

TRANSMISSION DES CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'ARCHE CARPIENNE EN HYPEREXTENSION DU POIGNET MODÈLE MATHÉMATIQUE

P. LEDOUX

Le carpe est une structure anatomique remarquable qui allie une mobilité exceptionnelle pour un complexe articulaire et une résistance importante aux contraintes dans toutes les positions qu'il peut adopter. L'architecture du carpe est vraisemblablement la structure la plus économique en terme de moyen pour cette double fonction de mobilité et de résistance mécanique.

Le comportement mécanique du carpe peut être approché par le biais d'une analyse vectorielle et analytique de la transmissions des contraintes. Cette analyse permet de déterminer la répartition des contraintes au niveau de l'arche carpienne et de préciser le rôle de structures importantes telle que le ligament annulaire antérieur du carpe. Cette analyse permet également de prévoir le résultat de certaines interventions correctrices comme les ostéotomies en coin du radius dans le cadre de la maladie de Kienböck.

Keywords : wrist ; biomechanics.

Mots-clés : poignet ; biomécanique.

1. INTRODUCTION

Les mécanismes carpiens font l'objet de l'intérêt des chirurgiens depuis l'avènement de la radiologie. Très vite la mobilité relative des os carpiens a été décrite (3,4). Par la suite diverses théories ont été élaborées tentant de concilier mobilité et stabilité du carpe, mais sans que cela ne repose sur une étude préalable de la structure mécanique du carpe (8, 13, 14, 16, 20, 21).

Les mesures directes de transmission de contraintes au niveau du poignet se révèlent techniquement difficiles voire impossibles à l'heure actuelle pour des raisons techniques et en particulier la nécessité

de sectionner une partie de l'appareil ligamentaire, ce qui par voie de conséquence modifie le comportement mécanique du poignet.

L'analyse vectorielle a été utilisée par Pauwels au niveau de la hanche (17), Maquet au niveau du genou (15) et nous même pour étudier le mécanisme des lésions scaphoïdiennes et périscaphoïdiennes (12).

Schuind, dans sa thèse (19), a utilisé la méthode RBS (rigid body spring) pour étudier la transmission des contraintes au niveau du poignet. Cette approche nécessite du matériel informatique relativement sophistiqué, et d'autre part rend le comportement mécanique du poignet opaque à la compréhension, tout «se passant dans l'ordinateur».

Or nous montrerons au travers de notre modèle mathématique qu'il est possible de déterminer la répartition des contraintes au niveau du carpe.

2. MATERIEL ET METHODE

Rappel théorique

L'analyse vectorielle permet l'étude des forces en les représentant par des vecteurs (2). Une force a une direction, un sens, un point d'application, et une grandeur. Cette force peut être représentée par un vecteur dont la longueur est proportionnelle à sa

Centre de Chirurgie de la Main, Clinique du Parc Léopold, 38 rue Froissart, 1040 Bruxelles, Belgique.

Service d'Orthopédie, Clinique L. Caty, 136 rue L. Caty, 7331 Baudour, Belgique.

Correspondance et tirés à part : P. Ledoux, 8 rue A. Descamps, 7382 Audregnies, Belgique.

grandeur. Les vecteurs représentant des forces peuvent être additionnés ou décomposés par construction géométrique.

Un moment est le produit d'une force par la distance séparant l'axe de cette force d'un point déterminé selon la perpendiculaire à l'axe de la force.

Considérons une poutre supportant un poids P et reposant sur deux appuis. Au niveau de ces appuis nous aurons deux forces de réaction R_1 et R_2 . A l'équilibre, la somme des forces et des moments est nulle en chaque point (Fig. 1). A l'équilibre nous aurons donc :

$$P = R_1 + R_2 \quad (\text{La force } P \text{ est contrebalancée par les forces de réactions } R_1 \text{ et } R_2)$$

et par rapport au point A la somme des moments est nulle :

$$P \cdot l_1 = R_2 \cdot (l_1 + l_2) \quad \text{et donc :} \\ R_2 = P \cdot l_1 / (l_1 + l_2)$$

ou par rapport au point B :

$$P \cdot l_2 = R_1 \cdot (l_1 + l_2) \quad \text{et donc :} \\ R_1 = P \cdot l_2 / (l_1 + l_2)$$

Nous appellerons résultante le résultat de la somme de plusieurs vecteurs ou de plusieurs moments.

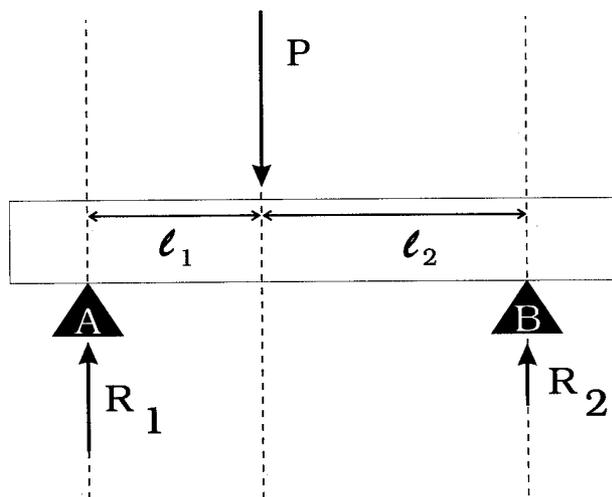


Fig. 1. — Poutre reposant sur deux appuis ponctuels et soumise à une force P . R_1 et R_2 sont les forces de réaction au niveau des points d'appui A et B.

Conventions

Nous appellerons «F» les forces et leurs décompositions vectorielles. Nous appellerons «R» les réactions à ces forces. Les moments seront désignés par «M». Nous désignerons les composantes horizontales et ver-

ticales de ces forces et réactions par «h» et «v». Le sigle «Σ» désignera une somme de vecteurs ou de moments.

Modèle mathématique et analyse vectorielle

Dans ce modèle mathématique, l'arche carpienne est modélisée par une portion de cercle. Nous supposons qu'il s'agit d'un arc symétrique et que les deux pieds (retombées) de l'arche sont situés sur la même horizontale. Nous considérerons donc que la clé de la voûte (C) est située à la perpendiculaire au milieu de la ligne des retombées, ce qui correspond à la réalité tant pour ce qui est du semi-lunaire au niveau de la première rangée que pour le grand os au niveau de la seconde rangée du carpe. Le ligament annulaire antérieur du carpe (L.A.A.C.) est représenté par une ligne joignant les deux extrémités (A et B) (retombées) de l'arche.

Nous effectuerons notre analyse dans le plan frontal, et pour la situation de mise en appui du poignet en hyperextension.

Dans le cas d'une mise en charge au sommet C de l'arche, vectoriellement nous pouvons décomposer la force P en deux forces (F_1 et F_2) suivant les lignes joignant le sommet C aux deux retombées A et B de l'arche (fig. 2). Ces forces peuvent être transposées au niveau de A et B et subir à nouveau une décomposition vectorielle qui permet de définir des contraintes verticales F_v en A et F'_v en B et des contraintes horizontales F_h et F'_h . Les contraintes verticales seront compensées par la réaction d'appui du sol R_v et R'_v , tandis que les contraintes horizontales seront compensées par les forces de réaction R_h et R'_h . Anatomiquement le L.A.A.C. occupe la position idéale pour être la structure capable de compenser les contraintes latérales.

Le problème peut aussi être mis en équation ce qui permet de chiffrer les différentes composantes.

Nous considérerons que l'arc est isostatique, c'est à dire à trois articulations, et dans ces conditions nous ne devons pas tenir compte des déformations du système pour calculer les réactions d'appui.

Les points d'appui au sol peuvent être considérés comme des articulations puisqu'ils ne sont pas fixés au sol. La troisième articulation est représentée par le semi lunaire qui est (relativement) libre par rapport au scaphoïde et au pyramidal.

Nous pouvons donc écrire les équations d'équilibre suivantes :

$$\begin{aligned} \Sigma F_x = 0 & \quad R_h + R'_h = 0 \\ \Sigma F_y = 0 & \quad R_v + R'_v + P = 0 \\ \Sigma M_B = 0 & \quad R_v \cdot l + P \cdot l / 2 = 0 \end{aligned}$$

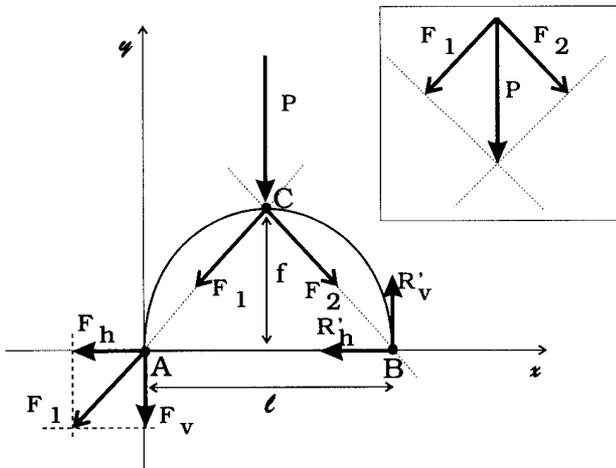
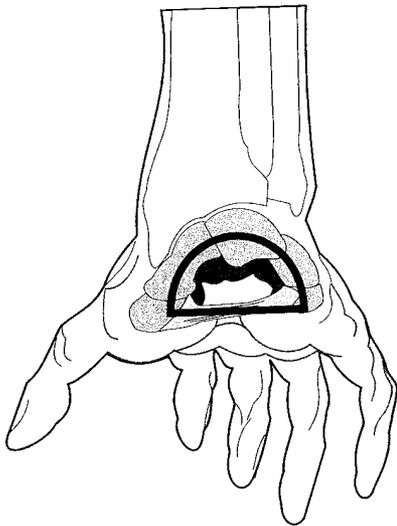


Fig. 2. — En haut : représentation du carpe en extension par une portion de cercle. En bas : mise en charge d'une arche en son sommet. A, B sont les point d'appui et C le sommet de l'arche. Au niveau du point A (coordonnées 0,0) la décomposition du vecteur F_1 en composantes verticale (F_v) et horizontale (F_h). Au niveau du point B sont représentées les forces de réaction à ces mêmes forces (R_v et R_h), de même direction mais de sens opposé. Dans l'encart : décomposition vectorielle de la charge P en F_1 et F_2 en direction des deux pieds de l'arche.

Cette dernière équation indique qu'au point B la somme des moments est nulle à l'équilibre. Elle nous permet d'écrire que :

$$R_v = - P / 2 \text{ et donc } F_v = P / 2$$

Nous pouvons ajouter une quatrième équation qui permettra de calculer la réaction à la contrainte latérale

F_h en écrivant qu'au point C le moment de flexion est nul :

$$R_h \cdot f + R_v \cdot l / 2 = 0$$

Où R_h est la force de réaction compensant la force F_h .

En résolvant ces quatre équations nous pouvons démontrer que :

$$R_v = R'_v = - P / 2$$

$$R_h = - R'_h = P \cdot l / 4 \cdot f$$

R_h et R'_h sont de même valeur absolue et de signe opposé.

Pour se rapprocher de la réalité, il ne faut pas considérer une mise en charge ponctuelle au niveau de la clé de l'arche, mais bien une mise en charge uniformément répartie sur une portion de l'arche, décentrée par rapport à son sommet. Cette situation est celle du poignet puisque le cubitus n'a pas d'appui direct sur le carpe, et que l'extrémité radiale prend un appui sur le semi lunaire et sur la presque totalité de la face externe du scaphoïde.

Dans ces conditions la décomposition vectorielle (fig. 3) nécessite de représenter la charge par sa résultante, le vecteur P , situé au milieu de la zone d'appui puisque la charge par unité de longueur peut être considérée comme constante. La décomposition vectorielle du vecteur P se construit en prenant pour axe la ligne joignant les points C et B qui donnera la

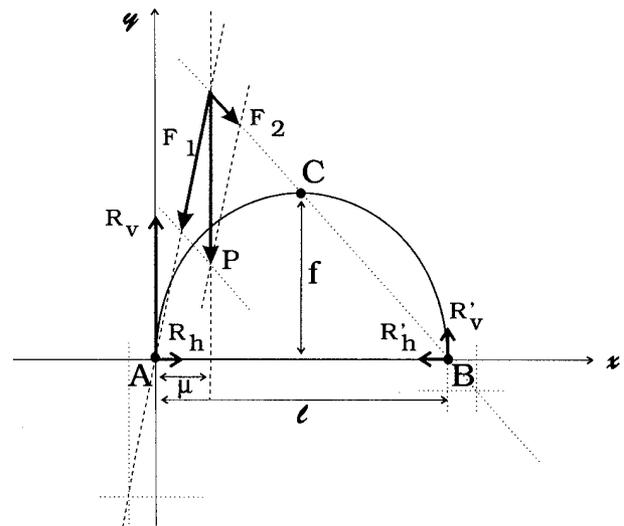


Fig. 3. — La charge transmise du radius au carpe est représentée par sa résultante P . Au niveau des points A et B seules les réactions au contraintes sont représentées (pour alléger le schéma). La valeur μ définie en abscisse l'est par rapport au point A de coordonnées 0,0.

direction du vecteur F_2 , et pour second axe la ligne joignant le point A à l'intersection entre l'axe de la force P et l'axe de la force F_2 . Nous définirons μ la distance entre le point A et l'intersection de l'axe de P avec la ligne joignant les points A et B. Le point A est le point dont les coordonnées sont 0 sur l'axe x et 0 sur l'axe y.

Sur le plan mathématique, nous écrivons :

$$\begin{aligned} \Sigma F_x = 0 & & R_h + R'_h = 0 \\ \Sigma F_y = 0 & & R_v + R'_v + P = 0 \\ \Sigma M_B = 0 & & P \cdot (\ell - \mu) + R_v \cdot \ell = 0 \end{aligned}$$

Cette dernière équation indique qu'au point B la somme des moments est nulle à l'équilibre.

Nous pouvons également écrire que au point C le moment de flexion de toutes les forces et réactions d'appui à gauche ou à droite de ce point C est nul.

Nous pouvons donc écrire que à gauche de C la somme des moments est nulle :

$$R_h \cdot f + P \cdot (\ell / 2 - \mu) + R_v \cdot \ell / 2 = 0$$

Nous pouvons tirer de ces quatre équations :

$$\begin{aligned} R_v &= -P \cdot (\ell - \mu) / \ell \\ R'_v &= -P \cdot \mu / \ell \end{aligned}$$

Pour la réaction à la composante horizontale F_h :

$$\begin{aligned} R_h \cdot f &= -[P \cdot (\ell / 2 - \mu) + R_v \cdot \ell / 2] \\ R_h \cdot f &= -[P \cdot (\ell / 2 - \mu) - (P \cdot (\ell - \mu) / \ell) \cdot \ell / 2] \\ R_h \cdot f &= -P [(\ell / 2 - \mu) - (\ell - \mu) / 2] \\ R_h \cdot f &= -P (\ell / 2 - \mu - \ell / 2 + \mu / 2) \\ R_h \cdot f &= -P \cdot (-\mu / 2) \\ R_h &= P \cdot \mu / 2f \end{aligned}$$

Or nous avons comme première équation :

$$\Sigma F_x = 0 \quad R_h + R'_h = 0$$

par conséquent :

$$R'_h = -R_h$$

et donc :

$$R'_h = -P \cdot \mu / 2f$$

Nous observons donc que R_h et R'_h ont la même valeur absolue et sont de signe opposé. Il est remarquable de constater que quel que soit le point d'appui d'une force verticale P sur l'arche carpienne, les contraintes latérales restent égales en valeur. Cette valeur diminue d'autant plus que le point d'application de P se rapproche d'un des pieds de l'arche.

Pour étudier la répartition des contraintes il est possible de définir «p» la charge transmise du radius

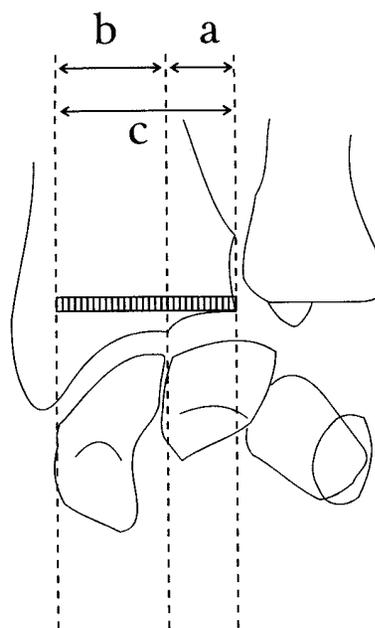


Fig. 4. — Représentation de la charge par unité de longueur.

au carpe en Newton par unité de longueur de la corde de l'arc (fig. 4). Cette démarche n'est pas nécessaire pour l'étude des contraintes verticales et horizontales au niveau des pieds de l'arche, mais elle permet par contre de déterminer la répartition de la charge entre le scaphoïde et le semi-lunaire.

On peut écrire que la charge transmise au scaphoïde = $p \cdot b$

Et pour le semi-lunaire = $p \cdot a$
où p est la charge par unité de longueur.

Ceci permet de démontrer que théoriquement 39% sont transmis au semi lunaire et 61% au scaphoïde. Ceci représente évidemment la charge directement transmise du radius aux deux os. En effet une partie de la charge transmise au semi lunaire sera ensuite retransmise au scaphoïde, une autre partie au grand os et une troisième partie au pyramidal.

Mesures peropératoires

Au cours de quarante interventions successives pour syndrome du canal carpien idiopathique, nous avons introduit une broche de Kirchner au niveau du tubercule du scaphoïde et du pyramidal dans vingt cas, et au niveau du tubercule du scaphoïde et du pisiforme dans vingt cas, perpendiculairement au plan coronal de la main.

La distance entre les deux broches a été mesurée avant et après section du LAAC. Après section du

LAAC, l'accroissement moyen de la distance entre le scaphoïde et le pisiforme est de 4,5 mm (+12,8%), et de 3 mm (+8,5%) entre le scaphoïde et le pyramidal.

DISCUSSION

Ce modèle mathématique permet de se rendre compte que le poignet est organisé de façon optimale. Le fait que la résultante de la force verticale transmise de l'avant bras au carpe est déportée par rapport à la ligne médiane représente une économie des moyens à mettre en œuvre pour stabiliser latéralement l'arche carpienne. En effet dans ces conditions les contraintes latérales diminuent d'autant plus que la résultante de la mise en charge s'écarte de la ligne médiane. Quel que soit le point d'appui de mise en charge, ces contraintes latérales restent de même valeur absolue (mais de sens opposé) aux deux pieds de l'arche. Si ces contraintes ne restaient pas symétriques, l'arche en serait fragilisée. Le LAAC occupe une position privilégiée pour compenser ces contraintes latérales, et il faut se poser la question de savoir si la cure classique du syndrome du canal carpien est un geste aussi anodin qu'il y paraît. Le rôle que l'on peut attribuer à ce ligament permettrait d'expliquer l'importante perte de force qui suit l'intervention pendant parfois une longue période, le temps d'obtenir la cicatrisation du LAAC.

Par ailleurs, suite à la section du ligament du LAAC on observe un écartement des pieds de l'arche ce qui implique une diminution de la flèche. De plus, la résultante P de mise s'écarte forcément du point A et donc la valeur de μ augmente. Dans ces conditions si nous reprenons l'équation permettant de quantifier les contraintes latérales, $R_h = P \cdot \mu \cdot l / 2f$, μ augmente et f diminue, ce qui aboutit à augmenter la contrainte latérale. Comme l'intervention a supprimé l'élément anatomique qui contrebalance cette contrainte, l'arche carpienne est d'autant plus fragilisée. Il est vraisemblable que ces contraintes latérales seront compensées par les ligaments interosseux carpiens et il se peut qu'une tension excessive dans ces ligaments soit une des causes des douleurs ressenties lors des prises en force, ou dans les situations

d'appui sur le talon de la main. Ceci corrobore les résultats d'une étude prospective que nous avons réalisée, comparant la récupération de la force après section simple et après plastie d'agrandissement du LAAC. Cette étude montrait que la plastie ligamentaire permet une récupération de force significativement plus rapide (11).

Dans une étude sur poignets de cadavre, Kuhlmann (10) démontre que la section du LAAC entraîne des lésions ligamentaires intracarpiales graves et des luxations rétro-lunaires du carpe dans des conditions qui, ligament intact, entraînent plutôt des fractures de l'extrémité radiale distale. Dans une étude antérieure sur pièces cadavériques, Kuhlmann (9) démontre également que la section du LAAC entraîne non seulement un écartement des berges du carpe, mais aussi des mouvements de rotation du scaphoïde et du pyramidal autour d'un axe longitudinal. Ces constatations de Kuhlmann permettent de conclure que l'écartement des berges du canal carpien après section du LAAC n'est pas due à une précontrainte induite par l'augmentation du volume intra-canalair causant le syndrome du canal carpien. L'ensemble de ces constatations tend aussi à faire admettre que le LAAC précontraint le carpe dans le plan transversal.

Différents auteurs ont étudié les conséquences de la section du LAAC sur l'écartement des berges de l'arche carpienne dans le cadre d'une cure chirurgicale de syndrome du canal carpien.

Garcia-Elias (6) observe une augmentation de 11% de la distance entre le trapèze et l'os crochu après section du LAAC en utilisant une méthode similaire à la nôtre.

D'autres auteurs (1, 5, 7, 18, 22), à l'aide de techniques d'imagerie médicale (radiographie, scanner, résonance magnétique nucléaire), ont démontré qu'il se produisait un écartement des berges de l'arche carpienne après section du ligament annulaire antérieur du carpe.

Pour Richman et coll. (18) cette différence est significative 6 semaines après l'intervention, mais n'est plus significative 8 mois après l'intervention. Toutefois la série de cet auteur est très petite.

Pour Alove et coll. (1) il existe un écartement des berges carpiennes après section endoscopique

ou sous-cutanée du LAAC. Selon l'auteur, la différence n'est pas significative, mais leur série est également très petite.

Ces constatations (si l'on excepte les deux courtes séries (1,19) où les différences ne sont pas significatives) confirment le rôle du LAAC dans la stabilisation latérale de l'arche carpienne tel qu'il apparaît dans notre étude vectorielle et analytique de la transmission des contraintes au niveau de l'arche carpienne.

L'analyse mathématique nous permet également de quantifier la proportion de la charge transmise du radius respectivement au scaphoïde et au semi lunaire. Cette répartition est en accord avec les chiffres trouvés par Schuind dans sa thèse (19).

Pour autant que l'hyperpression puisse être retenue comme cause de la maladie de Kienböck, une ostéotomie d'addition externe au niveau de l'extrémité distale du radius paraît être le moyen le plus logique pour diminuer les contraintes au niveau du semi lunaire en reportant une partie de la charge sur le scaphoïde.

CONCLUSION

L'analyse vectorielle et le calcul mathématique permettent de comprendre le comportement mécanique de l'arche carpienne. Cette approche est d'autant plus intéressante qu'il n'est pas possible à l'heure actuelle de mesurer directement les contraintes au niveau du carpe. Une analyse plus détaillée devrait permettre de mieux quantifier les contraintes en certains endroits particuliers du carpe, et de mieux comprendre certains mécanismes lésionnels.

BIBLIOGRAPHIE

1. Ablove R. H., Peimer C. A., Diao E., Oliverio R., Kuhn J. P. Morphologic changes following endoscopic and two portal subcutaneous carpal tunnel release. *J. Hand Surg.*, 1994, 19-A, 821-826.
2. Basquin R. Mécanique (première partie) cinématique-statique-dynamique. Delagrave édition, Paris, 1966.
3. Bryce T. H. On certain points in the anatomy and mechanism of the wrist joint reviewed in the light of a series of Roentgen ray photographs of the living hand. *J. Anat.*, 1897, 31 : 59-79.
4. Destot E. Traumatismes du poignet et rayons X. Masson, Paris, 1923.
5. Fisk G. R. Influence du ligament annulaire antérieur du carpe (flexor retinaculum) sur la stabilité du carpe. *Ann. Chir. Main*, 1984, 4 : 297-299.
6. Garcia-Elias M., Sanchez-Freijo J. M., Salo J. M., and Lluch A. L. Dynamic changes of the transverse carpal arch during flexion-extension of the wrist : Effects of sectioning the transverse carpal ligament. *J. Hand Surg.*, 1992, 17-A, 1017-1019.
7. Gartsman G. M., Kovach J. C., Craig Crouch C., Noble P. C., Bennett J. B. Carpal arch alteration after carpal tunnel release. *J. Hand Surg.*, 1986, 11-A, 372-374.
8. Gilford W. W., Bolton R. H., Lambrinudi C. The mechanism of the wrist joint with special reference to fractures of the scaphoid. *Guy's Hosp. Rep.*, 1943, 92, 52-59.
9. Kuhlmann N., Tubiana R., Lisfranc R. Apport de l'anatomie dans la compréhension des syndromes de compression du canal carpien et des séquelles des interventions décompressives. *Rev. Chir. Orthop.*, 1978, 64, 59-70.
10. Kuhlmann N., Kirsch J. M., Mimoun M., Baux S. Traumatismes expérimentaux du poignet. Lésions osseuses, ligamentaires et vasculaires. *Acta Orthop. Belg.*, 1986, 52, 54-71.
11. Ledoux P. Rôle du ligament annulaire antérieur du carpe. La section simple est-elle encore justifiée ? Congrès de la Société Française de Chirurgie de la Main, 1992, communication personnelle.
12. Ledoux P. Scaphoid and periscaphoid mechanism of injury : mathematical pattern. *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*. Plenum Publishing Corporation, New York, 1994.
13. Lichtmann D. M., Schneider J. R., Swafford A. R., Mack G. R. Ulnar midcarpal instability - Clinical and laboratory analysis. *J. Hand Surg.*, 1981, 6 : 515-523.
14. Linscheid R. L., Dobyns J. H., Boabout J. W., Bryan R. S. Traumatic instability of the wrist : Diagnosis, Classification and Pathomechanics. *J. Bone Joint Surg.*, 1972, 54-A : 1612-1632.
15. Maquet P., Biomechanics of the knee, with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Springer-Verlag, Berlin, 1976.
16. Navarro A. Anatomia y fisiologia del carpo. *An. Inst. Clin. Quir. Chir. Exp.*, 1937, 1, 162-250.
17. Pauwels F. Biomécanique de l'appareil locomoteur. Contributions à l'étude de l'anatomie fonctionnelle. Springer-Verlag, Berlin, 1979.
18. Richman J. A., Gelberman R. H., Rydevik B. L., Hajek P. C., Braun R. P., Gyls-Morin V. M., Carpal tunnel syndrome : Morphologic changes after release of the transverse carpal ligament. *J. Hand Surg.*, 1989, 14-A, 852-857.
19. Schuind F. Transmission des forces au niveau du poignet. Application d'une technique analytique de calcul des pressions articulaires de contact. Thèse présentée à la faculté de médecine et de pharmacie de l'université libre de Bruxelles. 1991.

20. Sennwald G. L'entité radius-carpe. Springer-Verlag, Berlin, 1987.
21. Taleisnik J. The ligaments of the wrist. J. Hand Surg., 1976, 1 : 110-118.
22. Viegas S. F., Pollard A., Kaminski K. Carpal arch alteration and related clinical status after endoscopic tunnel release. J. Hand Surg., 1992, 17-A, 1012-1016.

SAMENVATTING

P. LEDOUX. Sollicitaties van de carpale boog bij hyperextensie van de pols. Mathematisch model.

De carpus is een merkwaardige structuur die, als articulaire complex, een uitzonderlijke mobiliteit en een belangrijke weerstand tegen sollicitaties in alle mogelijke posities biedt. De architectuur van de carpus is de meest economische structuur in mogelijkheidsstermen voor deze dubbele functie van mobiliteit en mechanische resistentie. Het mechanisch gedrag van de carpus kan benaderd worden door een vectoriële en analytische analyse van de transmissie der sollicitaties. Deze analyse maakt een verdeling van de weerstanden mogelijk op het niveau van de carpale boog en laat toe de rol te bepalen van belangrijke structuren zoals het anterieure annulaire ligament van de carpus. Deze analyse laat

eveneens toe het resultaat van bepaalde correctieve ingrepen te voorzien zoals cuneiforme osteotomieën van de radius in het kader van de ziekte van Kienböck.

SUMMARY

P. LEDOUX. Transmission of forces through the carpal arch during hyperextension of the wrist : a mathematical model.

The carpus is a remarkable anatomical structure which combines exceptional mobility and great resistance to stress in all positions. The carpal architecture is the most economical structure in terms of achieving these two functions : mobility and mechanical resistance. The mechanical behavior of the carpus can be studied through a vectorial and analytical analysis of the transmission of loads. This analysis permits determination of the repartition of strains at the level of the carpal arch and the role of important structures such as the transverse carpal ligament. By this analysis it is also possible to anticipate the result of certain surgical procedures such as the wedge osteotomy for Kienböck disease.