NOTE SUR L'ETUDE MECANIQUE COMPARATIVE DE TIBIAS MEDIEVAUX

Michèle CAILLAT-LAMARSALLE* - Georges P. GONON**
Raoul PERROT*

RESUME

L'étude mécanique comparative de six tibias médiévaux suggère que la zone postérieure de l'os est la plus élastique, viennent ensuite les faces externe puis interne.

Les tibias féminins de Lure sont plus déformables que les os masculins.

Cette étude pourrait ouvrir des perspectives d'identification du sexe de tibias incomplets ou isolés.

SUMMARY

A comparative study of the mechanical properties of six medieval tibias from the necropolis of Lure (Haute-Saône, France) points to the posterior area as the zone of greatest elasticity, followed by the external side, then by the internal.

Female tibias are more elastic than male ones.

These findings may be of service in the sex identification of incomplete or isolated tibias.

INTRODUCTION

Le gisement de Lure (Haute-Saône) ¹ a livré une centaine de tibias provenant de sujets d'âge et de sexe différents. L'étude anthropologique confortée par une analyse statistique permet de différencier les tibias masculins des os féminins de façon relativement précise (Caillat M. & Perrot R. 1983).

Le but de notre travail étant d'identifier tous les vestiges osseux, nous essayons de mettre au point une technique expérimentale offrant la plus grande sécurité possible quant à la diagnose sexuelle d'une pièce isolée, voire même celle d'un fragment osseux.

La plupart des tibias à tendance féminine se recon-

 Département d'Anthropologie, UER de Biologie Humaine Université Lyon I - 8 Avenue Rockefeller, 69373 Lyon Cédex 08 - France. naissent à l'oeil nu en raison de leur plus petite taille et de leur moindre robustesse par rapport aux tibias masculins. Nous cherchons à savoir si ces différences morphologiques se traduisent par des différences de résistance des os à la compression et si les données fournies par les auteurs concernant des os secs sont comparables avec celles des tibias de Lure ².

1 - MATERIEL

1.1. Matériel osseux.

Le choix du matériel répond à deux critères :

1.1.1. Critère de qualité.

Les os utilisés sont en bon état de conservation, sans pathologie déclarée ni particularité individuelle succeptible de modifier l'enregistrement des déformations et rendant impossible la comparaison des résultats

Nous travaillons ici sur l'os entier dans le double but de préserver autant que possible le matériel osseux et de simplifier la technique expérimentale.

De nombreux auteurs utilisent les éprouvettes osseuses de dimensions connues permettant :

- d'une part, d'apprécier les qualités physiques de l'os par diverses expériences (prélèvements effectués à différents niveaux suivant des directions définies),
- d'autre part, d'estimer le module de Young de chaque échantillon (Dempster W.T. & Liddicoat R.T. 1952, Frost H.M. 1964, Melick R.A. & Muller D.P. 1966, Yamada H. 1970).

D'autres chercheurs ont montré que les résultats obtenus par la méthode des éprouvettes étaient erronés en raison de l'hétérogénéité du matériau (Evans F.G. 1957, Comtet J.J. et alii 1967).

** Laboratoire de Biomécanique, Département d'Anatomie, UER de Médecine - Université Lyon I, 8 Avenue Rockefeller, 69373 Lyon Cédex 08 France.

1.1.2. Critère de dimension.

Pour identifier la tendance féminine ou masculine d'un tibia, l'oeil est sensible à la longueur totale de l'os et à sa massiveté.

Ces données sont quantifiées par l'Anthropologie classique : on mesure la longueur maximale du tibia et la massiveté est traduite par l'indice de robustesse d'une part : $(IR = \frac{Périmètre minimum \times 100}{})$

Longueur maximale et l'indice cnémique d'autre part :

(IC = $\frac{\text{diamètre transv.} \times 100}{\text{diamètre ant. post.}}$).

Pour savoir si l'on peut émettre l'hypothèse d'un lien entre la morphologie de l'os et sa résistance à la compression, on prend six tibias aussi représentatifs que possible du sexe de l'individu et d'âges voisins. On choisit trois tibias masculins :

- l'un de petite taille, ayant un faible périmètre et un indice cnémique peu élevé,
- le second présente une longueur maximale, un indice cnémique et un périmètre moyens,
- le troisième possède une grande longueur maximale, un grand périmètre et un fort indice cnémique³.

Le lot de tibias féminins répond aux mêmes normes, (Tabl. 1).

N ^O de l'os	long. max.	périmètre	ind. cnémique	
7 droit	375	78	69,25	Hommes
38 droit	381	88	62,43	
16 droit	404	90	80,82	
42 gauche	320	64	72,03	Femmes
24 droit	316	73	75,39	
77 droit	347	82	90,03	

TABLEAU 1 - Le matériel osseux

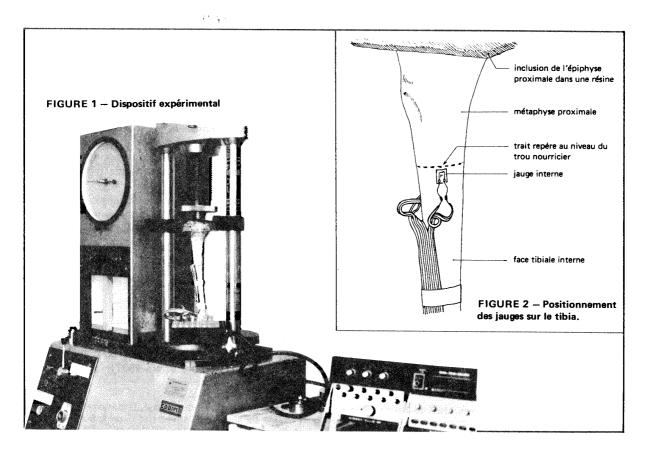
toutes les mesures sont exprimées en millimètres.

1.2. Les jauges de contrainte :

- Nous posons des jauges de contrainte VISHAY MICRO-MEASUREMENT de type CEA 06 250 UW, 120 ohms + 0,3 % utilisables de - 75 $^{\circ}$ C à + 205 $^{\circ}$ C.

Nous avons choisi une méthode extensométrique directe (Fig. 1) avec application de capteurs sur l'os permettant de vérifier :

- les microdéformations subies par les structures osseuses,
 - la répartition des zones de contraintes.
- Pour déterminer les caractéristiques qualitatives et quantitatives des contraintes au niveau de chacune des trois faces du tibia, on pose sur chacun d'eux trois jauges disposées en couronne juste au-dessous du niveau du trou nourricier (Fig. 2). La position du fo-



ramen nutritif pouvant varier d'un tibia à l'autre (Kenesi C. 1966), les jauges peuvent être exceptionnellement fixées au-dessus du repère si celui-ci est en position très basse comme c'est le cas pour le tibia N^O 38.

Remarque: Le nombre et la position des jauges dépend du type de résultat attendu, ainsi, pour connaître la répartition des contraintes sur l'os entier, P. Blaimont a posé jusqu'à 80 jauges sur l'extrémité supérieure du fémur. Notre problème, plus simple, consiste à évaluer l'importance des déformations des tibias médiévaux.

La charge est appliquée de façon progressive par la presse et à chaque palier de 5 puis 10 daN (1 daN = 1,02 kgF) les microdéformations sont enregistrées sur chacune des jauges posées sur l'os.

Les courbes charge/déformation obtenues sont comparées pour les différents montages.

L'échelle choisie lors de l'étalonnage est 300 décanewtons, valeur qui correspond à la pression maximale exercée par la presse.

2 - METHODE

2.1. Type de contrainte utilisé.

Selon le type de contrainte dhoisi — tension, compression ou cisaillement — les résultats obtenus varient de façon importante (L. Sedel, 1974). Plusieurs expériences montrent que l'os est plus résistant en compression qu'en tension (de 1,5 à 2 fois plus selon les auteurs). La relative fragilité des pièces de Lure justifie notre travail en compression.

2.2. Principe.

La technique utilisée consiste à exercer des pressions croissantes et mesurées sur des tibias adultes équipés de capteurs pour enregistrer la déformation.

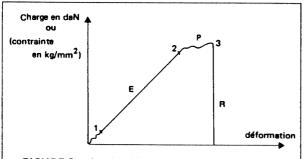


FIGURE 3 — Courbe théorique des déformations d'un matériau en fonction d'une charge croissante.

E : Elasticité 2 : limite d'élasticité 2 : seuil de rupture

R : Rupture

Toute l'étude s'effectue dans le domaine d'élasticité de l'os (Fig. 3) sur la portion de droite rectiligne ;on élimine les irrégularités en début de graphe (partie 1) dues aux réactions internes du spécimen lors de la mise en compression.

2.3. Les caractéristiques.

Les inconvénients :

La méthode choisie est plus ou moins destructive lors de l'étalonnage quand on cherche les limites d'élasticité de la catégorie d'os étudiée. Nous utilisons dans ce cas des fragments osseux permettant d'étalonner la presse sans détériorer un spécimen.

On peut également assister à des fractures prématurées dues à la présence de microfissures invisibles à l'extérieur de l'os.

Les avantages :

La mise en compression — très progressives — ne provoque pas de tension brutale au sein de l'os. Après étalonnage de la presse, la détérioration des spécimens pendant l'expérimentation est exceptionnelle. De plus la substitution d'une technique d'inclusion des épiphyses à celle du sciage respecte l'intégrité de la pièce étudiée.

3 - RESULTATS

3.1. Etude synthétique, comparaison hommes femmes.

. Voir figures 4, 5, 6

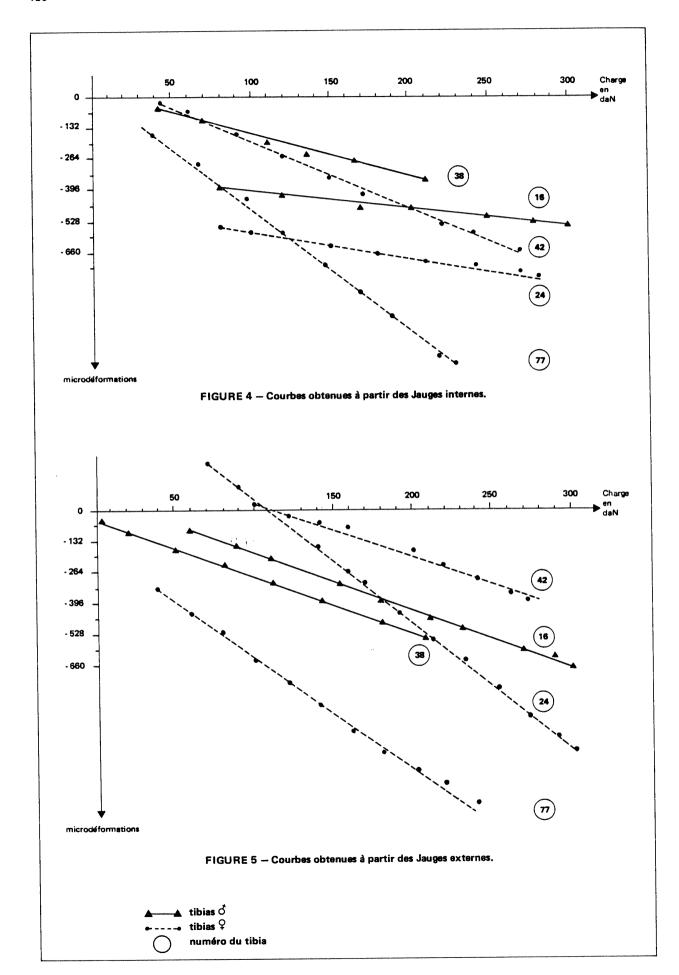
. Dans l'expression des résultats, il n'est pas tenu compte des éventuels processus de torsion qui interviennent. (Lois d'Euler).

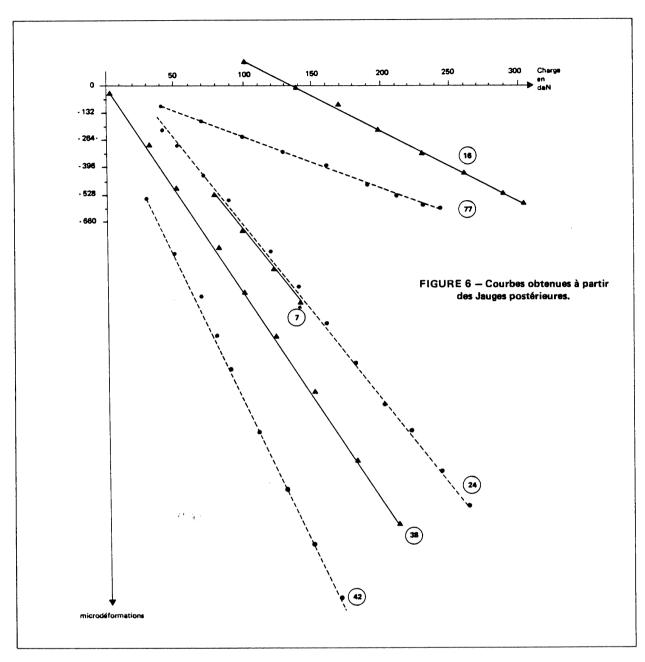
3.1.1. Aspect qualitatif.

Quel que soit le sexe, la face tibiale postérieure est généralement la plus élastique et la face interne la moins déformable.

Le tibia masculin le plus grand et le plus robuste se déforme moins intensément et moins vite que celui dont les dimensions sont moyennes. La même remarque s'applique aux os féminins seulement en ce qui concerne leur face postérieure. Le décalage observé pour les faces latérales peut s'expliquer par le fait qu'il n'a pas été possible de constituer un échantillon féminin à partir de tibias dont toutes les dimensions et indices étaient rigoureusement croissantes selon l'ordre choisi. Voir Fig. 4, 5, 6.

On note que les os masculins sont moins élastiques





que les tibias féminins sous l'effet de fortes pressions

Pour l'échantillon considéré, la différence d'élasticité entre les os semble représentative du sexe de l'individu :

- os féminins très élastiques,
- os masculins faiblement élastiques.

Ces résultats s'accordent avec ceux de plusieurs auteurs (Evans F.G. 1967, Sedlin E.D. & Hirsch C. 1966, Yamada H. 1970).

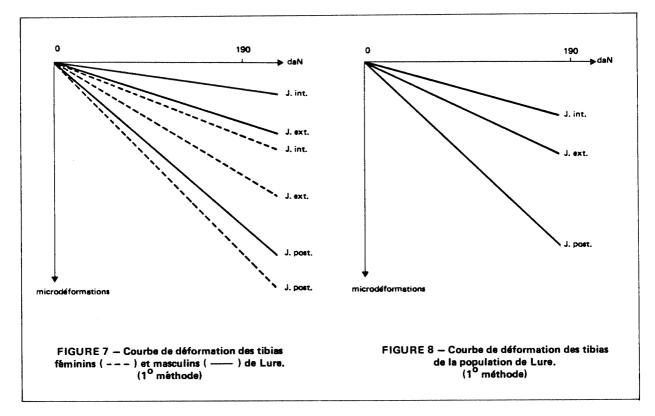
3.1.2. Aspect quantitatif.

- Première méthode:

La technique employée ne permettant pas le calcul du module de Young, nous mesurons l'angle que fait une droite expérimentale avec l'axe des charges. Cette valeur est représentative du module de Young. (Tabl. 2).

	N ^O de l'os	jauge int.	jauge ext.	jauge post.
Femmes	42	23°	18 ⁰	65 ⁰
	24	10°	40 ⁰	54 ⁰
	77	31°	35 ⁰	19 ⁰
Hommes	38	9°	20 ⁰	56 ⁰
	16	6°	18 ⁰	27 ⁰
	X ♀	21,3 ⁰	31,0°	46,0°
	X ♂	7,5 ⁰	19,0°	41,5°
	X Lure	15,8 ⁰	26,2°	44,2°

TABLEAU 2 — Tableau récapitulatif des résultats en degrés Les moyennes des résultats sont portées sur les figures 7 et 8.



On peut alors tracer une courbe traduisant le comportement de la population de Lure à travers cinq de ses représentants les plus typiques.

- Deuxième méthode:

On effectue la comparaison des résultats hommesfemmes en calculant la moyenne des microdéformations enregistrées par les jauges internes, externes et postérieures. (Tabl. 3). Le calcul est fait dans la partie la plus rectiligne de la zone d'élasticité des tibias c'està-dire entre 90 et 190 daN.

Moyennes des tibias masculins :

	jauge post.	jauge int.	jauge ext.
90 daN	- 381,5	- 271,5	- 205,5
110	- 523,5	- 302,0	- 268,5
130	- 667,0	- 313,0	~ 317,0
150	- 777,5	- 335,5	- 362,5
170	- 977.5	- 367,0	- 427,5
190	- 1101,5	- 381,5	- 478,5

Moyennes des tibias féminins :

	jauge post.	jauge int.	jauge ext.
90 daN	- 718	- 366	- 145
110	- 884	- 428	- 214
130	- 1060	- 497	- 291
150	- 1228	- 562	- 374
170	- 1391	- 620	- 456
190	- 1554	- 664	- 546

TABLEAU 3 — Moyennes des déformations des tibias δ et 9. Tableau récapitulatif.

On obtient pour chaque série de tibias masculins et féminins une moyenne qui servira de référence dans les expériences et calculs ultérieurs. (Fig. 9, 10).

3.2. Interprétation des résultats.

3.2.1. Rapports entre l'indice cnémique et l'élasticité du tibia.

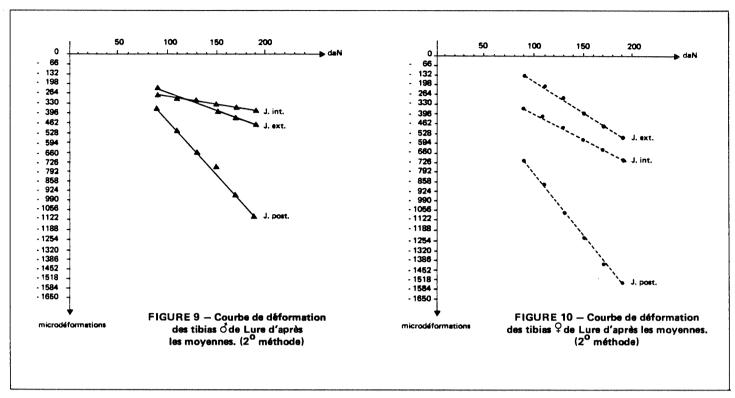
Le tibia N^O 16, eurycnémique, possède une zone postérieure plus élastique que celle du N^O 38, mésocnémique. De même, dans la série des tibias féminins N^{OS} 42, 24 et 77, plus l'indice cnémique est fort, plus la zone postérieure est rigide, (Fig. 11).

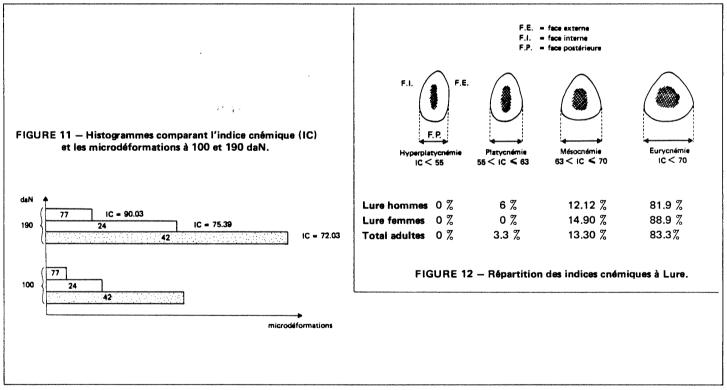
Ces résultats s'accordent avec ceux de la mécanique classique qui démontre que la forme cylindrique présente un optimum de résistance et de légèreté dans la fonction de soutien, (cf. applications dans le génie civil)*. Poursuivant le raisonnement, on peut penser que les diaphyses hypereurycnémiques (IC \geq 100) sont les mieux adaptées à la fonction du tibia et, par conséquent, les plus fréquentes. Les résultats de Lure sont les suivants (Fig. 12) :

On remarque que les diaphyses eurycnémiques sont les mieux représentées, mais que la moyenne générale du groupe est à IC = 75 et non voisine de 100. Quatre remarques s'imposent :

$$(\frac{D4 - d4}{\pi})$$
 – L. Sedel. 1974

^{*} C'est en effet la forme qui donne la plus grande résistance pour la moins grande quantité de matière. Le moment d'inertie d'un cylindre répond à la formule :





- le groupage autour de la moyenne 75 n'est pas typique de Lure puisque des gisements aussi différents que Brandes-en-Oisans ou Saint Geney présentent les mêmes caractéristiques. (Tabl. 4).
- on note que les diaphyses "rondes" sont une caractéristique chez les très jeunes enfants et que l'ovalisation jusqu'à un indice voisin de 75 s'acquiert parallèlement à la maîtrise de la station bipède.
- A la suite des expériences réalisées, il ne faut pas confondre rigidité et résistance. Une courbe à pente forte traduit une grande déformation et un os très élastique, mais pas nécessairement moins résistant.
- L'os frais est considéré comme visco-élastique, il est à la fois déformable et résistant, caractère qu'il perd en partie à l'état sec. Ceci dépend également de l'agent de la déformation et de son mode d'application (un effort rapide équivaut à un choc).

			-	
	Nbre	Minimum	Moyenne	Maximum
Lure (F.)	***************************************	***************************************		algranica de compresione de partire en informerican en partir de primerio
hommes	28	56,63	77,49	88,11
femmes	32	61,42	76,65	90,03
indéterm.	28	70,12	77,63	95,50
St. Geney (F.)				
hommes	8	66,06	72,47	83,33
femmes	4	73,33	74,06	75,92
indéterm.	7	61,98	71,23	79,25
Brandes (F.)	All to a series and a series and			
hommes	46	60,5	74,78	93,10
femmes	43	64,5	73,05	86,80
indéterm.	-		' –	_

TABLEAU 4 - Valeurs comparées des IC de différents gisements mêdiévaux.

3.2.2. Hypothèses

On émet l'hypothèse que plus l'indice cnémique augmente, plus la déformation de l'os, pour une charge identique, est faible et plus le tibia est résistant, en particulier au niveau de sa face postérieure. Ceci chez les hommes comme chez les femmes.

Cette diminution de l'élasticité ne s'observe pas sur toutes les faces de l'os ; la technique expérimentale ne peut être mise en cause pour expliquer ces résultats.

La moyenne des indices cnémiques des tibias de Lure étant de 75, on pouvait penser qu'elle correspondait au maximum de résistance, or, cette résistance augmente avec l'IC. Nouvelles hypothèses :

- la résistance des tibias pour un IC= 75 n'est pas optimale mais suffisante pour répondre aux exigences biomécaniques du sujet moyen.
- la résistance des tibias aux forts IC proviendrait d'une meilleure répartition des contraintes sur la zone postérieure élargie (Fig. 12).

3.3. Perspectives d'avenir : la diagnose sexuelle des tibias.

Ce travail met en évidence une différence de comportement entre tibias masculins et féminins. Il serait intéressant de renouveler l'expérience

- sur d'autres tibias de Lure afin de cerner les limites de la variabilité individuelle.
- sur des fragments d'os venant de sujets de sexe connu pour savoir si les résultats obtenus sur l'os entier sont applicables à un vestige,
- sur des tibias issus d'autres gisements, puis des os frais afin de comparer l'amplitude des différences entre hommes et femmes, en fonction de l'âge de l'os.

Remarque: L'un des buts poursuivis est de sexer les pièces osseuses avec précision et une mise au point est ici nécessaire. Pour un critère donné, quelle que soit la technique utilisée, il serait vain de chercher un point de coupure absolu entre tibias masculins et féminins. L'existence d'une frange d'incertitude définie par les Anthropologues ne correspond pas à une zone inexplorée que l'expérience ou la technologie finiront par diviser en deux secteurs, l'un masculin, l'autre féminin, mais bien à une réalité biologique.

Aujourd'hui encore, de nombreux sujets présentent des caractères intermédiaires entre les deux sexes.

Tout individu possède au moins un os de sexe opposé au sexe exprimé, il n'existe donc pas de squelette ou de sujet totalement mâle ou femelle (en effet, si l'ambivalence à divers degrés n'existait pas dans l'espèce humaine, l'échange des rôles entre hommes et femmes serait impossible comme il semble l'être dans la fonction reproductrice).

On note que, dans ce domaine également, certains cas de stérilité féminine dus à un excès d'hormones de type masculin, la présence de bassins androïdes s'opposant à une parturition normale, etc... prouvent encore l'ambiguité du sexe exprimé chez un individu.

Dans le cadre d'une étude anthropologique, nous ne chercherons pas à définir une limite sans fondement biologique, mais à connaître le degré de féminité ou de masculinité d'un sujet.

- Dans le cas d'un squelette complet : le sexe retenu sera celui exprimé par la majorité des vestiges ;
- Un os isolé sera défini par sa tendance masculine ou féminine.

CONCLUSION.

Nous tirons de cette étude mécanique du tibia plusieurs observations :

- Les tibias masculins sont moins élastiques que les tibias féminins sous l'effet de fortes charges (100 à 200 daN).
- La face postérieure des tibias d'hommes et de femmes est plus élastique que les faces latérales.
- La zone interne du tibia est généralement moins déformable que la zone externe.

Ceci, sans oublier que nous sommes tributaires

- des os trouvés,
- des informations que nous avons sur les pièces (âge, sexe...),
- des conditions de conservation.

L'extrapolation des résultats permet d'émettre plusieurs hypothèses :

— La moyenne des indices cnémiques dans les gisements médiévaux étudiés est inférieure à l'IC qui correspond à la plus grande résistance de l'os à la compression, (c'est-à-dire à la sollicitation mécanique la plus fréquente au niveau du tibia du sujet vivant).

On note que l'indice cnémique d'os d'enfants très jeunes diminue au cours de l'acquisition de la station bipède, d'où une contradiction apparente : les tibias de très jeunes enfants sont plus cylindriques et morphologiquement mieux adaptés pour résister à de fortes contraintes que ceux d'adolescents ou d'adul-

tes dont les tibias sont fonctionnels. Il semblerait que la résistance de cet os chez l'adulte ne soit pas maximale en fonction de sa morphologie, mais seulement suffisante pour assurer les fonctions de soutien et de locomotion ; par ailleurs l'exercice de la marche permet l'organisation et le développement de travées osseuses dont l'orientation et le nombre assurent des renforts localisés du pilier tibial.

 On remarque l'augmentation proportionnelle de l'indice cnémique et de l'élasticité. Il pourrait exister un lien entre morphologie et résistance à la compression du tibia.

REFERENCES

AMPRINO (R.) 1958. — Investigations on some physical properties of bone tissue. Acta anat., 34, 161.

BAILLY-MAITRE (M.C.) 1983 — Brandes-en-Oisans (Huez, France). Un village minier de haute montagne au Moyen-âge. Thèse 3° cycle Aix-Marseille I, non publié.

BLACK (S.), KOROSTOFF (E.) 1973 — Dynamic mechanical properties of viable human cortical bone. **J. Biomechanics**, 6, 435-438.

BLAIMONT (P.) 1968. — Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain. Acta orthopedica belgica, 196, 34.

BLAIMONT (P.), BURNY (F.) 1968 — Résistance à la traction et dureté de la diaphyse fémorale. Acta. ortho. belg., 34, 6, 883.

CAILLAT (M.), PERROT (R.) 1984 — Contribution à l'Anthropologie du tibia médiéval. — **Paléobios 1-2**, Lyon p. 59 à 67, 8 fig.

CHABAUD (B.) 1982 — Etude mécanique comparative des différents types d'ostéosynthèses internes et externes sur l'extrémité inférieure du fémur. Mémoire pour l'obtention du CES de biomécanique de l'appareil locomoteur, Lyon, 81 p., non publié.

COMTET (J.J.), ROZIER (T.), VASSAL (R.), ARENG (J.M.), FISCHER (L.) 1967. — Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. Rev. Chir. orthop., 53, 3-21.

CURREY (J.) 1969. — The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. J. Biomechanics, 2, 1-11.

CURREY (J.) 1969. — The relationship between the stiffness and the mineral content of bone. J. Biomechanics, 2, 477.

CURREY (J.) 1970. — Mechanical properties of bone. Clinical orthopaedies, 73, 210-231.

DEMPSTER (W.T.), LIDDICOAT (R.T.) 1952. - Compact bone as a non isotropic material. Amer. J. Anat., 91, 331.

EVANS (F.G.) 1957. — Stress and Strain in bone, Charles C. Thomas, Publ., Springfield.

EVANS (F.G.), BANG (S.) 1967. — Differences and relationship between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone. Amer. J. Anat., 120, 79.

EVANS (F.G.), KING 1961. — Regional differencies in some physical properties of human spongy bone. In EVANS F.G., Biochemical studies of the musculoskeletal system. Charles C. Thomas. Publ.

EVANS (F.G.), VINCENTELLI (R.) 1969. — Relation of collagen fibre orientation to some mechanical properties of human cortical bone. J. Biomechanics, 2, 63.

KENESI (C.) 1966 — Note sur la topographie du trou nourricier des os longs des membres. **Bull. Assoc. Anat.**, 51, 54-551.

PERROT (R.) 1980 — Trav. Doc. Centre Paléoanthropologie Paléopathologie (CNRS ERA 574) ÜERBH Lyon, vol. H.S., 1977-78 réed. 1980, 614 p.

SEDEL (L.) 1974 — Propriétés mécaniques de l'os. Revue Chir. orthop., 60, 643-656.

SEDLIN (E. D.), HIRSCH (C.) 1966. — Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Acta orthop. scand., 37, 29.

SMITH (J.W.), WALMSLEY (R.) 1959. — Factors affecting the elasticity of bone. J. Anat., 93, 503.

YAMADA (H.) 1970. — **The strength of biological material.** Williams and Wilkins, publ., Baltimore.

Les données archéologiques indiquent que le cimetière a pu être utilisé du VIIe au XVIIe siècle après J.C. Nous adressons nos remerciements à Monsieur J.L. Odouze et son équipe de la Direction des Antiquités historiques de Franche-Comté qui nous ont confié l'étude de ce gisement.

Nous remercions vivement Monsieur le Docteur P. Braillon,

Maître-assistant au laboratoire de Génie biologique et médical de la Faculté des Sciences Lyon I pour ses conseils et tout l'intérêt qu'il porte à ce travail.

Les dimensions sont considérées comme fortes ou faibles par rapport à celles de l'ensemble de la population de Lure.