. Les images 3D sont visuelles, belles et accessibles au grand public par de nombreux médias. Il ne faut pourtant pas oublier ce qui est « vrai » et ce qui ne l'est pas. Une belle reconstitution en 3D, après de multiples « améliorations » n'est pas pour autant nécessairement scientifiquement raisonnable. Les fonctionnalités des logiciels peuvent permettre beaucoup de modifications, c'est à l'opérateur de rester objectif dans ses travaux de traitement de l'image et au scientifique d'être raisonnable dans ses interprétations.

18.3.2 Atteindre l'inaccessible

Un intérêt indiscutable et évident des méthodes d'imagerie basées sur les rayons X est donc qu'elles permettent d'observer et de caractériser les structures internes des objets d'étude (Figure 3). Cet apport est primordial dans le cas de spécimens fragiles et/ou rares puisqu'il est possible d'observer tout ce qui est caché dans le spécimen sans altérer son intégrité. Un autre avantage, au premier abord moins évident, est une petite révolution dans les disciplines archéologiques.

En effet, les spécimens une fois numérisés deviennent aisément accessibles via les réseaux informatiques. Ainsi, il est possible de comparer et d'analyser en même temps des objets biologiques ou fossiles, découverts et conservés dans différentes régions du monde. Un exemple éloquent concerne le domaine de la paléoanthropologie. Il était auparavant nécessaire aux chercheurs de voyager pour aller étudier les différents fossiles humains aux quatre coins du monde. A chaque étape il fallait manipuler, observer, mesurer, sans ne rien oublier sous peine de devoir faire une nouvelle visite ultérieure. Il fallait donc des années, des dizaines d'années, pour se faire sa propre idée des caractères des différents fossiles. Pourtant avec le temps, l'œil, l'expérience et les protocoles du chercheur se modifiant, s'améliorant certainement, il est probable que cela ait une influence sur la qualité des données et des résultats obtenus. Aujourd'hui, il est possible de mesurer tous les spécimens originaux, du moins leurs données virtuelles, en un court laps de temps, une fois le protocole analytique bien défini, éprouvé, testé et validé. Sans aucun doute, cette disponibilité des

objets d'étude permet d'obtenir des données analytiques plus précises, répétitives et reproductibles.

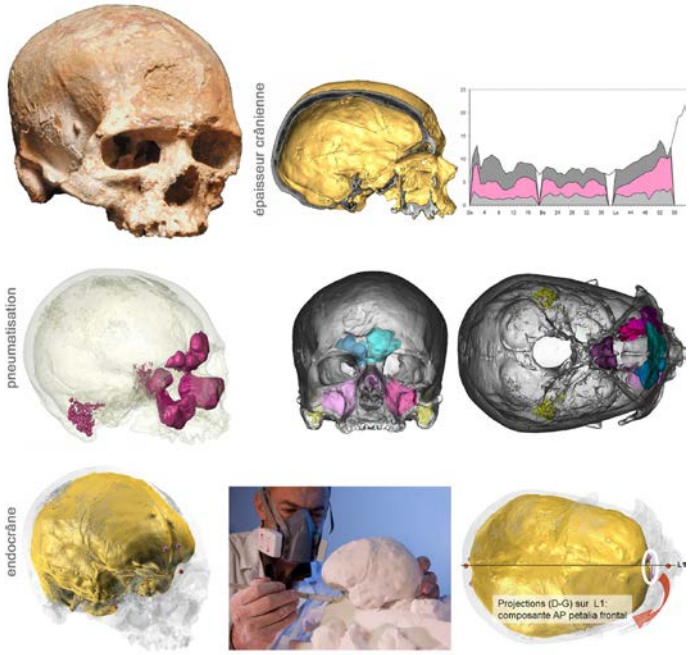


FIGURE 3 – Illustrations de données morphologiques internes sur le spécimen Cro-Magnon 1 accessibles grâces à des données tomographiques (© CNRS-MNHN). Ligne du haut : fossile original en vue de 3/4, analyse de l'épaisseur crânienne et de la constitution interne ; ligne du milieu : représentation de la pneumatisation des os frontal, maxillaires, sphénoïde et temporaux visibles car le crâne est figuré en transparence en vues de 3/4, antérieure et supérieure ; ligne du bas : étude des empreintes laissées par le cerveau sur la surface interne du crâne, ou endocrâne, nettoyage d'un prototype de l'endocrâne de Cro-Magnon 1 réalisé à partir d'un modèle 3D virtuel par la société Initial (© P. Goetgheluck), quantification d'asymétrie cérébrale.

18.3.3 Reproduire ce qui n'existe pas

Les modèles virtuels peuvent être produits physiquement grâce à des imprimantes 3D. Différentes techniques existent, par dépôt, fusion, retrait de différents matériaux. . . , et globalement permettent d'obtenir un objet physique en matériau de synthèse, le plus souvent avec une grande précision. En effet, la limite de la qualité de l'objet sera liée à l'acquisition des données numériques et à leur traitement plutôt qu'à la production du prototype. Un avantage du procédé est que n'importe quel modèle virtuel peut être imprimé, que ce soit seulement une partie du spécimen original, dont des caractères totalement inaccessibles normalement (Figure 3), et à toute échelle de taille. Si vous le souhaitez il est possible de fabriquer une réplique parfaite de votre crâne quand vous étiez enfant, d'un squelette de Diplodocus qui tienne sur votre bureau ou un modèle géant d'un insecte millimétrique contenu dans de l'ambre.

18.4 Limites et perspectives

18.4.1 Les risques

Les méthodes d'imagerie sont réputées pour être non-destructives. Cette affirmation est partiellement vraie et n'a pas été complètement testée et démontrée, en particulier sur des spécimens de sciences naturelles. Il est évidemment nécessaire de manipuler les objets originaux pour les disposer dans l'équipement, parfois avec de fortes contraintes liées à ce dernier, et de les rapporter finalement là où ils sont conservés. Toute manipulation constitue sans aucun doute un risque.

Par ailleurs, les effets de l'exposition intense (et parfois répétée) des objets de sciences naturelles aux rayons X n'ont pas encore été étudiés à une large échelle et à un haut niveau de détail. Par exemple, nous n'avons pas encore d'éléments clairs et définitifs sur l'éventuelle dégradation de la structure de l'ADN, et en particulier de l'ADN fossile, en relation avec l'utilisation des méthodes d'imagerie. Ce champ d'étude a été jusqu'ici assez délaissé, ou du moins peu ont fait l'effort de s'y intéresser car le sujet est évidemment sensible et la méthodologie à mettre en œuvre très complexe, ce qui en corollaire permet des critiques qui pourtant ne se basent sur aucune donnée scientifique. Les premiers résultats tendent plutôt à montrer qu'un niveau d'irradiation correspondant à une analyse microtomographique normale n'a peu, voire pas, d'effet sur l'état de conservation de l'ADN ancien.

18.4.2 Problèmes méthodologiques

Un point crucial, au-delà de toutes les limites techniques lors de l'acquisition, de la reconstruction et du traitement des données décrites préalablement, est qu'il faut considérer les méthodes d'imagerie comme ce qu'elles sont, des méthodes. Ce n'est pas parce qu'un procédé est plus « moderne » que le précédent, qu'il va être plus précis. Il faut avoir connaissance et conscience des limites inhérentes à l'imagerie, et aussi bien sûr de ses avantages. Mais il ne faut surtout pas oublier que les analyses que nous voulons mener ne seront pas miraculeusement précises car la méthode utilisée est supposée l'être. La précision ne pourra évidemment pas être meilleure que la résolution de départ des données d'imagerie, et sera donc moindre puisque d'autres sources d'erreur se seront cumulées tout au long de l'acquisition et de la réalisation du protocole d'analyse. Ainsi, des données supposées à très haute résolution ne sont pas une garantie d'analyse valide et précise. Tout protocole analytique doit être testé et validé avant d'être exploité.

Un autre aspect limitant des applications des méthodes d'imagerie en archéométrie concerne la préservation, l'échange et le partage des données. Ce problème est variable selon les disciplines et les professionnels. Il est évidemment souhaitable que les données soient accessibles au plus grand nombre, afin de pouvoir constituer les échantillons les plus larges possibles pour les recherches scientifiques. Dans cette perspective, la propriété des données numériques est un aspect important. Idéalement, les institutions dépositaires de spécimens doivent être aussi responsables des données numériques brutes produites sur les objets de leurs collections. Elles doivent avoir une politique réfléchie de gestion de ces données, voire jouer un rôle dans la constitution des bases de données. Les données d'imagerie constituent un outil très

utile pour la gestion et la valorisation des collections, permettant de préserver les spécimens originaux et de rendre accessible les collections à tous. Malheureusement, cette problématique reste un sujet parfois compliqué [7]. Le corollaire de cette situation délicate est que des données numériques existantes peuvent être inaccessibles à la plupart et d'autres peuvent être diffusées, sous condition, sans avoir pourtant l'accord des responsables de collections.

Enfin, les modèles 3D qui sont partagés, doivent l'être avec toutes les informations concernant les processus de reconstruction. Lissage, réduction du nombre de pixels, ajout de parties qui sont en fait manquantes... Par déontologie scientifique, toutes les données d'acquisition et de post-traitement doivent être obligatoirement associées au modèle virtuel, afin d'éviter toute défiance sur l'interprétation du modèle et permettre une répétabilité des analyses.

18.4.3 Demain

Les progrès ininterrompus des procédés d'acquisition et des capacités de traitement informatique vont encore certainement faciliter l'application des méthodes d'imagerie en archéométrie. Il sera certainement possible d'étudier de plus en plus de spécimens, grâce à des bases de données toujours plus complètes et par des analyses continuellement plus complexes, par exemple de variations de forme grâce à de nouveaux protocoles de calcul. Les analyses complémentaires et simultanées des structures externes et internes des objets sont aussi une perspective réjouissante. Une autre bonne nouvelle est qu'il est de plus en plus aisé d'avoir accès à des équipements de tomographie, à des coûts de plus en plus réduits.

D'un point de vue scientifique, nous avons tous à gagner que ces méthodes soient de plus en plus employées dans nos disciplines. Elles permettent de documenter de nombreuses nouvelles données et informations, ce qui ne peut être que bénéfique au volume de connaissances sur nos objets d'étude. Par ailleurs, elles autorisent une diffusion toujours plus large des informations vers des publics variés grâce à de nouveaux supports (objets 3D animés sur des sites internet, ou dans des fichiers pdf, animations et vidéos, etc.). Enfin, il va falloir intégrer les données issues des méthodes d'imagerie dans nos réflexions sur la gestion (stockage et archivage des données numériques) et la valorisation (consultation à distance au niveau international) des collections. En effet, les données tomographiques doivent être conservées sur le long terme comme faisant partie de la documentation associée aux spécimens de musées ou d'étude. Ceci nécessite le développement de nouvelles compétences en relation avec la digitalisation des collections dans des perspectives patrimoniales.

18.5 Conclusion

Les méthodes d'imagerie, et en particulier la tomographie RX, sont d'un apport indéniable pour les analyses en archéométrie. Les scientifiques devraient à l'avenir s'intéresser à l'optimisation des procédés d'acquisition et de traitement des données tomographiques dans le cadre d'applications dans nos disciplines propres, bien loin des contraintes rencontrées dans les domaines médical ou industriel qui sont généralement les principaux champs d'application et de développement des mé-

thodes d'imagerie. Nous devons aussi réfléchir au devenir des données que nous contribuons à produire et avoir conscience que les progrès dans nos domaines de recherches passeront aussi par le partage des informations, en particulier des données utilisées pour mener des travaux de recherche.

Remerciements

Remerciements chaleureux aux responsables de ce volume pour m'avoir proposé d'y contribuer, à tous ceux qui m'ont donné accès à des équipements d'imagerie ou qui m'ont aidé à comprendre leur fonctionnement, en particulier à P. Semal (RBINS) et Gaël Clément (MNHN).

Bibliographie

[1] C.P.E. Zollikofer, M. Ponce de Leon, Virtual reconstruction : a primer in computer-assisted paleontology and biomedicine, 333 pages. Ed. Wiley-Liss, 2005.

[2] G.W. Weber, F.L. Bookstein, Virtual anthropology : a guide to a new interdisciplinary field, 445 pages. Ed. Springer, 2011.

[3] G. Clément, D. Geffard-Kuriyama, 3D et imagerie en sciences paléontologiques et paléoanthropologiques. Comptes rendus Palevol, vol. 9, 6-7, 2010.

[4] R.L. Abel, C.R. Laurini, M. Richter, A palaeobiologist's guide to 'virtual' micro-CT preparation. Palaeontologia electronica, article 15.2.6T, 2012.

[5] A. Görög, B. Szinger, E. Tóth, J. Viszok, Methodology of the micro-computer tomography on foraminifera. Palaeontologiaelectronica, article 15.2.3T, 2012.

[6] A. Balzeau, G. Clément, M. García Sanz, F. Goussard. La plateforme AST-RX et son apport pour l'étude des fossiles. Dossiers d'archéologie 351, 72-73, 2012.

[7] G.T. Schwartz, J.F. Thackeray, C. Reid, J.F. Van Reenan. Enamel thickness and the topography of the enamel-dentine junction in South Africa Plio-Pleistocene hominids with special reference to the Carabelli trait. J Hum Evol 35, 523-542, 1998.

[8] A. Balzeau, I. Crevecoeur, H. Rougier, A. Froment, E. Gilissen, D. Grimaud-Hervé, P. Mennecier, P. Semal, Applications of imaging methodologies to paleoanthropology : beneficial results relating to the preservation, management and development of collections. Comptes Rendus Palevol 9, 265-275, 2010.