

---

# Kameleon : masse de données anatomiques pour l'étude des structures squelettiques des petits vertébrés

Lionel Revéret<sup>1</sup>, Estelle Duveau<sup>1</sup>, Marc Herbin<sup>2</sup>,  
Franck Multon<sup>3</sup>, Pierre-Paul Vidal<sup>4</sup>

1. Universités Grenoble & CNRS, LJK (UMR 5224),  
INRIA Grenoble Rhône-Alpes  
lionel.reveret@inria.fr
2. Universités Grenoble & CNRS, LJK (UMR 5224),  
INRIA Grenoble Rhône-Alpes  
Département d'Ecologie et Gestion de la Biodiversité (CNRS UMR 7179),  
Muséum national d'histoire naturelle
3. Laboratoire Mouvement Sport Santé, Université Rennes
4. Centre d'Etude de la SensoriMotricité (CNRS UMR 8194),  
Université Paris Descartes

---

*RÉSUMÉ. La mesure de mouvement des petits vertébrés tels que souris et rats représente un enjeu important en biologie et recherche clinique. Elle est cependant rendue très complexe de par la structure naturelle de ces animaux. Alors que l'information squelettique serait la plus à même de donner une information non ambiguë sur la posture de l'animal, celle-ci est enfouie, ne permettant pas une identification simple des éléments la constituant. A travers le projet ANR Kameleon, nous décrivons dans le présent article une plateforme d'étude tridimensionnelle du mouvement des petits vertébrés. Le principe de cette plateforme est de coupler un système multicaméra permettant d'extraire des informations 3D par stéréoscopie avec un système de cinéradiographie par rayon X permettant d'avoir une vue des structures squelettiques en mouvement. Nous présentons ici la démarche suivie pour la construction de cette plateforme, ainsi qu'une partie des résultats.*

*ABSTRACT. Measurement of motion for small vertebrates such as mice and rats is a key challenge in biology and clinical research. This measurement is very complex due to the inherent structure of these animals. Although skeletal information would be the most deterministic information, this information is hidden within the animals' body and individual elements are difficult to identify. Through the ANR project Kameleon, we describe in this paper an experimental platform for the three dimensional study of small vertebrates. The overall approach of this platform is to combine a multiple view camera system for 3D measurement by stereoscopy with an Xray video system imaging the skeletal structure in motion. We present here the methodology for the set up of this platform and some results.*

*MOTS-CLÉS : anatomie, vertébrés, modélisation 3D, animation 3D, capture de mouvement, vidéo haute-fréquence, vidéoradiographie.*

*KEYWORDS: anatomy, vertebrates, 3D modelling, 3D animation, motion capture, high-speed video, Xray video.*

---

DOI:10.3166/TS.28.309-328 © 2011 Lavoisier, Paris

## **Extended abstract**

Rodents are largely used as animal model in biology and clinical research. In this context, motion analysis systems are classically restricted to the 2D location of the animal in the ground plane. However, in neurophysiology of motor control, the movement of 3D skeletal structure is carrying important information which should be considered for measurement. In medical research, such a new source of biometrics measurement would bring new way to diagnose neuromotor disorder. In computer graphics, the visualization of complex structure of animal in motion is an interesting challenge. Traditional motion capture techniques do not allow these requirements. In this paper, we describe a new platform for the 3D measurement of motion of small vertebrates. The overall approach of this platform is to combine a multiple view camera system for 3D measurement by stereoscopy with an Xray video system imaging the skeletal structure in motion. We present here the methodology for the set up of this platform and some results. We firstly describe the tentative to apply existing techniques in 3D reconstruction to our specific experimental condition. In particular, we emphasis the difficulties related to rodent where, contrary to humans, fur, fat and muscles make impossible an easy retrieval of the skeletal structure. In order to collect 3D information, the volume space needs to be geometrically calibrated. We describe our methodology to calibrate both the multiple camera video system for the measurement of the external surface, and the Xray video system for the internal skeletal structure. Once calibrated, the set up allows to record 3D information. We first validated the ability of the system to retrieve 3D trajectories of markers attached to the animal's external anatomical landmarks. We have achieved an accuracy of less than 1mm at a sampling frequency of 200Hz. Secondly, we report experiments for the reconstruction of 3D surface of the whole body in motion. While results are promising, it turned out that additional geometry processing is required to obtain a smooth and complete surface. In parallel to the measurement of an external surface, we have developed anatomical processing of the internal view of the skeletal structure. Firstly, we have build off-line an accurate 3D modeling of the skeleton of a rat. We had access to the ESRF synchrotron facility in Grenoble to collect a 3D volumetric image of the skeleton with an accuracy of 45  $\mu\text{m}$ . Based on these data, a biomechanical model of a rat skeleton has been developed with articulated joints. An Inverse-Kinematic method has been developed to drive this biomechanical model from the 3D measurement, points and surfaces, obtained from the previous video analysis of external views. To do so, angular springs are located at the articulated joint. The Inverse-Kinematic system consists in the optimization of an energy term, combining the preference for a rest post and an attraction to 3D motion data. The preference for the rest pose is modeled as the angular spring potential energy. The attraction to motion data is modeled with the potential energy of linear springs,

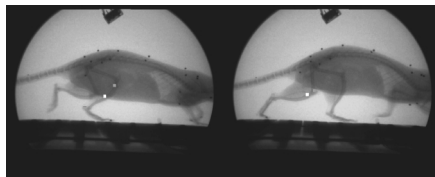
attached at specific location of the bones and to their closest location on the external surface, measured in term of points or surface. In addition to the pilot study on rat, this platform has been used for studies on other animals such as lizards and lemurs.

## 1. Introduction

Les rongeurs sont largement utilisés comme organismes modèles en biologie et recherche clinique. Dans ce domaine, les outils classiques d'analyse de mouvement se réduisent à quelques informations prises d'un point de vue monoculaire ne permettant d'obtenir que des mesures prises en 2D, typiquement la localisation de l'animal dans un espace réduit. En neurophysiologie du contrôle moteur et postural, le mouvement 3D des structures squelettiques est pourtant porteur d'informations précieuses à étudier. En médecine, une telle mesure fournirait de nouvelles sources de données biométriques et permettrait d'envisager un dépistage automatique de troubles neuromoteurs. En informatique graphique, en plus de permettre une visualisation 3D réaliste d'animaux en mouvement, être capable de mesurer de manière précise le mouvement des structures squelettiques représente un défi complexe pour la capture de mouvement que les techniques classiques ne permettent pas de relever.

La section 3 étudie les possibilités d'application de méthodes existantes en reconstruction 3D à la situation expérimentale de la plateforme. En biologie et biomécanique animale, aucun travail n'existe sur une description tridimensionnelle complète des rongeurs en mouvement. L'importance de prendre le corps entier en compte est lié à l'intérêt de suivre une démarche intégrative, en particulier autour de la neurophysiologie de la posture et de l'équilibre, domaine qui requiert une prise en compte des facteurs sensori-moteurs à l'échelle du corps entier.

Contrairement aux approches classiques en biomécanique humaine, la difficulté technique chez le rongeur tient au fait que l'information du squelette est enfouie profondément sous les tissus mous (pelage, graisse, muscles) (voir figure 1). Cela rend l'étude globale sur le rat ou la souris très difficile. En nous appuyant sur une plateforme de vidéoradiographie, qui donne un accès non ambigu à une image de la structure squelettique, nous avons complété cet équipement par une chaîne de mesure de la surface 3D en mouvement de l'animal dans le but d'en déduire une mesure 3D du squelette. Le schéma de la figure 2 résume la chaîne de traitement des données acquises lors de notre étude.



*Figure 1. Deux marqueurs (foncés) sont implantés sur les structures squelettiques d'un rat et un marqueur (en blanc) est implanté sur la peau de l'animal. On observe un couplage non rigide entre les structures internes et le marqueur externe*

La section 2 présente la plateforme d'acquisition mise en place pour le recueil de données. Cette plateforme a permis d'étudier la faisabilité des techniques classiques de numérisation de surfaces 3D (section 3). La présence d'une vidéoradiographie sur cette plateforme a permis le traitement de données internes (section 4). Ces données anatomiques internes et externes ont rendu possibles différentes études de questions biologiques fondamentales (section 5).

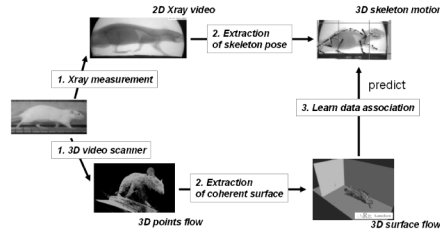


Figure 2. Chaîne de traitement des données

### 1.1. Numérisation de surfaces 3D

La numérisation de surfaces 3D est largement étudiée en vision par ordinateur. Les méthodes existantes peuvent être classées en deux catégories : méthodes géométriques et méthodes photométriques. Les méthodes géométriques se basent sur les silhouettes, les mises en correspondance entre différents points de vue (Hartley et Zisserman, 2004) pour reconstruire la forme de l'objet étudié. Ces reconstructions requièrent un nombre de caméras élevé pour obtenir une résolution suffisante. En outre, la qualité de la reconstruction est énormément influencée par la qualité de la segmentation ou par la qualité de la mise en correspondance. Dans ce sens, la méthode décrite dans (Zhang *et al.*, 2004) propose une nouvelle approche pour modéliser et animer des visages haute-résolution à partir de vidéos. La plateforme de capture est constituée de 6 caméras synchronisées enregistrant à 60 Hz et de 2 projecteurs de lumière structurée. Cette lumière structurée permet de créer des motifs et texturer les objets à numériser, facilitant la mise en correspondance. En outre, cette mise en correspondance est calculée sur une fenêtre spatio-temporelle pour éviter les artefacts temporels. Au final, cette méthode donne en sortie une séquence de maillages haute-résolution à 20 Hz. Cependant, les méthodes géométriques reposent sur les caractéristiques haute-fréquence de la forme à numériser. Dans le cas de la capture d'animaux, le pelage n'est pas assez texturé pour espérer mettre en correspondance des points et la lumière structurée ne peut pas être projetée à une fréquence assez grande pour capturer le mouvement de l'animal.

L'alternative est d'utiliser des méthodes photométriques qui utilisent le fait que l'intensité d'un pixel porte de l'information sur la géométrie de la surface. Cette idée, mise en avant dans (Woodham, 1980), utilise le lien entre la valeur d'un pixel et la normale à la surface donné par l'équation d'irradiance généralement utilisée en rendu. Les méthodes photométriques utilisent le processus inverse : connaissant l'intensité du pixel, l'environnement lumineux et la fonction de radiance, calculer la normale à la surface consiste à résoudre une équation différentielle partielle du

premier ordre. A partir du champ de normales, la surface peut être reconstruite. Deux approches principales existent pour résoudre ce problème : « photometric stereo » et « shape from shading ». « Photometric stereo » utilise les images d'un objet fixe sous un point de vue fixe avec une lumière mobile (Hayakawa, 1994 ; Yuille *et al.*, 1999 ; Xu et Chowdhury, 2005 ; Basri et Jacobs 2007) pour construire un système d'équations inversible. Pour de meilleurs résultats, elle peut être couplée à des approches d'apprentissage par exemples. Ces méthodes utilisent le principe de cohérence d'orientation : deux points de surfaces lambertiennes ayant la même orientation et faites du même matériau ont une apparence similaire sur une image prise avec une lumière directionnelle (Vogiatzis *et al.*, 2005 ; Hertzmann et Seitz, 2005). Dans le cas de la capture de mouvements d'animaux, les conditions expérimentales ne permettent pas d'utiliser ces méthodes. Exigeant moins de contrainte sur la plateforme d'expériences, « Shape from shading » utilise une seule image pour reconstruire le champ de normales. Dans (Prados et Faugeras, 2006), l'équation d'irradiance est écrite comme une équation de Hamilton Jacobi Bellman. Sous certaines conditions, l'unicité de la solution est prouvée. Cependant, ces méthodes sont très sensibles au bruit et sont pour le moment limitées à des scènes très spécifiques : du papier, des visages maquillés dans un environnement sombre, etc. Un animal en mouvement avec un pelage non uniforme dans un environnement mobile est pour le moment hors de portée de ces méthodes.

### ***1.2. Traitement de données internes***

Comprendre les fonctions des structures squelettiques des vertébrés dans le contrôle moteur requiert une mesure 3D précise de la pose et du mouvement du squelette (Couto *et al.*, 2008). Cependant, de nos jours, la plupart des techniques d'acquisition 3D des squelettes fonctionnent pour de l'acquisition statique, par exemple l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou le scanner. Les techniques d'acquisition de mouvements se basent en général sur de l'équipement de mesures 2D (vidéoradiographie par exemple). Dans ce cas, l'utilisation d'au moins deux de ces équipements permet d'extraire de l'information 3D (Bey *et al.*, 2006 ; 2007 ; Defrate *et al.*, 2004). Cependant, ces équipements sont chers, délicats à manipuler (Wang et Blackburn, 2000) et de taille considérable, ce qui peut prohiber leur utilisation et d'autant plus l'utilisation de deux de ces équipements simultanément.

L'utilisation de deux équipements peut néanmoins être évitée. Ajouter des contraintes comme de la détection de collision peut être suffisant pour placer les structures squelettiques (Prins *et al.*, 2009). Dans le cas d'une étude humaine, un seul C-arm peut être utilisé si le sujet garde la pose étudiée pendant que l'appareil est déplacé (Amiri *et al.*, 2011). Dans le cas d'une étude animale, Dynamic Time Warping (DTW : voir (Sakoe, 1978)) peut être appliqué aux données pour extraire de l'information 3D à partir de plusieurs recueils de données 2D. Pour obtenir une plateforme d'expérimentation plus flexible, des caméras externes semblent appropriées. Un système multi-caméras est moins cher, moins invasif et moins difficile à mettre en place dans une plateforme. Cependant, cela donne un accès indirect aux structures osseuses. Ce qui est observé est l'enveloppe de l'animal qui est connecté par des tissus mous aux os. Par conséquent, la peau n'est pas couplée rigidement aux os (Bauman et Chang, 2010 ; Filipe *et al.*, 2006).

De ces appareils de capture, différentes caractéristiques peuvent être extraites et utilisées pour l'animation des structures osseuses. Certaines méthodes utilisent des marqueurs, d'autres sont basées sur le recalage d'un modèle a priori sur les images. Le recalage automatique sur les images (Bey *et al.*, 2007) permet un recalage rapide mais est très sensible au bruit dans la segmentation d'images et n'est pas encore applicable au recalage simultané de plus de deux ou trois os. Alternativement, « scientifique roscoping » (Gatesy *et al.*, 2010) est un recalage manuel des structures osseuses sur des images clés puis une interpolation entre ces images clés pour obtenir une animation aussi précise que l'utilisateur peut et prend le temps de la rendre.

Des marqueurs internes ou externes peuvent aussi être utilisés pour suivre les structures osseuses. Les marqueurs implantés directement sur les structures osseuses (Brainerd *et al.*, 2010 ; Tashman et Anderst, 2003) sont couplés rigidement à l'os, ce qui rend le recalage de l'os à partir de 3 marqueurs triviaux. Cependant, ce processus est invasif et implanter plusieurs marqueurs non colinéaires sur des os fins peut être difficile. Les marqueurs externes sont plus faciles et moins invasifs à implanter mais comme la peau n'est pas connectée de manière rigide à l'os, retrouver la position de l'os à partir de la position des marqueurs n'est pas trivial.

## 2. Plateforme d'acquisition vidéo

La plateforme d'acquisition est une salle dotée d'un grand tapis roulant (longueur 2 m, largeur 50 cm) et d'un appareil de vidéoradiographie permettant d'acquérir des images à haute vitesse (500 Hz) les structures osseuses internes. Au regard d'études précédentes, il est apparu que les caméras vidéo doivent atteindre au moins une cadence de 200 Hz pour ne pas perdre d'information sur le mouvement. Six caméras de résolution 640 x 480 pixels fonctionnant à 200 Hz ont été acquises, ainsi que du matériel d'éclairage : à cette vitesse d'acquisition, l'obturateur doit être très court donc peu de lumière est captée. L'ensemble vidéoradiographie et vidéos multi-vues est synchronisé à la trame prêt. Un protocole de validation a été mis en place en se basant sur la trace visuelle de la base de temps d'un oscilloscope analogique. Quatre campagnes de collectes de données ont pu être menées pour la locomotion et la nage du rat et servir de base pour l'étude. La mise en place de ces expériences est en elle-même complexe, les animaux devant rester dans un champ de vues communes à toutes les caméras, qui est réduit (voir figures 3 et 4).

En complément de l'étude sur rongeur, l'utilisation de la plateforme a été sollicitée pour analyser la locomotion de lémurien. Pour l'étude de la locomotion du microcèbe, espèce arboricole, un tapis « roulant » respectant le mode de locomotion a été développé. En effet, l'étude de sa locomotion n'a de sens que si l'environnement de capture est identique à son environnement naturel. Un tel animal n'aura pas la même démarche sur un substrat plat que sur un substrat arboricole. Une courroie a donc été montée sur des poulies, permettant de présenter à l'animal un support plus proche de son substrat naturel tout en stabilisant sa localisation permettant ainsi une mesure vidéo plus fiable (figure 5). Une attention particulière a été portée sur la stabilisation de la courroie.

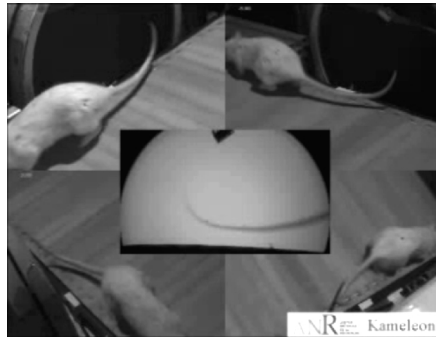


Figure 3. Animal hors du champ de vue commun aux différentes caméras

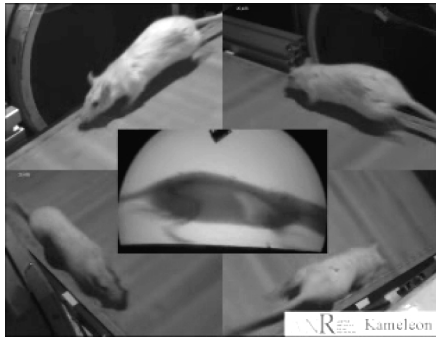


Figure 4. Animal dans le champ de vue commun aux différentes caméras

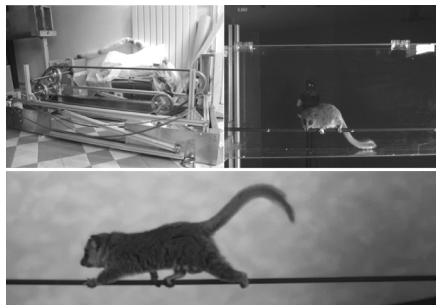
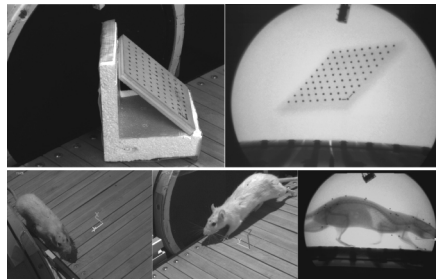
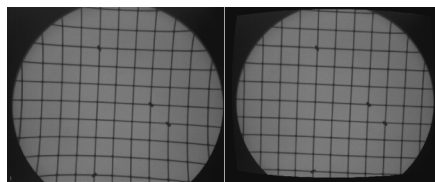


Figure 5. Tapis roulant arboricole adapté à l'étude de la locomotion du microcèbe

Une fois la plateforme mise en place, l'objectif est d'obtenir une reconstruction 3D de la surface de l'animal en mouvement. Pour cela, les caméras doivent être calibrées. L'objectif est d'inclure la vue de la vidéoradiographie dans l'espace 3D calibré. Cependant, la mise en route de la vidéoradiographie interdit toute présence humaine dans le champ de vue. Les méthodes classiques où un opérateur balaie le champ de vue avec un objet de dimensions connues sont donc impossibles. Différents protocoles ont été testés et ont abouti à la construction d'objet visible en vidéo et en vidéoradiographie (voir figure 6). A partir de ces objets, les procédures classiques de calibration permettent de calibrer les vidéos et la vidéoradiographie dans un espace 3D commun. Pour la vidéoradiographie, la distorsion n'est pas négligeable, contrairement aux caméras classiques. Il faut donc en outre calculer les coefficients de distorsion radiale et tangentielle pour pouvoir corriger cette distorsion (voir figure 7). La plateforme d'acquisition est donc dotée de la capacité de mesurer en 3D la position de points repérés sur plusieurs images par triangulation. La figure 8 montre un résultat d'analyse de la locomotion d'un rat.



*Figure 6. Objet aux dimensions connues utilisé pour la calibration et résultat de l'intégration de la vidéoradiographie dans l'espace 3D calibré*



*Figure 7. Image avec distorsion (gauche) et même image après calcul des coefficients de distorsion et correction de la distorsion*

### 3. Numérisation de surfaces 3D

Une fois les caméras calibrées, une reconstruction 3D de la surface de l'animal est possible.



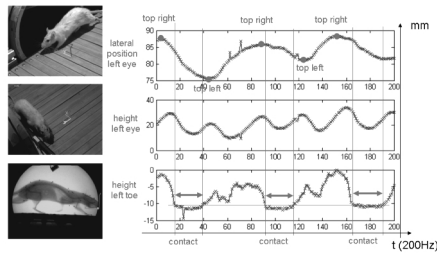


Figure 8. Analyse 3D de la trajectoire de points anatomique lors de la locomotion du rat

### 3.1. Lumière structurée

Beaucoup de méthodes de numérisation de surfaces 3D reposent sur la mise en correspondance de points entre deux images. L'application à des petits vertébrés tels que les rats ou les microcèbes n'est pas triviale. La fourrure présente une surface avec une réflectance très complexe et sans texture chromatique particulière, rendant difficile toute mise en correspondance directe. Au vu de ces conditions expérimentales, les méthodes de lumière structurée ont été les premières testées pour acquérir une mesure tridimensionnelle de la surface (Zhang *et al.*, 2004). Le principe est de projeter un motif facilement identifiable entre les points de vues pour assurer une mise en correspondance et trianguler les résultats. En effet, le motif projeté texture l'objet à numériser et rend ainsi la mise en correspondance moins ambiguë. Nous avons d'abord testé cette méthode sur un modèle de rat empaillé. A partir de 2 images, un nuage de points de la surface a pu être reconstruit (figure 9).

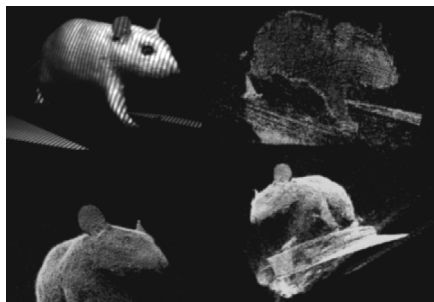


Figure 9. Résultat de méthode de lumière structurée sur un rat empaillé

Lors du passage à la reconstruction d'une surface en mouvement, il est apparu que la dispersion du motif à la surface de la fourrure était telle que la mise en correspondance n'était pas possible. Comparé aux résultats obtenus sur le rat empaillé, les conditions expérimentales de la plateforme ne permettait pas une projection suffisamment régulière du motif. Nous n'avons donc pas pu utiliser la projection de motif pour numériser une surface 3D en mouvement.

### 3.2. Caméras en stéréo

Ces problèmes de déploiement d'une méthode à base de lumière structurée ont conduit à adopter une nouvelle méthode basée sur la caractérisation du pelage. Par corrélation locale, nous avons utilisé une mesure de similarité entre deux morceaux de pelage sur deux vues proches. En effet, dans le cas de points de vue éloignés, l'apparence d'un même morceau de pelage peut varier considérablement à cause des propriétés de réflectance du pelage (figure 10). En utilisant deux caméras très proches, l'apparence d'un morceau de pelage est la même sur les deux images mais est assez texturée pour rendre possible la mise en correspondance (figure 11).

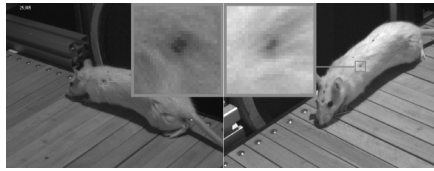


Figure 10. Deux points de vue distants résultent en deux apparences différentes d'un même pelage



Figure 11. Hétérogénéité du pelage

Ainsi, pour chaque pixel sur une image, nous cherchons sur la ligne épipolaire correspondante dans l'autre image le pixel dont le voisinage est le plus similaire à celui du pixel étudié.

La figure 12 montre un résultat obtenu avec une paire de caméras. Chaque frame fournit la reconstruction d'un maillage d'environ 10000 triangles.

Les résultats obtenus ont contribué à montrer qu'une information de surface pouvait être extraite automatiquement sans recours ni à la lumière structurée, ni à des marqueurs. En outre, cette méthode ne nécessite pas de changement de fréquence d'enregistrement. On peut obtenir une séquence de maillages à une cadence de 200 Hz. La reconstruction n'est cependant pas parfaite. Elle nécessite une investigation dans le domaine de la géométrie algorithmique afin d'aboutir à une régularisation des données extraites. Contrairement à la mesure de trajectoires 3D de marqueurs, la mesure de surface 3D n'est donc pas encore utilisable directement pour une étude des structures internes.

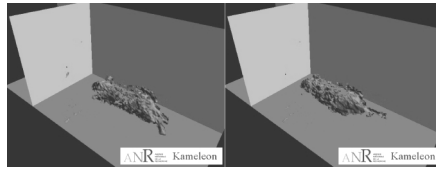


Figure 12. Résultat de séquence de maillages reconstruits par stéréo-vision

## 4. Numérisation du squelette

### 4.1. Numérisation statique

Pour pouvoir étudier en 3D les configurations posturales du rat, nous avons décidé de nous baser sur un modèle anatomique détaillé du squelette. L'opportunité d'acquérir des scanners très haute précision (50 microns) et très haute qualité (faisceau monochromatique) au synchrotron de Grenoble (ESRF) a permis de récolter des scanners du squelette de 4 rats avec une précision de 50 microns (voir figure 13). Cette acquisition permet de gérer une modélisation anatomique plus lourde mais plus précise et plus proche d'une démarche intégrative et réaliste.

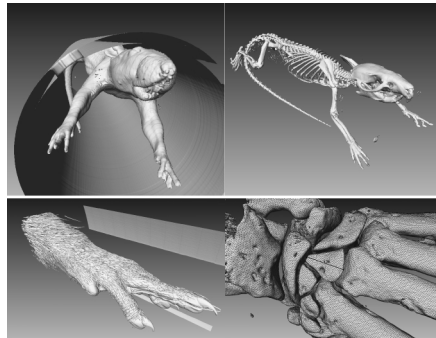


Figure 13. Différentes isosurfaces du scanner à 50 microns d'un rat

L'obtention des scanners statiques au synchrotron a permis de développer un modèle 3D de tous les segments osseux. A partir des données volumiques, une segmentation des différents segments osseux a été effectuée puis un algorithme de marching cube (Lorenson et Cline, 1987) a été utilisé pour obtenir un maillage par segment osseux en utilisant le logiciel Amira (Visage Imaging). La figure 14 montre l'ensemble des différents maillages extraits.

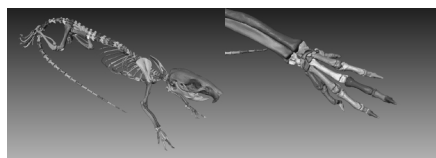


Figure 14. Maillages extraits du scanner segmenté

## 4.2. Animation des structures squelettiques

### 4.2.1. Modèle d'animation

Pour animer les structures squelettiques, un modèle anatomique animé est créé à partir de la numérisation statique d'un rat. Ce modèle anatomique est basé sur les articulations entre les os. Le squelette est modélisé comme une hiérarchie de repères. Chaque repère a 3 degrés de liberté en rotation. Ces repères sont localisés aux articulations anatomiques du squelette. Lors de cette modélisation, un niveau de détails peut être choisi. En effet, déterminer la position de chaque os peut *a priori* être trop complexe. Au contraire, se restreindre à quelques paramètres pertinents de description, focalisés sur certaines articulations semble intéressant. Cependant, l'expérience a montré que la décision de choisir telle ou telle articulation est finalement difficile. Typiquement, le mouvement de la colonne vertébrale se distribue sur toutes les vertèbres. N'animer que certaines des articulations entre vertèbres ne donne pas des résultats satisfaisants. Le niveau de détails de la modélisation dépend donc de la finalité de la reconstruction de l'animation. La figure 15 montre différents niveaux de détails du squelette d'animation du rat.

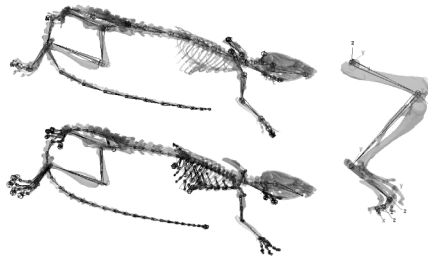


Figure 15. Différents niveaux de détails du squelette d'animation

Chaque maillage est ensuite contraint rigidement à une articulation. En conséquence, l'animation de la hiérarchie de repères pourra être visualisée sur les maillages représentant les structures squelettiques.

Une fois le modèle anatomique d'animation des structures squelettiques finalisé, un système de cinématique inverse peut être mis en place. En alignant les points de contrôle de la cinématique inverse sur les trajectoires 3D des marqueurs, on obtient une possibilité d'animer en 3D la hiérarchie des segments osseux. Différentes méthodes ont été utilisées pour obtenir les trajectoires 3D des marqueurs qui ont influencé la mise en place de la cinématique inverse.

### 4.2.2. Dynamic Time Warping

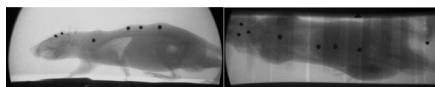


Figure 16. Vue de profil et vue de dessus de deux séquences différentes

Une approche type DTW (*Dynamic Time Warping*) a été menée pour aligner les résultats de deux séquences de vidéoradiographie prises à deux moments différents (vue de profil et vue de dessus, voir figure 16). Une fois les deux séquences alignées, on peut se replacer dans le cadre d'une manipulation multi-vues et obtenir la trajectoire des marqueurs internes en 3D. Une fois la trajectoire 3D des marqueurs internes retrouvée, l'application de la cinématique inverse nous permet de retrouver les rotations aux articulations permettant de placer les points de contrôle aux positions des marqueurs. Soit  $M_i$  la transformation à l'articulation  $i$ . Si  $i_0 \dots i_n$  est une chaîne d'articulation, la transformation entre  $i_0$  et  $i_n$  est

$$M = M_{i_0} M_{i_1} \dots M_{i_{n-1}} M_{i_n}.$$

Par conséquent, la position d'un point de contrôle est calculée en concaténant les transformations de l'articulation qui le contrôle à l'articulation racine du squelette d'animation. Si  $q$  représente les degrés de liberté de chaque articulation, la position d'un point de contrôle  $x$  est donc :

$$x = f(q). \quad [1]$$

La cinématique inverse consiste à fixer  $x$  et chercher  $q$  tel que :

$$q = f^{-1}(x) \quad [2]$$

Puisque la difficulté de l'équation [2] réside dans sa non-linéarité, la linéarisation de l'équation de la cinématique inverse s'impose. Ainsi, autour de la configuration actuelle du système, la linéarisation de l'équation [1] donne :

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad [3]$$

où  $J$  est la matrice jacobienne de  $f$  i.e. :

$$J = \frac{\partial f}{\partial q}$$

$J$  lie des petites variations de  $q$  avec des variations de  $x$ .  $J$  est de taille  $m \times n$  où  $n$  est le nombre de degrés de liberté (la taille de  $q$ ) et  $m$  est la taille de  $x$  (dans notre cas, 3 fois le nombre de marqueurs : une position par marqueur). Résoudre l'équation de cinématique inverse [2] pour un petit déplacement revient à inverser  $J$ . Si  $J$  est inversible alors :

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x}$$

Si  $J$  n'est pas inversible (il n'y a pas ou il y a plusieurs solutions), on utilise alors la pseudo-inverse de  $J$ . Si  $m < n$ , le système est sous-contraint et il y a plusieurs solutions. La pseudo-inverse de  $J$  est  $J^+ = J^T(JJ^T)^{-1}$  et produit la solution qui minimise la norme euclidienne de  $q$ . Si  $m > n$ , le système est sur-contraint et il peut

ne pas y avoir de solution. La pseudo-inverse de  $J$  est  $J^+ = (J^T J)^{-1} J^T$  et produit la solution au sens des moindres carrés.

Cette solution n'est valide que pour les petites variations puisqu'elle découle d'une linéarisation du problème. Une approche itérative utilisant cette linéarisation permet de résoudre la cinématique inverse.

Cette approche par DTW fournit de bons résultats pour le mouvement humain pour lequel il est possible d'obtenir de nombreux cycles. Sur une expérience menée sur l'humain, l'erreur moyenne sur 10 sujets est de 1 degré, avec un maximum de 6 degrés par rapport à un système Vicon. Dans la pratique l'approche par DTW s'est avérée difficile à appliquer à la plateforme animal du projet étant donnée la complexité pour obtenir beaucoup de cycles comparables. Un résultat sur le rat est présenté sur la figure 17.

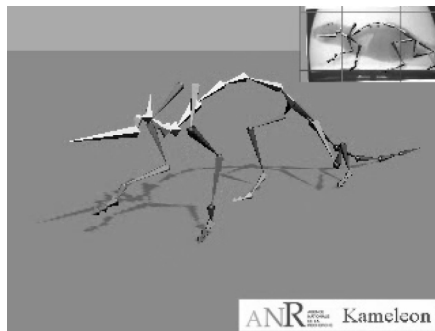


Figure 17. Résultat obtenu par DTW

#### 4.2.3. Marqueurs externes

L'autre méthode se base sur la mesure 3D directe des marqueurs externes. Ces marqueurs sont reconstruits avec une précision de 1mm. Ces marqueurs externes sont mis en correspondance avec des points de contrôle repérés sur le modèle anatomique. Une fois cette correspondance mise en place, une méthode de cinématique inverse est mise en place pour minimiser la distance entre points de contrôle et trajectoires 3D.

Cependant, contrairement à précédemment, nous n'avons pas accès aux trajectoires 3D des marqueurs internes mais à celles des marqueurs externes qui n'ont pas un couplage rigide avec les structures squelettiques. Avec les notations précédentes, cela revient à dire que  $f$  ne dépend pas que des degrés de liberté en rotation  $q$  mais varie en fonction de la configuration squelettique et des modifications des tissus mous qu'elle entraîne. La cinématique inverse décrite précédemment paraît donc imposer des contraintes trop fortes.

Une autre manière de voir le problème de cinématique inverse est de considérer que les marqueurs attirent les points de contrôle à la manière d'un ressort (Zordan *et al.*, 2003). Un ressort crée une force  $f_x$  appliquée sur le point de contrôle. Comme le point de contrôle est couplé rigidement à une articulation, cela crée une force sur les articulations  $f_q$ . D'après le principe des puissances virtuelles :

$$\dot{q}^T f_q = \dot{x}^T f_x.$$

Or, pour un petit déplacement,  $\dot{x} = J(q)\dot{q}$ , donc :

$$f_q = J(q)^T f_x.$$

L'application du principe fondamental de la dynamique nous permet de calculer  $\ddot{q}$  en fonction de  $f_q$  et, en intégrant,  $\dot{q}$  puis  $q$ . Cela déplace le point de contrôle vers  $x$ . L'équilibre du système est atteinte quand  $f_q$  est minimisée i.e. la distance entre les marqueurs et les points de contrôle est minimisée.

Une deuxième relaxation des contraintes est de ne plus considérer les rotations  $q$  comme degrés de liberté mais de considérer la position et l'orientation de chaque os dans le repère monde comme degrés de liberté. Les articulations sont alors modélisées comme des ressorts angulaires qui cherchent à préserver le contact entre deux os et à ramener les articulations dans la configuration de repos. Cela revient donc à rajouter une force  $f_{jt}$  au système. Comme les articulations sont couplées de manière rigide aux os, l'utilisation de la transposée de la matrice jacobienne liant les déplacements des os aux déplacement des articulations permet de calculer trivialement et efficacement  $f_q$ .

Avec cette méthode, nous avons relâché les contraintes qui étaient trop fortes de par l'utilisation de marqueurs externes et de par la complexité des articulations des structures squelettiques. En outre, l'inversion de  $J$  n'est pas nécessaire, ce qui rend la résolution de la cinématique inverse plus stable, ce qui est plus adapté à nos conditions expérimentales. La figure 18 montre l'application de cette méthode sur la locomotion du rat.

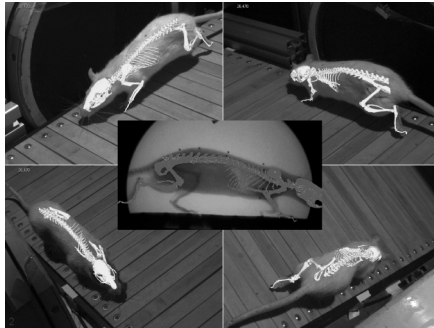


Figure 18. Résultat obtenu par mesure 3D directe

## 5. Applications

Différentes études ont été menées grâce à la plateforme et aux méthodes développées. Les données de surface nécessitant un travail plus approfondi, leurs difficultés d'obtention n'ont pas permis de s'appuyer uniquement sur des données cinématiques de surface en mouvement. Le développement du modèle anatomique a

permis néanmoins d'entrevoir un couplage entre une mesure vidéo par points et une prédiction de la configuration squelettique. Sur la base de ces résultats et des nouveaux matériels et logiciels disponibles, des questions biologiques fondamentales ont pu être étudiées sous le nouvel éclairage offert par la mesure 3D mise en place et son lien avec l'anatomie.

### ***5.1. Caractérisation neurophysiologique du système vestibulaire***

Des études ont démontré qu'une lésion unilatérale du canal vestibulaire horizontal induisait une rotation de la tête selon l'axe de la colonne cervicale dans le plan horizontal, sans cependant de distorsion dans les plans frontaux et sagittaux. Il a été noté que cette lésion entraîne un comportement de locomotion circulaire, qui disparaît progressivement. De même une lésion unilatérale de l'utricule entraîne une inclinaison latérale de toute la tête et un comportement de pivotement (rolling) qui lui aussi cesse progressivement. Ces expériences mettent en évidence que la récupération posturale provient d'une réorganisation des entrées sensorielles grâce à la proprioception. Afin d'isoler cette entrée, des expériences ont été menées sur des rats lésés au niveau vestibulaire et nigrostriatale, puis placés en piscine afin de neutraliser l'entrée proprioceptive. Le but est de déterminer les facteurs spécifiques des neurotransmetteurs impliqués dans le maintien de la posture, notamment en ce qui concerne le rôle de la dopamine.

### ***5.2. Etude de la latéralité chez le microcèbe***

La question biologique était de savoir si le microcèbe montrait une préférence de latéralisation dans l'initialisation de ses mouvements. Les mouvements de l'animal étant très rapides, la plateforme multicaméra répondait à cette exigence. Afin d'adapter la plateforme au mode de locomotion de cet animal, un système de courroie a été développé afin de fournir un tapis roulant « arboricole ».

### ***5.3. Etude du couplage moteur entre locomotion et prise de nourriture chez un lézard***

Chez les tétrapodes, la prise de nourriture et la capture de proie requièrent deux systèmes anatomiques, maxillo-facial d'une part et locomoteur d'autre part. Ces systèmes ont souvent été étudiés séparément mais rarement ensemble dans leur aspect intégratif. L'objet de cette étude au Muséum National d'Histoire Naturelle (MNHNM) a été de tester l'éventuelle présence d'un couplage fonctionnel entre mâchoire et locomotion chez un lézard (*Gerrhosaurus major*). Une analyse cinématique 3D du mouvement de la mâchoire, de la tête, du cou et des membres antérieurs a permis de montrer des corrélations significatives entre les systèmes trophique et locomoteur (Montuelle *et al.*, 2009).

## **6. Conclusions**

La mise en place de la plateforme expérimentale apporte un nouvel outil mis à la disposition de la recherche en biologie sur le plateau technique du Muséum national d'histoire naturelle de Paris. La plateforme crée un espace complètement calibré



d'étude des petits vertébrés. En plus des expériences consacrées spécifiquement au rat, la plateforme multicaméra a été utilisée pour beaucoup d'autres expériences sur d'autres modèles animaux. Elle permet donc l'acquisition d'une base de données anatomiques de taille considérable.

Des résultats sur la modélisation anatomique 3D permettent la mise en place d'une méthodologie novatrice, de la forme du squelette jusqu'à sa mise en mouvement *via* une mesure vidéo. Ces résultats contribuent à introduire l'informatique et la modélisation mathématique dans les disciplines historiques de l'anatomie comparée, l'analyse morpho-fonctionnelle et la neurophysiologie intégrative.

Un développement technologique pour une mesure en extérieur compléterait la plateforme existante. Cette démarche ouvre en effet des perspectives d'étude comparative entre des résultats obtenus en conditions habituelles de laboratoire et en conditions écologiques plus réalistes en milieu naturel ouvert.

L'application des recherches en reconstruction de maillages dynamiques adaptées à notre plateforme pourrait permettre la mise en correspondance de la surface 3D des animaux avec le squelette 3D animé.

### Remerciements

*Ce projet a bénéficié du soutien de l'ANR dans le cadre du programme ARA Masse de données (Modélisation simulation applications), projet ANR-05-MMSA-0002.*

### Bibliographie

- Amiri S., Wilson D., Masri B., Sharma G., Anglin C. (2011). « A novel multi-planar radiography method for three dimensional pose reconstruction of the patellofemoral and tibiofemoral joints after arthroplasty. », *J Biomech.*
- Basri R., Jacobs D. (2007). « Photometric stereo with General, Unknown Lighting », *International Journal of Computer Vision*, vol. 72, n° 3.
- Bauman J. M., Chang Y.-H. (2010). « High-speed X-ray video demonstrates significant skin movement errors with standard optical kinematics during rat locomotion », *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 186, n°1, p. 18-24.
- Bey M., Zael R., Brock S., Tashman S. (2006). « Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. », *J Biomech Eng*, vol. 128, no 4, p. 604-9.
- Bey M., Kline S., Zael R., Lock T., Kolowich P. (2007). « Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics : Technique and preliminary results. », *J Biomech.*
- Brainerd E., Baier D., Gatesy S., Hedrick T., Metzger K., Gilbert S., Crisco J. (2010). « X-ray reconstruction of moving morphology (XROMM) : precision, accuracy and applications in comparative biomechanics research. », *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol.*
- Couto P., Filipe V., Magalhães L., Pereira J., Costa L., Melo-Pinto P., Bulas-Cruz J., Maurício A., Geuna S., Varejão A. (2008). « A comparison of two-dimensional and three-dimensional techniques for the determination of hindlimb kinematics during treadmill locomotion in rats following spinal cord injury. », *J Neurosci Methods.*

- Defrate L., Sun H., Gill T., Rubash H., Li G. (2004). « In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. », *J Biomech*, vol. 37, n° 10, p. 1499-504.
- Filipe V. M., Pereira J. E., Costa L. M., Maurício A. C., Couto P. A., Melo-Pinto P., Varejão A. S. (2006). « Effect of skin movement on the analysis of hind-limb kinematics during treadmill locomotion in rats », *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 153, n° 1, p. 55 - 61.
- Gatesy S., Baier D., Jenkins F., Dial K. (2010). « Scientific roto-scoping : a morphology-based method of 3-D motion analysis and visualization. », *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol*.
- Hartley R. I., Zisserman A. (2004). *Multiple View Geometry in Computer Vision*, Cambridge University Press, ISBN : 0521540518, second édition.
- Hayakawa H. (1994). « Photometric stereo under a light source with arbitrary motion », *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 11, n° 11, page 3079, OSA.
- Hertzmann A., Seitz S. M. (2005). « Example-Based Photometric Stereo : Shape Reconstruction with General, Varying BRDFs », *PAMI*, p. 1254–1264.
- Lorensen W. E., Cline H. E. (1987). « Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm », *SIGGRAPH Comput. Graph.*, vol. 21, p. 163–169, ACM.
- Montuelle S., Herrel A., Libourel P.-A., Reveret L., Bels V. (2009). « Locomotor-feeding coupling during prey capture in a lizard *Gerrhosaurus major* : effects on prehension mode », *Journal of Experimental Biology*, vol. 212, p. 768–777.
- Prados E., Faugeras O. (2006). « Shape from shading », *Mathematical models of computer vision : the handbook*, Springer.
- Prins A., Kaptein B., Stoel B., Reiber J., Valstar E. (2009). « Detecting femur-insert collisions to improve precision of fluoroscopic knee arthroplasty analysis. », *J Biomech*.
- Sakoe H. (1978). « Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition », *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. 26, p. 43-49.
- Tashman S., Anderst W. (2003). « In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT : application to canine ACL deficiency. », *J Biomech Eng*, vol. 125, n° 2, p. 238-45.
- Vogiatzis G., Favaro P., Cipolla R. (2005). « Using Frontier Points to Recover Shape, Reflectance and Illumination », *Tenth IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*, vol. 1, p. 228-235.
- Wang J., Blackburn T. J. (2000). « X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy ».
- Woodham R. J. (1980). « Photometric method for determining surface orientation from multiple images », *Optical Engineering*, vol. 19, n° 1, p. 139-144.
- Xu Y., Chowdhury A. K. R. (2005). « Integrating the Effects of Motion, Illumination and Structure in Video Sequences », *ICCV*.
- Yuille A. L., Snow D., Epstein R., N. B. P. (1999). « Determining Generative Models of Objects Under Varying Illumination : Shape and Albedo from Multiple Images Using SVD and Integrability », *International Journal of Computer Vision*, vol. 35, n° 3.
- Zhang L., Snavely N., Curless B., Seitz S. M. (2004). « Spacetime faces : high resolution capture for modeling and animation », *ACM Trans. Graph.*, vol. 23, p. 548–558, ACM.
- Zordan V. B., Van Der Horst N. C.0 (2003). « Mapping optical motion capture data to skeletal motion using a physical model », *Proceedings of the 2003 ACM SIG-*

*GRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, SCA '03, Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland, Eurographics Association, p. 245–250.*



**Lionel Revéret** est chercheur à l'INRIA Rhône-Alpes à Grenoble depuis 2002. Ses travaux de recherches portent sur l'animation 3D, la modélisation anatomique de la forme et du mouvement, la capture de mouvement à partir de vidéo. Il a travaillé entre autres sur la modélisation et l'analyse des visages parlants, du mouvement des arbres sous le vent et de la locomotion des vertébrés. Il travaille actuellement au sein du groupe MORPHEO sur l'analyse des formes anatomiques en mouvement.



**Estelle Duveau** est doctorante au sein du laboratoire, Jean Kuntzmann à Grenoble. Elle travaille actuellement sur la capture de mouvements de petits vertébrés.



**Marc Herbin** est maître de conférences au Muséum national d'histoire naturelle de Paris depuis 2005. Ses travaux de recherche portent sur l'étude de la coordination motrice et de la posture au cours des différentes phases de la locomotion des petits quadrupèdes. Il a travaillé sur la modélisation de la locomotion de diverses souches de Souris, et de petits primates comme le Microcèbe.



**Franck Multon** est actuellement Professeur à l'université de Rennes 2 où il travaille dans le laboratoire pluridisciplinaire M2S : sciences du sport, biomécanique, contrôle moteur, analyse de mouvement, humains virtuels. Il dirige le groupe MimeTIC à l'INRIA sur la simulation d'humain virtuel.



**Pierre-Paul Vidal** est directeur de recherche au CNRS. Ses travaux de recherche couvrent un très grand nombre de sujets en Neurophysiologie, notamment sur le contrôle moteur et la fonction vestibulaire. Il dirige actuellement le laboratoire CESEM (CNRS UMR 8194) au sein de l'université Descartes à Paris.

