

# Analyse fonctionnelle des adaptations osseuses du squelette post crânien au Néolithique final en Provence

## Functional analysis of osseous adaptations of the post cranial skeleton during the Late Neolithic in Provence

A. Lambert · L. Puymerail · K. Chaumoitre · A. Schmitt

Reçu le 5 octobre 2011 ; accepté le 31 janvier 2013  
© Société d'anthropologie de Paris et Springer-Verlag France 2013

**Résumé** Afin de définir les caractéristiques biomécaniques de la population issue de l'hypogée des Boileau, un ensemble funéraire collectif du Néolithique final vaclusien, nos travaux se sont orientés vers la géométrie de section. Cet outil permet d'estimer la capacité de l'os à résister à des contraintes mécaniques en mesurant les propriétés géométriques des sections transverses diaphysaires. Il permet ainsi d'esquisser les modalités d'exécution des activités des populations passées ; les modèles d'activités.

Les paramètres des sections humérales et fémorales ont été calculés pour 61 individus (40 femmes et 21 hommes) par tomographie médicale.

Aucun dimorphisme sexuel biomécanique lié à l'asymétrie bilatérale ou aux dimensions des membres n'a été mis en évidence pour l'humérus suggérant une pratique préférentielle d'activités bilatérales et des modalités d'exécution des activités semblables entre les sexes. En revanche, la robustesse fémorale masculine indique une pratique d'activités physiques plus intenses que celle des femmes, laissant envisager une éventuelle division sexuelle des tâches impliquant le membre inférieur. Les types de mouvements du fémur semblent être équivalents entre les sexes.

**Mots clés** Biomécanique · Propriétés géométriques de section · Tomographie médicale · Humérus · Fémur · Néolithique Final · Provence

**Abstract** The aim of this paper was to investigate the biomechanical patterns of a Late Neolithic population from the Vaucluse (Provence, France). To do so, we used cross-sectional geometry to assess the strength and robustness of long bone diaphyses and relate these to specific behaviour patterns in the population.

Cross-sectional geometric properties of the humerus and femur were obtained by CT scanning for 61 individuals (40 females and 21 males) of the Boileau hypogeeum (Vaucluse, France).

The sample shows no indication of sexual dimorphism in the size or bilateral asymmetry of the humerus, which suggests predominant and similar patterns of bilateral activity in both sexes. However, the femur in males is significantly more robust, reflecting high levels of mechanical stress and suggesting more intense physical activity than in women, and therefore a possible gender-based division of tasks involving the lower limb. Patterns of femoral movement appear to be equivalent between sexes.

**Keywords** Biomechanics · Cross-sectional geometric properties · Computed Tomography · Humerus · Femur · Late Neolithic · Provence

### Introduction

Dès le XIX<sup>e</sup> siècle, le chirurgien allemand Wolff énonçait que les contraintes mécaniques sont en partie responsables de l'architecture de la diaphyse des os longs en engendrant des adaptations fonctionnelles du tissu osseux [1]. Selon un modèle simplifié [2], en fonction de la direction, de l'amplitude et de la fréquence d'une contrainte mécanique, la

---

A. Lambert (✉) · L. Puymerail · K. Chaumoitre · A. Schmitt  
UMR 7268 - Anthropologie bio-culturelle,  
Droit, Éthique & Santé (ADÉS), Université de la Méditerranée,  
Faculté de Médecine, Secteur Nord, boulevard Pierre Dramard,  
13344 Marseille cedex 15, France  
e-mail : aurore.lambert@etu.univ-amu.fr

L. Puymerail  
Département de Préhistoire,  
Muséum national d'Histoire naturelle,  
UMR 7194, 75005 Paris, France

K. Chaumoitre  
Service d'imagerie médicale,  
Hôpital Nord-CHU Marseille, Chemin des Bourrelly,  
13915 Marseille cedex 20, France

diaphyse subit une réaction dynamique principalement de type modelage/remodelage des différentes composantes du tissu osseux [3-5]. Le processus de modelage fait intervenir les mécanismes de résorption et formation osseuse modifiant la morphologie des os longs durant la maturation d'un individu par l'intervention des cellules ostéoclastes et ostéoblastes tandis que le remodelage désigne le renouvellement du tissu osseux mais à partir de la maturation squelettique et tout au long de la vie adulte [6]. Les différentes composantes des os longs enregistrent donc les mouvements générés par les activités pratiquées. Néanmoins, l'impact des influences mécaniques n'est pas identique sur toutes les portions d'un os puisqu'il existe sur sa longueur des variations importantes d'architecture et de structure [7-9].

Cependant, le remodelage osseux est un phénomène complexe et de nombreux facteurs influencent la morphologie et structure des os longs. Cela peut rendre difficile la reconstruction des modèles d'activités basés sur la morphologie squelettique [9-13]. Bien entendu, il peut y avoir spécialisation juvénile d'une activité par exemple et en ce cas il est plus aisé de déceler les influences mécaniques. En plus des adaptations fonctionnelles, les facteurs génétiques, les variations populationnelles, l'âge, le dimorphisme sexuel biomécanique, les proportions corporelles influencent le remodelage ; leurs conséquences sur l'os varient selon les différentes composantes du tissu osseux, la localisation de l'os et de celle de la section le long de la diaphyse [5,14]. Par exemple, des variations significatives de la structure diaphysaire apparaissent déjà chez des immatures de moins d'un an provenant de différentes populations Holocène (Europe, Afrique, Amériques) [15]. De plus, l'ostéoporose se produisant avec la sénescence modifie la morphologie osseuse et est un autre exemple d'influence distincte du remodelage dû aux activités physiques [16]. Il faut donc voir la morphologie de l'os comme un compromis entre adaptations fonctionnelles et contrôle génétique [10,17]. Il est préférable d'effectuer l'étude de l'incidence mécanique sur le remodelage dans des contextes où un maximum de facteurs non mécaniques sont contrôlés (génétique, variation populationnelle, âge...), chose que nous nous sommes efforcés de réaliser ici [5,18-21].

Parmi les indicateurs des activités physiques, la géométrie de section est un outil d'étude biomécanique permettant d'estimer la capacité de l'os long à résister à des forces en mesurant des propriétés géométriques sur les sections transverses de la diaphyse [22]. Les problématiques anthropologiques pour lesquelles on l'utilise sont principalement l'étude de la locomotion, de l'asymétrie bilatérale du membre supérieur et du dimorphisme sexuel biomécanique engendré par leurs différences au sein de populations du Paléolithique et celles subissant un changement de stratégie de subsistance [22-30]. En Europe, depuis les débuts du Paléolithique supérieur jusqu'au Néolithique, une augmen-

tation de la circularité de la diaphyse fémorale a été ainsi mise en évidence accompagnée d'un dimorphisme sexuel biomécanique significatif, probablement en raison de la diminution progressive de la mobilité proposée lors du passage d'une chasse-cueillette dominante à un mode de vie plus sédentaire [22-24]. Ainsi, la géométrie de section permet de définir les modèles d'activités qui sont le schéma de structuration des activités régulières pratiquées par un individu ou un groupe défini par les modalités d'exécutions de ces activités.

L'étude des sections peut être réalisée par la reconstruction par moulage des contours externes de l'os et/ou radiographies biplanaires [31,32]. Cependant, les propriétés géométriques de section des os longs sont parfois acquise par tomographie médicale (CT-scan) [18,19,21,27,28,31-34]. La tomographie médicale permet un accès non-invasif à l'endostructure osseuse ou à la morphologie en trois dimensions de l'anatomie interne des objets scannés. Elle a un atout majeur en matière de conservation. En effet, après une seule manipulation physique de l'objet lors de l'acquisition tomographique, on peut ensuite virtuellement manipuler, reconstruire et extraire les informations caractéristiques de manière précise sans aucun danger pour l'objet. Elle s'avère particulièrement utile pour l'analyse d'ossements sédimentés puisqu'on peut quand même réussir à reconstruire les contours réels de la cavité médullaire [35]. De plus, les mesures virtuelles sont plus explicites notamment dans le cas de distance entre points projetés.

Bien que la littérature concernant la caractérisation biomécanique de populations passées par la géométrie de section abonde, peu d'études ont porté sur les populations du Néolithique européen [25-28]. Illustrant l'application de la tomographie à la caractérisation de populations néolithiques, certains articles étudiant une série du Néolithique Moyen du nord de l'Italie [25,26] mettent en évidence une division des tâches entre des activités plus pastorales pour les hommes et sédentaires pour les femmes ainsi que l'influence du terrain sur le remodelage osseux. D'autres études s'interrogent sur la mobilité des populations ainsi que sur le dimorphisme sexuel biomécanique pendant la période de transition du Néolithique à l'âge du Bronze en Europe centrale [27,28]. Au vu du faible nombre de gisements dans cette région pour la période de transition du Néolithique à l'âge du Bronze, une hypothèse avancée jusqu'alors proposait que ces populations possèdent une mobilité importante liée à une économie pastorale. Les travaux menés grâce à la géométrie de section ont notamment permis d'infirmer cette théorie. En effet, elle indique que la robustesse et conformation fémorale des populations de la fin du Néolithique ne sont pas significativement différentes de celles des populations de l'âge du Bronze. Cette absence de distinction montre entre autre que la mobilité générale des deux populations n'est pas significativement différente et que différents modes de vie et

modèles d'activités doivent coexister durant la transition entre les périodes.

Considéré dans son ensemble le Néolithique final, dans le sud-est de la France, voit l'économie agraire se modifier profondément. Le biotope reflète clairement une intensification de l'agriculture et de l'élevage, la chasse et la cueillette auraient alors valeur de complément nutritionnel [36,37]. L'agriculture sarclée apparaît, notamment grâce à de nouvelles inventions telle que l'araire, accompagnée d'une déforestation importante [38-40]. La Provence est alors sous un climat subméditerranéen plus humide que le précédent épisode climatique avec alternance de phases humides et sèches [41]. Par ailleurs, la densité et la large gamme de type et lieu d'installations en Provence témoigneraient d'un accroissement de la population, probablement en lien avec l'intensification de l'agriculture [36,40]. Concernant les pratiques funéraires, il est constaté à cette période l'acte d'inhumation en ensemble funéraire collectif parfois qualifiés de monumentaux. Plusieurs architectures, mode d'utilisation et de gestion sont recensés sans qu'il ne semble exister d'universel. Le fait de privilégier une architecture serait pour certains un choix social, plus que pratique [42]. Le mobilier retrouvé in situ est parfois assez homogène et distinct pour servir à l'élaboration de groupe tel que le groupe Nord Vaucluse [43]. Ces ensembles collectifs représentent une forme communautaire dont les caractéristiques sociales nous sont inconnues : la population inhumée n'est certainement pas représentative de celle des vivants [44]. La caractérisation des populations inhumées est donc une problématique importante au Néolithique Final provençal ne serait-ce que pour tenter d'appréhender qui avait accès à ces sépultures et d'approcher le mode de vie à travers les modèles d'activités. Cependant, cela est rendu difficile par des très mauvaises conservation et préservation des archives biologiques pour la période en Provence. Il s'agit donc de sélectionner une série ostéologique dont l'exploitation est certes possible mais pour laquelle l'application de la tomographie médicale aurait un réel intérêt.

Notre étude propose ainsi la caractérisation biomécanique d'une série issue d'un ensemble funéraire vauclusien, l'hypogée des Boileau (Sarrians). Ce site est prometteur grâce aux conservation et préservation exceptionnelles dont la série ostéologique fait preuve par rapport à d'autres. La tomographie permettra une caractérisation biomécanique plus fine de cette population. Attribuée au groupe des hypogées de type Nord Vaucluse, la sépulture couvre une superficie de douze mètres carrés et est creusée dans une colline de molasse miocène se situant dans une zone de plaine, faibles collines et petits plateaux [45]. Les datations  $^{14}\text{C}$  sont :  $4040 \pm 22$  BP, soit comprise entre 2610 et 2470 Avant Ere Commune [45]. Aucune trace d'habitat n'a été décelée à proximité et peu de mobilier a été retrouvé.

Notre étude s'est orientée de manière à tester le dimorphisme sexuel biomécanique des membres, de l'asymétrie

bilatérale et les modalités de mouvement du membre inférieur en étudiant les propriétés géométriques de section à 35 % de la diaphyse de l'humérus et à mi-diaphyse fémorale. Les modalités de mouvements du membre inférieur comprennent la notion de mobilité. Celle-ci n'est pas forcément associée à un mode de vie spécifique [46] et peut prendre différents aspects et degrés. Deux grands types de déplacements sont reconnus : résidentiels et logistiques [47]. La mobilité est comprise ici au sens large de déplacement des individus.

## Matériels et méthodes

### Corpus

Notre corpus ostéologique vauclusien est issu de l'hypogée des Boileau (Sarrians, France). Cette grotte artificielle a livré plus de 320 individus. Ces individus, relativement complets, sont réunis en une couche homogène, formant ainsi un échantillon cohérent dont le sexe ratio est équilibré [45,48,49]. Le site des Boileau est donc exceptionnel et présente des informations inestimables sur les populations du Néolithique final. Bien que l'absence de sédiment interstitiel soit parfois perçue comme une preuve de dépôt simultané des corps, elle est expliquée ici par une fermeture et un fonctionnement hermétique.

La population inhumée est considérée comme homogène morphologiquement et métriquement selon les résultats de la précédente étude de biométrie classique [45]. Cette étude montre que le dimorphisme sexuel tendrait à être plus prononcé que celui constaté actuellement ; les hommes présentant un squelette plus robuste que les femmes perçues comme graciles [45].

En ce qui concerne l'étude paléodémographique, le profil de mortalité de la population ne correspondrait pas à un événement de crise et la courbe de mortalité serait corrélée de manière générale à des ensembles funéraires Néolithiques statistiquement comparables [45,49]. Les hommes et les femmes n'ont pas le même modèle de mortalité car ces dernières sont bien représentées dans toutes les catégories d'âge contrairement aux hommes. L'échantillon n'est par ailleurs pas représentatif de la population vivante puisque plusieurs « anomalies » paléodémographiques sont décelées : déficit des périnataux, mortalité des 10-14 ans et des hommes de 20-29 ans marquées [45]. Des marqueurs relevés sur les squelettes témoignent de stress durant la croissance. Concernant la mortalité masculine des 20-29 ans, aucun indice archéologique ou pathologique ne laisse penser qu'il s'agisse d'un seul épisode de violence mais plutôt quelque chose de ponctuel. Ce dernier fait, couplé à de nombreux indices de violence interpersonnelle, est à l'origine de l'hypothèse de l'existence de guerriers au sein de la population [45]. Par conséquent, la population des Boileau est perçue comme ayant un faible statut socio-économique.

## Critères de sélection du corpus

Des critères de sélection ont été mis en place afin de contrôler au mieux les facteurs opérant sur le remodelage n'étant pas lié aux influences mécaniques. L'âge de l'individu notamment va influencer les variations de résorption/production osseuse modifiant les aires corticales, médullaire et autres paramètres corticaux [22]. Vu l'influence de l'âge sur la géométrie de sections [5,16], les individus sélectionnés doivent avoir atteint la maturation squelettique et ne montrer aucun signe de modifications dû à la sénescence. Nous avons choisi d'estimer l'âge au décès des adultes en nous basant sur l'observation de la surface sacro-pelvienne iliaque [50], nous permettant ainsi de sélectionner des individus dont l'âge estimé est compris entre 20 et 49 ans. Le sexe est quant à lui déterminé par la Diagnose Sexuelle Probabiliste [51]. Tout individu atteint d'une pathologie ou trauma déformateur est exclu. Afin de bien se représenter la conservation des os étudiés, les indices de qualité osseuse (IQO) [52] et de conservation anatomique (ICA) [53] sont appliqués par segments osseux : épiphyses et diaphyses humérale et fémorale. Une classe de 2 minimum pour l'IQO (soit la corticale de la pièce osseuse conservée à plus de 62,5 %) et un score de 0,75 minimum l'ICA (soit la pièce osseuse complète aux trois-quarts) sont nécessaires pour que l'os soit retenu. Par ailleurs, au cas où la section étudiée est trop endommagée, l'individu n'est pas intégré au corpus. Enfin, la conservation des individus étant souvent moyenne, tous ne présentaient pas à chaque fois fémur et humérus (5 individus ne possèdent que l'humérus). Des échantillons spécifiques ont donc été créés pour chacun (Tableau 1). Soixante et un individus (quarante femmes et vingt et un hommes) constituent notre corpus au total : un premier sous-échantillon de cinquante-six individus a été assemblé pour le fémur et un second de trente-trois sujets pour celui des humérus. Les individus constituant notre échantillon sont en majeure partie les mêmes que ceux de cette étude de biométrie classique.

## Collecte des données par tomographie médicale

La tomographie médicale permet d'obtenir à la fois les contours internes et externes de l'os de manière précise, rapide et non invasive. Les ossements ont été tomographiés à l'aide d'un scanner modèle Somatom Sensation Cardiac 64 (Siemens®, Erlangen, Allemagne), de type hélicoïdal à

64 détecteurs du Service d'Imagerie Médicale, Hôpital Nord-CHU Marseille (chef de Service Pr Panuel). Suite à une acquisition à 120 Kv, on obtient ainsi une série de coupes en deux dimensions de 0.6 mm d'épaisseur d'une résolution de 512\*512 pixels, à reconstruction chevauchée tous les 0.3 mm pour une plus grande précision. Chaque os est scanné selon une orientation standardisée respectant les plans antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) anatomique [34]. La reconstruction en trois dimensions par le logiciel Amira (v. 4.1, Mercury Computing Systems, Chelmsford MA) est effectuée de manière à localiser les sections d'intérêt en fonction de la longueur biomécanique de l'os considéré. Une fois ces sections extraites, il est nécessaire d'identifier la composante corticale. Pour cela, nous avons appliqué le principe du « Half Maximum Height » (HMH) [54] grâce au logiciel ImageJ (dev. Wayne Rasband, NIH) avec lequel nous avons mesuré les valeurs maximale-minimale de l'interface os-air sur plusieurs coupes [55].

## Choix de la localisation des sections

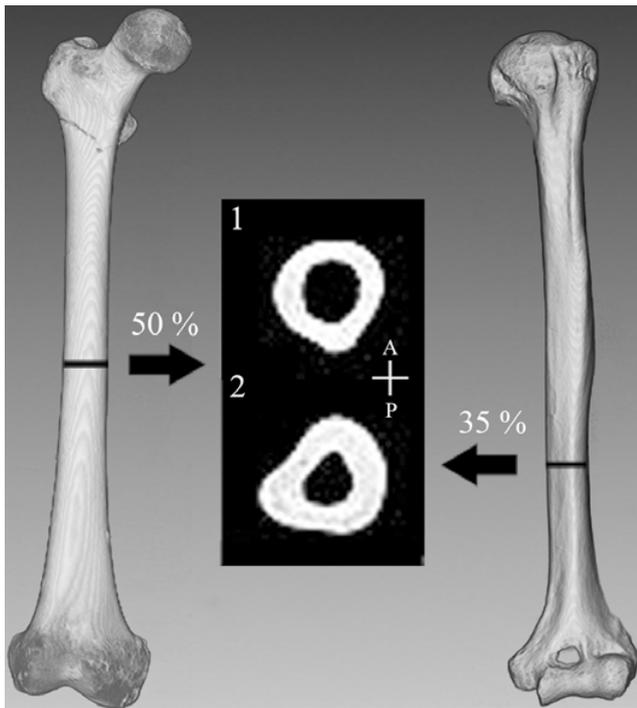
Nous avons préférentiellement utilisé le fémur droit, tout en sélectionnant le gauche en cas d'absence sans que cela ne nuise à l'analyse puisque l'asymétrie du membre inférieur de manière générale est considérée comme est faible [56] et c'est le cas pour notre échantillon après vérification. La section à mi-diaphyse a été utilisée puisqu'il s'agit de la zone la plus sensible aux déformations dues à la flexion [57]. Sa localisation a été définie en fonction de la longueur biomécanique fémorale, parallèle à l'axe longitudinal et s'étirant de la tangente inférieure des condyles au point le plus profond (distal) du col fémoral [34]. Dans le cas où les épiphyses sont manquantes, les sections sont localisées de manière anatomique. Concernant la mi-diaphyse fémorale, l'imprécision de la localisation de cette section n'engendre pas d'erreurs significatives pour les paramètres de géométrie de section [58].

Enfin, les individus retenus pour l'étude du membre supérieur possèdent à chaque fois les antimères afin d'évaluer l'asymétrie bilatérale. Afin d'éviter le site d'insertion du muscle deltoïde, la section extraite se situe à 35 % de la longueur biomécanique de l'os (Fig. 1) qui s'étend, suivant l'axe longitudinal, du point le plus proximal de la tête humérale au plus distal du capitulum.

## Définition et standardisation des propriétés géométriques de section

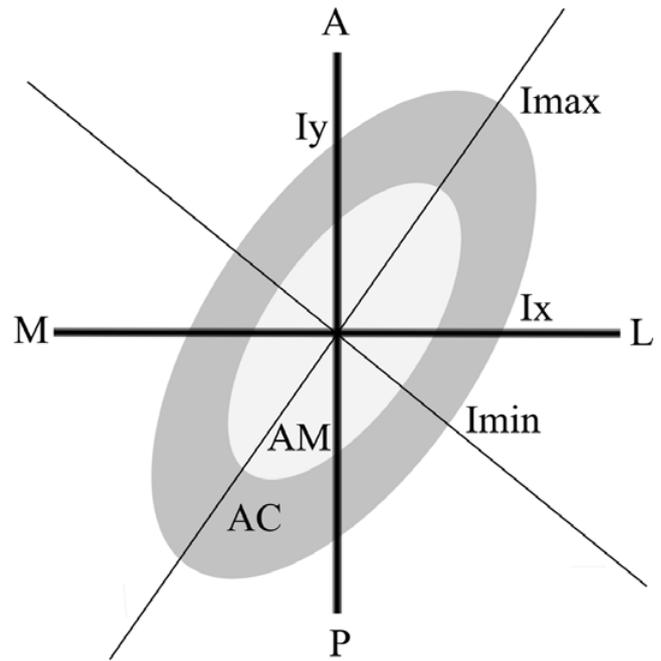
L'assimilation de l'os à une structure tubulaire permet l'application de lois d'ingénierie afin d'en extraire les propriétés géométriques de section (Fig. 2) [29, 33, 59]. Nous avons pour cela utilisé le logiciel Image J v.1.41 avec Moment Macro ([www.hopkinsmedicine.org/fae/MMacro.htm](http://www.hopkinsmedicine.org/fae/MMacro.htm)).

	Échantillon fémoral	Échantillon huméral
Homme	19	16
Femme	37	17
Total	56	33



**Fig. 1** Reconstruction tridimensionnelle d'un fémur (à gauche) et humérus (à droite) en vue antérieure avec localisation des sections à 50 % de la longueur biomécanique fémorale (1) et 35 % de la longueur biomécanique humérale (2). A : vue antérieure, P : vue postérieure / *Three-dimensional reconstruction of a femur (left) and a humerus (right), seen here in anterior view. Derivation of cross sectional properties of the femoral mid-shaft section (1) and the mid-distal humerus (35% bone length) (2). A: anterior view, P: posterior view*

Sur le plan axial, le développement des aires sous périoste et corticale est sensible aux forces de compression et tension : l'Aire Totale (AT), l'Aire Corticale (AC) et l'Aire Médullaire (AM). La variation de l'épaisseur corticale par rapport à la surface totale  $\%AC = (AC/AT) \times 100$  est relative à la compression et rigidité de la diaphyse. Les moments quadratiques  $I_x$  et  $I_y$  sont la résultante de la résistance à la flexion par rapport aux plans antéro-postérieur ( $I_x$ ) et médio-latéral ( $I_y$ ) tandis que  $I_{max}$  et  $I_{min}$  définissent les amplitudes maximum et minimum. Le moment quadratique polaire  $J$  est la somme de  $I_x$  et  $I_y$ . Il est proportionnel, à la fois à la résistance moyenne à la flexion, mais aussi à celle de la torsion, exprimant ainsi les forces appliquées à la section de l'os. Le ratio de conformation diaphysaire  $I_{max}/I_{min}$  décrit la circularité de la section. Le ratio  $I_x/I_y$  exprime la conformation de la section dans les plans  $x$  et  $y$ , c'est-à-dire l'orientation préférentielle médio-latérale ou antéro-postérieure des contraintes subies. Le ratio  $I_x/I_y$  est perçu comme un indicateur de la mobilité ; des valeurs proches de 1 indiquent une diaphyse préférentiellement circulaire, au-dessus de 1 une prédominance des contraintes antéro-postérieures et en-dessous de celles médio-latérales [29].



**Fig. 2** Schéma des propriétés géométriques de section fémorales (les paramètres sont décrits dans le texte) / *Diagram of femoral diaphyseal geometric properties (all parameters are explained in the text)*

Les paramètres de section ont été standardisés afin d'éliminer l'influence de la masse et des facteurs corporels [33]. Cette étape nous permet de ne conserver que la part des activités physiques. De nombreuses études proposent des équations afin d'estimer la masse corporelle [7,60-63]. Nous avons choisi la méthode basée sur les équations des dimensions articulaires proximales du fémur proposées par Ruff et al. [7] ; soit pour les hommes, Masse Corporelle =  $(2.741 \times \text{diamètre de sagittal de la tête fémorale} - 54.9) \times 0.9$  et les femmes Masse Corporelle =  $(2.426 \times \text{diamètre de sagittal de la tête fémorale} - 35.1) \times 0.9$ .

Selon Ruff et al. [64], les aires sous périoste et corticale étant proportionnelles à la masse corporelle (MC), on applique les formules suivantes  $AT/MC$  et  $AC/MC$ . L'amplitude d'une contrainte de flexion est relative à la longueur de l'objet sur lequel elle s'applique, l'objet passant alors de droit à courbe [56]. Les formules suivantes sont utilisées  $[V/(MC \times Lb^2)]$ , où  $V$  représente la valeur individuelle d'un moment quadratique et  $Lb$  la longueur biomécanique de l'os.

### Analyses statistiques

Afin d'éviter toute hypothèse sur les formes analytiques des distributions et puisque nos données sont de nature différente (ratios, pourcentages...), des tests non paramétriques ont été utilisés. Les différences sexuelles des dimensions osseuses et de l'asymétrie bilatérale sont

analysées par des tests de Mann-Whitney avec une correction de type FDR (False Discovery Rate) moins conservatrice qu'une correction de Bonferroni [65]. Afin de comparer de manière visuelle les paramètres et d'identifier les individus atypiques, des boîtes à moustache de Tukey sont utilisées où les individus éloignés se situent entre 1,5 et 3 écarts interquartiles à partir de la bordure inférieure ou supérieure de la boîte et ceux atypiques à plus de 3 écarts interquartiles. Le pourcentage de dimorphisme sexuel biomécanique est calculé pour chaque paramètre selon la formule [(homme - femme)/femme] × 100. Nous avons utilisé la formule [(max - min)/min] × 100 pour calculer la valeur absolue de l'asymétrie bilatérale où max représente ici la valeur maximum d'un paramètre de l'humérus et min sa valeur minimum. Cette formule permet de s'émanciper du facteur « latéralité » en ne formant aucun présupposé quant au côté dominant et évite ainsi les valeurs négatives si ce dernier est le gauche. Les analyses statistiques ont été menées avec le logiciel SPSS v.19 (IBM Corp., 2010 Armonk, NY).

## Résultats

### Humérus

Les tableaux 2 et 3 regroupent pour chaque propriété géométrique leur valeur moyenne ainsi que celles de l'asymétrie bilatérale et du dimorphisme sexuel biomécanique à 35 % de la diaphyse humérale. Les paramètres AT, AM (côté gauche) et AT, AM,  $I_x$  (côté droit) ainsi que les ratios de conformation  $I_{max}/I_{min}$  (côté gauche) et  $I_x/I_y$  (côté droit) ont une valeur plus haute chez les sujets féminins sans être statistiquement significatif. L'aire médullaire plus élevée des femmes nous indique que la section est moins structurellement renforcée que celle des hommes et donc moins résistante aux contraintes, pour preuve la valeur de %AC des sujets féminins est inférieures à celle des hommes de chaque côté. Les valeurs supérieures des ratios de conformation féminins témoignent de la dominance des contraintes antéro-postérieures à droite et à gauche de différences dans la direction et amplitude des

**Tableau 2** Propriétés géométriques et dimorphisme sexuel biomécanique huméral au sein de l'échantillon de l'hypogée des Boileau. \*[(homme - femme)/femme] × 100 / *Differences in diaphyseal geometric properties of the humerus and sexual dimorphism in the Boileau sample. \*[(male - female)/female] × 100.*

	Homme			Femme			Dimorphisme sexuel (%)	Significativité du U de Mann-Whitney
	Moyenne	N	Ecart type	Moyenne	N	Ecart type		
<b>Humérus gauche</b>								
AT (mm <sup>2</sup> )	486,273	16	93,574	496,221	17	63,469	-2,005	0,480
AC (mm <sup>2</sup> )	355,313	16	90,368	327,554	17	54,735	8,474	0,460
AM (mm <sup>2</sup> )	130,960	16	52,859	168,666	17	76,708	-22,356	0,420
%AC	72,861	16	11,185	66,812	17	12,813	9,055	0,420
$I_x$ (mm <sup>4</sup> )	122,307	16	53,620	109,682	17	34,402	11,511	0,480
$I_y$ (mm <sup>4</sup> )	117,134	16	44,311	106,821	17	31,774	9,655	0,480
$I_{max}$ (mm <sup>4</sup> )	131,900	16	54,532	121,250	17	38,520	8,784	0,610
$I_{min}$ (mm <sup>4</sup> )	107,539	16	43,412	95,255	17	27,197	12,897	0,420
J (mm <sup>4</sup> )	239,440	16	96,812	216,503	17	64,123	10,594	0,480
$I_x/I_y$	1,041	16	0,111	1,035	17	0,144	0,575	0,810
$I_{max}/I_{min}$	1,229	16	0,178	1,275	17	0,199	-3,650	0,480
<b>Humérus droit</b>								
AT (mm <sup>2</sup> )	514,837	16	73,758	508,201	17	87,370	1,306	0,810
AC (mm <sup>2</sup> )	379,608	16	76,708	337,428	17	74,379	12,500	0,460
AM (mm <sup>2</sup> )	135,229	16	78,160	170,773	17	96,004	-20,813	0,420
%AC	74,190	16	12,098	67,323	17	14,077	10,200	0,420
$I_x$ (mm <sup>4</sup> )	133,044	16	43,354	115,466	17	30,898	15,224	0,420
$I_y$ (mm <sup>4</sup> )	131,161	16	37,173	103,373	17	29,848	26,882	0,420
$I_{max}$ (mm <sup>4</sup> )	148,438	16	38,491	120,064	17	32,641	23,633	0,420
$I_{min}$ (mm <sup>4</sup> )	115,768	16	36,080	98,774	17	27,979	17,205	0,420
J (mm <sup>4</sup> )	264,204	16	60,468	218,838	17	60,042	20,731	0,420
$I_x/I_y$	1,062	16	0,271	1,128	17	0,099	-5,820	0,900
$I_{max}/I_{min}$	1,576	16	1,550	1,224	17	0,106	28,688	0,900

**Tableau 3** Asymétrie bilatérale de l'humérus au sein de l'échantillon des Boileau. \*[(max - min)/min] × 100 / *Bilateral asymmetry of the humerus in the Boileau sample. \*[(max - min)/min] × 100.*

	Homme		Femme		Significativité du U de Mann-Whitney <i>p</i>
	Moyenne*	<i>N</i>	Moyenne*	<i>N</i>	
AT (mm <sup>2</sup> )	11,065	16	6,667	17	0,650
AC (mm <sup>2</sup> )	10,530	16	16,765	17	0,960
AM (mm <sup>2</sup> )	21,619	16	17,930	17	0,960
%AC	4,619	16	7,598	17	0,650
I <sub>x</sub> (mm <sup>4</sup> )	29,716	16	19,028	17	0,650
I <sub>y</sub> (mm <sup>4</sup> )	29,047	16	14,112	17	0,650
I <sub>max</sub> (mm <sup>4</sup> )	24,689	16	16,136	17	0,650
I <sub>min</sub> (mm <sup>4</sup> )	30,948	16	12,482	17	0,650
J (mm <sup>4</sup> )	19,800	16	14,918	17	0,960
I <sub>x</sub> /I <sub>y</sub>	13,282	16	9,009	17	0,800
I <sub>max</sub> /I <sub>min</sub>	11,465	16	9,483	17	0,650

contraintes. On remarque une plus grande variabilité de la distribution des valeurs des paramètres féminins. Aucun dimorphisme de l'asymétrie bilatérale statistiquement significatif n'est relevé même en excluant les individus atypiques (au sens statistique du terme). Concernant les pourcentages médians d'asymétrie bilatérale, les valeurs féminines sont supérieures à celles des hommes uniquement pour AC (6 %) et %AC (3 %). Aucun dimorphisme sexuel biomécanique statistiquement significatif n'a été mis en évidence même en excluant les individus atypiques.

### Fémurs

Le tableau 4 regroupe pour chaque propriété géométrique leur valeur moyenne ainsi que celles du dimorphisme sexuel biomécanique à mi-diaphyse fémorale. On remarque que les paramètres AT, AC, I<sub>x</sub>, I<sub>y</sub>, I<sub>max</sub>, I<sub>min</sub> et J font état d'un dimorphisme sexuel biomécanique statistiquement significatif, puisqu'inférieur ou égal à 0,01. Les hommes présentent donc un fémur plus robuste que celui des femmes. Cela se vérifie même en excluant les individus atypiques. Néanmoins, cette différence ne se ressent pas sur les ratios de conformation diaphysaire dont les valeurs restent très proches et les différences entre sexe statistiquement non significatives.

## Discussion

### Humérus

Les résultats indiquent une absence de dimorphisme sexuel de l'asymétrie bilatérale et de dimorphisme sexuel biomécanique pour le membre supérieur.

Au sein de certaines populations de type chasseurs-cueilleurs, il a été noté la présence d'un côté dominant et donc la cohabitation apparente, à différents degrés, d'activités unilatérales et bilatérales selon les populations [23]. Une absence de dimorphisme sexuel de l'asymétrie bilatérale pour une population de type pasteurs-agriculteurs a déjà été observée [25,30]. Elle peut s'expliquer par la pratique d'activités uniquement bilatérales et/ou bien par l'existence d'activités unilatérales trop peu marquées pour avoir un réel impact sur le remodelage. Néanmoins, dans notre étude, on ne peut lier ces pratiques à une gamme d'activités précises vu qu'aucun habitat n'est lié à cette sépulture. L'absence de dimorphisme sexuel biomécanique pour le membre supérieur est quelque peu surprenante. De nombreuses études biomécaniques montrent, pour des périodes et des cultures diverses que les membres supérieurs masculins sont plus robustes que ceux des femmes en liaison avec une division sexuelle des tâches [22,25,66-68]. Notre résultat complète l'étude biométrique classique de la série indiquant pour les sujets masculins une tendance à une robustesse sensiblement plus importante [45]. Ainsi les propriétés géométriques suggèrent que les contraintes mécaniques subies par les deux sexes sont équivalentes.

Malgré des paramètres de surface plus importants, les femmes possèdent des humérus moins robustes que ceux des hommes sans que cela ne soit significatif. Par ailleurs, les pourcentages médians d'asymétrie bilatérale de AC (6 %) et %AC (3 %) nous montrent qu'il existe une dominance fonctionnelle d'un antimère sur l'autre au niveau du renfort structurel de la section plus grande chez les femmes. La plus grande variabilité de distribution des paramètres de section pourrait laisser penser que les modalités d'exécution sont plus variables chez les sujets féminins.

Nous n'expliquons pas l'absence de dimorphisme sexuel biomécanique par la pratique d'activités semblables pour les

**Tableau 4** Différence entre les propriétés géométriques fémorales au sein de l'échantillon des Boileau. \*[(homme – femme)/femme] × 100 / *Differences in diaphyseal geometric properties of the femur. \*[(male – female)/female] × 100.*

	Homme		Femme			Dimorphisme sexuel (%)	Significativité du U de Mann-Whitney
	Moyenne	N	Ecart type	Moyenne	N	Ecart type	Homme-Femme* p
AT (mm <sup>2</sup> )	921,485	19	140,816	798,688	37	115,595	15,375 0,010
AC (mm <sup>2</sup> )	718,640	19	121,380	602,322	37	110,452	19,312 0,010
AM (mm <sup>2</sup> )	202,845	19	51,899	196,367	37	54,660	3,299 0,770
%AC	77,907	19	5,169	75,265	37	6,515	3,511 0,170
I <sub>x</sub> (mm <sup>4</sup> )	257,191	19	75,504	195,257	37	56,782	31,719 0,010
I <sub>y</sub> (mm <sup>4</sup> )	240,697	19	72,614	195,503	37	55,943	23,117 0,020
I <sub>max</sub> (mm <sup>4</sup> )	274,255	19	80,421	213,646	37	60,900	28,369 0,010
I <sub>min</sub> (mm <sup>4</sup> )	223,630	19	62,341	177,114	37	48,560	26,263 0,010
J (mm <sup>4</sup> )	497,887	19	140,477	390,761	37	107,469	27,415 0,010
I <sub>x</sub> /I <sub>y</sub>	1,081	19	0,198	1,009	37	0,169	7,150 0,230
I <sub>max</sub> /I <sub>min</sub>	1,225	19	0,131	1,209	37	0,126	1,329 0,660

deux sexes. En effet, ce sont les modalités d'exécution des activités (intensité, fréquence et type de mouvements) qui sont ici détectées et non les activités en elles-mêmes. Les activités pratiquées par une population et à l'origine d'un mouvement sont difficilement identifiables, hormis quelques rares cas où le principe d'actualisme du geste biomécanique est applicable. De plus, ce n'est pas la marque d'une seule activité qui est reflétée par les marqueurs biomécaniques mais l'ensemble de celles pratiquées et différentes activités peuvent induire des répercussions osseuses identiques [69,70]. Cependant, l'absence de dimorphisme sexuel des modalités d'activités soulève la question de la représentativité de cet échantillon par rapport à la population vivante et au recrutement funéraire. Nous pourrions éventuellement être en présence d'une portion de la population possédant un statut spécial et ne pratiquant pas les modèles d'activités qui génèrent le dimorphisme sexuel biomécanique trouvé habituellement pour ces périodes.

Concernant, les individus atypiques, peu nombreux, aucun regroupement spécifique n'est attesté par rapport aux dépôts dans la sépulture. La majorité d'entre eux possède des valeurs plus élevées que le reste de l'échantillon et témoignent peut être d'une spécialisation des activités via des modalités d'exécution différentes des autres individus. Cependant dans le cas des sujets masculins, ils ne correspondent pas aux individus sur lesquels des traces de violences interpersonnelles ont été relevées. Nos résultats ne nous permettent pas d'affirmer l'hypothèse d'une spécialisation guerrière.

### Fémurs

Selon l'étude biométrique classique menée sur la série des Boileau, les membres inférieurs des hommes sont plus

robustes que ceux des femmes. Les périmètres et diamètres au milieu fémoraux sont donc fortement discriminants [45]. Notre étude montre également un dimorphisme biomécanique très marqué selon la même tendance.

Cette différence entre les paramètres de robustesse, et non entre ceux de conformation, peut s'expliquer par la répétition d'activités physiquement intenses du membre inférieur chez les hommes. La nature du terrain (relief) agit aussi sur les paramètres de robustesse en association avec des degrés importants de mobilité [22,25-67]. En partant du postulat que l'habitat devait être proche de la sépulture (rayon de 5 kms), le terrain aux alentours de cette dernière (zone de plaine et faibles collines [45]) n'est pas assez accidenté pour avoir eu un réel impact sur la robustesse. Nous suggérons plutôt que ce sont les modalités d'exécutions des activités qui sont différentes entre les hommes et les femmes, notamment le degré d'intensité. Cette pratique d'activités physiques plus intenses pour les hommes suggère une division sexuelle des tâches. Ce dimorphisme sexuel biomécanique n'intervient qu'au niveau de la robustesse du membre inférieur. Or, les études portant sur des séries européennes préhistoriques montrent des différences significatives pour les membres supérieurs et inférieurs entre les sexes [25-28]. Cependant, la caractérisation biomécanique d'une série ostéologique libyenne (900 Avant l'Ere Commune-500 Ere Commune) décrit la même absence de dimorphisme sexuel pour l'humérus et une aire totale du fémur significativement plus importante pour les sujets masculins [68]. Le premier point est considéré comme typique des populations agraires par les auteurs et une mobilité plus importante des hommes liée à des activités pastorales expliquerait les différences de l'aire totale fémorale. Cependant, au vu du manque de connaissances sur le mode de vie de notre population, nous

ne pouvons discuter de la nature précise des activités pratiquées (domestiques, extérieures à la sphère domestique...) et conclure sur un mode de vie précis.

Les ratios de conformation diaphysaire ne sont pas significativement différent entre hommes et femmes. Les types de mouvements du membre inférieur sont donc équilibrés entre les sexes et, au vu des valeurs proches de 1 des ratios, aucun des deux axes antéro-postérieur ou médio-latéral ne semblent subir une prédominance réelle des contraintes (malgré une dominance des contraintes antéro-postérieures légèrement plus importante chez les hommes non significative). Dans le cas où on choisit de penser le ratio  $I_x/I_y$  en termes d'indicateur de mobilité, celle de notre échantillon ne semble pas être importante sans que l'on ne puisse la quantifier au sein des activités pratiquées.

En ce qui concerne les individus atypiques d'effectif restreint, leur dépôt semble plutôt être opportuniste comme la majorité que spécifique. Certains d'entre eux possèdent aussi des paramètres huméraux atypiques mais ne correspondent pas aux individus portant des traces de violence interpersonnelle. On ne peut pas étayer l'hypothèse d'une spécialisation précise telle que guerrière mais peut-être sommes-nous effectivement face à des individus spécialisés ici puisqu'en leurs modalités d'exécution des activités sont différentes de celles des autres.

## Conclusion

L'objectif de notre étude consistait à caractériser d'un point de vue biomécanique les individus issus d'un ensemble funéraire collectif du Néolithique final vaclusien.

Pour le membre supérieur, les activités pratiquées apparaissent principalement de type bilatéral et les modalités d'exécution des activités (intensité, fréquence et type des mouvements) semblent équivalentes entre hommes et femmes. Concernant le membre inférieur, les modalités d'exécution suggèrent la pratique d'activités physiques plus intenses pour les hommes par rapport aux femmes pouvant refléter une division sexuelle des tâches concernant des activités impliquant le membre inférieur, sans que les types de mouvements ne soient concernés puisqu'ils sont équivalents entre les sexes.

Nos travaux amènent donc des données nouvelles et des prémices de réponses concernant les modèles d'activités des individus inhumés dans l'hypogée des Boileau grâce à la géométrie de section. Ils montrent par ailleurs l'intérêt de la géométrie de section comme complément de la biométrie classique pour esquisser les caractéristiques biomécaniques d'une série ostéologique. Afin d'appréhender les modèles d'activités au Néolithique Final en Provence, nous envisageons d'agrandir le corpus à l'échelle régionale et la compa-

raison à d'autres types de données morphologiques comme les marqueurs ostéoarticulaires d'activités.

**Remerciements** Les auteurs souhaitent remercier D. Marchi pour ses conseils et sa patience, les membres du Service d'Imagerie Médicale (Hôpital Nord-CHU Marseille) pour leur assistance, B. Bizot, G. Sauzade, B.M.Holt, R. Macchiarelli, T. Holliday, A. D'Anna et M. Bailly pour leur aide et remarques lors de cette recherche. Nous remercions aussi F. Bocquentin pour son implication.

## Références

1. Wolff J (1892) Das gesetz der transformation der knochen, Hirschwald, Berlin
2. Martin RB (2000) Toward a unifying theory of bone remodelling. *Bone* 26:1–6
3. Martin B, Burr D, Sharkey N (1998) *Skeletal Tissue Mechanics*, Springer, Dordrecht, 406 p
4. Lanyon L (1992) Control of bone architecture by functional load bearing. *J Bone Min Res* 7:369–75
5. Gosman J, Stout S, Larsen C (2011) Skeletal biology over the life span: A view from the surface. *Am J Phys Anthropol* 146:86–98
6. Carter D, Beaupre G (2001) *Skeletal Function and Form. Mechanobiology of Skeletal Development, Aging and Regeneration*, Cambridge University Press, Cambridge, 318 p
7. Ruff CB, Scott WW, Liu AYC (1991) Articular and diaphyseal remodelling of the proximal femur with changes in body mass in adults. *Am J Phys Anthropol* 86:397–413
8. Ruff C, Runestad J (1992) Primate limb bone structural adaptations. *Ann Rev Anthropol* 21:407–33
9. Lieberman D, Devlin M, Pearson O (2001) Articular area responses to mechanical loading: effects of exercise, age, and skeletal location. *Am J Phys Anthropol* 116:266–77
10. Lovejoy C, McCollum M, Reno P, et al (2003) Developmental biology and human evolution. *Ann Rev Anthropol* 35:85–109
11. Lieberman D, Polk J, Demes B (2004) Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156–71
12. Pearson O, Lieberman D (2004) The aging of Wolff's "law": ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Yearbook Phys Anthropol* 47:63–99
13. Wallace IJ, Middleton KM, Lublinsky S, et al (2010) Functional significance of genetic variation underlying limb bone diaphyseal structure. *Am J Phys Anthropol* 143:21–30
14. Ruff CB (2003) Long bone articular and diaphyseal structure in Old World monkeys and apes, II: Estimation of body mass. *Am J Phys Anthropol* 120:16–37
15. Cowgill L (2010) The ontogeny of holocene and late pleistocene human postcranial strength. *Am J Phys Anthropol* 141:16–37
16. Ruff C, Walker A, Trinkaus E (1994) Postcranial robusticity in *Homo*, III: Ontogeny. *Am J Phys Anthropol* 93:35–54
17. Ruff CB, Holt BM, Trinkaus E (2006) Who's afraid of the big bad Wolff? "Wolff's Law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129:484–8
18. Shaw C, Stock J (2009) Habitual throwing and swimming correspond with upper limb diaphyseal strength and shape in modern human athletes. *Am J Phys Anthropol* 140:160–72
19. Shaw C, Stock J (2011) The influence of body proportions on femoral and tibial midshaft shape in hunter-gatherers. *Am J Phys Anthropol* 144:22–9

20. Carlson K, Judex S (2007) Increased non-linear locomotion alters diaphyseal bone shape. *J Experimental Biol* 210:3117–25
21. Perréard Lopreno G (2007) Adaptation structurelle des os du membre supérieur et de la clavicule à l'activité : analyse de l'asymétrie des propriétés géométriques de sections transverses et de mesures linéaires dans une population identifiée (collection Simon), Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université de Genève, Genève, 356 p
22. Ruff CB (2008) Biomechanical analyses of archaeological human skeletons. In: Katzenberg A, Saunders SR (ed), *Biological Anthropology of the Human Skeleton*. Alan R. Liss, New York, pp 183–206
23. Holt B, Formicola V (2008) Hunters of the Ice Age: the biology of Upper Palaeolithic people. *Yearbook Phys Anthropol* 51:70–99
24. Holt B (2003) Mobility in Upper Palaeolithic and Mesolithic Europe: Evidence From the Lower Limb. *Am J Phys Anthropol* 122:200–15
25. Marchi D, Sparacello VS, Holt BM, et al (2006) Biomechanical approach to the reconstruction of activity patterns in Neolithic Western Liguria, Italy. *Am J Phys Anthropol* 131:447–55
26. Marchi D (2008) Relationships between lower limb cross-sectional geometry and mobility: The case of a Neolithic sample from Italy. *Am J Phys Anthropol* 137:188–200
27. Sládek V, Berner ME, Sailer R (2006) Mobility in central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: femoral cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 130:320–2
28. Sládek V, Berner ME, Sosna D, et al (2007) Human manipulative behavior in the Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: Humeral bilateral asymmetry. *Am J Phys Anthropol* 133:669–81
29. Ruff CB, Hayes WC (1983) Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae—a biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation. *Am J Phys Anthropol* 60:359–81
30. Bridges PS (1989) Changes in activities with the shift to agriculture in the southeastern United States. *Curr Anthropol* 30:385–94
31. Stock JT, Shaw CN (2007) Which measures of diaphyseal robusticity are robust? A comparison of external methods of quantifying the strength of long bone diaphyses to cross-sectional geometric properties. *Am J Phys Anthropol* 134:412–23
32. O'Neill MC, Ruff CB (2004) Estimating human long bone cross-sectional geometric properties: a comparison of noninvasive methods. *J Hum Evol* 47:221–35
33. Ruff CB (1999) Body size, body shape, and long bone strength in modern humans. *J Hum Evol* 38:269–90
34. Ruff CB (2002) Long bone articular and diaphyseal structure in old world monkeys and Apes. I: Locomotor effects. *Am J Phys Anthropol* 119:305–342
35. Puymerail L, Ruff CB, Bondioli L, et al (2012) Structural analysis of the Kresna 11 *Homo erectus* femoral shaft (Sangiran, Java). *J Hum Evol* 63:741–9
36. Lemerrier O, Blaise E, Cauliez J, et al (2004) La fin des temps néolithiques. In: Buisson-Catil J, Guilcher A, Hussy C, et al (ed) *Vaucluse préhistorique : le territoire, les hommes, les cultures et les sites*. Barthélémy, Le Pontet, pp 203–252
37. Tarrête J, Le Roux CT (2008) *Le Néolithique*, Archéologie de la France, AJ Picard- Ministère de la Culture et de la Communication, Paris, 417 p
38. Pétrequin P, Arbogast RM, Pétrequin AM, et al (2006) Premiers chariots, premiers araires - La diffusion de la traction animale en Europe pendant les IV<sup>e</sup> et III<sup>e</sup> millénaires avant notre ère, CNRS éditions, Paris, 397 p
39. Leroyer C, Thiebault S, Brochier J (2008) L'environnement végétal : néolithisation et transformations du paysage végétal : rythmes et modalités. In: Tarrête J, Roux C (ed), *Archéologie de la France. Le Néolithique*. Picard, Paris, pp 53–75
40. Blaise (2005) L'élevage au Néolithique final dans le sud-est de la France : éléments de réflexion sur la gestion des troupeaux. *Anthropozoologica* 40:191–216
41. Magny M (2010) Eléments pour une histoire du climat en Europe occidentale de 4500 à 2500 BC. In: Lemerrier O, Furestier R, Blaise E (ed), *Quatrième millénaire. La transition du Néolithique moyen au Néolithique final dans le sud-est de la France et les régions voisines*. Actes de la table ronde internationale d'Aix en Provence, mars 2005, Lattes. Publications de l'UMR 5140 / ADAL
42. Sauzade G (1998) Les sépultures collectives provençales. In : Soulier P (ed), *La France des dolmens et des sépultures collectives*. Ed. Errance, Paris: pp 292–326
43. Sauzade G (1983) Les sépultures du Vaucluse du Néolithique à l'Age du bronze. *Études Quaternaires* 6, Institut de Paléontologie Humaine, Paris, 253 p
44. Chambon P, Leclerc J (2008) Les pratiques funéraires. In: Tarrête J, Roux C (ed), *Archéologie de la France. Le Néolithique*. Picard, Paris
45. Devriendt W (2004) L'hypogée des Boileau, Thèse de doctorat de la Faculté de Médecine, Université de la Méditerranée-Aix Marseille II, Marseille, 297 p
46. Kelly L (1995) *The Foraging Spectrum: Diversity in Hunter-Gatherer Lifeways*, Smithsonian Institution Press, Washington et Londres, 462 p
47. Binford L (1980) Willow smoke and dogs' tails: hunter-gatherer settlement systems and archaeological site formation. *Am Antiq* 45:4–20
48. Mahieu E (2000) L'hypogée des Boileau (Vaucluse, France). Organisation, fonctionnement, comparaisons. In: Melis MG (ed) *L'ipogeismo nel Mediterraneo : origini, sviluppo, quadri culturali*, Università degli Studi - Facoltà di Lettere e Filosofias, Sassari, pp 591–606
49. Devriendt W (2004) Les hypogées Vauclusiens : vers une meilleure connaissance des populations du néolithique final. In: Buisson-Catil J, Guilcher A, Hussy C, et al (ed) *Vaucluse préhistorique : le territoire, les hommes, les cultures et les sites*. Barthélémy, Le Pontet, pp 245–250
50. Schmitt A (2005) Une nouvelle méthode pour estimer l'âge au décès des adultes à partir de la surface sacro-pelvienne iliaque. *Bull Mém Soc Anthropol Paris* 17:89–101
51. Murail P, Bruzek J, Houët F, et al (2005) DSP: A tool for probabilistic sex diagnosis using worldwide variability in hip-bone measurements. *Bull Mém Soc Anthropol Paris* 17:167–76
52. Bello S, Signoli M, Thomann A, et al (2003) Nouvelle méthode de quantification de l'état de conservation des surfaces corticales et son application dans les études paléopathologiques et paléopidémologiques. *Bull Mém Soc Anthropol* 15:7–8
53. Dutour O (1989) *Hommes fossiles du Sahara - Peuplements holocènes du Mali septentrional*, CNRS éditions, Paris, p 342
54. Spoor CF, Zonneveld FW, Macho GA (1993) Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *Am J Phys Anthropol* 91:469–84
55. Fajardo RJ, Ryan TM, Kappelman J (2002) Assessing the accuracy of high-resolution x-ray computed tomography of primate trabecular bone by comparisons with histological sections. *Am J Phys Anthropol* 118:1–10
56. Auerbach BM, Ruff CB (2006) Limb bone bilateral asymmetry: Commonality and variability among modern humans. *J Hum Evol* 50:203–18
57. Carlson K (2005) Investigating the form-function interface in african apes: relationships between principal moments of area and positional behaviors in femoral and humeral diaphyses. *Am J Phys Anthropol* 127:312–34
58. Sládek V, Berner M, Galeta P, et al (2010) Technical Note: The Effect of Midshaft Location on the Error Ranges of Femoral and

- Tibial Cross-sectional Parameters. *Am J Phys Anthropol* 141:325–32
59. Lovejoy CO, Burstein AH, Heiple KG (1976) The biomechanical analysis of bone strength: a method and its application to platycnemia. *Am J Phys Anthropol* 44:489–505
  60. Grine FE, Jungers WL, Tobias PV, et al (1995) Fossil *Homo* femur from Berg Aukas, northern Namibia. *Am J Phys Anthropol* 26:67–78
  61. McHenry HM (1991) Femoral lengths and stature in Plio-Pleistocene hominids. *Am J Phys Anthropol* 85:149–58
  62. Ruff C, Holt B, Niskanen M, et al (2012) Stature and body mass estimation from skeletal remains in the European Holocene. *Am J Phys Anthropol* 148:601–17
  63. Auerbach BM, Ruff CB (2004) Human body mass estimation: a comparison of “morphometric” and “mechanical” methods. *Am J Phys Anthropol* 125:331–42
  64. Ruff CB, Trinkaus E, Walker AC, et al (1993) Postcranial robusticity in *Homo*. I: Temporal trends and mechanical interpretation. *Am J Phys Anthropol* 91:21–53
  65. Benjamini Y; Hochberg Y (1995) Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal Statistical Society, Series B (Methodological)* 57:289–300
  66. Maggiano I, Schultz M, Kierdorf H, et al (2008) Cross-sectional analysis of long bones, occupational activities and long-distance trade of the classic maya from xcambo: archaeological and osteological evidence. *Am J Phys Anthropol* 136:470–7
  67. Sparacello V, Marchi D (2008) Mobility and subsistence economy: A diachronic comparison between two groups settled in the same geographical area (Liguria, Italy). *Am J Phys Anthropol* 136:485–95
  68. Nikita E, Ysi Siew Y, Stock J, et al (2011) Activity patterns in the Sahara Desert: An interpretation based on cross-sectional geometric properties. *Am J Phys Anthropol* 146:423–34
  69. Dutour O (1992) Activités physiques et squelette humain : le difficile passage de l'actuel au fossile. *Bull Mém Soc Anthropol Paris* 4:233–41
  70. Kennedy K (1998) Markers of occupational stress: conspectus and prognosis of research. *Intern J Osteoarchaeol* 8:305–10