

TABLE DES MATIERES

Liste des abréviations.....	11
Introduction générale.....	13
Première partie : étude bibliographique	
1. <u>Les maladies articulaires chez le cheval et l'homme.....</u>	17
2. <u>L'os sous-chondral et son importance dans l'articulation.....</u>	18
2.1. Rappels anatomiques de l'articulation synoviale.....	18
2.2. Rappels anatomiques de l'articulation du carpe.....	22
2.3. Fonction de l'os sous-chondral.....	23
3. <u>Les mécanismes conduisant à une augmentation de densité de l'os.....</u>	25
3.1. Arthrose et augmentation de densité.....	25
3.1.1. Définition.....	25
3.1.2. Etiologie de l'arthrose.....	25
3.1.2.1. Arthrose primaire.....	27
3.1.2.2. Arthrose secondaire.....	27
3.1.3. Sclérose de l'os sous-chondral.....	28
3.1.4. Os sous-chondral et cartilage articulaire : des relations étroites.....	30
3.1.5. Modèles expérimentaux.....	31
3.2. Exercice et augmentation de densité.....	32
3.3. Lésions ostéochondrales et fractures du cheval de course.....	34
4. <u>L'évaluation de l'os sous-chondral : imagerie qualitative.....</u>	36
4.1. Radiologie.....	37
4.2. Echographie.....	40
4.3. Scintigraphie nucléaire.....	40
4.4. Imagerie par résonance magnétique.....	41
5. <u>La tomodensitométrie.....</u>	42
5.1. Principe.....	43
5.2. Limites.....	47
5.3. Applications cliniques.....	47
5.3.1. Programme OsteoApp.....	47
5.3.2. Utilisation des mesures de densité.....	48

Deuxième partie : étude expérimentale

1. <u>Introduction</u>	53
1.1. But de l'étude.....	53
1.2. Hypothèses.....	53
1.3. Buts spécifiques.....	53
2. <u>Matériels et méthodes</u>	54
2.1. Animaux.....	54
2.1.1. Etude « GERA ».....	54
2.1.2. Etude « HMT ».....	54
2.2. Scanner.....	55
2.3. Calibrage.....	55
2.4. Modèle.....	56
2.4.1. Représentation en 3D de chaque rangée du carpe.....	56
2.4.2. Mesure de la densité moyenne.....	57
2.4.3. Application de couleurs.....	57
2.4.4. Réalisation de coupes sagittales.....	58
2.4.4.1. Rangée proximale.....	58
2.4.4.2. Rangée distale.....	61
2.4.5. Mesure de la densité et de l'écart-type de chaque région d'intérêt spécifique.....	64
2.4.6. Synthèse des données disponibles.....	64
2.5. Statistiques.....	66
3. <u>Résultats</u>	67
3.1. Effet de l'exercice sur la densité osseuse au niveau de la rangée proximale carpienne.....	67
3.2. Effet de l'exercice sur la densité osseuse au niveau de la rangée distale carpienne.....	69
3.3. Effet de l'arthrose sur la densité osseuse au niveau de la rangée proximale carpienne.....	72
3.4. Effet de l'arthrose sur la densité osseuse au niveau de la rangée distale carpienne.....	79
4. <u>Discussion</u>	85
Conclusion	89
Références bibliographiques	91

Liste des abréviations

CT : Computed Tomography (terme anglophone pour TDM)

CTO : Computed tomography Osteoabsorptiometry

HU : Unité Hounsfield (Hounsfield Unit)

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

OA : Osteoarthritis

OCD : Ostéochondrite Disséquante

OSC : Os sous-chondral

QCT : Quantitative CT

ROI : région d'intérêt spécifique (Region of Interest)

TB : Thoroughbred (Pur-Sang)

TDM : tomodensitométrie

INTRODUCTION GENERALE

Les troubles locomoteurs que nous nous proposons d'étudier touchent essentiellement les chevaux de compétition. La fréquence et l'importance des lésions occasionnées entraînent souvent la réforme des chevaux atteints (Rossedale, 1985), ce qui engendre des pertes économiques importantes pour leurs propriétaires (Jeffcott, 1982). L'articulation du carpe est la plus souvent impliquée dans la pathologie rencontrée puisque 95% des boiteries localisées aux membres antérieurs révèlent une lésion au niveau de cette articulation (Adams, 2002).

Les contraintes subies par les articulations lors d'un effort sont considérables. L'os sous-chondral est en permanence sollicité ; il s'adapte aux surcharges de différentes manières. Ainsi, la sclérose de l'os sous-chondral peut être rencontrée lors de conditions physiologiques (Frost, 1987), mais aussi lors d'entraînement intense (Kawcak, 2000) ou encore lors d'arthrose (Gupta, 2004), affection articulaire dégénérative très répandue chez le cheval de sport comme chez l'homme.

Etablir un diagnostic précoce de pathologie articulaire permettrait de ralentir le processus dégénératif et de proposer rapidement un traitement adapté. Cependant, cela reste un véritable défi pour le clinicien. En effet, les moyens d'imagerie conventionnels ne sont pas assez sensibles pour évaluer les changements osseux assez précocement et les distinguer des remaniements physiologiques (Whitton, 1998). Bien qu'encore peu répandue et souvent limitée à la recherche, la tomographie semble être l'un des outils les plus prometteurs pour permettre d'identifier des lésions précoces de l'os sous-chondral de cheval (Thomas, 2004).

Après avoir précisé l'impact des arthropathies, nous rappellerons la structure d'une articulation saine de cheval, puis nous détaillerons les mécanismes conduisant à une augmentation de densité de l'os sous-chondral : exercice et arthrose, en insistant particulièrement sur les chevaux de course. Puis nous étudierons les différents moyens d'imagerie disponibles, en particulier la tomographie avec ses applications cliniques.

Enfin, dans une seconde partie, nous nous attacherons à vérifier l'hypothèse de l'existence d'un seuil de densité osseuse associé à des changements osseux pathologiques en cherchant des différences de densité entre des chevaux souffrant d'arthrose d'une part, des chevaux entraînés intensément d'autre part, et des chevaux témoins.

Rapport-Gratuit.com

PREMIERE PARTIE :

**ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE
DES MALADIES ARTICULAIRES DES EQUIDES**

1. Les maladies articulaires chez le cheval et l'homme.

Un journaliste du New York Daily News fait remarquer : « le pur-sang de course est une erreur génétique. Il court trop vite, son ossature est trop importante et ses jambes sont beaucoup trop petites. Aussi longtemps que l'homme exigera des chevaux qu'ils courent très vite dans des conditions stressantes, des chevaux mourront sur les champs de course. » (Bossert, 2006). Une étude sur les dommages subis par les chevaux de course permet de conclure que toutes les 22 courses, un cheval souffre d'une blessure qui l'empêche de finir la course (Anonyme, 2006). Une autre étude menée à la clinique équine de l'université de Sidney sur les baisses de performance a montré que sur 200 cas examinés, 46 % présentaient des problèmes musculaires ou osseux traduits par une boiterie (Rose, 1995).

Un cheval de course passe environ un dixième de sa carrière au repos, ou en convalescence : 65% de ces interruptions momentanées de carrière sont dues à des problèmes locomoteurs. Plus de la moitié des chevaux de sport et de course verront leur carrière s'achever à cause d'un problème locomoteur ou d'une boiterie chronique (Anonyme, 2006).

En France, des autopsies réalisées en 1989 à l'Institut de Pathologie du Cheval à Dozulé ont montré que la pathologie locomotrice représentait la deuxième cause de mortalité du cheval de compétition, après les pathologies digestives. Les fractures, mais aussi les pathologies articulaires, sont ainsi responsables de 10% des décès annuels.

Les chevaux de sport subissent une sélection de plus en plus poussée dans les différentes disciplines équestres, ce qui rend les carrières sportives des chevaux de compétition de plus en plus difficiles. Un secteur particulier de pathologie équine s'est donc développé depuis une dizaine d'années : la pathologie locomotrice induite ou révélée par l'activité sportive.

Les troubles locomoteurs chez les chevaux de compétition constituant la principale cause de réforme, ils représentent une perte économique considérable. Ils peuvent générer des conséquences diverses : une interruption transitoire ou définitive de la carrière sportive du cheval, des baisses de fréquence des épreuves disputées, des baisses de performance, ou encore des difficultés pour commercialiser le cheval. De plus, la race du cheval et son utilisation favorisent certains types de pathologie. Ainsi, les pur-sang galopeurs sont les chevaux les plus exposés aux arthropathies du carpe, en particulier sur le continent nord-américain (Denoix, 1995).

Les pathologies locomotrices ont donc une grande importance dans l'industrie du cheval ; l'amélioration et la précocité de leur diagnostic profiteront à l'ensemble de la population équine.

Chez l'homme, l'arthrose est souvent liée au vieillissement et engendre d'importantes limitations fonctionnelles. En France, c'est l'arthropathie la plus répandue avec une prévalence de 17%, et 9 à 10 millions de personnes seraient concernées. Les conséquences économiques de cette affection sont considérables car cette pathologie engendre de grosses consommations de soins et occasionne la perte de nombreuses journées de travail (Ministère de la Santé et des Solidarités, 2003).

L'impact des arthropathies est donc important pour l'homme comme pour le cheval. Le traitement de l'arthrose est difficile car souvent la maladie ne peut être diagnostiquée qu'une fois les troubles apparus, et ces symptômes sont alors très souvent la conséquence d'une lésion articulaire irréversible. Un gros effort de recherche, allant de techniques avancées d'imagerie à la recherche de biomarqueurs spécifiques, a été mis en œuvre pour permettre de diagnostiquer plus tôt les lésions articulaires des hommes et des animaux afin d'agir rapidement sur le processus dégénératif en le ralentissant, et d'optimiser le potentiel thérapeutique.

2. L'os sous-chondral (OSC) et son importance dans l'articulation

2.1. Rappels anatomiques de l'articulation synoviale

Les articulations sont constituées par l'ensemble des formations anatomiques qui maintiennent de façon directe les os dans leurs connexions (Barone, 2000). Il en existe plusieurs types. Une articulation synoviale est une articulation mobile ; elle se compose de deux terminaisons osseuses couvertes par du cartilage articulaire. La stabilité de l'articulation est maintenue par une capsule articulaire fibreuse, qui s'attache aux deux os et aux ligaments collatéraux, présents sur les côtés de la plupart des articulations. La capsule se compose d'une capsule fibreuse et d'une membrane synoviale, sécrétant le liquide synovial permettant de lubrifier l'articulation.

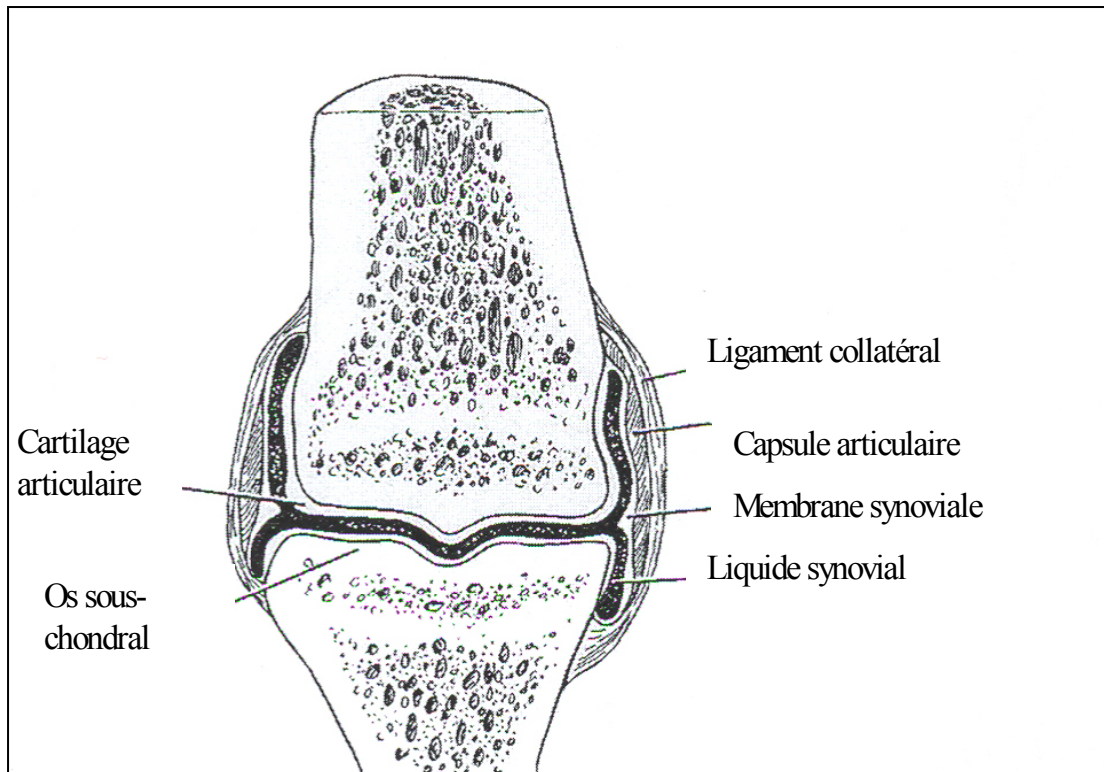


Figure 1 : structure d'une diarthrose (d'après Adams, 2002)

L'ensemble des tissus qui composent et supportent les surfaces articulaires sont les tissus ostéochondraux. D'un point de vue structural, le plus superficiel d'entre eux est le cartilage articulaire. Il joue un rôle essentiel dans l'absorption des chocs et le maintien d'un environnement articulaire normal. Il se compose de quatre différentes zones en partant de la surface articulaire jusqu'à l'os sous-chondral, différenciées en fonction de leur composition, de leur activité métabolique et de leurs propriétés biomécaniques. De même, les chondrocytes, cellules du cartilage d'origine mésenchymateuse, ont une forme, une taille et une orientation différente dans chaque zone (Clément-B. C., 2005).

- *La zone superficielle* est en contact avec le liquide synovial et sert de surface de glissement. Elle représente environ 5 à 10 % de la hauteur totale du cartilage. Les fibrilles de collagène sont orientées parallèlement à la surface articulaire ce qui contribue fortement aux propriétés mécaniques du tissu en apportant une plus grande résistance aux tensions et aux pressions que dans les zones plus profondes.

- *La zone de transition* est formée de fibres de collagène qui s'entrecroisent obliquement en un réseau non orienté moins dense que celui de la surface articulaire.

L'épaisseur de cette zone, très riche en protéoglycanes, représente environ 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage.

- *La zone profonde* contient des fibres de collagène orientées perpendiculairement à la surface et des chondrocytes sous forme de colonnes également perpendiculaires à la surface. Elle représente 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage. Cette zone contient la plus grande quantité de protéoglycanes et la plus faible proportion d'eau.

- *La zone calcifiée ou basale* est en contact avec la plaque osseuse sous-chondrale à laquelle elle amarre le cartilage et représente 5 à 10 % de l'épaisseur totale du cartilage. Elle correspond à une zone dans laquelle le cartilage est en voie de calcification et où les chondrocytes sont hypertrophiques. Elle est séparée de la zone profonde par une ligne discrète, plus radiodense que l'os adjacent, nommée "tidemark" ou "tideline".

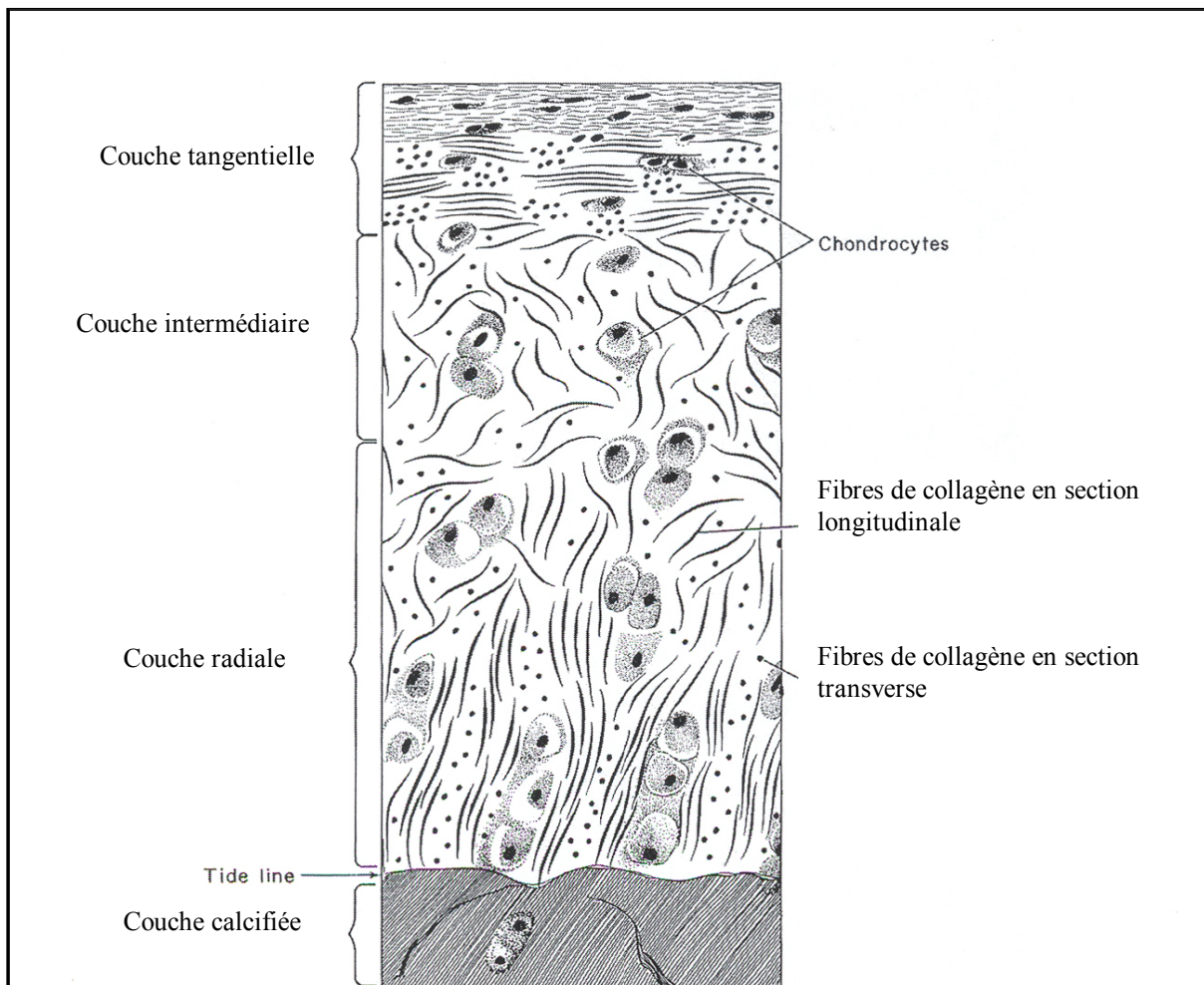


Figure 2 : structure du cartilage articulaire montrant les quatre couches et l'orientation des chondrocytes et fibrilles de collagène (d'après McIlwraith, 1996)

Sous le cartilage articulaire se situent des tissus sous-chondraux minéralisés. Ceux-ci incluent la couche de cartilage calcifié et la plaque sous-chondrale (Müller, 1998).

- Le cartilage calcifié est un cartilage hautement minéralisé qui lie mécaniquement l'os sous-chondral rigide au cartilage articulaire souple ; cela se traduit par une diminution progressive en rigidité.
- Le plateau de l'os sous-chondral se réfère en général à la couche osseuse qui sépare la zone de cartilage calcifié de la moelle osseuse et qui se compose en général de deux niveaux : la région calcifiée du cartilage articulaire et une couche d'os lamellaire.

Pour simplifier, nous utiliserons dans notre étude le terme d'os ou de plaque sous-chondrale pour définir la couche située juste en-dessous de la couche calcifiée du cartilage articulaire. Cette zone peut varier en épaisseur en fonction de l'articulation concernée, de l'âge, de la charge et de l'activité (Tamba , 2005).

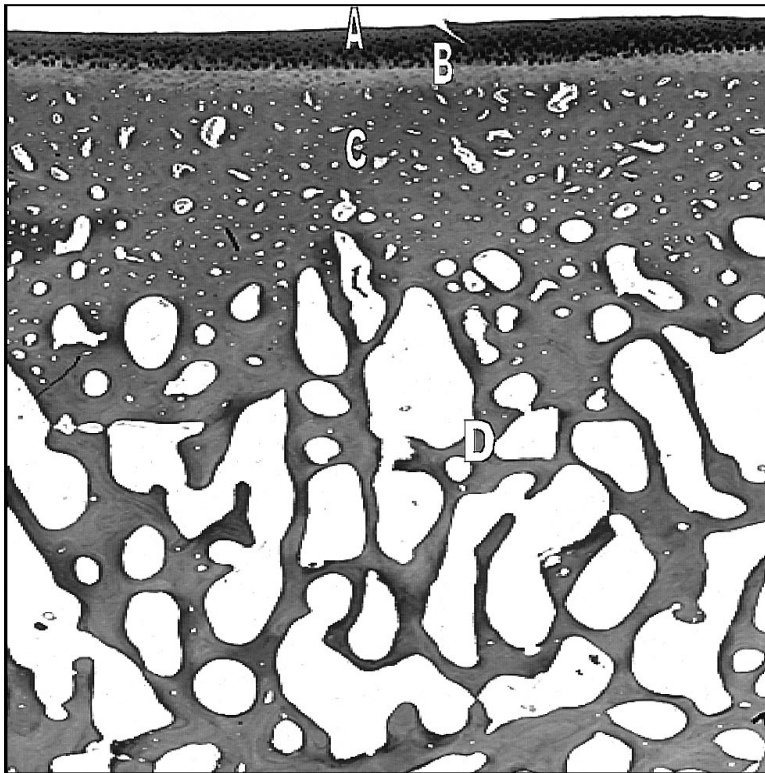


Figure 3 : Coupe histologique de la surface ostéochondrale montrant le cartilage articulaire (A), le cartilage calcifié (B), le plateau sous-chondral (C) et l'os trabéculaire (D) (d'après Kawcak, 2001)

L'ensemble de la plaque sous-chondrale est envahi par des espaces creux, plus ou moins larges selon l'épaisseur de la plaque sous-chondrale. Ces canaux sous-chondraux permettent la nutrition des ostéophytes de la plaque sous-chondrale ainsi que celle des zones profondes du cartilage articulaire ne pouvant être assurée par le liquide synovial.

2.2. Rappels anatomiques de l'articulation du carpe

L'articulation du carpe de cheval est composée de six à huit os différents. Cette variabilité individuelle est fonction de la présence ou de l'absence de l'os carpal I (présent chez 1/3 des chevaux) et de l'os carpal V (présent chez moins de 10% des chevaux).

L'articulation est divisée en deux rangées : la rangée proximale et la rangée distale. On distingue donc trois articulations carpiennes :

- l'articulation radio-carpienne ou antébrachocarpienne, capable de flexion jusqu'à 90-100° ;
- l'articulation intercarpienne ou médiocarpienne, capable de flexion de l'ordre de 45° ;
- l'articulation carpométacarpienne, qui n'est pas capable de mouvement de flexion significatif.

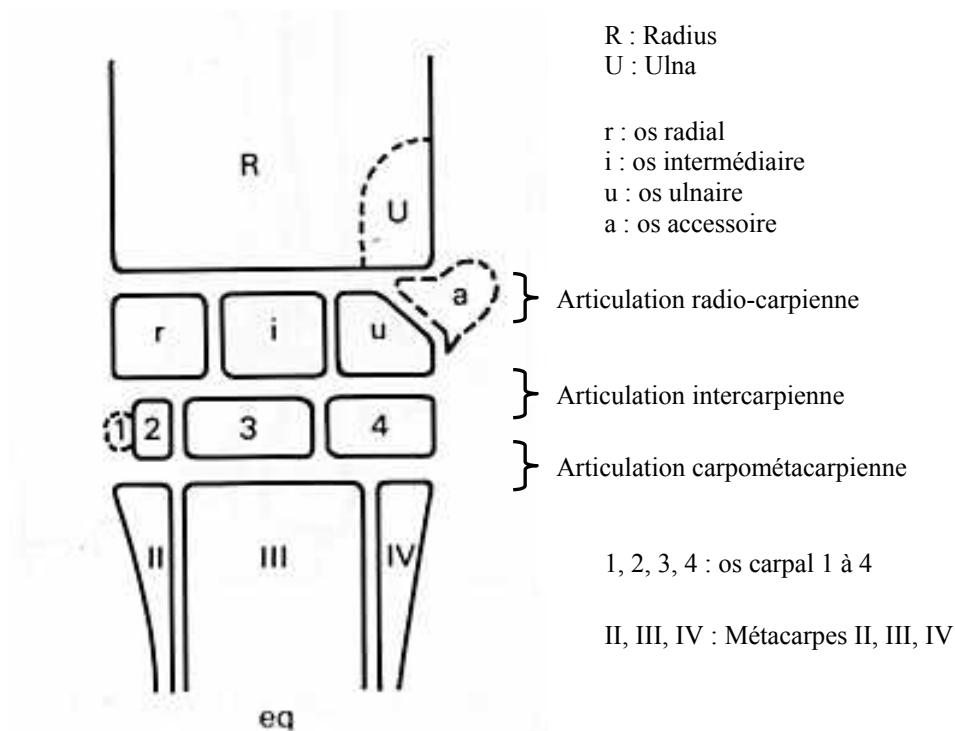


Figure 4 : représentation schématique du carpe de cheval (Matheson, 2006)

Ces trois articulations ont des compartiments de synovie distincts, excepté une communication étroite entre les articulations médio carpienne et carpo-métacarpienne (entre CIII et CIV).

2.3. Fonction de l'os sous-chondral (Kawcak, 2001)

L'os sous-chondral assure deux principales fonctions : amortissement des charges et maintien de la forme de l'articulation (Martin, 1998).

Etant plus abondant que le cartilage articulaire, plus rigide, plus épais et relativement peu élastique, l'os sous-chondral a ainsi une grande capacité d'amortissement pour l'articulation. Cette capacité à amortir les chocs ainsi qu'à répartir les surcharges mécaniques varie de manière dynamique en fonction des différentes contraintes appliquées sur l'articulation. L'adaptation de l'os se traduit de plusieurs manières : déformation des trabécules pour soulager la surcharge ou induction de microlésions et de remaniements afin de renforcer l'os.

Il faut noter que l'orientation des fibres de collagène dans le cartilage est adaptée pour répondre aux contraintes externes. Ainsi, les fibres transverses des couches superficielles permettent d'optimiser la résistance aux déformations latérales alors que la tension dans le plan est extrême. Cependant, si des fêlures du cartilage arrivent au niveau de la couche transverse, les fibres sont orientées progressivement de plus en plus perpendiculaires à la surface articulaire, d'où une résistance très faible contre la progression profonde de ces fêlures, ce qui va causer des lésions irréversibles.

La seconde fonction de l'os sous-chondral est de permettre le maintien d'une surface articulaire incongruente, ce qui est idéal pour maintenir un environnement articulaire physiologique et empêcher des pressions exercées focalement sur le cartilage. (McIlwraith, 1996). Ce type de surface articulaire a la particularité d'avoir des surfaces externes qui maintiennent le contact alors que les surfaces situées au centre de l'articulation restent séparées. Cela permet, lorsque des charges importantes s'appliquent sur l'articulation, d'avoir deux surfaces articulaires congruentes et de répartir les forces sur leur ensemble. En effet, le centre de l'articulation peut effectuer un déplacement axial pendant la contrainte, transmettant la surcharge à l'os cortical et maintenir la nutrition de la couche superficielle du

cartilage articulaire (fig.4). Cette forme s'acquerrait in utero grâce aux forces s'exerçant sur l'articulation par les insertions des tendons, et serait maintenue après la naissance par les forces physiologiques normales qui s'appliquent sur l'articulation. Des surcharges pathologiques peuvent donc être une menace à l'équilibre physiologique normal qui maintient la forme de l'articulation et à sa capacité à amortir et répartir les contraintes (Carbonare, 2004).

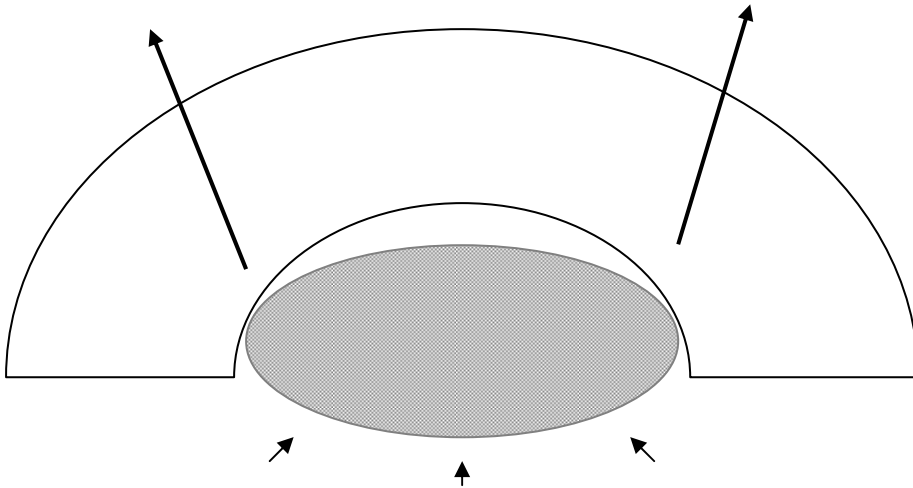


Figure 4 : Représentation schématique d'une surface articulaire incongruente. La charge appliquée (têtes des flèches) conduit à la courbure de l'OSC et la charge est transmise à l'os cortical (flèches). D'après Kawcak, 2001.

Bien que la forme d'une articulation soit génétiquement prédéterminée, ses caractéristiques structurales résultent de la succession des contraintes exercées sur cette articulation. Muller-Gerbl a montré, grâce à la tomodynamométrie, que la densité d'une surface articulaire est un indicateur de la succession des charges qui ont été appliquées sur les épaules normales et malades d'hommes. Donc des modèles de minéralisation pourraient être utiles pour déterminer « l'histoire » d'une articulation (Muller, 1989).

Enfin, le mouvement et l'application de charges sur les surfaces articulaires permettent de maintenir la santé du cartilage. En effet, le mouvement empêche la stagnation du liquide articulaire, facilite le passage des nutriments et des produits du métabolisme, et stimule les chondrocytes pour synthétiser la matrice.

Pour résumer, l'os sous-chondral remplit un rôle à la fois mécanique et métabolique et représente un site actif de remaniements, dépendant des contraintes exercées.

3. Les mécanismes conduisant à une augmentation de densité de l'os

La densité minérale de l'os est un indicateur très utile des propriétés biomécaniques de l'os, de même qu'un paramètre sensible pour la détermination de la maturité du squelette et pour l'évaluation des effets de facteurs environnementaux comme l'entraînement (Jeffcott, 1985).

3.1. Arthrose et augmentation de densité

3.1.1. Définition

L'arthrose se définit comme un désordre essentiellement non inflammatoire des articulations mobiles, caractérisé par la dégénérescence et la perte du cartilage articulaire ainsi que par le développement d'un nouvel os sur les marges et surfaces articulaires (Caron, 2003). De nombreux facteurs contribuent au développement de telles lésions, mais malheureusement l'étiologie de la maladie et les mécanismes mis en jeu restent encore assez flous.

McIlwraith a différencié l'arthrose structurale, qui se développe à partir de contraintes mécaniques s'exerçant sur un cartilage affaibli, de l'arthrose mécanique, quand les contraintes mécaniques sont anormalement élevées (McIlwraith, 1996).

L'arthrose débute lorsqu'il existe une faiblesse intrinsèque des tissus ostéochondraux. Historiquement connue en tant que maladie du cartilage, on trouve de plus en plus de preuves de l'importance du rôle de l'os sous-chondral dans l'initiation et la progression de l'arthrose chez les hommes et les animaux (Grynpas, 1991 ; Radin, 1990).

La sclérose de l'os sous-chondral est souvent associée à l'arthrose. Elle correspond à une condensation osseuse d'intensité variable et se traduit radiographiquement par une opacité de l'os renforcée (Bernigaud, 1997).

3.1.2. Etiologie de l'arthrose

Trois principales hypothèses ont été avancées pour tenter d'expliquer les mécanismes conduisant à l'arthrose (Caron, 2003).

La première se base sur un cartilage de nature défectueuse, ayant des propriétés biomécaniques anormales. Cette matrice cartilagineuse ne résiste pas aux forces physiologiques exercées sur l'articulation. Chez l'homme, un collagène de type II défectueux a récemment été identifié pour illustrer cette forme d'arthrose. Cependant, on n'a pas encore identifié cette forme chez le cheval.

La seconde hypothèse implique des changements physiques de l'os sous-chondral. Des contraintes mécaniques normales appliquées sur l'articulation entraînent des microfractures de l'os sous-chondral. En effet, le cartilage articulaire étant trop fin pour absorber efficacement les chocs, les forces s'exerçant doivent être atténuées par les tissus mous, les muscles, et l'os sous-chondral. Celui-ci peut donc être considéré comme un important atténuateur de choc, bien que substantiellement plus rigide que le cartilage ou la capsule articulaire. Normalement, un remodelage osseux répare ces microfractures. Cependant, quand la fréquence de ces fractures est excessive, le seuil de guérison est dépassé, cela augmente la densité de la plaque sous-chondrale, et la capacité de l'os à absorber les contraintes physiologiques répétées s'en trouve réduite (Sobelman, 2003). L'augmentation de rigidité de l'os qui en résulte conduit à un état dans lequel l'unité os-cartilage n'arrive pas à se déformer normalement pour répondre aux contraintes mécaniques, les contraintes supra physiologiques appliquées sur le cartilage entraînent ainsi des lésions mécaniques.

La troisième hypothèse est la plus répandue. Des forces mécaniques entraînent des lésions sur le cartilage sain. Le métabolisme des chondrocytes s'en trouve altéré, il conduit à la libération d'enzymes protéolytiques causant une fibrillation du cartilage (c'est-à-dire une fragmentation du cartilage articulaire) et une coupure dans la trame des protéoglycanes. Le cartilage est remarquablement résistant pour lutter contre les contraintes mécaniques mais est relativement sensible aux traumatismes répétitifs. Ceci est un facteur prédisposant à l'arthrose bien connu chez l'homme, en particulier chez les athlètes. Les microtraumatismes répétitifs sont le facteur prédisposant le plus commun chez les chevaux.

Pour simplifier, on distingue deux types d'arthrose : l'arthrose primitive ou « idiopathique », et l'arthrose secondaire (Boutrand, 1994 ; Domaigne, 1997)

3.1.2.1. L'arthrose primaire

Cette forme d'arthrose se développe spontanément et les facteurs étiologiques sont difficiles à mettre en évidence. L'âge, le poids, et les contraintes mécaniques déterminées par le travail du cheval sont les facteurs les plus importants à considérer. Les processus de réparation du cartilage sénescents sont inefficaces face à l'accumulation des microtraumatismes, à l'usure, et à des prédispositions génétiques et autres facteurs inconnus.

Le terme « idiopathique » est actuellement préféré pour décrire cette forme d'arthrose car il évoque des formes d'arthroses spécifiques, conséquences de causes particulières mais non identifiées.

3.1.2.2. L'arthrose secondaire

Les lésions sont dues ici à des facteurs clairement identifiés. Nous pouvons ici différencier deux types de cas :

- Des contraintes mécaniques normales s'exercent sur une articulation anormale : on parle de **chondrose structurale**. Le cartilage peut alors être fragilisé par l'âge, une inflammation articulaire, des facteurs métaboliques ou génétiques, etc. Le cartilage peut aussi être normal mais l'os sous-chondral affaibli par de l'ostéoporose par exemple.
- Des contraintes anormales en fréquence, en intensité ou en répartition s'exercent sur une articulation normale : c'est une **chondrose mécanique**. Ces contraintes proviennent d'instabilité articulaire, de traumatismes, de surcharge pondérale, etc.

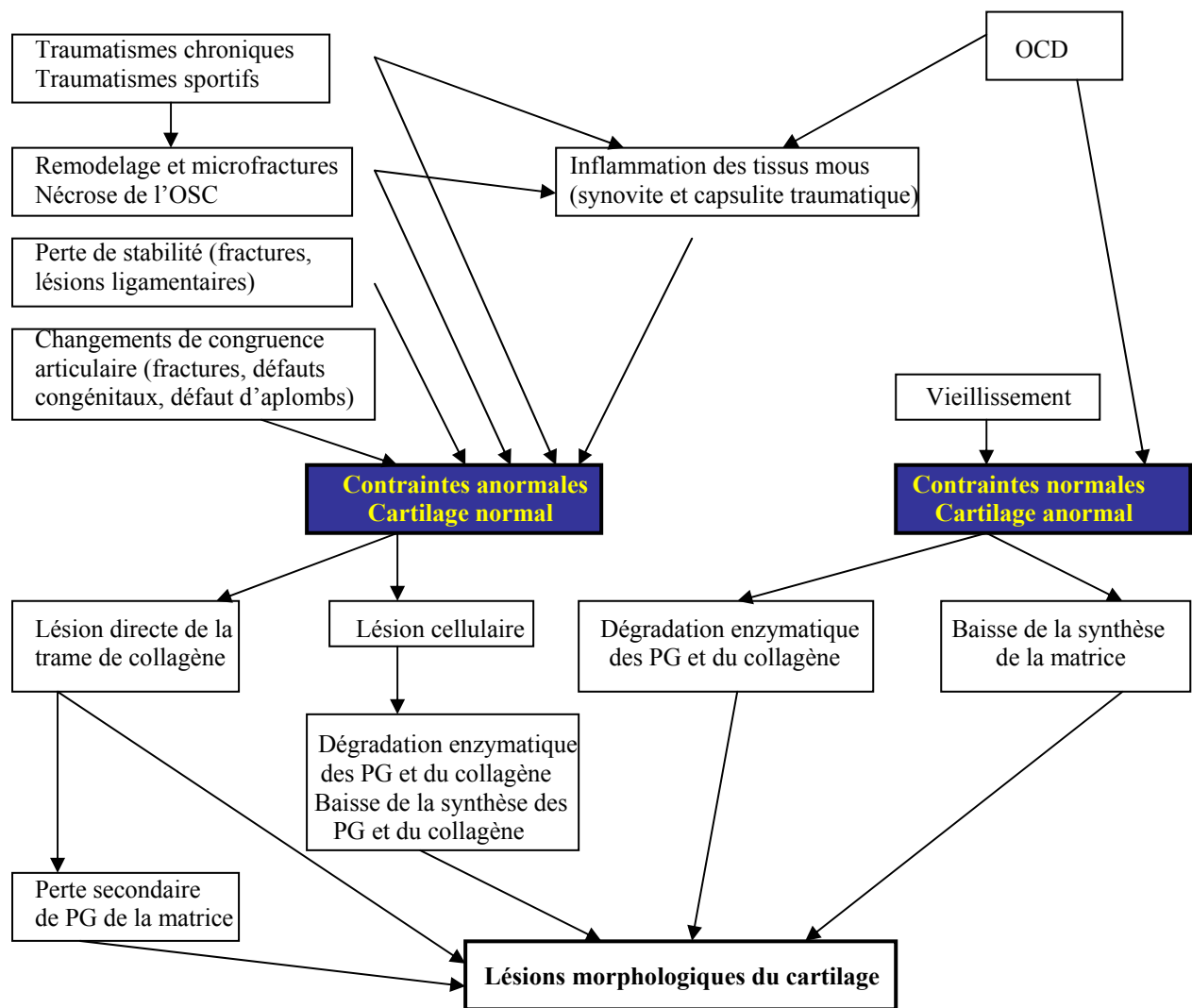


Figure 5: Les deux types de mécanismes conduisant à des lésions du cartilage lors d'arthrose secondaire (d'après McIlwraith, 1996).

Dans tous les cas, l'arthrose est souvent le résultat de plusieurs facteurs étiologiques regroupés.

3.1.3. Sclérose de l'os sous-chondral

D'un point de vue physiopathologique, l'arthrose est caractérisée par une dégénérescence du cartilage et par des changements de structure des protéoglycanes et du collagène, dus à une perturbation de l'homéostasie. La perte des protéoglycanes et du collagène altère les propriétés mécaniques du cartilage articulaire (Martel-Pelletier, 1999).

Cependant, la sclérose de l'os sous-chondral est aussi considérée comme un fait majeur de l'arthrose.

L'accumulation de microfractures est une étape importante dans le déclenchement de la sclérose sous-chondrale. En effet, ces microlésions déclenchent un remodelage osseux visant à les réparer (Pugh, 1974), bien que cela ne soit pas toujours possible (Bushby, 2003). Radin a tenté de démontrer une relation entre le nombre de microfractures et la présence d'arthrose : son équipe a ainsi comparé le nombre de microfractures présentes sur des têtes de fémur en stade terminal d'arthrose avec celui de patients témoins. Cependant, ils n'ont trouvé aucune différence significative (Radin, 1973).

Plus récemment, Radin a induit des microlésions sur des lapins en appliquant des charges impulsives répétées, stimulant un remodelage osseux, et entraînant une sclérose sous-chondrale et un avancement de la « tidemark », conduisant en phase finale à une perte du cartilage articulaire (Radin, 1999).

Plusieurs études ont également porté sur le degré de minéralisation osseuse associée aux pathologies articulaires. Ainsi, dans une étude sur l'arthrose humaine, Grynblas a montré qu'une déminéralisation des paramètres ostéoïdes a lieu dans têtes fémorales arthrosées (Grynblas, 1991). Une autre étude examinant les propriétés biomécaniques et les paramètres de densité des centres spongieux de têtes fémorales d'hommes a montré une augmentation de la dureté et du volume de l'os, mais une diminution de la densité minérale dans les têtes fémorales à ostéoporose en comparaison aux groupes témoins d'âge normal (Li, 1997). Les microfractures rencontrées dans l'arthrose pourraient avoir un rapport avec ces modifications des tissus ostéoïdes : ainsi, une augmentation du volume osseux augmente la force de l'os, ce qui, en retour, réduit l'élasticité des structures et cause une accumulation de microlésions dans l'os minéralisé (Fazzalari, 1998). Bien que ce soit une hypothèse possible pour expliquer la formation des microdommages et des microfractures, le rôle précis des microfractures dans la sclérose sous-chondrale et dans l'arthrose reste vague (Jones, 1989).

Une explication plus récente de la sclérose sous-chondrale rencontrée chez des patients à arthrose a été proposée récemment par Hilal : elle serait le résultat d'un comportement ostéoblastique anormal (Hilal *et al.*, 1998). La production d'Insulin Growth Factor (IGF) pourrait ainsi influencer l'homéostasie des ostéoblastes en causant une augmentation de leur activité. La stimulation mécanique des ostéoblastes ou leurs cytokines entraînent un épaissement sous-chondral, ce qui augmenterait les microfractures dans le

cartilage calcifié et entraînerait des dommages sur la matrice osseuse ainsi que l'activation de la réparation de la matrice du cartilage articulaire, régulée par l'IGF. Donc, Hilal a pensé que l'activation de ces systèmes par des ostéoblastes anormaux pourrait être la cause de la sclérose sous-chondrale et de la dégradation ultérieure du cartilage articulaire dans les premiers stades d'arthrose. Ceci conforterait le rôle de l'os sous-chondral dans la pathologie articulaire précoce.

3.1.4. Os sous-chondral et cartilage articulaire : des relations étroites

L'os sous-chondral entretient des relations étroites avec le cartilage articulaire, ce qui rend la compréhension de la physiopathologie de l'arthrose difficile et encore controversée.

Lors d'un développement d'arthrose, les événements qui contrôlent l'évolution de lésions modérées du cartilage en lésions de fibrillation, en formation d'ostéophytes et en perte complète de rigidité du cartilage avec sclérose de l'os sous-chondral restent floues. Bien que les premières modifications du cartilage puissent être induites à la fois mécaniquement et biochimiquement dans de nombreux modèles (Bendele, 2001 ; McIlwraith, 1979), il semblerait que l'instabilité articulaire ou les charges impulsives aient un rôle majeur dans la progression des lésions du cartilage jusqu'à l'arthrose (Radin, 1986 ; Simmons, 1999).

Une augmentation de la teneur en eau du cartilage a lieu très rapidement, et peut être le résultat de la perte des fibrilles de collagène ou de lésions du collagène. Cela crée une matrice cartilagineuse plus tendre lors de compression et plus fragile lors de tension, ce qui peut favoriser la fibrillation et la formation de fêlures.

L'os sous-chondral et le cartilage articulaire sont tous deux impliqués dans la pathogénie de l'arthrose, mais il existe toujours un désaccord sur le premier facteur déclenchant : lésion du cartilage ou remodelage sous-chondral ? Radin a suggéré que les changements de l'os sous-chondral précèdent les changements du cartilage, et qu'une augmentation de rigidité de la couche de cartilage calcifié conduit à une tension exacerbée du cartilage sous-jacent (Radin, 1970). Des modèles expérimentaux d'arthrose ont montré que dans le développement de la pathologie, la lente progression de l'érosion du cartilage

augmente la sclérose de l'os sous-chondral, ce qui augmente sa rigidité et contribue à faire progresser les lésions mécaniques cartilagineuses (Lajeunesse, 1999).

Bien que le rôle exact de l'os sous-chondral dans l'initiation de l'arthrose reste encore flou, nous savons que des changements de densité sous-chondrale peuvent affecter la progression de l'arthrose (Radin, 1986 et 1990 ; Martel-Pelletier, 1999). Lors d'études menées sur des patients humains, le traitement des lésions sous-chondrales a diminué de manière significative la douleur ressentie, et a ralenti la progression de la maladie. De plus, des modèles expérimentaux d'arthrose ont montré que les lésions cartilagineuses ne peuvent progresser sans changements sous-chondraux (Radin, 1990).

Donc, la surveillance des modifications de l'os sous-chondral, et plus spécifiquement la détection d'une sclérose sous-chondrale dès les premiers stades d'arthrose, pourrait permettre d'améliorer considérablement le pronostic des pathologies articulaires.

3.1.5. Modèles expérimentaux

L'étude des maladies articulaires est complexe. En effet, certaines variables comme l'âge, la taille, la conformation, le statut neurologique peuvent être contrôlées. Mais l'historique des contraintes appliquées sur l'articulation ou la présence de maladie subclinique sont apparemment impossible à définir. Grâce aux progrès réalisés en imagerie médicale (scanneur), il est possible d'obtenir davantage d'informations. Par exemple, la densité de l'os sous-chondral est un indicateur de l'histoire des contraintes mécaniques qui ont été appliquées sur l'articulation.

Différents types de modèles existent. Cependant, le modèle idéal d'arthrose n'existe pas, car il doit répondre aux critères suivants :

- les lésions précoces doivent être comparables à celles de l'arthrose,
- la destruction cartilagineuse doit commencer par une déplétion en protéoglycanes, une fissuration, une fibrillation et une érosion du cartilage,
- une sclérose de la plaque sous-chondrale doit avoir lieu, ainsi qu'une ostéophytose,
- ces modifications doivent être reproductibles, reconnaissables sur l'animal vivant, et être obtenues sur différents espèces animales (Mazières et Vignon, 1989).

Le modèle in vitro autorise l'étude de nombreux traitements grâce à l'utilisation de cellules et tissus prélevés au niveau des articulations. Cela permet d'avoir un grand nombre d'échantillons pour des statistiques précises, mais l'étude se fait en dehors de

l'environnement naturel des cellules, et on ne peut étudier qu'une petite partie des processus de maladies.

Le modèle in vivo permet de préserver l'environnement des cellules et des matrices, évite l'influence du milieu de culture et permet de maintenir les interactions naturelles entre tissus. Par contre les animaux doivent être sacrifiés, et le coût des études est élevé.

Des modèles d'instabilité ont été créés, afin de déterminer la séquence d'évènements ayant lieu dans les tissus et induire l'arthrose. Pour cela, des animaux de laboratoire ont été utilisés mais donnent des résultats peu prédictibles. Par exemple, le modèle Pond-Nuky, qui utilise une résection du ligament croisé antérieur (LCA) pour créer une instabilité dans le grasset du chien, a montré des résultats variables. En effet, certains ont observé des changements dégénératifs du cartilage articulaire alors que d'autres y ont vu des augmentations de synthèse de protéoglycanes et des augmentations d'épaisseur du cartilage articulaire. Une forme d'instabilité qui a toujours induit des modifications du cartilage articulaire dégénératif a été la section du LCA avec dénervation sensitive.

Chez les chevaux, les modèles d'instabilité sont souvent créés par cette technique. Ainsi, on peut créer un modèle d'arthrose du boulet après une résection des ligaments collatéral latéral et sésamoïdien collatéral latéral. Les signes cliniques induits de boiterie, distension articulaire et diminution de motilité sont typiques. La dégénérescence du cartilage articulaire se traduit par la formation d'ostéophytes et d'érosions de surface.

Il apparaît dans ces modèles que l'induction des changements du cartilage articulaire peut produire des changements statiques dans les contraintes appliquées à l'os, alors que les modèles de charge impulsive peuvent mieux simuler des contraintes dynamiques, en induisant davantage de changements sous-chondraux précocement dans la maladie.

3.2. Exercice et augmentation de densité

L'os sous-chondral ne s'épaissit pas seulement en réponse aux processus pathologiques, mais aussi lors d'adaptation normale à l'exercice et aux charges qui s'appliquent sur lui (Frost, 2003 ; Al-Sobayil, 2002).

L'os est un tissu dynamique qui répond continuellement aux forces externes en créant un nouvel os incomplètement minéralisé et en résorbant l'os lamellaire mature afin de

maximiser sa stabilité et son élasticité. Comparé aux autres tissus, comme le cartilage articulaire, l'os a un très bon potentiel de réparation des lésions subies.

La sclérose est une réponse physiologique mise en place pour renforcer l'architecture de l'os avec une moindre quantité de matériel dans le but de se protéger contre une faiblesse osseuse (Sumner-Smith, 2002). Cela peut consister en une augmentation des connections horizontales dans la structure de l'os trabéculaire orienté verticalement (Boyde, 1999 ; Tanck 2001) ou en une augmentation de l'épaisseur des trabécules et de la plaque sous-chondrale (Murray, 1999). Le remodelage osseux est le processus couplé à la résorption de l'os, et consiste en une formation d'os, mécanisme dominant pour permettre à l'os adulte de s'épaissir. Le déclenchement du remodelage osseux a lieu lorsqu'un certain seuil de tension est atteint (Frost, 2001). Au-dessous de ce seuil, la résorption a lieu ; et au-dessus du seuil le remodelage est lancé pour créer un os biomécaniquement stable. On pense (Kawcak, 2001) que quand les signaux déclenchant le remodelage osseux sont maintenus pendant de longues périodes, comme par exemple lors de charges cycliques répétées, le remodelage continue et l'os devient sclérotique et se durcit. Un remodelage osseux abondant a été noté dans plusieurs études chez les chevaux ayant travaillé intensément (Kawcak, 2000 ; Huntington, 1992 ; McCarty, 1988 et 1992 ; Nielsen, 1999, Riggs, 1999 ; Norrdin, 1998 ; Riggs, 1999), ce qui permet aux chevaux de course de pouvoir servir de modèle expérimental du remodelage osseux (Norrdin, 1998).

Les microlésions de l'os sont supposées être un autre mécanisme protecteur de l'os face aux forces qui s'appliquent sur lui (Pugh, 1973). La coalescence des microdommages crée des microfêlures ou microfractures et stimule le remodelage osseux afin de retirer un os vieux ou endommagé et de le remplacer par un os plus fort. Une corrélation a été trouvée entre les microdommages encourus à partir de forces physiologiques normales et l'initiation du remodelage osseux intracortical (Frost, 2003 ; Pugh, 1973). Par ailleurs, des microdommages diffus ont été observés chez des chevaux travaillés intensément (Norrdin, 1998)

Une troisième manière de permettre à l'os d'augmenter en volume est le processus de maniement osseux qui prédomine durant les périodes de développement du squelette. Le modelage osseux est le processus par lequel un os change activement afin de répondre de manière appropriée à la force mécanique qui s'exerce sur lui. La forme globale terminale de

l'os est modifiée, comme chez les jeunes animaux en croissance. Le modelage de l'os peut expliquer la déviation des trabécules lorsqu'il y a formation de nouvel os d'un côté et de résorption de l'autre côté (loi de Wolff : en réponse à une pression appliquée sur l'os, il y aura plus de trabécules du côté où la pression est plus élevée, et l'os y sera plus épais), mais ce phénomène est inefficace dans l'os dans l'adulte. Chez les chevaux, Boyde a trouvé une quantité d'os plus élevée dans les tissus de moelle spongieuse chez les chevaux immatures que chez les chevaux adultes et les chevaux de course (Boyde, 2003).

Maniements et remaniements contrôlent la réponse adaptative de l'os à une contrainte. On suppose que leur déclenchement est induit par la tension de l'os.

Les effets de l'exercice sur l'os et les articulations sont controversés (Kawcak, 2001). Certaines études sur des animaux de laboratoire ont montré que l'exercice augmente la qualité et la masse de l'os. Cependant, l'exercice a aussi montré des effets négatifs sur l'os, comme une diminution de sa composition en Calcium, du volume de l'os, de l'activité des ostéoblastes, et de la taille et des propriétés mécaniques de l'os. Forwood et Parker ont même montré que l'exercice entraîne chez les rats une diminution de la minéralisation dans le tibia, et augmente la minéralisation dans le fémur (1991). Donc la réponse locale spécifique de l'os à l'exercice dépend du type de l'exercice effectué et du site étudié.

Pour conclure, la densité osseuse peut être augmentée par différents mécanismes. Si dans une articulation on pouvait déterminer des relations précises entre des modifications morphologiques pathologiques, une formation d'os adaptée aux contraintes, et des changements de densité sous-chondrale, alors il pourrait être possible de diagnostiquer plus précocement les dommages articulaires inclus dans le processus pathologique.

3.3. Lésions ostéocondrales et fractures du cheval de course

Le cheval de course doit répondre à un stress intense, c'est pourquoi beaucoup d'études ont porté sur la réponse de l'os sous-chondral face au travail fourni par ces chevaux (Pool, 1995). Ainsi, Pool et Meagher ont montré que l'os sous-chondral avait une densité augmentée lors d'exercice (1990) ; Young a noté une rigidité et une densité particulièrement augmentées dans la zone située à 10 mm sous la marge dorsale de la facette radiale de l'os

carpal 3 (Young, 1991). Donc l'os sous-chondral répond au stress induit par l'exercice intensif en augmentant sa formation d'os et en augmentant sa rigidité.

De plus, Estberg a établi une relation entre l'intensité de l'exercice et les blessures rencontrées chez les chevaux de course : ainsi, les Thoroughbred courant sur de longues distances et à grande vitesse développent plus souvent des problèmes ostéo-articulaires (Estberg, 1996). L'exercice a donc différents effets sur les articulations en fonction de son intensité et de sa durée.

Chez le cheval de course, des modifications importantes de l'os sous-chondral sont rencontrées au niveau des articulations carpiennes et métacarpo-phalangiennes (Bailey, 1997). La pathologie varie en fonction de la sévérité des lésions :

- ainsi, la simple fragmentation ostéochondrale (McIlwraith, 1987, Kawcak, 1994, Colon, 1997) et les fractures complètes articulaires sont le plus souvent présentes chez les jeunes chevaux de course. La sévérité des lésions conditionne le pronostic concernant leur retour en course. La fragmentation ostéochondrale a lieu lorsqu'au niveau de la marge articulaire des fragments du cartilage articulaire et de l'os sous-chondral se détachent de l'os parent. Cette fragmentation serait due selon Palmer aux surcharges importantes supportées par ces os et ces surfaces articulaires (Palmer, 1986), ou encore selon Bramlage à l'hyperextension du carpe lors de la course, ainsi qu'à l'immaturation des os chez les jeunes chevaux (Bramlage, 1988).
- Les fractures complètes ostéochondrales (Rick, 1983 ; Parente, 1993)) ont lieu à différents niveaux :
 - o Des fractures complètes de l'os carpal 3 ont été décrites par DeHaan et son équipe en 1987, ainsi que par Stephens en 1988. Les fractures complètes articulaires ou « slab fractures » peuvent provoquer une douleur aiguë traduite par une boiterie qui nécessite une fixation interne pour un retour à la compétition (Stephens, 1988).
 - o Les fractures du condyle distal du métacarpe III sont décrites par Rick (1983). Les fractures complètes articulaires ou fractures dites « condyliques » ont lieu très souvent chez des TB et nécessitent également souvent une fixation interne pour les réduire.
Ce type de fracture peut être classé en fonction de la sévérité en petites fractures incomplètes (Kawcak, 1995.) ou en grosses fractures déplacées avec fragmentation (O'Brien, 1981).

- Enfin, les fractures complètes des os sésamoïdes proximaux ont été décrites par Parente (Parente, 1993). Elles peuvent être simples et résolues arthroscopiquement, ou complètes, biaxiales, causant une perte d'appui du membre, ainsi qu'un apport vasculaire au pied perturbé (Pool, 1990) entraînant souvent une fourbure et une euthanasie de l'animal.
- Enfin, des fractures graves (Mohammed, 1991, Johnson 1993, Wilson, 1993) entraînent une perte d'appui du membre concerné.

En plus des fractures décrites ci-dessus, le jeune cheval de course est confronté à une sclérose intense de l'os sous-chondral provoquant de l'arthrose. Cela concerne deux sites principaux : carpe et boulet. Ainsi, l'os carpal 3 sclérosé entraîne des baisses de performances chez le cheval de course (Young, 1988). La surface palmaire du condyle distal du métacarpe III est aussi concernée (O'Brien, 1981), on parle d'« ostéochondrose traumatique » (Pool, 1990) pour décrire ces lésions progressives, inopérables et conduisant souvent à de l'arthrose. Les différentes théories tentant d'expliquer ces lieux de sclérose sont uniquement basées sur des impressions cliniques et évaluations post-mortem.

La pathogenèse des fractures ostéochondrales et de la sclérose sous-chondrale des chevaux donne lieu à différentes théories. Malheureusement, très peu de données objectives sont disponibles concernant les effets des surcharges et de la vitesse sur l'os sous-chondral de jeunes chevaux de course, ainsi que sur la progression normale des changements sous-chondraux avec l'exercice. Bien que Pool et Meagher aient suggéré l'implication de microlésions comme facteur étiologique (1990) , leur rôle précis dans l'initiation de la sclérose sous-chondrale, la fragmentation ostéochondrale et les fractures ostéochondrales n'a pas été déterminé.

4. L'évaluation de l'os sous-chondral : imagerie qualitative

Les moyens de détection et de prévention de maladie articulaire sont de plus en plus précis. Ainsi, la radiologie, l'échographie, la scintigraphie nucléaire, l'imagerie à résonance magnétique (IRM), et la tomodensitométrie (TDM) sont largement utilisés comme

techniques de diagnostic chez les hommes et les animaux, mais chacune a ses propres avantages et limites.

4.1. Radiologie

Depuis la découverte des rayons X en 1895, la radiologie a été le premier outil de diagnostic. Ce moyen d'imagerie est relativement peu cher, sans danger, facile à utiliser et très répandu. La majorité des médecins et vétérinaires reçoivent une formation de base pour réaliser et interpréter des radiographies, ce qui en fait une modalité de diagnostic très familière. Cependant, l'évaluation d'une densité sous-chondrale a des limites importantes. En effet, il existe une période au cours de laquelle un remodelage osseux est invisible avant 30 à 50 % de variation de sa densité minérale (Dyson, 2003). Par exemple, Steinheimer a montré dans une étude que 40 % des articulations fémoropatellaires de chevaux peuvent apparaître normales au niveau radiologique, alors que des modifications du cartilage sont présentes et révélées lors de l'arthroscopie de ces mêmes articulations (1995).

Il n'y a pratiquement pas de corrélation entre le degré de changements dus à l'arthrose visibles sur une radiographie et le degré de douleur, donc de boiterie. Une radiographie d'un cheval boiteux peut donc révéler un stade avancé de maladie articulaire mais il est aussi possible qu'aucun changement ne soit visible.

La radiographie des structures osseuses fournit une excellente résolution spatiale, qui peut être définie simplement comme la plus petite distance discernable entre deux structures (Curry, 1990). Cependant, la résolution de contraste, ou la capacité à évaluer des différences de radiodensité, est pauvre avec les radiographies ; d'où une incapacité à bien discerner les structures de tissus mous.

Les radiographies sont une représentation en deux dimensions d'un objet en trois dimensions, mais des vues orthogonales et obliques améliorent la détection des lésions. L'effet d'addition ou de superposition de structures est un point faible de la radiographie (fig.6), en particulier lorsque l'on s'intéresse à des articulations complexes comme le carpe ou le tarse. Cependant, des radiographies d'excellente définition ont pu permettre de visualiser une structure trabéculaire d'un os simple qui correspond directement à l'architecture en 3-D. (Luo, 1999).

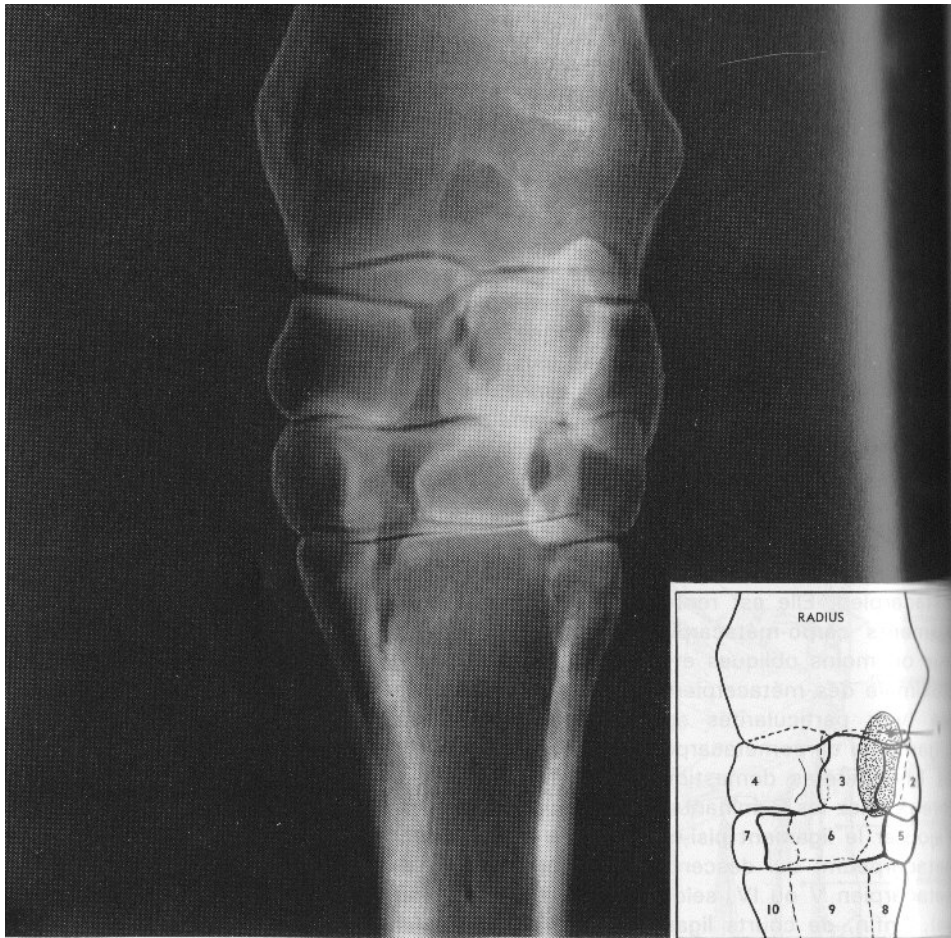


Figure 6 : Radiographie du carpe d'un cheval montrant la superposition des os. Incidence dorso-palmaire (Barone, 2000).

1 : os accessoire	2 : os ulnaire	3 : os intermédiaire	4 : os radial
5 : C4	6 : C3	7 : C2	
8 : McIV	9 : Mc III	10 : McII	

Les signes radiographiques de lésions dues à l'arthrose sont variables :

- Pincement de l'interligne articulaire résultant du rapprochement des structures épiphysaires autorisé par l'usure ou la disparition focale du cartilage articulaire,
- Condensation de l'os sous-chondral d'apparition plus tardive,
- Ostéophytose aux marges de l'articulation,
- Distension de la capsule articulaire

Si l'existence d'ostéophytes, le rétrécissement de l'espace articulaire et le changement des contours osseux sont considérés comme des indices fiables de maladie articulaire dégénérative sur des radiographies d'hommes et de chiens, la sclérose sous-chondrale et les kystes n'en sont pas (Adams, 2002). Le rétrécissement de l'espace articulaire est considéré comme l'indicateur le plus sensible mais le moins spécifique d'arthrose de la hanche chez l'homme, alors qu'il n'est ni sensible ni spécifique pour l'arthrose du genou (Gupta, 2004).

Les signes radiographiques de l'arthrose varient donc avec le stade évolutif, mais aussi avec l'articulation affectée ; cela rend l'évaluation radiographique du cartilage très subjective. Le diagnostic précoce de l'arthrose est donc impossible avec cet examen. Cependant, l'examen radiographique est indispensable afin d'identifier des lésions ou des complications d'arthrose comme la présence de fragments osseux détachés ou « chip fractures » issus d'ostéophytes marginaux ; il permet aussi de suivre l'évolution d'une arthrose déjà avancée (Tambâ, 2005).

La radiographie est donc un procédé d'imagerie utile, mais la multiplication des incidences est nécessaire afin d'obtenir une vue d'ensemble d'articulations complexes comme le carpe :

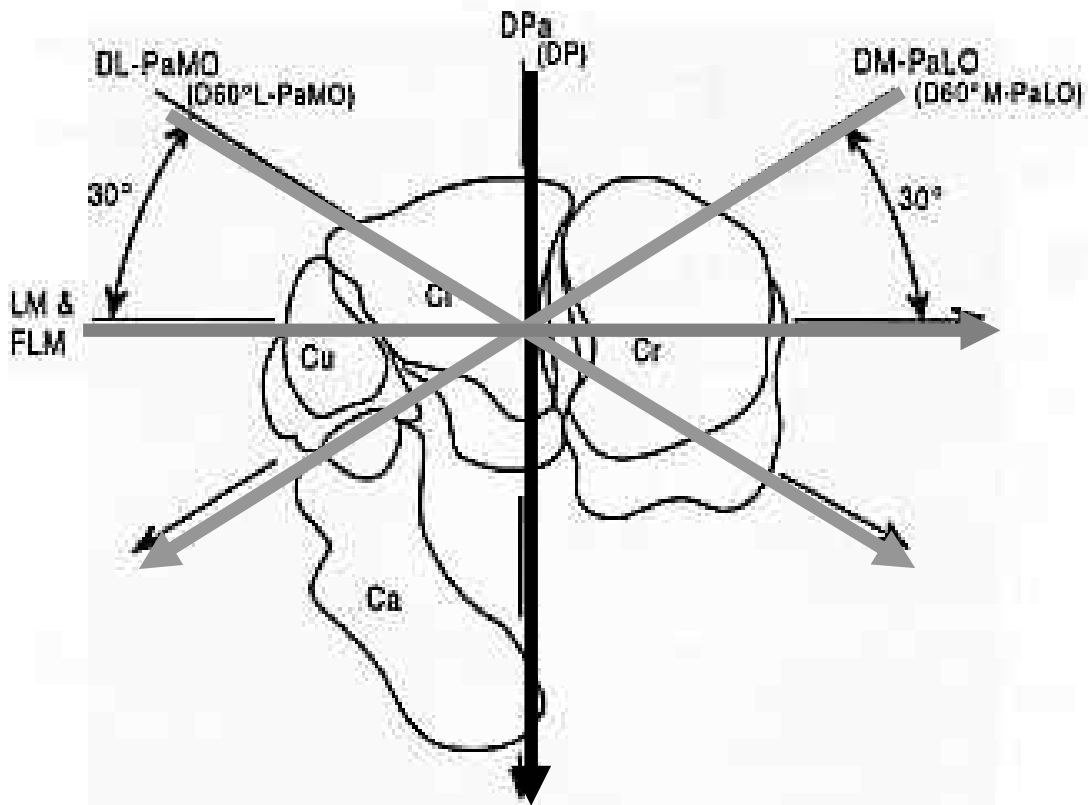


Figure 7 : Les différentes incidences radiographiques nécessaires à la visualisation du carpe de cheval

DPa : Dorso-palmaire	LM : Latéromédial	FLM : Latéromédial flexion
DL-PaMO : Dorsolatéro-médio-palmaire oblique		DM-PaLO : Dorso-médio-latéropalmaire oblique
Ca : os accessoire	Cu : os ulnaire	Ci : os intermédiaire
		Cr : os radial

4.2. Echographie (McIlwraith, 1996 ; Denoix, 2003)

L' échographie est utilisée depuis de nombreuses années pour diagnostiquer et explorer des blessures tendineuses et ligamentaires. Plus récemment, cette technique d'imagerie permet d'établir des diagnostics précoces de problèmes articulaires, et de détecter les dégradations ayant lieu dans le cartilage articulaire, en particulier les lésions d'OCD, des blessures de ligament collatéral, des déchirures, ainsi que une synovite chronique proliférative dans le boulet. Les informations provenant de l'examen échographique sont souvent complémentaires à celles de la radiographie.

Cet examen nécessite une bonne connaissance de l'anatomie des articulations. Il nécessite beaucoup de temps, et la personne chargée de l'examen est souvent dans une position peu confortable, en particulier pour l'examen de la partie distale des membres.

4.3. Scintigraphie nucléaire

La scintigraphie est un moyen très sensible pour détecter de manière précoce des maladies articulaires (Twardock, 2001). Elle permet de visualiser des membres entiers ou certaines régions du squelette. Son principe repose sur l'injection d'un composant radioactif, comme le Technétium 99 au patient ; une caméra gamma spécifique détecte et mesure la quantité de radiation émise par le patient au niveau des os. Le composant radioactif est pris en charge par des cellules métaboliquement actives, et se concentre dans les sites de remodelage osseux important.

Ce procédé d'imagerie, bien qu'il permette de localiser une zone lésée, a une spécificité limitée et ne permet pas d'identifier un type de lésion. En effet, les modifications ayant lieu au cours du métabolisme osseux peuvent être dues à de multiples processus pathologiques : tout stress peut entraîner une augmentation de distribution du radio-isotope, comme un remodelage osseux induit par l'exercice ou encore des lésions ostéochondrales (Foreman 2002)

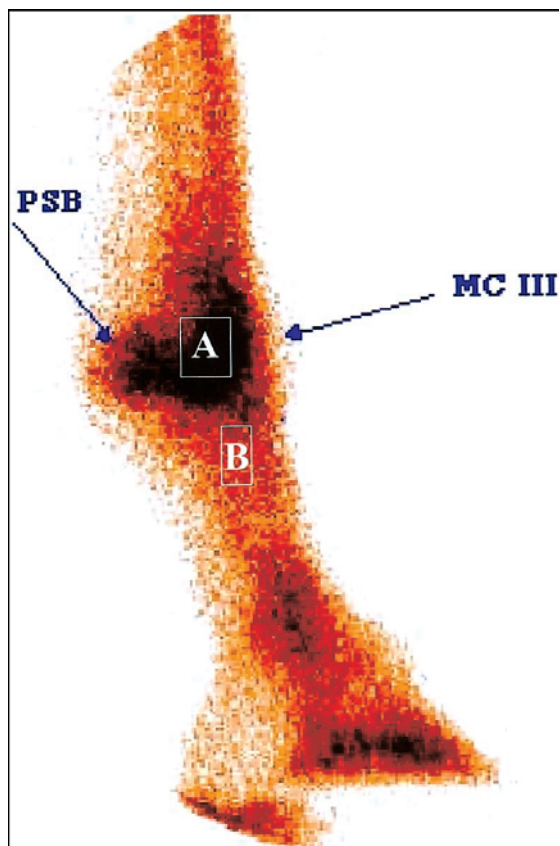


Figure 8 : Image scintigraphique d'un boulet. La surface A se distingue de la zone B (d'après Kawcak, 2001).
PSB : Os sésamoïde proximal MC III : Métacarpe III

La scintigraphie est un examen très utilisé par les praticiens équins nord-américains, mais elle reste peu utilisée en France, principalement en raison de la législation sur les résidus radioactifs.

4.4. Imagerie par Résonance Magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) permet d'obtenir une très bonne résolution des tissus mous, supérieure à celle de la tomographie ou de la radiographie, grâce à ses principes d'imagerie basés sur l'analyse des propriétés électromagnétiques des noyaux d'hydrogène. L'IRM est également un bon moyen d'identifier des changements de densité de l'os sous-chondral, comme la sclérose de l'os carpal III chez le cheval (Zubrod, 2004).



Photo 1 : cheval passant un IRM (source : Colorado State University)

Cependant, il existe des limites à son utilisation : les appareils permettant de scanner un cheval debout ne donnent pas une qualité d'image satisfaisante et il faut travailler avec du matériel de médecine humaine. Le recours à une anesthésie générale est donc nécessaire. De plus, la zone à scanner doit être déterminée à l'avance car l'appareil nécessite une conformation spécifique en fonction de la région. L'IRM ne peut donc pas être utilisé en première intention, et son coût et la complexité de son fonctionnement le cantonnent à un usage universitaire en Europe.

5. La tomодensitométrie (Gautier, 1995)

La tomодensitométrie est couramment caractérisée par le mot « scanner » ou « scanographie ». « Scanner » est en fait un terme pouvant s'appliquer à la scintigraphie ou l'IRM, il s'emploie lors de l'usage d'un « balayage mécanique effectué par un appareil de mesure ». Cette technique permet de visualiser très nettement des structures anatomiques individuelles en évitant toute superposition, en particulier des espaces ou surfaces articulaires. Plusieurs études ont montré qu'elle peut permettre de détecter et de bien visualiser des fractures pourtant invisibles sur les radiographies mais cliniquement apparentes chez des chevaux. (Whitton, 1998). Cette technique d'imagerie peut aussi être utilisée pour identifier des changements dans l'os cortical et sous-chondral, dans un but de prévention ou encore d'amélioration du traitement lors de blessure osseuse.

On distingue deux techniques différentes :

- l'ostéoabsorptiométrie ou densimétrie osseuse (CTO) permet de « cartographier » l'os sous-chondral en fonction de la répartition des densités dont les valeurs sont représentées par des couleurs spécifiques ou une échelle de teintes de gris. On peut ensuite comparer les différences de répartition de densité entre différents sujets.
- la tomодensitométrie quantitative (QCT) mesure la densité spécifique de l'os ou d'un autre tissu sur une certaine surface.

Eckstein a montré que l'ostéoabsorptiométrie est un outil très pratique pour déterminer l'histoire des charges reçues par l'os sous-chondral de coudes humains (Eckstein, 1995). Chez le cheval, son utilisation est assez limitée par son coût et la nécessité d'une anesthésie générale. Pourtant, l'augmentation de la demande de diagnostic précis de boiterie va de pair avec l'augmentation de popularité de cet outil d'imagerie. En effet, la tomодensitométrie reste l'un des meilleurs outils cliniques permettant d'identifier rapidement des lésions de l'os sous-chondral chez le cheval (Thomas, 2004).



Figure 9 : représentation en 3D d'un carpe de cheval grâce à la TDM

5.1. Principes (Garcia-Lopez, 2003)

La TDM fut développée par G.M. Hounsfield et la première machine (scanneur est le terme officiellement recommandé) utilisable sur site clinique fut installée en 1971 à Londres. Elle ne permettait d'examiner que la tête, et l'exploration du "corps entier" ne fut possible qu'à partir de 1974. La mise au point de la scanographie a été saluée comme la découverte la plus importante en radiologie depuis celle des rayons X par W.C. Roentgen en 1895. Elle a valu à A.M. Cormak et G.M. Hounsfield le prix Nobel de Médecine en 1979.

La TDM est basée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient. Cependant, à l'opposé de la radiologie classique où le faisceau transmis est détecté et visualisé à l'aide d'un film ou d'un amplificateur de luminance, il est détecté électroniquement puis numérisé. L'image est ensuite reconstruite à l'aide d'un ordinateur et visualisée. L'acquisition de plusieurs coupes adjacentes conduit à l'information tridimensionnelle.

Les scanners utilisés aujourd'hui sont très différents des premiers scanners créés dans les années 1970. La première génération de scanners engendrait un faisceau de rayons X aussi fin qu'un crayon et une seule paire de détecteurs. Le temps de prise des coupes était élevé (25 minutes, jusqu'à 5 minutes par coupe).

Les scanners de deuxième génération étaient composés de récepteurs multiples, et le faisceau de rayons était en forme d'éventail. Ceci a permis une augmentation de la rapidité de l'examen. Dans les deux premières générations de scanners, le mouvement de l'ensemble tube-détecteur était du type translation-rotation. Ce mouvement relativement compliqué, associant une translation puis une rotation de 1 à 30° (en fonction du nombre de détecteurs), se caractérisait par une mauvaise utilisation du faisceau de rayons X et des temps d'acquisition élevés. Le passage d'un détecteur (1^{ère} génération) à plusieurs (≈ 30) détecteurs (2^{ème} génération) a permis de réduire les temps d'acquisition de quelques minutes à une dizaine de secondes et a ainsi autorisé le passage à l'exploration du corps entier.

La troisième génération de scanners voit son nombre de détecteurs augmenté et une diminution du temps nécessaire à l'examen. Les détecteurs et le tube à rayons X effectuent une rotation de 360 degrés autour du patient. Cependant, seuls les pixels alignés dans le centre des détecteurs sont mesurés, réduisant ainsi la dispersion des images. Ce type de scanners utilise un faisceau de rayons X en éventail suffisamment large (ouverture d'au moins 40°) pour supprimer le mouvement de translation d'où l'appellation rotation-rotation. Le nombre élevé de détecteurs (plusieurs centaines) présents permet d'obtenir simultanément l'ensemble des mesures relatives à une projection. Le temps d'acquisition se trouve ainsi ramené à quelques secondes pour une acquisition sur 360°.

Enfin, dans la quatrième génération, un anneau de détecteurs entoure le patient, et seul le faisceau de rayons X est animé d'un mouvement de rotation. Ce type de géométrie a permis de supprimer le risque d'artefacts circulaires dans l'image parfois associé à des scanners de troisième génération.

Le développement de chaque génération de scanner a augmenté la résolution spatiale de l'image, diminué le temps nécessaire à l'examen et réduit la dose reçue par le patient (Curry, 1990). Depuis les années 1990, des scanners à mode hélicoïdal ont été développés pour

encore améliorer la qualité des images et réduire la durée de l'examen. Depuis cette date, ce mode a été étendu à pratiquement toutes les régions anatomiques compte tenu de la vitesse d'acquisition qu'il procure : il permet l'acquisition d'un grand volume anatomique (50 à 60 cm de longueur) en moins d'une minute. De nombreuses évolutions technologiques ont permis le développement de ce mode : rotation continue du tube à rayons X et des détecteurs, alimentation du tube à rayons X par contacts glissants, tube à anode tournante ayant une capacité calorifique élevée, transmission sans fil du signal, flux de données élevé, capacité de stockage des informations importante et temps de reconstruction des images très court.



Photo 2 : examen tomodensitométrique des sinus d'un cheval (source : CSU)

Les examens orthopédiques équins utilisant la tomographie assistée par ordinateur sont en général composés d'un ensemble de coupes de différente épaisseur (1-10 mm) acquises séquentiellement à travers une région spécifique d'intérêt (ROI). Comme la radiographie conventionnelle, l'information obtenue à partir du scanneur est basée sur le principe de la différence d'absorption des rayons X par chaque tissu. Alors que la base de l'image radiographique conventionnelle utilisant une échelle de gris est composée de seulement cinq opacités fondamentales différentes (air, graisse, tissu mou, os et métal), le système de TDM est capable de détecter des milliers de nuances d'absorption des rayons dans les tissus. Les images obtenues peuvent révéler des centaines de différentes teintes de gris entre l'air et un métal solide. L'analyse de l'information à partir d'une série de coupes individuelles conduit à une vue tridimensionnelle des structures. Un point important est que les coupes tomographiques éliminent la superposition des tissus mous et des os, problème inhérent dans la radiographie conventionnelle. Cela est très utile lorsqu'on examine des

régions et des articulations complexes, par exemple si les os se chevauchent (articulation du carpe) et que les surfaces articulaires sont difficiles à évaluer sur des radiographies standards. De plus, les données de l'image sont acquises et stockées en tant qu'information numérique, et les cliniciens peuvent revoir les images dans différents formats pour améliorer la visualisation de structures spécifiques. Les examens orthopédiques sont communément visualisés dans une « fenêtre des tissus mous » et dans une « fenêtre des os » selon ce que l'on cherche à voir.

La résolution se définit comme l'aptitude à rendre distincts deux points voisins. La résolution spatiale est la plus petite taille d'un objet pouvant être tomographiée ; elle est influencée par de nombreux facteurs incluant le coefficient linéique d'atténuation d'un tissu. En effet, un faisceau de rayons X, lors de la traversée de l'organisme, est atténué par absorption et par diffusion (effets photoélectrique et Compton). Cette atténuation dépend de la densité du milieu, de sa composition atomique et de l'énergie du faisceau de rayons X. Le coefficient linéique d'atténuation est la probabilité qu'un photon de rayon X rencontre le matériel et le traverse par millimètre ; il est influencé par la composition chimique du tissu et sa densité physique. Plus la résolution spatiale est bonne, plus les mesures quantitatives sont précises.

Les images projetées sont construites à partir d'algorithmes et constituées de nombreuses cellules, appelées pixels (pour *picture element*) ; chacune d'entre elles a un nombre assigné et ensuite exposé comme un niveau lumineux sur le moniteur vidéo. L'information numérique stockée dans chaque pixel est exprimée en unité Hounsfield (HU), qui est fonction de la puissance d'atténuation de l'eau pure. Le pixel est une représentation en deux dimensions d'un volume de tissu correspondant. Le volume de tissu (voxel) est déterminé par la taille du pixel et l'épaisseur de la coupe, qui varie en général de 1 à 10 mm. Les HU varient de -1000 (air) à +1000 (os dense) pour chaque pixel ; l'eau a une HU de 0, alors que les tissus mous et la graisse varient de 0 à 100 et 0 à -100 respectivement. Cela représente une énorme variation dans l'échelle des gris et une quantité incroyable d'information « gaspillée », car un écran vidéo peut exposer environ seulement 256 HUs sur les 2000 possibles, et l'œil humain ne reconnaît qu'une quinzaine de niveaux de gris entre le blanc et le noir. Pour pallier ce problème, il convient de ne représenter qu'une partie de l'échelle, la fenêtre.

5.2. Limites de l'utilisation de la TDM

Bien que la tomographie assistée par ordinateur ait une excellente résolution de contraste concernant les os, il existe des artéfacts et des limites qui affectent l'acquisition des données. Ainsi, l'effet de volume partiel a lieu lorsque plusieurs types de tissu occupent le même pixel. Il en résulte une échelle de densité fautive, ne pouvant être exploitée. Pour limiter cet effet de volume partiel, on doit réduire l'épaisseur des coupes. De plus, les coupes précédentes et suivantes doivent être examinées avec attention afin d'évaluer toute discontinuité dans la densité.

Le durcissement du faisceau est un autre artéfact significatif que l'on retrouve dans tous les outils d'imagerie qui utilisent des radiations ionisantes. Ce phénomène a lieu quand une structure très dense et homogène, comme l'os, absorbe préférentiellement les photons de basse énergie. Quand le faisceau de rayons X sort de la structure dense, l'énergie moyenne du faisceau est augmentée artificiellement. Les détecteurs associent le faisceau de haute énergie à une structure ayant un coefficient d'atténuation bas, comme l'air. L'exemple classique de ce type d'artéfact est celui qui a lieu près de l'os temporal.

Cependant, l'effet de durcissement du faisceau peut aussi être observé au centre d'un objet dense et solide qui diminue la densité apparente dans le centre de l'objet. Cet effet est maintenant reconnu comme mineur, car des algorithmes informatiques sont insérés dans les scanners et des fantômes de calibrage spéciaux sont scannés avec la partie anatomique analysée. Les unités Hounsfield (HU) sont considérées comme une mesure de densité relative car l'algorithme du scanner utilise l'eau comme référence afin de déterminer l'atténuation. Le simple emploi de fantômes de calibrage est la méthode de référence pour convertir les valeurs HU relatives en unités de densité minérale objectives.(cf. II.)

Cette technique permet donc une très bonne estimation des tissus osseux mais présente des limites pour l'évaluation fine des tissus mous, en particulier pour juger de l'érosion du cartilage.

5.3. Applications cliniques

5.3.1. Programme OsteoApp

Rapport-gratuit.com
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES 

L'informatique est en évolution constante. Le secteur médical profite des progrès réalisés dans ce domaine. Ainsi, des programmes d'imagerie sont maintenant capables d'analyser les données acquises par TDM à partir d'une surface articulaire. Un programme, OsteoApp, a été développé spécifiquement pour mettre en image les données obtenues par scanographie et pour exécuter des mesures détaillées des surfaces articulaires, ce qui auparavant n'était pas envisageable. Ce programme a été écrit en utilisant le Langage de données interactif (Interactive Data Language), langage complet permettant l'analyse interactive et la visualisation de données grâce à de nombreuses techniques d'analyse et de graphiques. Il a été désigné pour l'analyse de données en deux et trois dimensions au format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), un standard de communication et d'archivage utilisé en imagerie médicale créé en 1985 par l'ACR (American College of Radiology) et la NEMA (National Electric Manufacturers Association) dans le but de standardiser les données transmises entre les différents appareils de radiologie.

Dans le but de visualiser une surface articulaire spécifique, un seuil de densité est sélectionné et une zone choisie sur l'os auquel on s'intéresse. Le résultat est une image en trois dimensions de la structure recherchée, avec des densités spécifiques. Une représentation en trois dimensions est en général utilisée en relation avec des régions d'intérêt spécifiques (ROI), mais peu d'études ont été réalisées afin d'impliquer les reliefs osseux. OsteoApp peut être utilisé pour mettre en image et analyser des os individuels ou des articulations entières, mais comme toute technologie d'imagerie il reste des imperfections. Comme il a été mentionné précédemment dans les principes du scanneur, les effets de volume partiel et de durcissement du faisceau restent à améliorer dans la conception de l'appareil ou dans le traitement informatique des données.

5.3.2. Utilisation pratique des mesures de densité

Bien que la tomодensitométrie quantitative (QCT) n'ait pas été appliquée aux surfaces articulaires équinés, elle a été standardisée en médecine humaine pour surveiller la densité osseuse vertébrale concernant les risques de fracture d'ostéoporose (Cann, 1985), et utilisée de la même manière chez les chevaux pour estimer l'âge et les changements de densité minérale de l'os (Firth, 2000).

Grâce à l'ostéoabsorptiométrie assistée par ordinateur (CTO), différentes distributions de densité ont été cartographiées dans l'épaule, le coude et la hanche de patients normaux. De plus, des modèles de densité d' os d'athlètes ainsi que de patients souffrant de différentes pathologies articulaires ont révélé des différences de répartition en comparaison avec les mêmes articulations de patients sains (Muller, 1998). Il a donc été conclu que la densimétrie osseuse peut être utilisée pour déterminer l'historique des charges reçues par l'articulation (Muller, 1989). De même, une augmentation de proportion de densité osseuse plus élevée a été détectée dans le tiers distal du condyle métacarpien de chevaux entraînés au tapis roulant par rapport aux chevaux témoins au repos (Kawcak, 2000). Actuellement, l'ostéoabsorptiométrie n'a pas encore été utilisée cliniquement pour étudier l'évolution des modèles de densité dans des populations âgées ou malades.

En résumé, il est prouvé qu'une augmentation de densité de l'os sous-chondral dans les articulations est associée aussi bien à des changements pathologiques qu'à des changements induits par l'exercice. QCT et CTO semblent être des modalités d'imagerie pratiques pour caractériser ces changements dans l'os sous-chondral de cheval, dans le but de mieux déterminer les événements conduisant à un début de pathologie articulaire. De plus, l'objectivité de QCT peut être utilisée afin de déterminer un seuil spécifique de densité osseuse associé à des changements pathologiques dans les articulations des chevaux.

DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE

Les résultats exposés dans cette partie ont été réalisés au Orthopaedic Research Center, Veterinary Medical Center, Fort Collins, Colorado, sous la direction de Chris Kawcak, DVM, PhD.

1. Introduction

1.1. But de l'étude

Cette étude est réalisée dans le but de mesurer la densité de l'os sous-chondral dans les os du carpe de cheval par tomодensitométrie, et de tenter de déterminer si un seuil pathologique de densité existe dans ces os.

1.2. Hypothèses

- la densité de l'os sous-chondral mesurée par tomодensitométrie va augmenter avec l'exercice d'une part et avec l'arthrose d'autre part.
- des modèles de densité du carpe, caractéristiques d'une pathologie articulaire, vont pouvoir être créés afin d'améliorer la sensibilité du diagnostic des maladies articulaires du cheval.

1.3. Buts spécifiques

- déterminer les différences de densité moyenne de l'os sous-chondral de trois populations équines différentes

Hypothèse : la densité de l'os sous-chondral est significativement différente entre des chevaux au repos, au travail et à arthrose.

- déterminer des variations régionales dans la densité de l'os sous-chondral de l'os radial et de l'os carpal III dans trois populations équines différentes

Hypothèse : la densité de l'os sous-chondral mesurée varie en fonction des régions anatomiques et selon le travail des chevaux.

- Déterminer des modèles de densité de l'os sous-chondral des deux rangées d'os du carpe de trois populations de chevaux distinctes afin d'établir une « cartographie » des densités du carpe

Hypothèse : trois différents modèles de densité du carpe vont pouvoir être établis (chevaux au repos, au travail et à arthrose).

2. Matériels et méthodes

2.1. Animaux

Cinquante quatre images tomodensitométriques de carpes de chevaux archivées dans les fichiers informatiques de l' *Equine Orthopaedic Research Center*, Colorado, ont été exploitées. Ces données ont été obtenues au cours de deux études différentes réalisées en 2001 et 2003 par les chercheurs de ce centre.

2.1.1. Etude « GERA » :

22 images tomodensitométriques de carpes ont été analysées. Elles proviennent de douze pur-sangs de 18 mois euthanasiés en 2001 en Nouvelle Zélande. Parmi ces chevaux, deux groupes sont distingués : six de ces chevaux ont été soumis à un programme d'exercice soutenu en plus de leur activité normale au paddock (entraînement 5 jours par semaine depuis l'âge de 10 jours pendant 18 mois) ; l'autre moitié des chevaux a servi de lot témoin (pas d'entraînement spécifique). Les deux articulations carpiennes de chaque cheval ont été prélevées immédiatement post-mortem puis expédiées au Colorado State University afin d'être scannées.

2.1.2. Etude « HMT » :

32 images tomodensitométriques de carpes ont été analysées. Ces images proviennent d'un groupe de 8 chevaux sur les 24 chevaux de 2 à 5 ans ayant participé à une étude sur des traitements de l'ostéoarthrose. Les chevaux ont tous subi une arthroscopie à J0, afin de fragmenter l'un de leur carpe (choisi de manière arbitraire) pour induire un modèle chirurgical d'arthrose dans l'un de leurs antérieurs. Les 8 chevaux auxquels nous sommes intéressés dans notre étude expérimentale n'ont pas reçu de traitement spécifique. Ils ont été soumis à un programme d'exercice régulier qui a consisté à courir sur un tapis roulant 5 jours par semaine de J15 à la fin de l'étude (autopsie à J72).

Chaque antérieur a été scanné deux fois : au début de l'étude juste avant la chirurgie, et à J72 après l'euthanasie. Nous distinguons donc deux lots distincts d'articulations carpiennes : 8

d'entre elles ont été fragmentées afin de développer de l'arthrose et les 8 autres sont restées « normales ». Chaque cheval est donc son propre témoin (articulation non fragmentée).

2.2. Scanner

Les images ont été prises à partir d'un Scanner Picker PQ CT (Philips Medical, Barthow, WA USA), dont les caractéristiques techniques sont les suivantes :

- 130 kV et 150 mA,
- épaisseur de coupe de 1 mm (étude HMT) à 1,5 mm (étude GERA)
- orientation des coupes transverse
- résolution : taille du pixel : 0,352 mm²
taille du voxel : 0,525 mm³ (GERA) ou 0,352 mm³ (HMT).

Les images sont exportées pour être analysées dans le programme OsteoApp (*Colorado State University, Fort Collins, CO USA*). Ce logiciel, écrit par une plateforme utilisant le IDL (*Research Systems Inc., Boulder, CO USA*), peut transformer des images tomodensitométriques en volumes en trois dimensions, et autorise également les mesures de densité. La densité relative mesurée en unités Hounsfield est convertie en densité objective (g/cm³) grâce à un fantôme de densité placé dans le champ de vision de chaque image scannée.

2.3. Calibrage

Toutes les articulations du carpe ont été scannées en même temps qu'un fantôme de calibrage de densité avec différentes concentrations de K₂HPO₄ dans leur champ de vision (0, 50, 100 et 200 mg/ml). La densité moyenne subjective est mesurée dans chaque puits de K₂HPO₄ en traçant des carrés de 10 mm². Une régression linéaire est réalisée pour chaque image afin de convertir les unités Hounsfield (HU) virtuelles en g/cm³. Ainsi, pour chaque mesure de densité réalisée au cours du protocole, une conversion est réalisée afin d'interpréter uniquement les données en gramme par centimètre cube.

2.4. Modèle

Différentes étapes de traitement des images ont été réalisées afin d'exploiter les données.

2.4.1. Représentation en trois dimensions de chaque rangée du carpe à partir des images tomodensitométriques.

Pour cela, nous isolons successivement les os de chaque rangée de l'articulation du carpe en sélectionnant les os situés sous le seuil de pixel de 500 HU (Shearin M., 2006) :

- sélection des os radial (ou scaphoïde), intermédiaire (ou semi-lunaire) et ulnaire (ou pyramidal) pour la rangée proximale
- sélection des os II (ou crochu), III (ou capitatum), IV (ou trapézoïde) pour la rangée distale

Si un autre os que ceux cités ci-dessus est compris dans ce seuil, les surfaces concernées sont retirées manuellement. Ainsi, nous obtenons une représentation 3-D de la rangée proximale en vue distale et de la rangée distale en vue proximale.

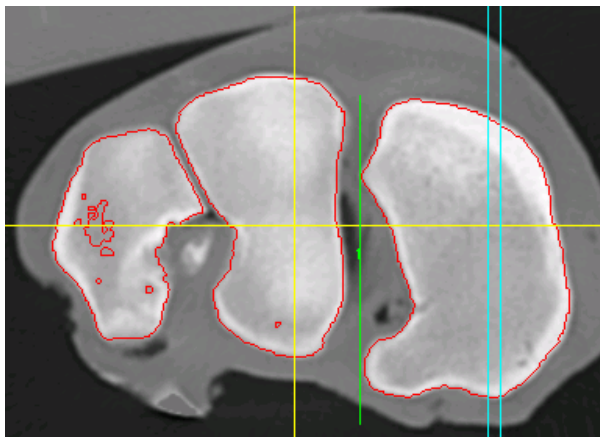


Figure 1: sélection des os de la rangée proximale

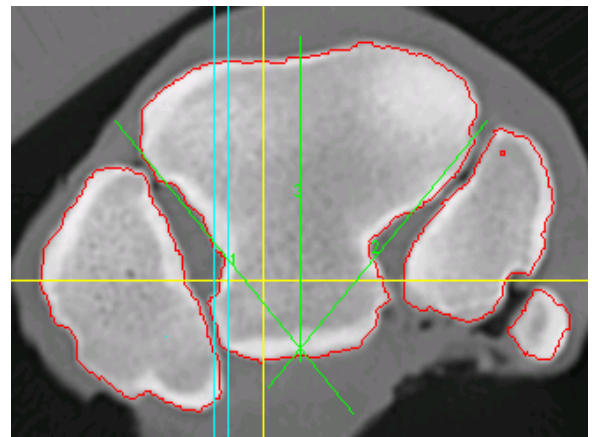


Figure 2 : sélection des os de la rangée distale

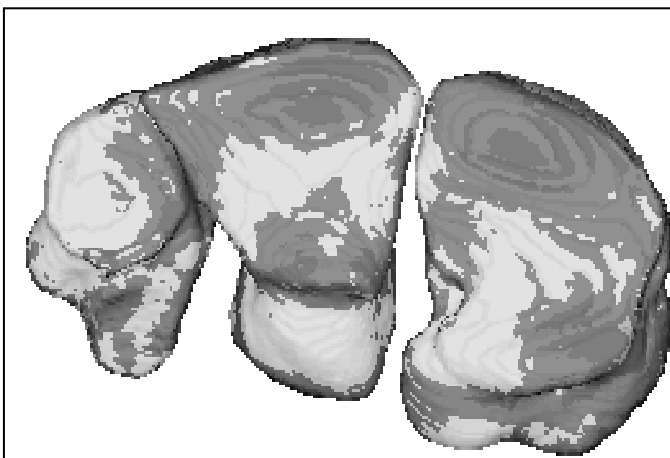


Figure 3 : représentation en 3D de la rangée proximale

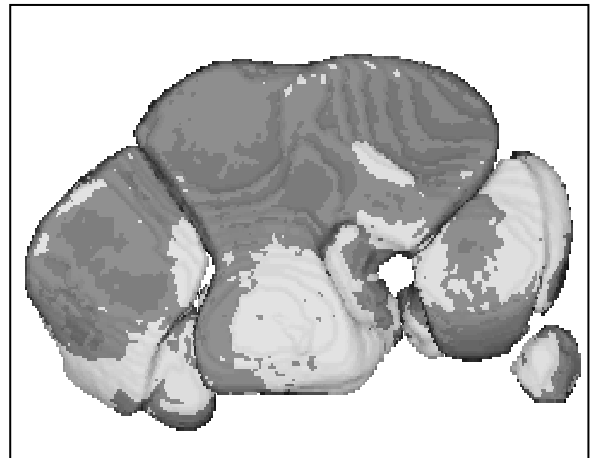


Figure 4 : représentation en 3D de la rangée distale

2.4.2. Mesure de la densité moyenne.

Nous mesurons la densité moyenne de chaque surface osseuse à une profondeur de 3 mm de la surface articulaire. Le choix de cette profondeur se justifie :

- tout d'abord, il a été montré que l'épaisseur de l'os sous-chondral nécessaire à sa visualisation sur une radiographie est de 2 à 3 mm (Zimmerman, 2003)

- ensuite, la profondeur de 3 mm diminue les effets potentiels du volume partiel causés par la différence d'épaisseur de coupe entre les scanners des deux études. En effet, comme l'épaisseur des coupes est de 1 ou 1,5 mm en fonction de l'étude, la profondeur du voxel est aussi de 1 ou 1,5 mm. Le logiciel utilisé effectue des mesures à une profondeur précise à partir du premier voxel rencontré. Donc, avec une profondeur de 3 mm, trois voxels sont inclus dans les coupes de 1 mm d'épaisseur, et deux voxels sont inclus dans les coupes de 1,5 mm. Ainsi, si l'on choisissait une profondeur de 2 mm à la place de 3 mm, OsteoApp estimerait également la densité dans la moitié du second voxel pour des images de 1.5 mm d'épaisseur, ce qui ajouterait une erreur potentielle. Il faut noter que même en adoptant cette stratégie, les modèles sont toujours affectés par les artéfacts de volume partiel.

L'écart-type de la densité moyenne est mesuré en même temps que la densité par le logiciel pour chaque surface étudiée.

2.4.3. Application de couleurs.

Nous appliquons une échelle de couleurs correspondant à la répartition des densités rencontrées afin de créer des « cartes » de densités du carpe, pour chaque rangée d'os de chaque carpe de cheval. Ces cartes de répartition de densités peuvent ensuite être comparées entre elles afin d'apprécier des différences de couleurs entre les différents groupes de chevaux (contrôle/exercice ; contrôle/arthrose).

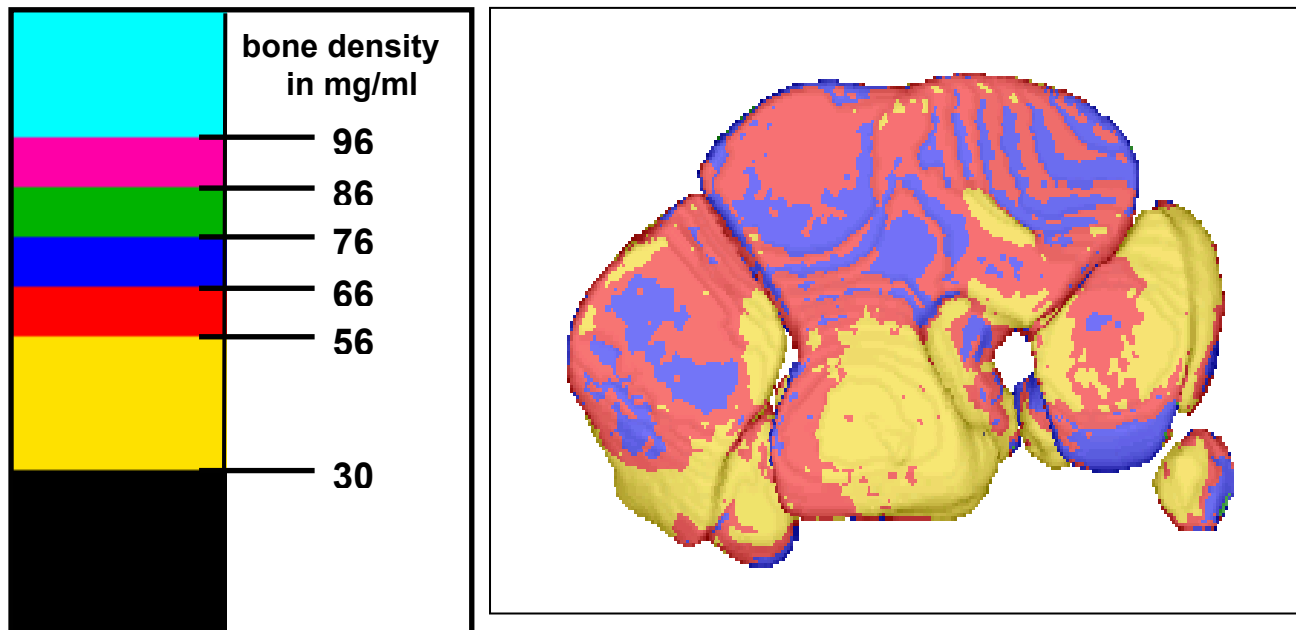


Figure 5 : application d'une échelle de densités en couleur

2.4.4. Réalisation de coupes sagittales.

Pour chaque rangée d'os carpiens ainsi représentée en 3D, nous réalisons des coupes sagittales précises afin de sélectionner des régions spécifiques d'intérêt et mesurer des densités à l'intérieur de ces os.

2.4.4.1. Rangée proximale

- Alignement des os :
 - Tracé d'une droite qui relie les deux extrémités latérales de l'os radial.
 - Alignement des os de la rangée de manière à ce que cette droite soit parallèle à l'axe des ordonnées situé dans la fenêtre supérieure du logiciel.

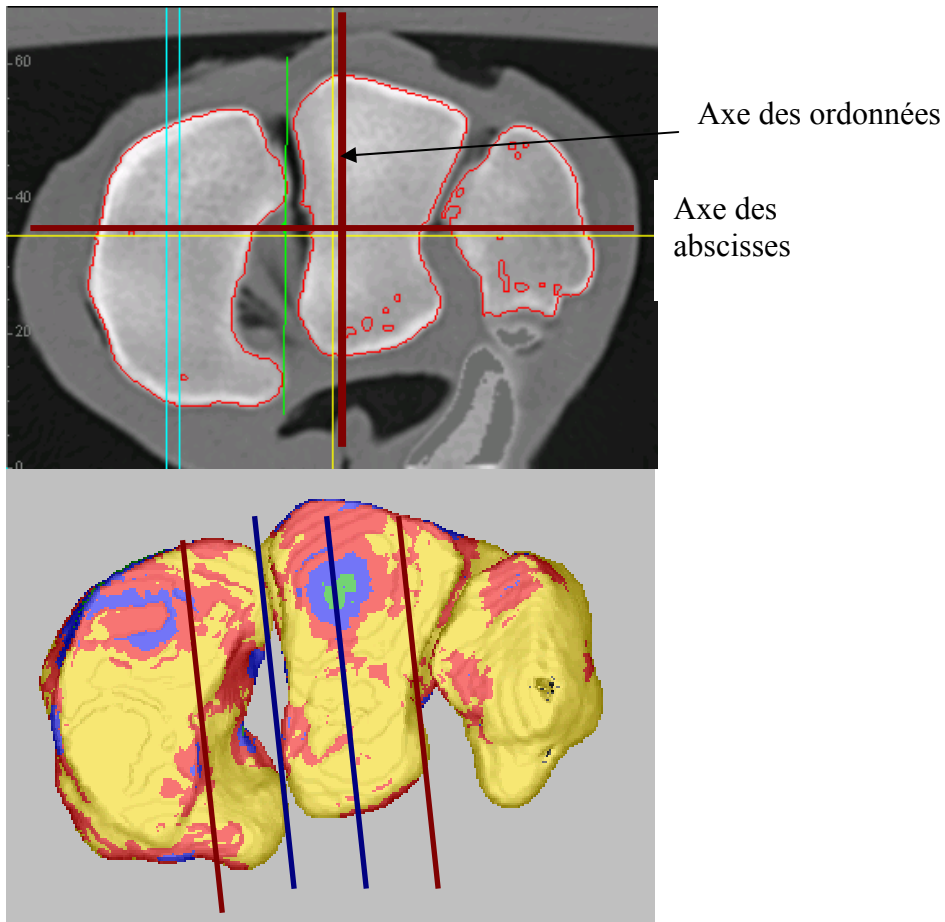


Figure 6 : alignement des os

- Réalisation des coupes :

Tracé de droites parallèles à la première, tous les 2 mm, représentant les plans de coupe (droites bleues sur la fig.7). Numérotation des coupes de 1 à 8 en allant du côté médial au côté latéral. Les coupes concernent uniquement l'os radial, plus sujet aux fractures (Kawcak, 2000).

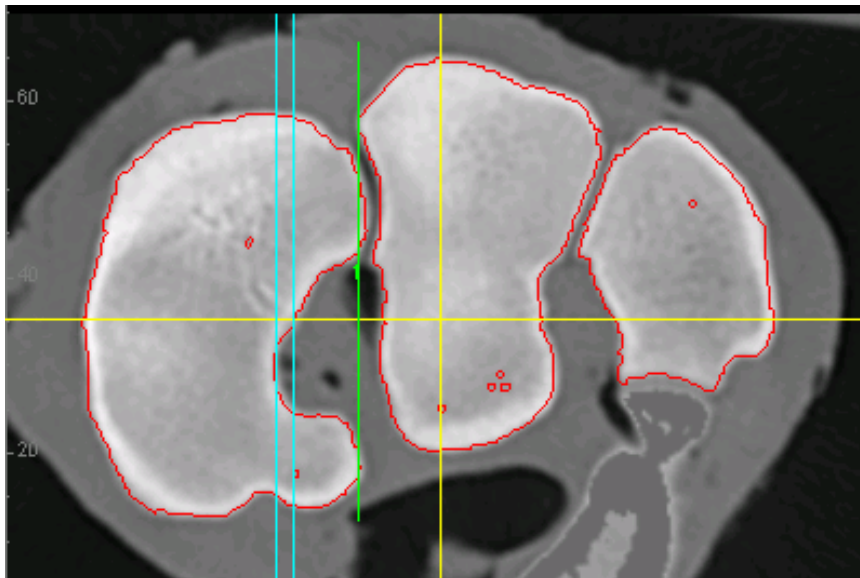


Figure 7 : cheval G13, rangée proximale carpe droit. Réalisation de coupes de 2 mm (droites bleues). La droite verte reliant les deux extrémités latérales de l'os radial et parallèle à l'axe y a permis d'aligner les os.

- Mesure de la densité moyenne de chaque coupe et application de couleurs de la même manière que pour les surfaces articulaires.

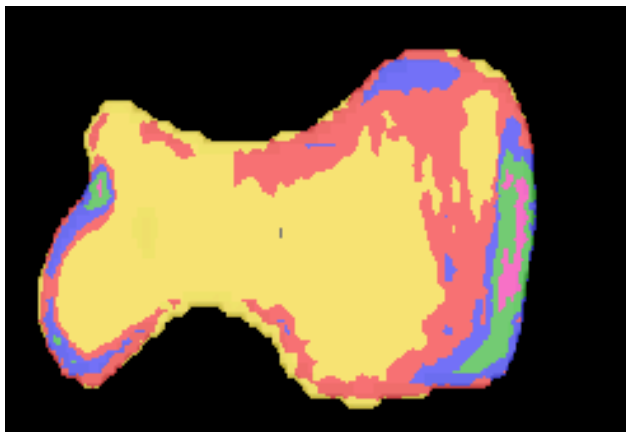


Figure 8 : coupe 7 après application de couleurs correspondant à la localisation de la figure précédente

- Création de régions spécifiques d'intérêt (ROI) :

Pour chaque coupe, des carrés de 16 mm² de surface correspondant à des régions d'intérêt spécifique (ROI) sont choisis en fonction des repères anatomiques osseux comme représenté sur le schéma suivant :

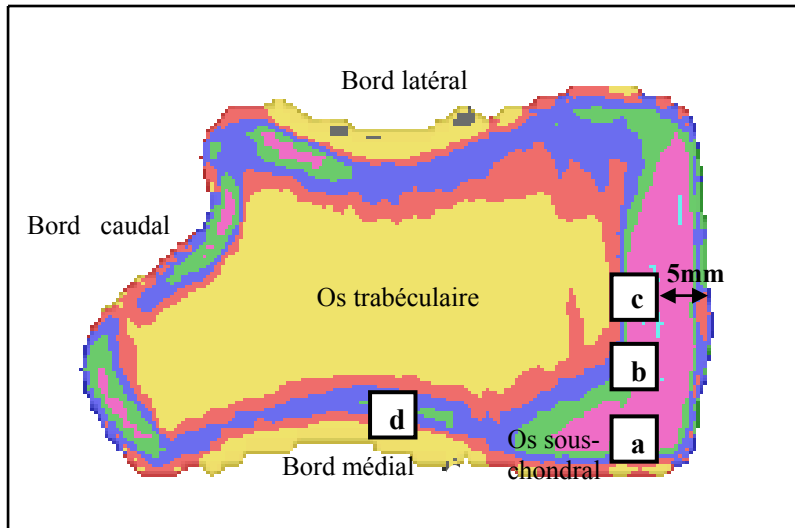


Figure 9 : localisation des ROI sur l'os radial

La région a est sélectionnée en premier lieu, à environ 2 mm du bord médial de l'os radial. Puis la région c est sélectionnée, elle se situe sur chaque coupe à mi-distance entre le bord latéral et le bord médial de l'os. Enfin, la région b se localise à mi-distance entre les régions a et c, et la région d est située à mi-distance entre les bords proximal et caudal de l'os.

Le choix de ces régions s'est fait en fonction des études déjà réalisées qui ont montré qu'il existait des différences de densité osseuse au sein d'une même coupe osseuse. (Muller Gerbl, 1998 ; Kawcak, 2000, Muller Gerbl, 1989). Nous avons choisi ces régions spécifiques dans le but d'identifier des différences de réponse à l'exercice et à l'arthrose dans l'os trabéculaire et dans l'os sous-chondral. Ces ROI représentent les surfaces où sont localisés la majorité des problèmes articulaires comme les fractures, l'arthrose, les fragments osseux (« chip »fractures) des chevaux de course.

2.4.4.2. Rangée distale

- alignement des os :

- tracé de la bissectrice de l'angle formé par l'intersection des droites perpendiculaires aux bords crânio-médial et crânio-latéral de l'os carpal III.
- Alignement des os de manière à ce que cette bissectrice soit parallèle à l'axe des ordonnées.

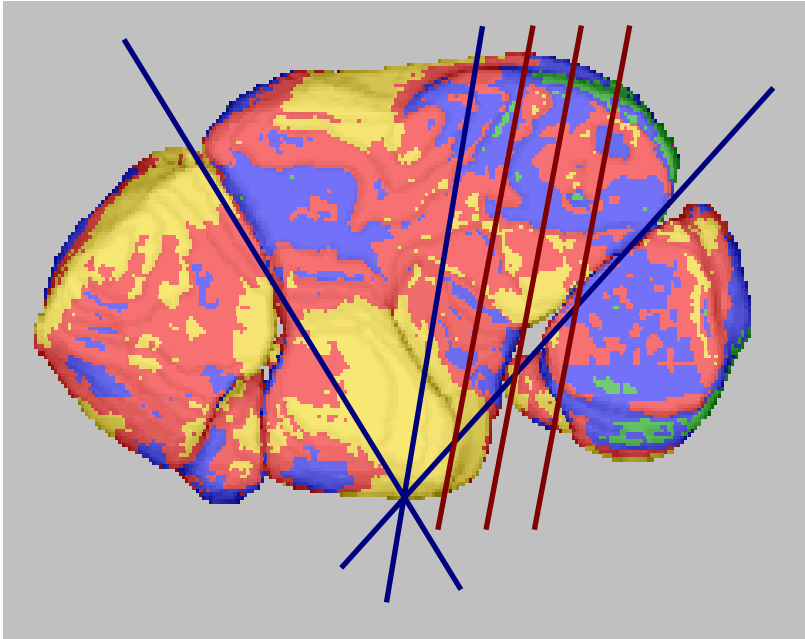


Figure 10 : alignement des os, rangée distale

- réalisation de coupes de 2 mm d'épaisseur, numérotées de 1 à 8, et parallèles à la bissectrice. Ces coupes concernent principalement l'os carpal 3 (Kawcak, 2000).

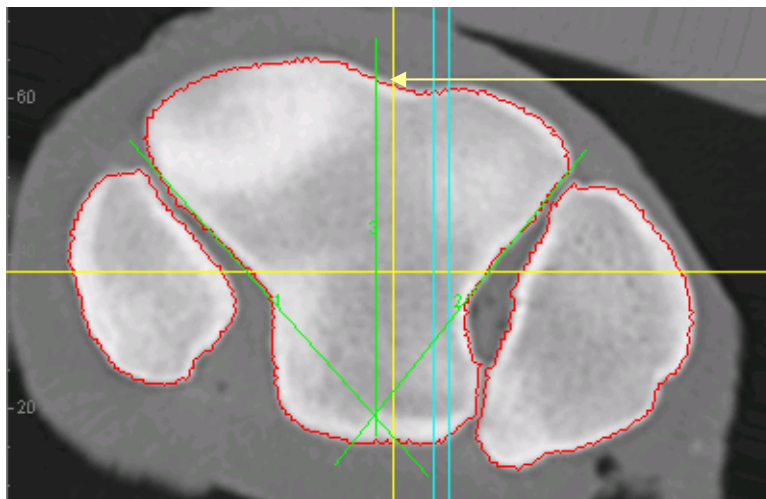


Figure 11 : cheval GIR, rangée distale carpe droit. Réalisation de coupes de 2mm (droites bleues sur le schéma)

- mesure de la densité moyenne et application de couleurs comme précédemment.

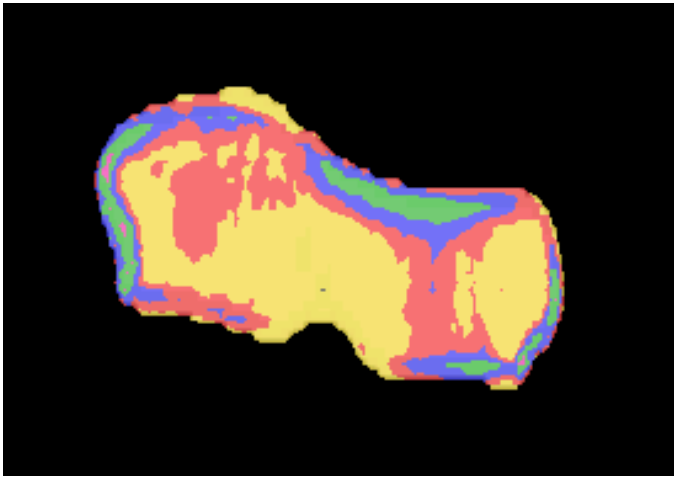


Figure 110 : cheval G1, coupe correspondant à la figure précédente après application de couleurs

- sélection de ROI :
 - 4 carrés de 16 mm² pour les coupes réalisées médialement à la bissectrice.

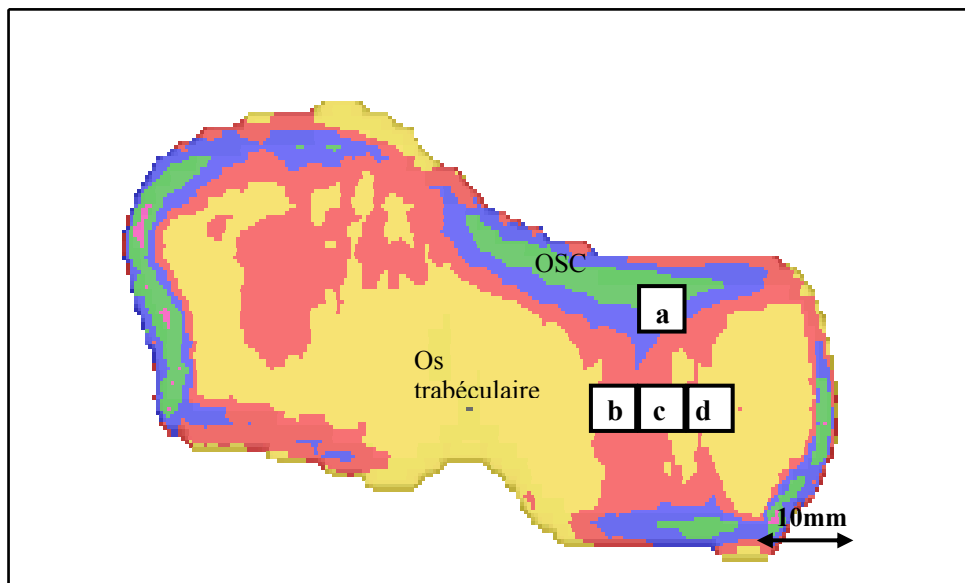


Figure 13 : Localisation des ROI sur les 8 plans de coupe de l'os carpal III

La région a se situe sur chaque coupe à environ 2 mm du bord latéral de l'os et à 15 mm du bord proximal. La région c est située sous la région a, à mi-distance entre les bords latéral et médial de l'os. Les régions b et d sont localisées de part et d'autre de la région c.

- De la même manière que pour les surfaces a et c des coupes médianes, deux carrés de 16 mm^2 sont définis pour les coupes situées latéralement à la bissectrice :

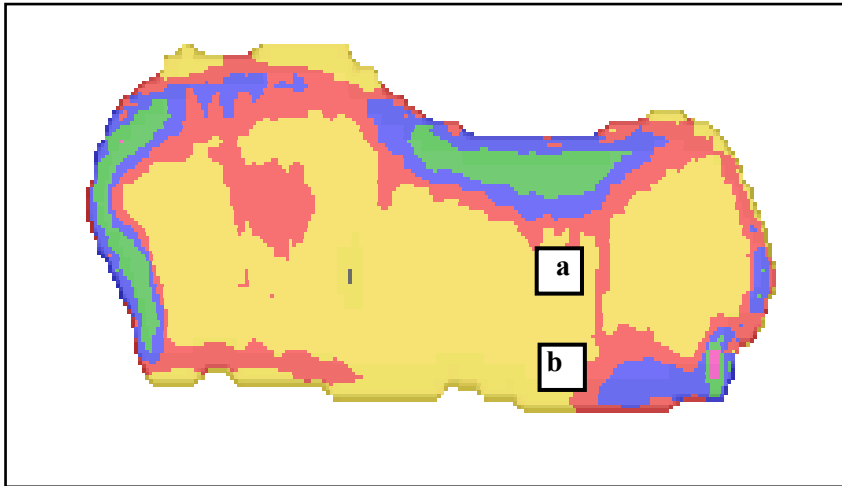


Figure 14 : Localisation des ROI des 5 derniers plans de coupe de l'os carpal III

2.4.5. Mesure de la densité de chaque ROI et de l'écart-type.

Nous mesurons la densité de chaque ROI et convertissons chaque mesure en g/cm^3 grâce à des régressions linéaires, comme nous l'avons fait pour les mesures des surfaces osseuses. L'écart-type de la densité moyenne est aussi mesuré pour chaque ROI, à une profondeur également de 3 mm. Ainsi, toutes les valeurs de pixels sont prises en compte et représentent la variation de densité osseuse dans une ROI.

2.4.6. Synthèse des données disponibles.

Après les reconstructions d'images et les mesures de densité détaillées ci-dessus, nous obtenons une série de données :

	Rangée proximale	Rangée distale	
Cartes de densité	22 (GERA) / 32 (HMT)	22 (GERA) / 32 (HMT)	
Coupes osseuses	8 (os radial)	12 (os carpal III)	
Nombre de ROI par coupe	4	Coupes 1-7	4
		Coupes 8-12	2

Tableau 1: type et nombre de représentations des densités disponibles (PowerPoint).

Cette série de représentations est regroupée dans un fichier Power Point (suite à la demande du Dr Kawcak, par préférence personnelle pour ses présentations orales), afin d'effectuer des comparaisons entre les densités osseuses des chevaux au repos, les chevaux ayant subi un entraînement intense, et les chevaux ayant de l'arthrose. Ces cartes de densités vont également permettre d'évaluer visuellement leur répartition afin de déterminer si un modèle général de densité du carpe peut être défini, et si des groupes particuliers peuvent être représentés par un modèle spécifique.

	Rangée proximale		Rangée distale	
Densité moyenne :	GERA	HMT	GERA	HMT
Surface de la coupe	184	240	288	384
ROI	736	1024	Coupes 1-7	672
			Coupes 8-12	240
				896
				320

Tableau 2: nombre de valeurs de densité moyenne et d'écart type disponibles (Excel)

Ces données sont mesurées par le logiciel OsteoApp en unités Hounsfield, puis converties en mg/ml à l'aide de régressions linéaires. Elles sont toutes regroupées dans un fichier excel afin d'effectuer des analyses statistiques.

2.5. Statistiques

Une analyse de variance (ANOVA) est réalisée à l'aide du logiciel SAS 9.1. Le modèle est mixte. La variable dépendante est la densité moyenne.

Les effets sont les paramètres suivants :

- cheval
- membre (droit ou gauche)
- traitement (contrôle/exercice pour l'échantillon GERA ou contrôle/arthrose pour l'échantillon HMT)
- coupe (1-8 pour les rangées proximales, 1-7 et 8-12 pour les rangées distales)
- ROI (a b c d pour les coupes de la rangée proximale et les coupes 1-7 de la rangée distale, et a b pour les coupes 8-12 de la rangée distale).

3. Résultats

3.1. Effet de l'exercice sur la densité osseuse moyenne au niveau de la rangée proximale carpienne (étude GERA).

Les densités osseuses des différentes régions spécifiques d'intérêt de l'os radial sont comparées entre elles, entre le groupe des chevaux au repos (TRT=2) et le groupe des chevaux entraînés (TRT=1), ainsi qu'entre les différents plans de coupe (1 à 8), et entre les deux carpes pour chaque cheval (gauche=1, droit=2).

Les résultats montrent que la région spécifique d'intérêt influence de manière significative la densité moyenne ($p < 0,0001$). Ainsi, nous constatons que la densité osseuse diminue de la région a à la région d, quelque soit le numéro de la coupe (figure 15). Nous notons une densité nettement plus élevée dans la région a (1772,26 mg/ml) par rapport aux autres régions.

La latéralisation influence de manière significative la densité osseuse de la rangée proximale du carpe ($p = 0,0002$). Ainsi, les os du carpe droit ont une densité plus élevée (1540,66 mg/ml) que ceux du carpe gauche (1499,77 mg/ml)(figure 16).

L'interaction entre le groupe de chevaux, le plan de coupe, et la ROI influence de manière significative la densité osseuse moyenne ($p < 0,0001$). La densité osseuse de la rangée proximale semble augmenter avec l'exercice pour les régions a et c de la coupe n°8. Ainsi, il existe un endroit de l'os, pour une certaine coupe et une certaine ROI, où le traitement influence la densité : au niveau des régions a et c de la coupe n°8, nous sommes sûrs à 95% que l'exercice fait une différence significative sur la densité moyenne ($p = 0,0127$). La figure 17 nous montre que la densité des ROI a et c du plan de coupe n°8 augmentent avec l'exercice.

En revanche, la localisation de la coupe ($p = 0,1933$) et l'entraînement subi ($p = 0,9581$) n'ont aucun effet significatif sur la densité moyenne de la rangée proximale du carpe.

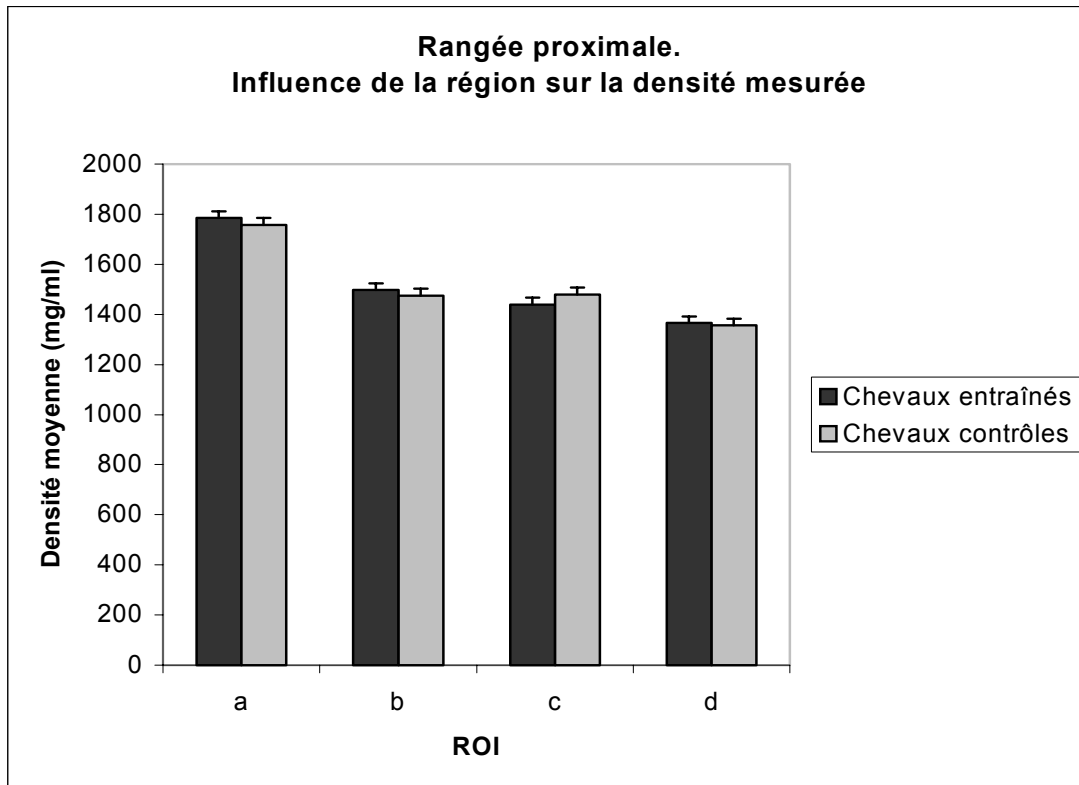


Figure 15 : Densité moyenne en fonction de la région (ROI a à d) de l'os radial de l'ensemble des chevaux de l'étude GERA. Dans les deux groupes de chevaux, la région a est celle à la densité osseuse la plus élevée.

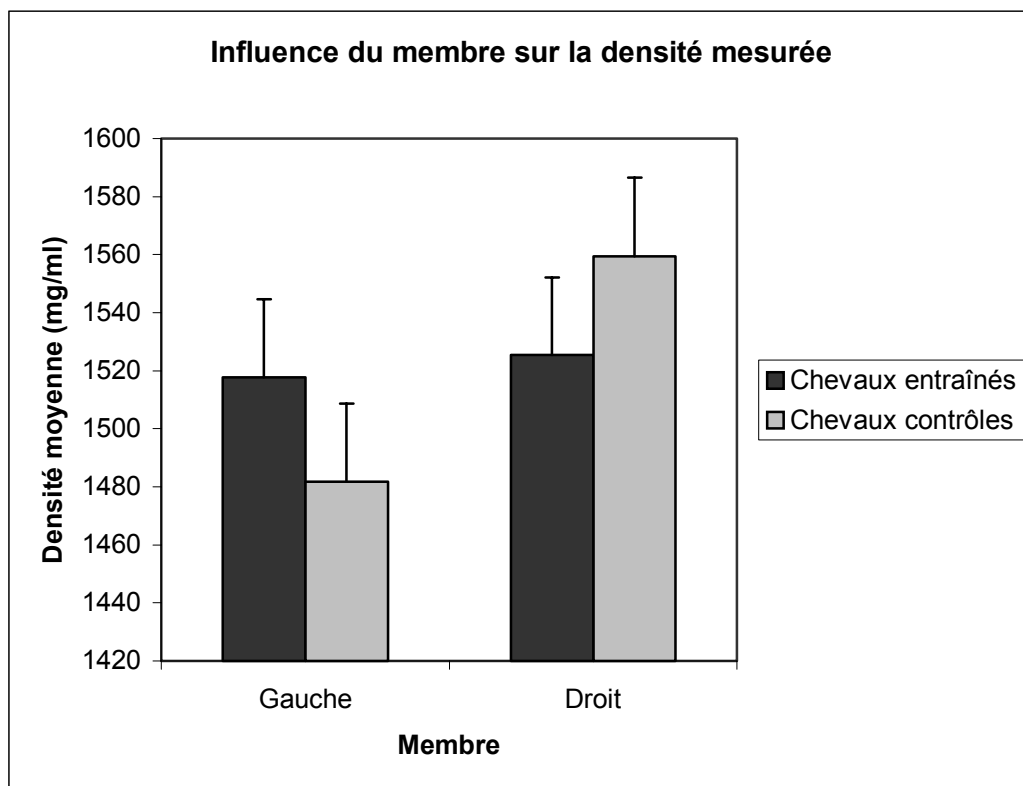


Figure 16 : Densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os radial en fonction du membre concerné (carpe droit ou carpe gauche des deux groupes de chevaux). La densité de l'os radial du carpe droit est plus élevée que celle du carpe gauche, en particulier chez les chevaux au repos.

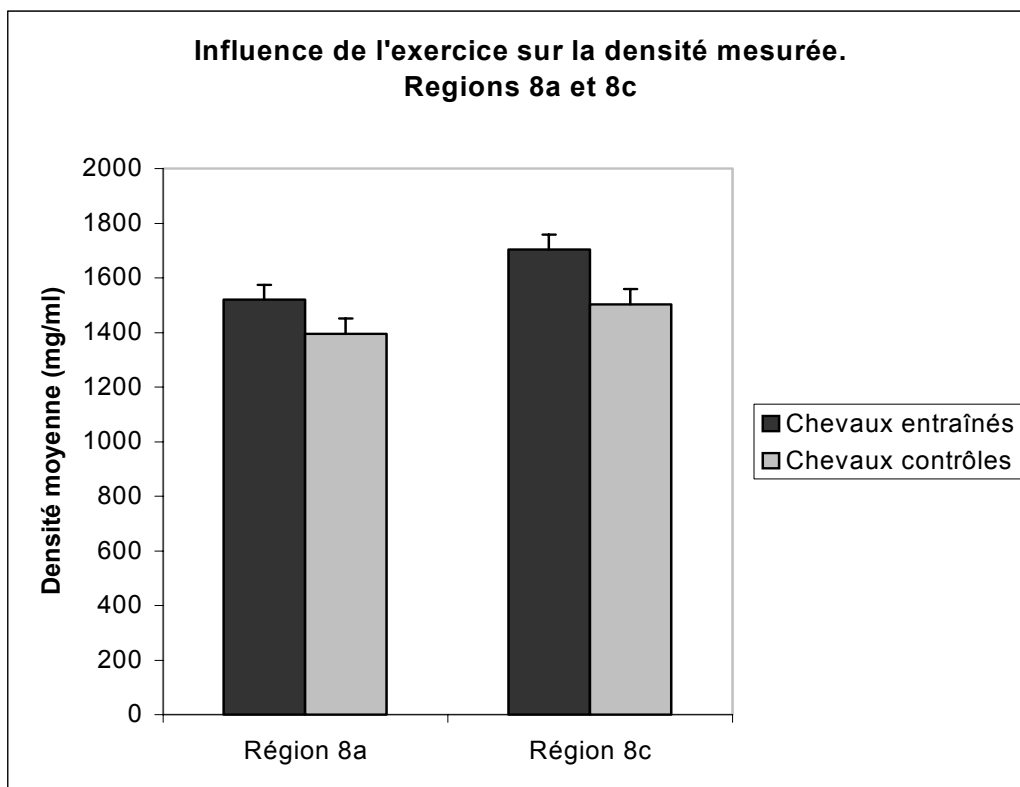


Figure 17 : Densité moyenne en fonction du groupe de chevaux (contrôle ou entraînement intensif). Exemple des régions a et c de la coupe n°8. La densité osseuse est plus élevée chez les chevaux entraînés que chez les chevaux au repos.

L'analyse de la densité de l'os radial montre donc qu'elle est supérieure dans la ROI a par rapport aux autres régions, ainsi que dans le membre droit par rapport au membre gauche. Elle augmente également avec l'exercice pour certaines régions spécifiques (8a, 8c).

3.2. Effet de l'exercice sur la densité osseuse moyenne au niveau de la rangée distale carpienne. Etude des coupes 1 à 12 (étude GERA)

Nous comparons ensuite les densités de l'os carpal III en fonction de différents paramètres : le traitement subi (exercice soutenu=1, repos=2), les plans de coupe (1 à 7 et 8 à 12), les ROI (a, b, c, d pour les coupes 1 à 7 et a, b pour les coupes 8 à 12).

La densité osseuse de la rangée distale varie en fonction du plan de coupe ($p < 0,0001$). La densité semble globalement augmenter avec le numéro de la coupe jusqu'à la coupe n°7, puis diminuer lorsque le plan de coupe est situé vers le centre de l'os carpal III, et augmenter

à nouveau. La densité osseuse augmente ensuite jusqu'à la coupe n°10 puis diminue très légèrement jusqu'à la dernière coupe (figures 18 et 19).

La densité osseuse moyenne varie significativement en fonction de la région d'intérêt ($p < 0,0001$). Ainsi, la figure 20 montre que la région a des coupes 1 à 7 voit sa densité osseuse nettement supérieure à celle des autres régions (1856,42 mg/ml). C'est donc la zone qui est la plus sensible aux lésions de l'os.

Il en est de même pour les coupes 8 à 12 : la région a possède une densité osseuse très supérieure (1802,62 (mg/ml) à celle de la région b (1388 mg/ml) et est par conséquent la zone la plus sensible aux lésions (fig. 21).

Les autres paramètres (le groupe de chevaux et l'interaction entre le groupe, la coupe et la ROI) ne montrent pas de différence de densité significative ($p = 0,7911$ et $p = 0,6126$ respectivement).

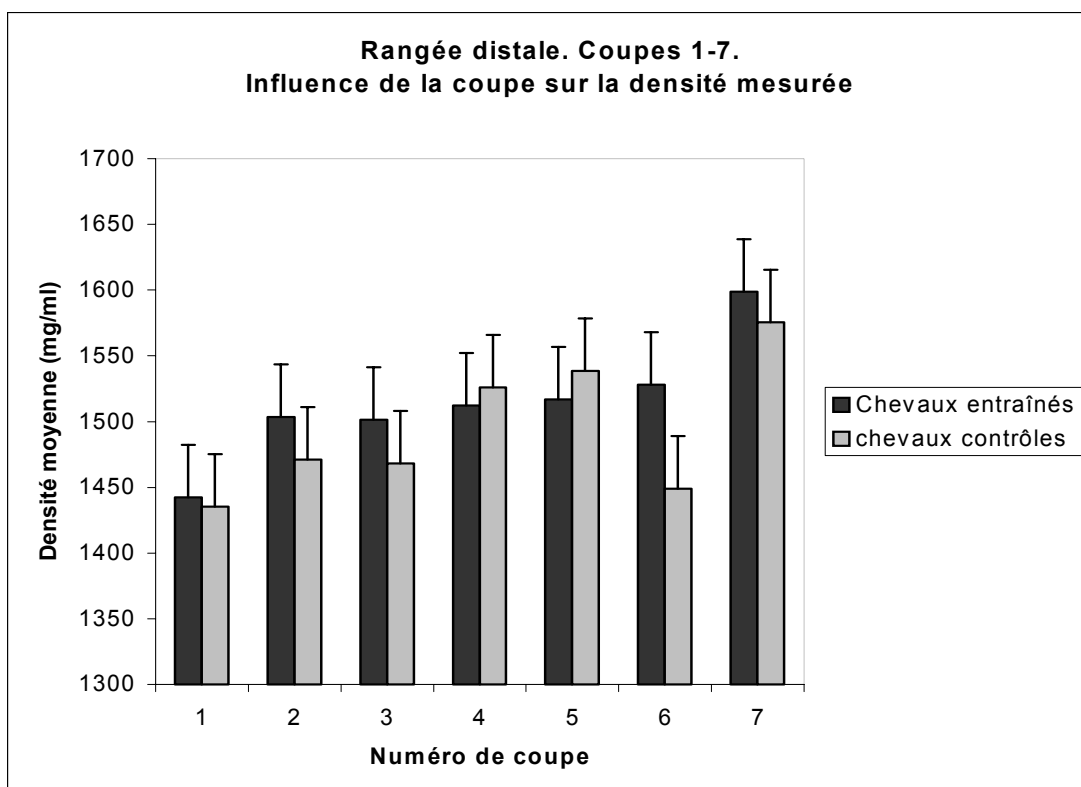


Figure 18 : densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os carpal III des deux groupes de chevaux en fonction de la coupe (1 à 7). La densité est plus élevée dans les coupes situées vers le centre de l'os carpal III que dans les coupes plus médiales.

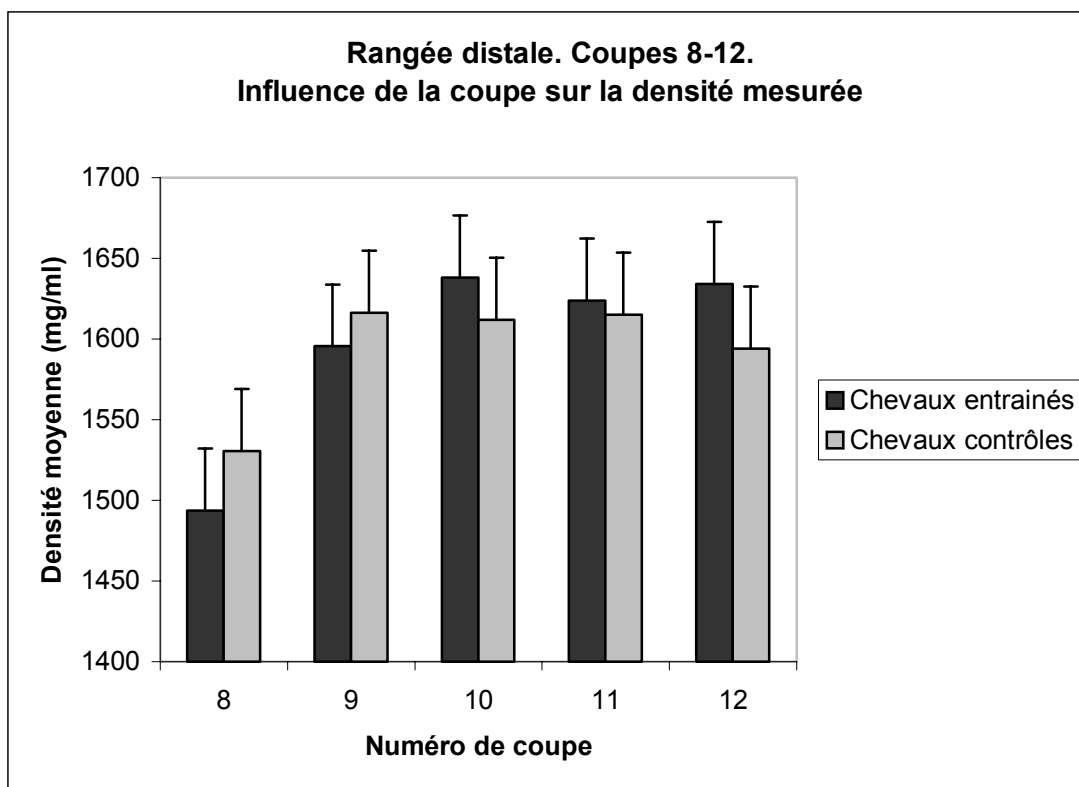


Figure 19 : densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os carpal III des deux groupes de chevaux en fonction de la coupe (8-12). La densité est plus élevée vers l'extrémité latérale de l'os carpal III que vers le centre de cet os, quelque soit le groupe de chevaux.

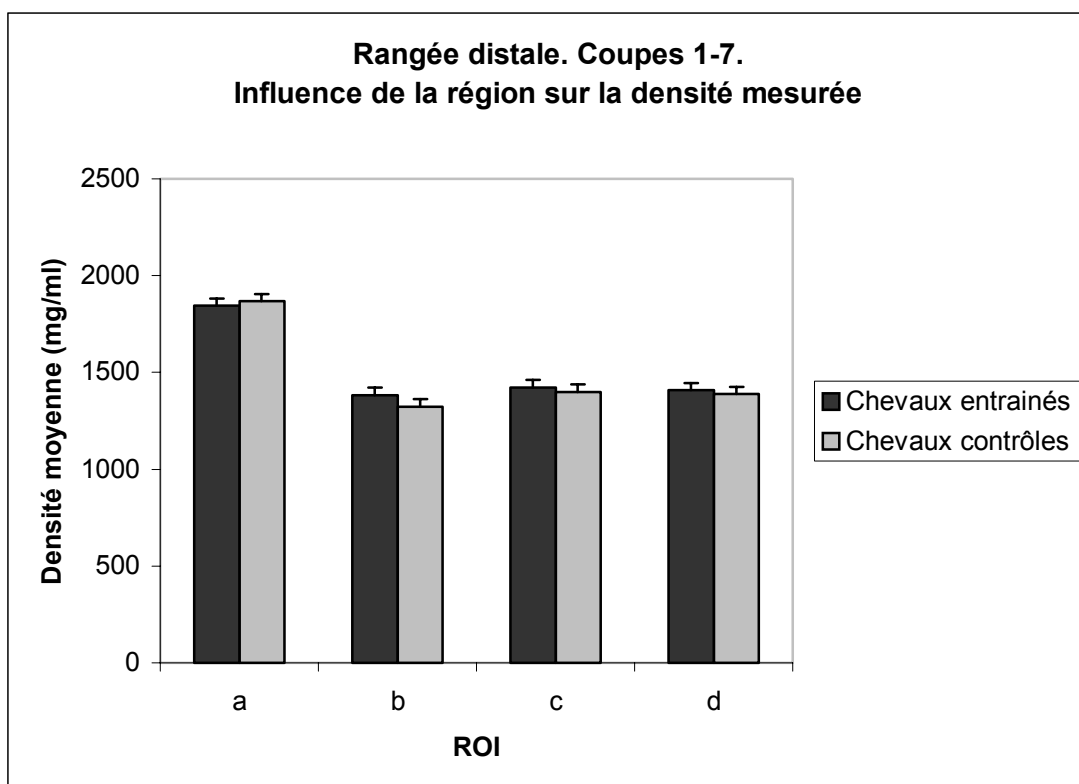


Figure 20 : Densité moyenne de l'os carpal III de l'ensemble des chevaux (contrôle et entraînement intensif) en fonction de la région (coupes 1 à 7). La densité est plus élevée dans la région a.

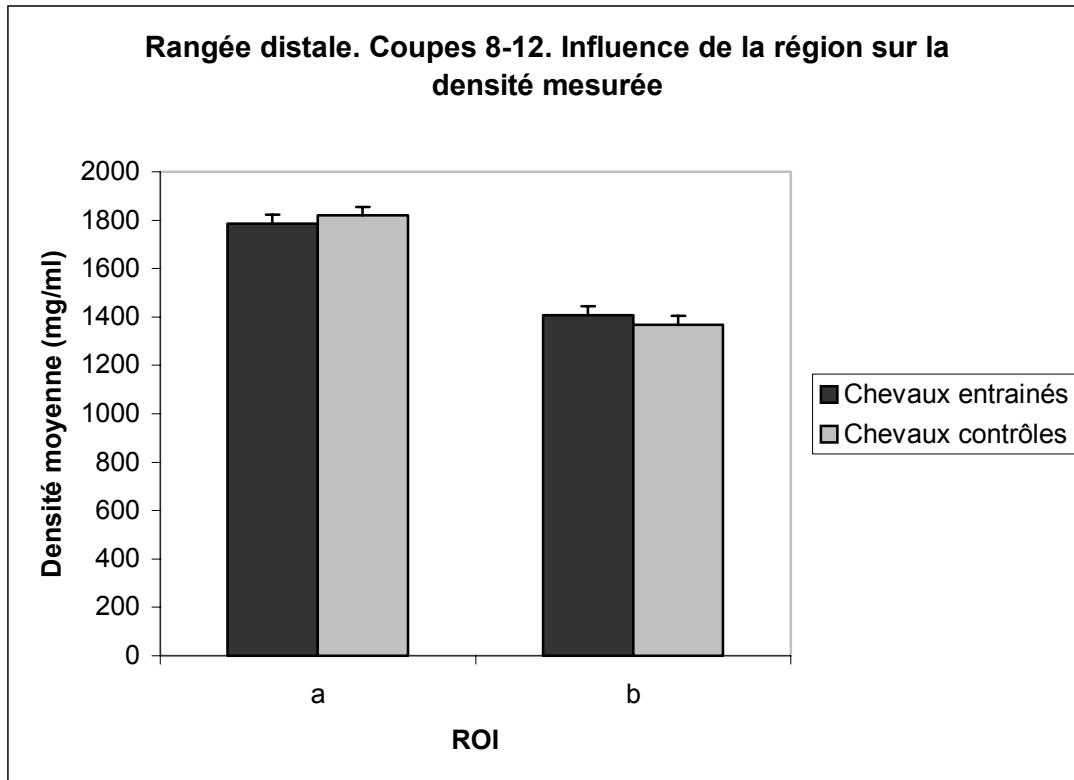


Figure 21 : Densité moyenne de l'os carpal III de l'ensemble des chevaux (contrôle et entraînement intensif) en fonction de la région (a ou b) (coupes 8-12). La densité est plus élevée dans la région a que dans la région b, quelque soit le régime d'exercice.

L'analyse des densités de l'os carpal III a montré une densité supérieure pour les coupes les plus médiales et les plus latérales de l'os, ainsi qu'une densité plus élevée dans la région a par rapport aux autres ROI.

3.3. Effet de l'arthrose induite sur la densité osseuse de la rangée proximale du carpe (étude HMT)

La variation des densités mesurées dans les quatre ROI de l'os radial sont analysées en fonction des paramètres suivants : le groupe d'articulations (fragmentée donc à arthrose=1, contrôle=2), le plan de coupe (1 à 8), le moment (début de l'étude=CT 1, fin de l'étude=CT 2), et la région d'intérêt (ROI a , b, c, d).

La densité osseuse varie significativement avec le plan de coupe ($p < 0,0001$). La densité a tendance à diminuer de la coupe n°1, située du côté médial de l'os radial, à la coupe

n°5, située vers le centre de cet os, puis à augmenter jusqu'à la coupe n°7, située du côté latéral de l'os (fig. 22).

La densité de l'os varie également en fonction de la région spécifique d'intérêt ($p < 0,0001$). Ainsi, la figure 23 montre que la densité diminue de la région a (1874 mg/ml) à la région d (1557 mg/ml).

De plus, l'interaction entre le type d'articulation du carpe (fragmentée ou non) et le moment du scanner (début ou fin de l'étude) fait varier de manière significative la densité osseuse ($p = 0,0002$) alors que la fragmentation ostéochondrale n'influence pas la densité ($p = 0,5949$). Ainsi, nous constatons que la densité osseuse initiale est plus élevée dans le groupe des articulations témoins (1696 mg/ml) que dans le groupe des articulations fragmentées (1653 mg/ml) (fig.24). Le premier scanner ayant été réalisé avant l'arthroscopie de fragmentation, cette différence de densité constatée au début de l'étude rend impossible toute interprétation. En effet, les chevaux sont choisis aléatoirement et nous n'avons aucun moyen de connaître leurs antécédents, donc nous ne pouvons pas expliquer cette différence initiale de densité.

En revanche, nous pouvons interpréter l'évolution des densités au cours de l'étude. Ainsi, nous constatons que la densité diminue avec l'exercice pour le groupe d'articulations n'ayant pas subi de chirurgie de fragmentation alors qu'elle augmente avec l'exercice pour les chevaux à arthrose (fig. 24).

Enfin, l'interaction entre le type d'articulation, le moment du scanner, le plan de coupe et la ROI fait varier de manière significative la densité moyenne ($p < 0,0001$). Donc pour une certaine coupe, une certaine ROI et à un certain moment, l'arthrose exerce une influence sur la densité osseuse. Ainsi, quelque soit l'articulation concernée (contrôle ou fragmentée), la densité de la région 1C diminue significativement avec l'exercice (fig. 25).

Il en est de même pour la région c de la coupe n°2 : l'entraînement fait diminuer la densité osseuse (fig.26).

La densité osseuse diminue également avec l'entraînement dans la région c des coupes n°3 des articulations non fragmentées (fig.27).

Ainsi, nous constatons dans les graphiques 11 à 13 que la densité semble diminuer particulièrement avec l'exercice dans la région c, située dans l'os trabéculaire.

Cependant, certaines régions voient leur densité suivre une évolution différente de celle décrite précédemment. Ainsi, la densité de la région b du premier plan de coupe augmente avec l'exercice dans les articulations fragmentées alors qu'elle diminue dans les articulations normales (fig. 28).

La densité de la région 8c augmente significativement au cours de l'étude dans les 2 groupes d'articulations du carpe (fig. 29).

Enfin, les régions 5b, 6a, 7a, 7b et 8a des chevaux à articulations fragmentées suivent la même évolution que les régions précédentes et voient leur densité augmenter avec l'entraînement (fig. 30).

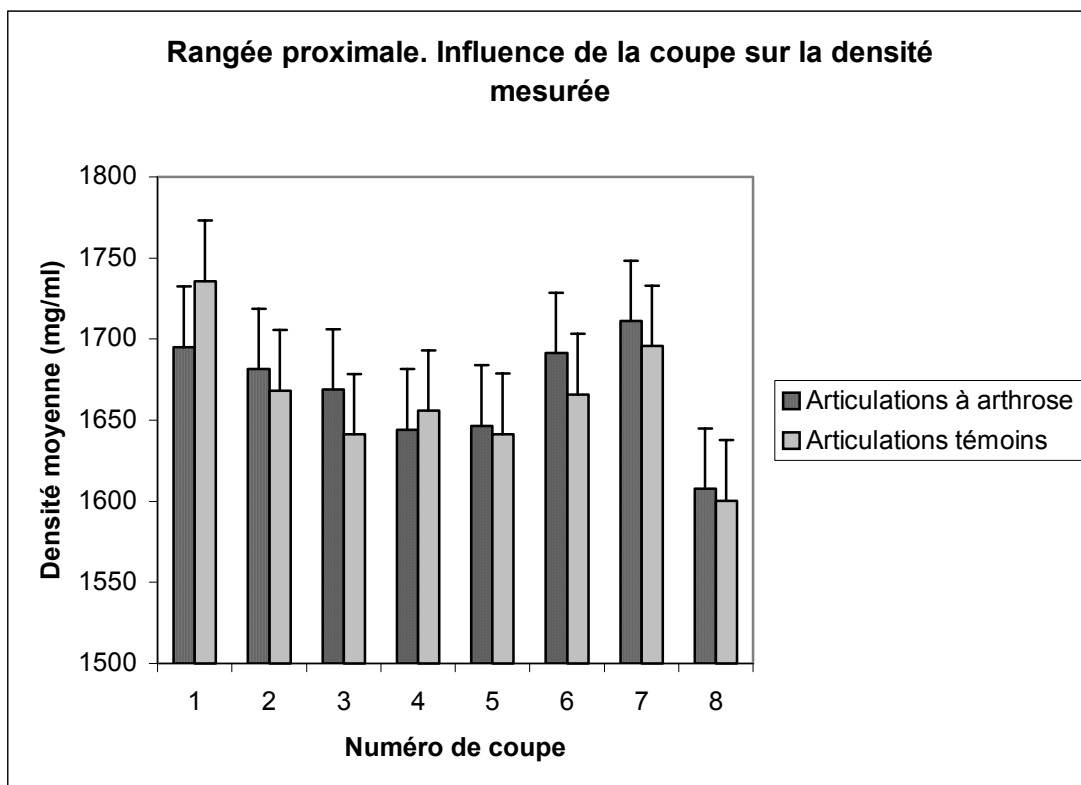


Figure 22 : Densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os radial des deux groupes d'articulations en fonction du numéro de coupe (1 à 8). La densité osseuse varie de la même manière dans les deux groupes. Ainsi, elle a tendance être plus élevée du côté médial de l'os radial et à diminuer vers le centre de l'os.

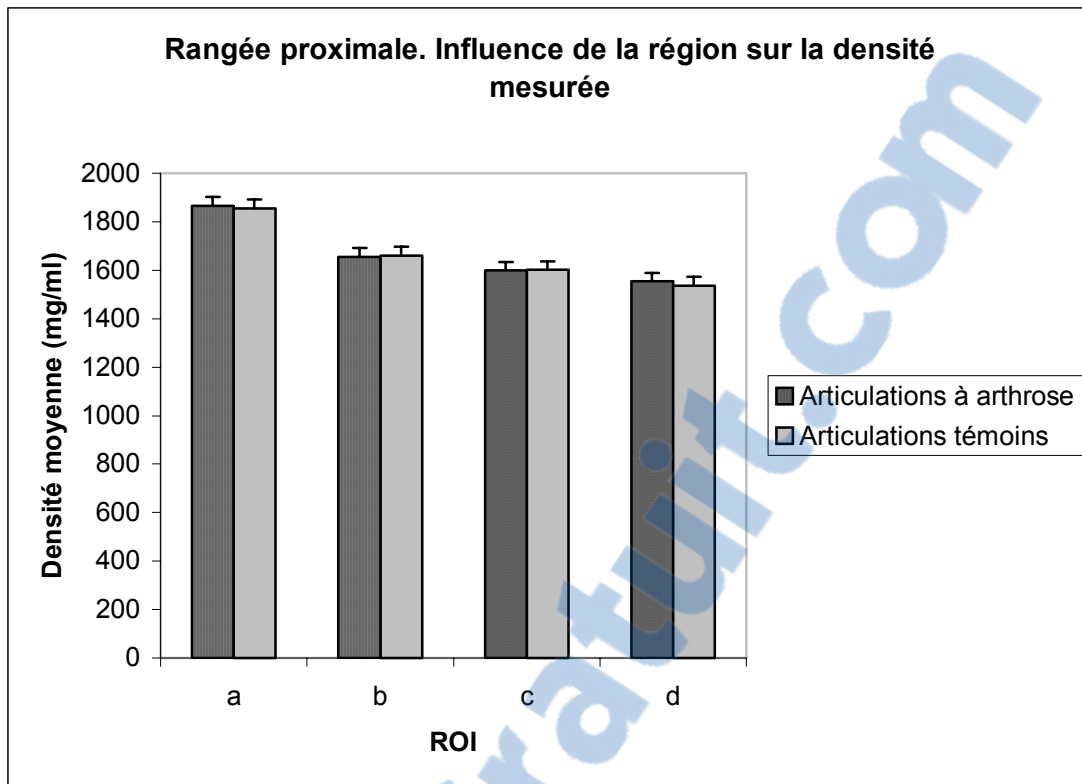


Figure 23: Densité moyenne de l'os radial des deux groupes d'articulations en fonction de la région (a à d). La densité est plus élevée dans la région sous-chondrale a, quelque soit le type d'articulation.

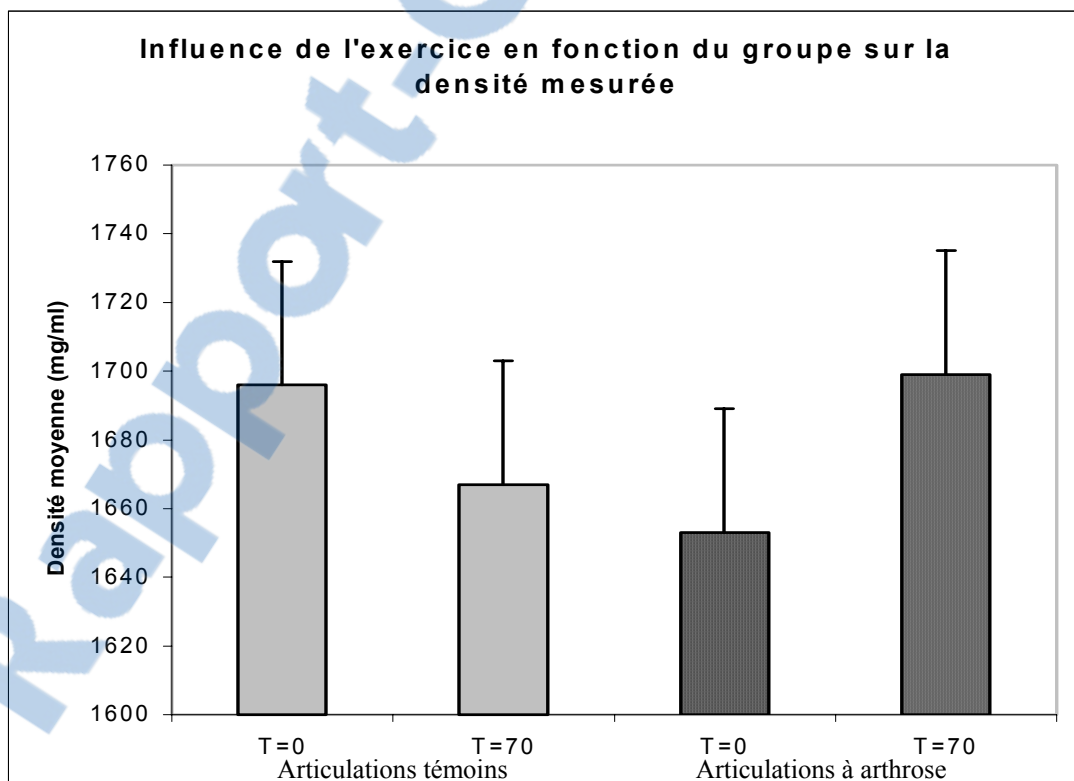


Figure 24 : densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os radial en fonction du groupe d'articulations (témoin/arthrose) et du moment de l'étude (début/fin). La densité initiale est plus élevée dans les articulations non fragmentées. L'évolution des densités au cours de l'étude est différente selon le type d'articulation : ainsi, la densité diminue dans les articulations témoins alors qu'elle augmente dans les articulations fragmentées.

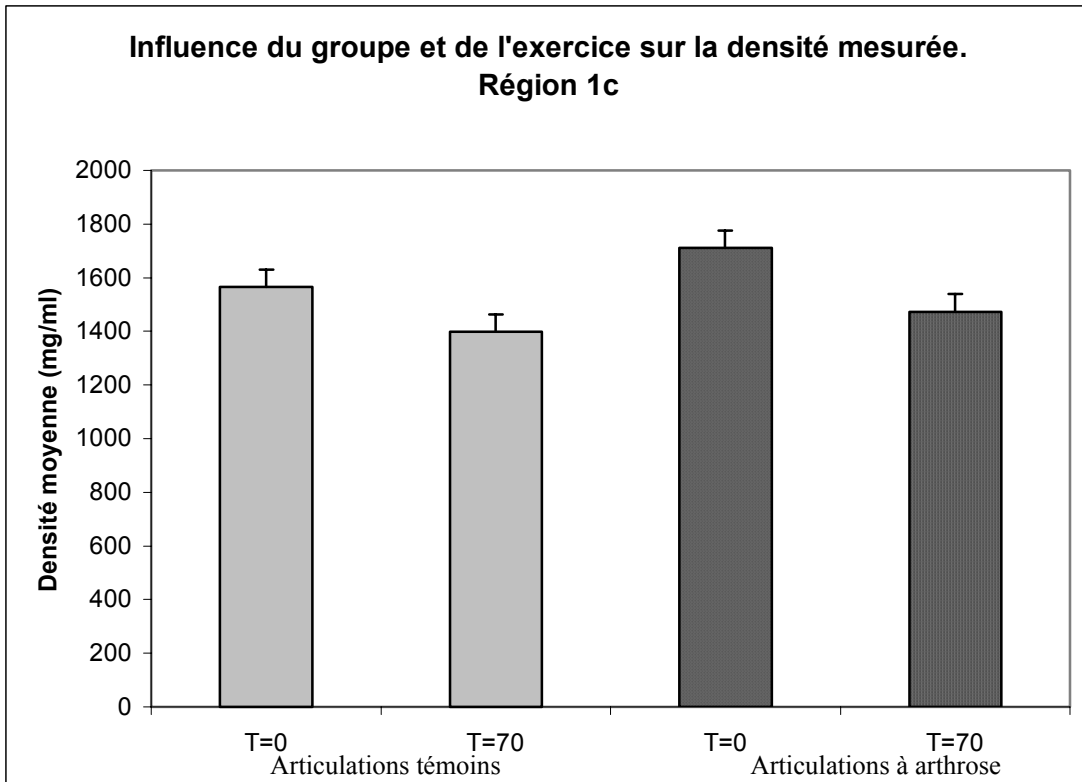


Figure 25 : Densité moyenne de l'os radial en fonction du groupe d'articulations (témoin/arthrose) et du moment de l'étude (début/fin). Exemple de la région c de la coupe n°1. La densité initiale est plus élevée dans les articulations fragmentées. Par contre, la densité diminue avec l'exercice dans les deux groupes.

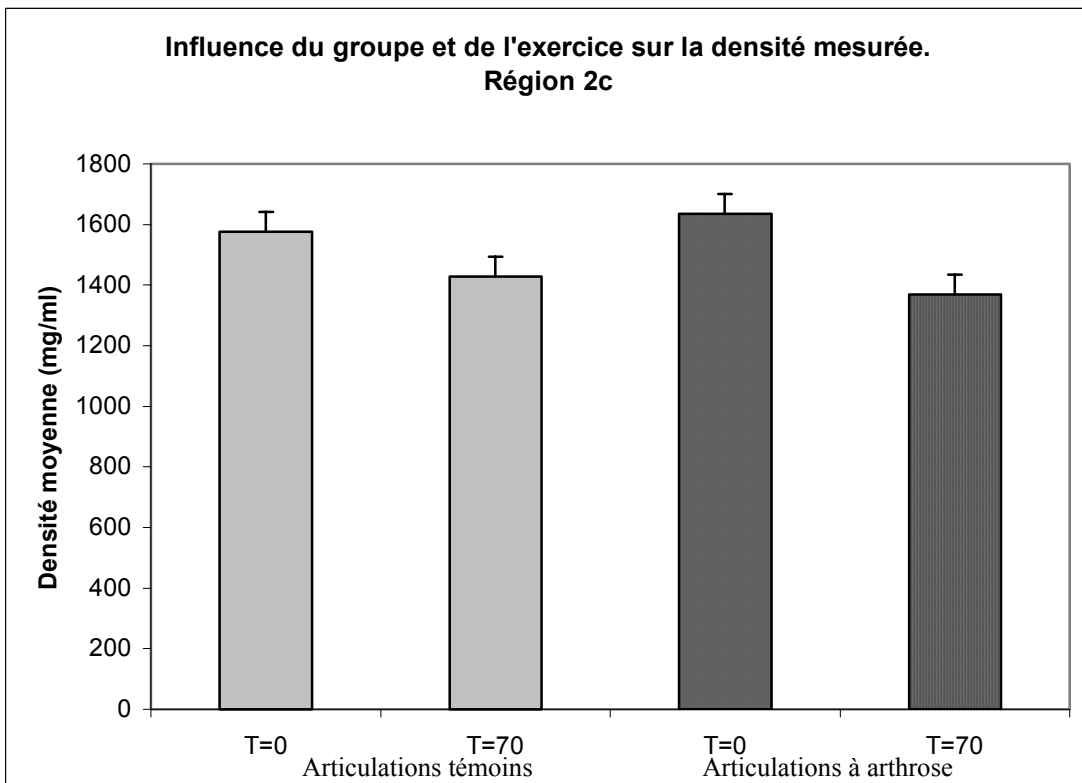


Figure 26 : Densité moyenne de l'os radial en fonction du groupe d'articulations (témoin/arthrose) et du moment de l'étude (début/fin). Exemple de la région c de la coupe n°2. La densité initiale est plus élevée dans les articulations fragmentées. L'évolution de la densité est la même dans les deux groupes : elle diminue avec l'exercice.

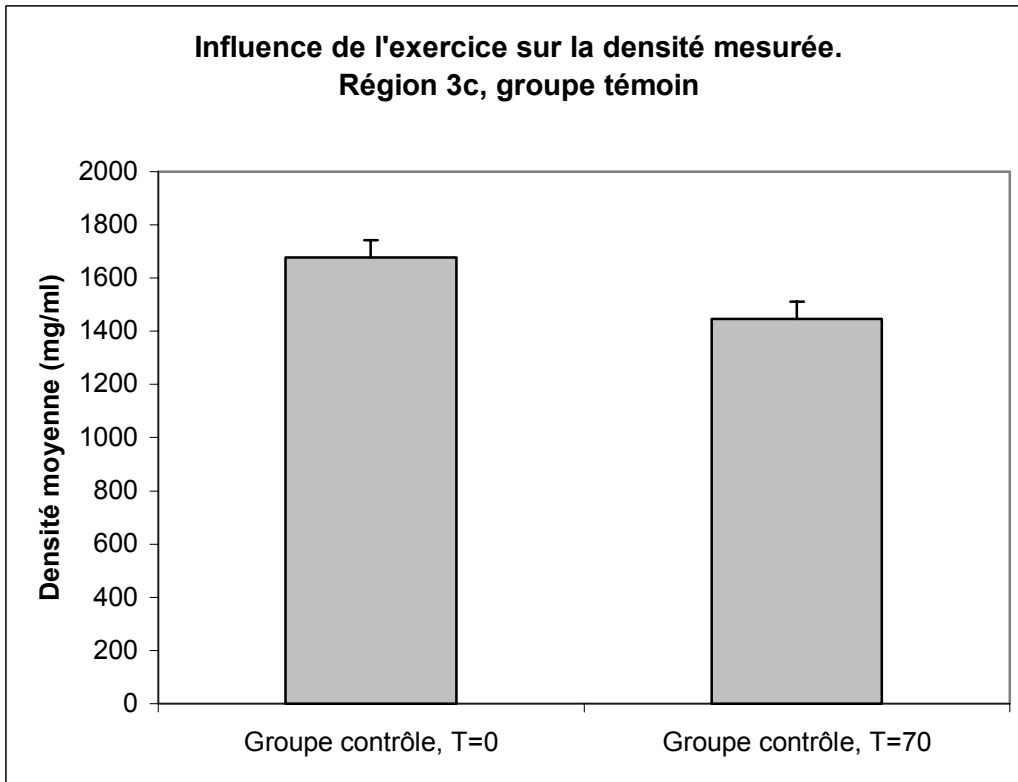


Figure 27 : Densité moyenne de l'os radial des carpes non fragmentés en fonction du moment de l'étude (début/fin). Exemple de la région c de la coupe n°3. La densité osseuse de cette région diminue avec l'exercice dans le groupe des articulations non fragmentées.

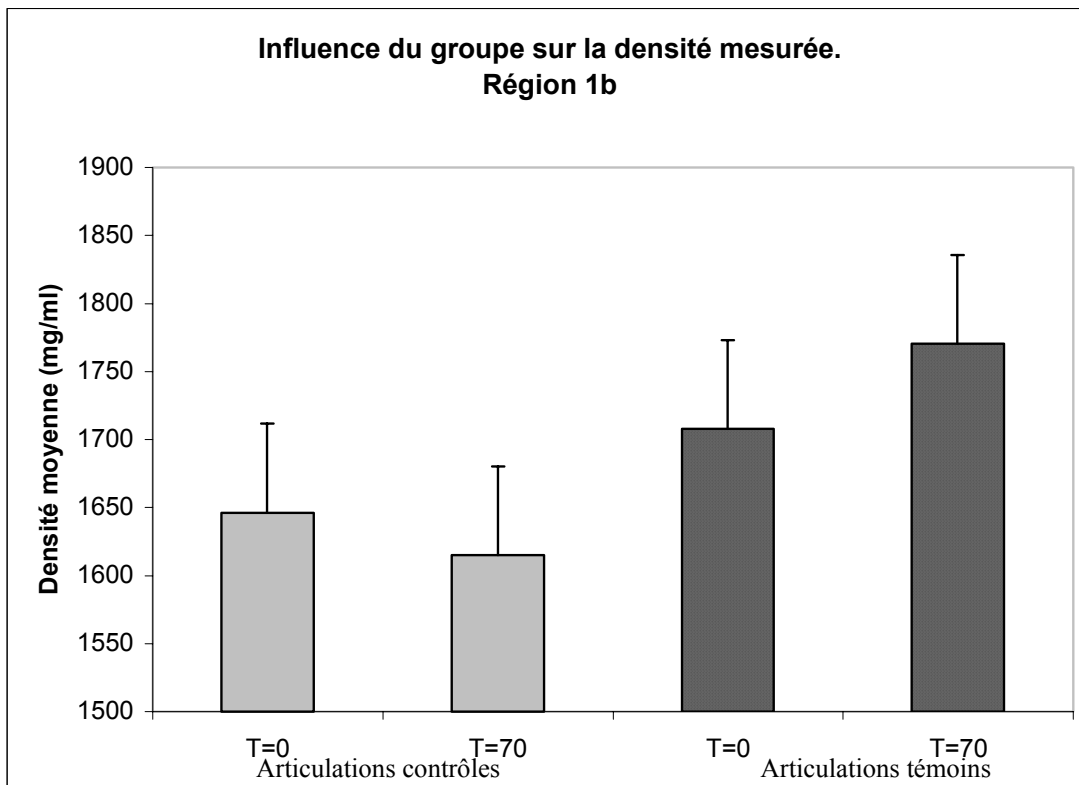


Figure 28 : Densité moyenne de l'os radial en fonction du groupe d'articulations (contrôle/arthrose) et du moment du scanner (début/fin). Exemple de la région b de la coupe n°1. La densité diminue avec l'exercice dans les articulations non fragmentées alors qu'elle augmente dans les articulations fragmentées.

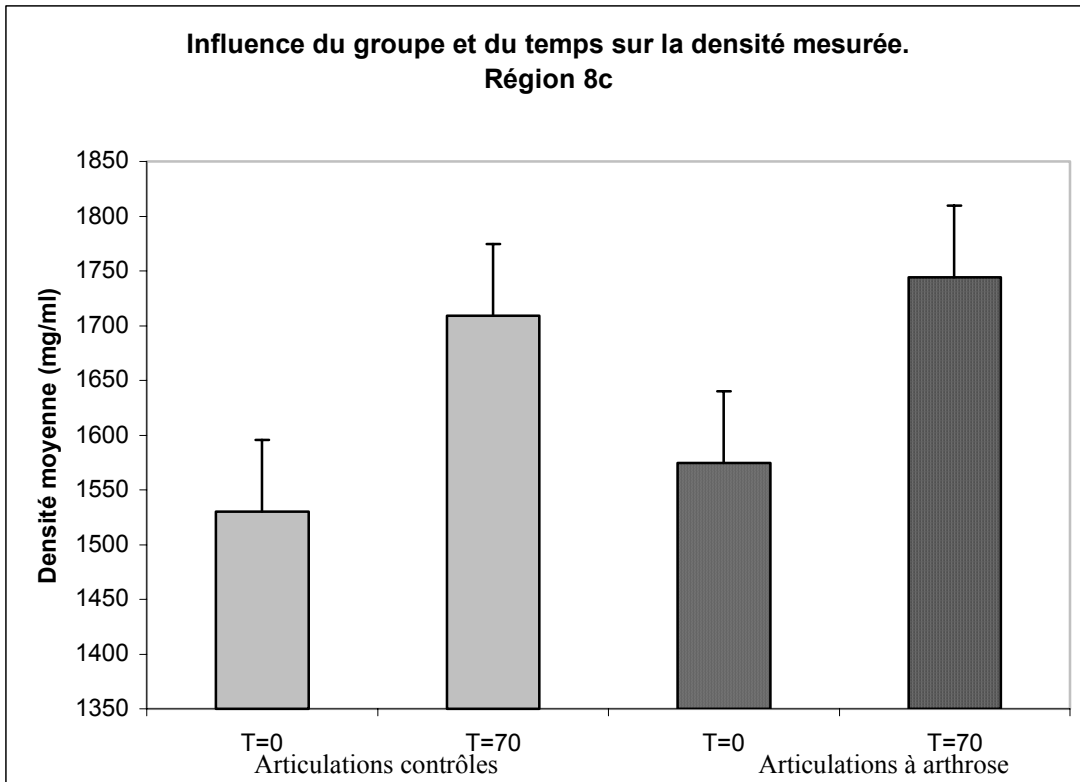


Figure 29 : Densité moyenne en fonction du type d'articulation (fragmentée ou non) et du temps (début/fin de l'étude). Exemple de la région c de la coupe n°8. Seule l'évolution des densités au cours de l'étude est interprétable pour chacun des groupes. Ainsi, nous constatons que la densité est plus élevée à la fin de l'étude, après entraînement intensif.

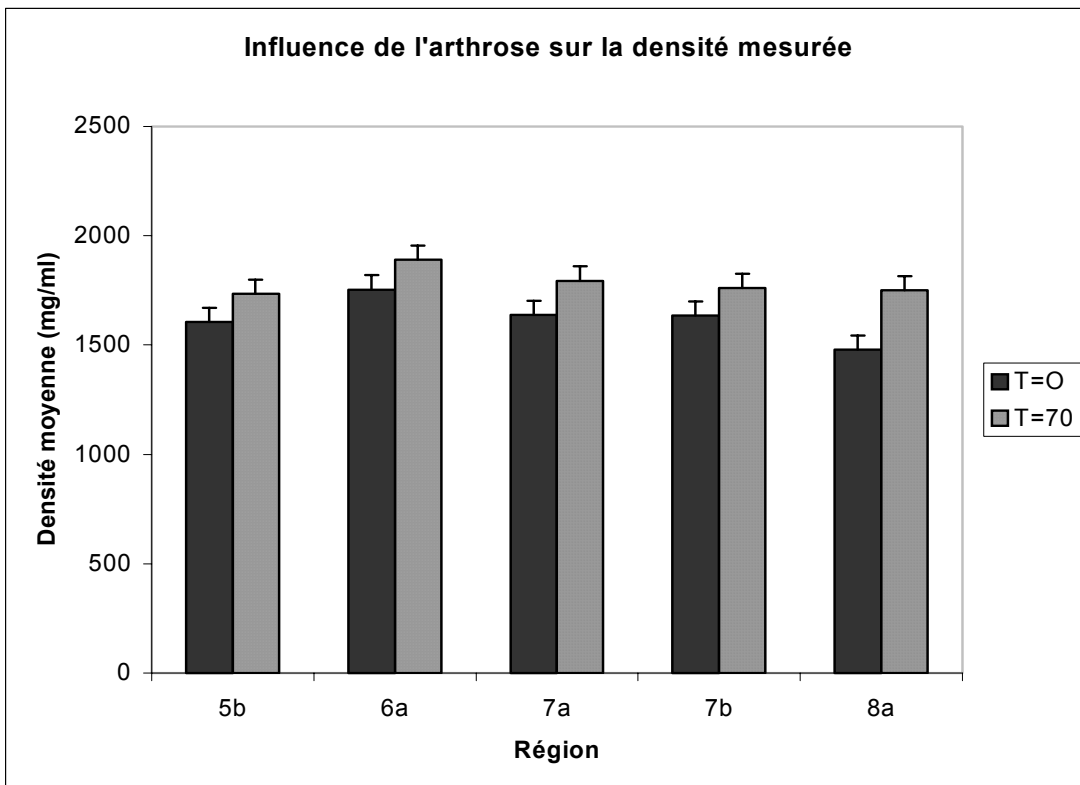


Figure 30 : Densité moyenne des articulations fragmentées en fonction du moment de l'étude (début/fin). Régions 5b, 6a, 7a, 7b, et 8a. La densité est plus élevée à la fin de l'étude, après chirurgie de fragmentation et exercice pendant 70 jours, pour l'ensemble de ces régions.

La densité de l'os radial augmente donc vers ses extrémités médiales et latérales, et est supérieure dans la région a sous-chondrale. Cette densité a tendance à diminuer avec l'exercice dans les articulations n'ayant pas subi de fragmentation, et à augmenter avec l'exercice dans les articulations fragmentées. Enfin, la région c située dans l'os trabéculaire voit sa densité diminuer avec l'exercice quelque soit le carpe concerné alors que les autres régions situées dans l'os sous-chondral suivent plutôt l'évolution inverse.

3.4. Effet de l'arthrose induite sur la densité osseuse de la rangée distale du carpe

L'évolution de la densité mesurée dans l'os carpal III est analysée en fonction des paramètres qui suivent : le type d'articulation (fragmentée=1, contrôle=2), la région d'intérêt (ROI a à d pour les coupes 1 à 7 et ROI a et b pour les coupes 8 à 12), le plan de coupe (1 à 12), le moment où le scanner est réalisé (début de l'étude=CT 1, fin de l'étude=CT 2). Pour simplifier l'analyse des résultats, nous distinguons les coupes 1 à 7, comportant 4 ROI, des coupes 8 à 12, comportant 2 ROI.

3.4.1. Etude des coupes 1 à 7

Le plan de coupe influence de manière significative la densité des os de la rangée distale ($p < 0,0001$). Ainsi, nous constatons sur la figure 31 que la densité osseuse augmente régulièrement de la coupe n°1 (1523,3 mg/ml), située du côté médial de l'os carpal III, à la coupe n°7 (1790,53 mg/ml), située vers le centre de l'os.

De même, la région spécifique d'intérêt exerce une influence sur la densité osseuse ($p < 0,0001$). Il apparaît ainsi sur la figure 32 que la densité osseuse de la région a est plus élevée (2028,27 mg/ml) que celle des autres régions (entre 1436 et 1604 mg/ml).

Enfin, le type d'articulation (fragmentée ou contrôle) influence de manière significative la densité osseuse ($p = 0,0002$). Ainsi, la figure 33 nous montre que dans l'os carpal III la densité est plus élevée dans les articulations non fragmentées (1679 mg/ml) que dans les articulations à arthrose (1649 mg/ml).

Notons que le moment du scanner ($p=0,3790$), les interactions entre le groupe et le moment du scanner ($p=0,4167$) ainsi que les interactions entre le groupe, le moment du scanner, la coupe et la ROI ($p=0,3040$) ne montrent pas de différence significative sur la densité.

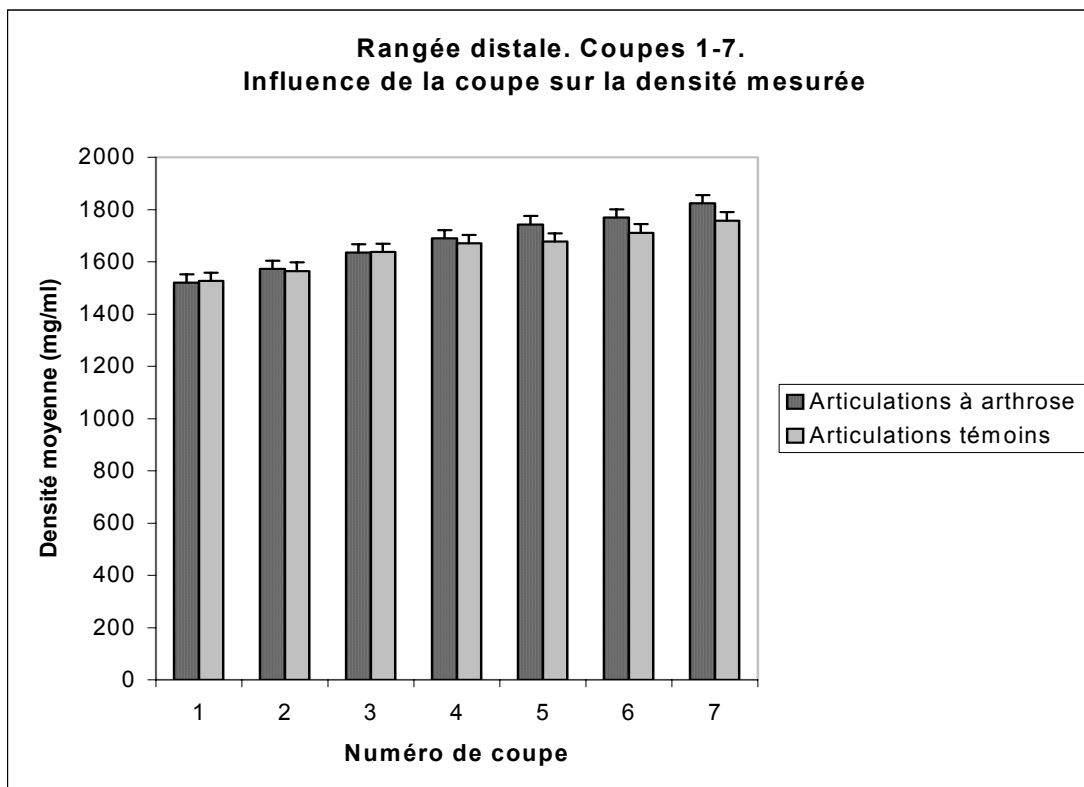


Figure 31 : Densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os carpal III des deux types d'articulations (fragmentée ou non) en fonction du numéro de coupe (coupes 1 à 7). La densité augmente progressivement dans les deux groupes du côté médial au centre de l'os.

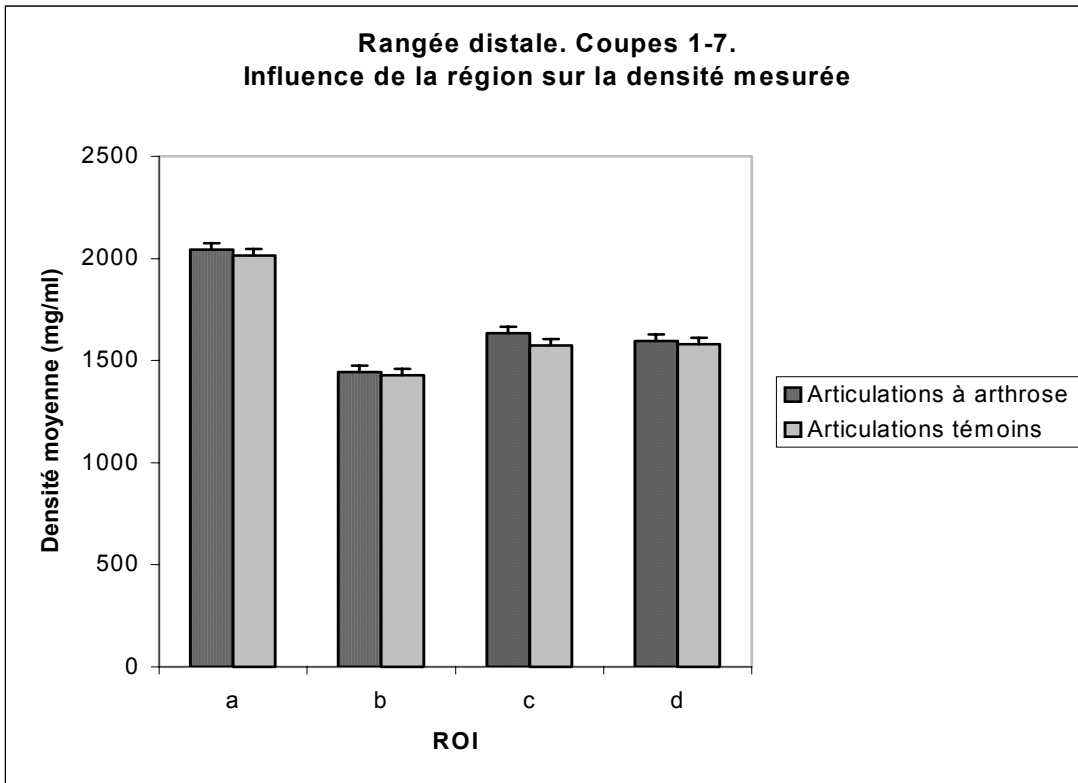


Figure 32 : Densité moyenne de l'os carpal III de l'ensemble des articulations (fragmentées ou non) et des coupes en fonction de la région (ROI a à d). La densité semble répartie de la même manière dans les deux groupes d'articulations. Ainsi, elle est sensiblement plus élevée dans la ROI a par rapport aux autres régions.

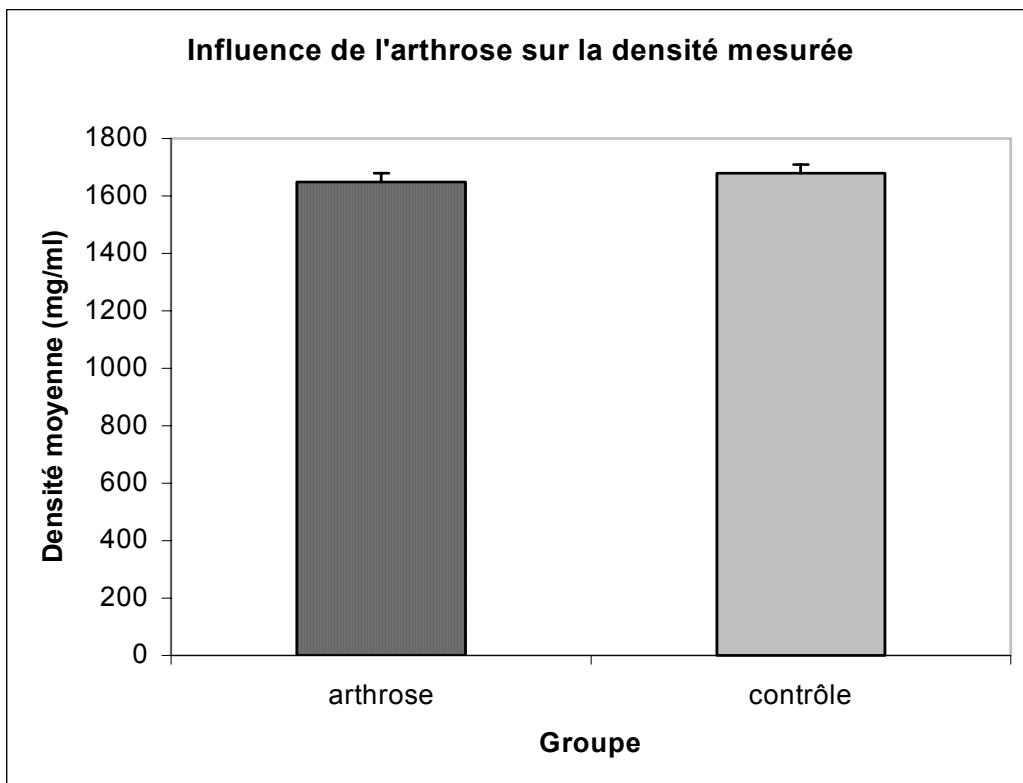


Figure 33 : Densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os carpal III en fonction groupe (arthrose=articulations fragmentées/contrôle=articulations non fragmentées). La densité est significativement plus élevée dans les articulations non fragmentées.

3.4.2. Etude des coupes 8 à 12

La densité varie de façon significative avec le plan de coupe ($p < 0,001$). Ainsi, nous constatons (fig. 34) que la densité augmente entre la coupe n°8 (1616 mg/ml) et la coupe n°12 (1768 mg/ml).

La densité varie également en fonction de la région spécifique d'intérêt ($p < 0,001$). En effet, la figure 35 montre que la densité osseuse est plus élevée dans la région a (1904 mg/ml) que dans la région b (1528 mg/ml).

Enfin, la densité osseuse est fonction du type d'articulation ($p = 0,019$). La densité est moins élevée dans le groupe des carpes à arthrose (1730 mg/ml) que dans celui des carpes non fragmentés (1742 mg/ml) (fig. 36).

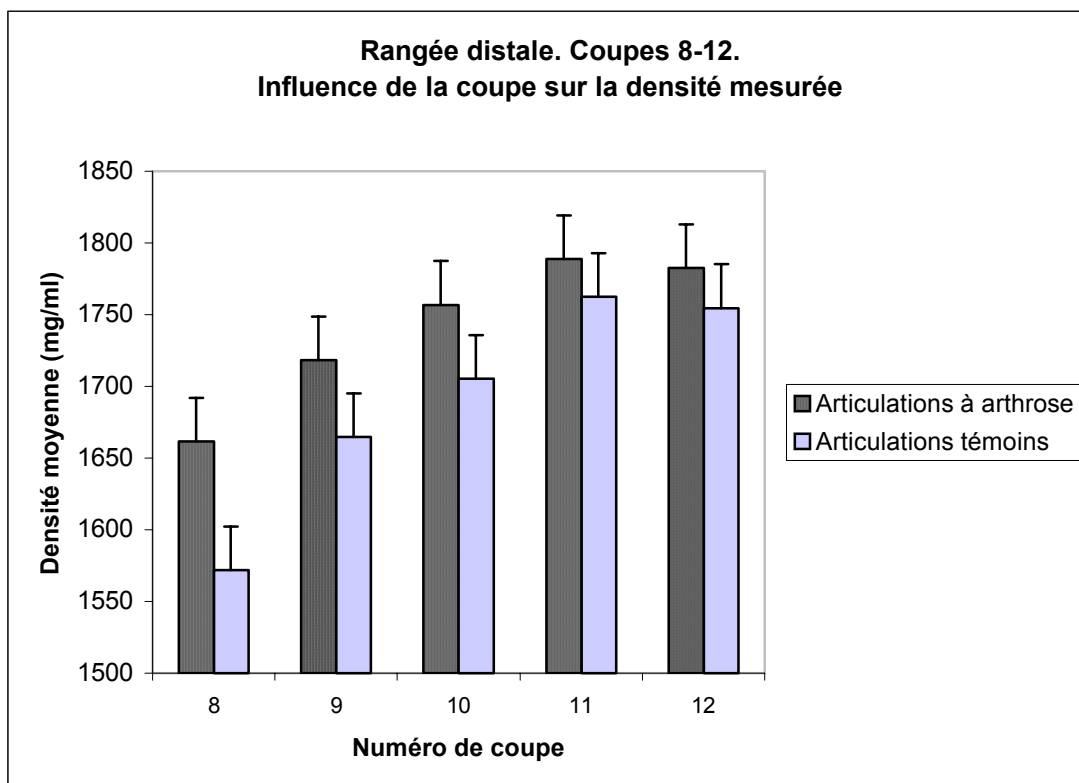


Figure 34 : densité moyenne de l'ensemble des ROI de l'os carpal III des deux groupes (carpes fragmentés ou non) en fonction du numéro de coupe (coupes 8 à 12). La densité augmente en allant vers l'extrémité latérale de l'os carpal III dans les deux groupes d'articulations.

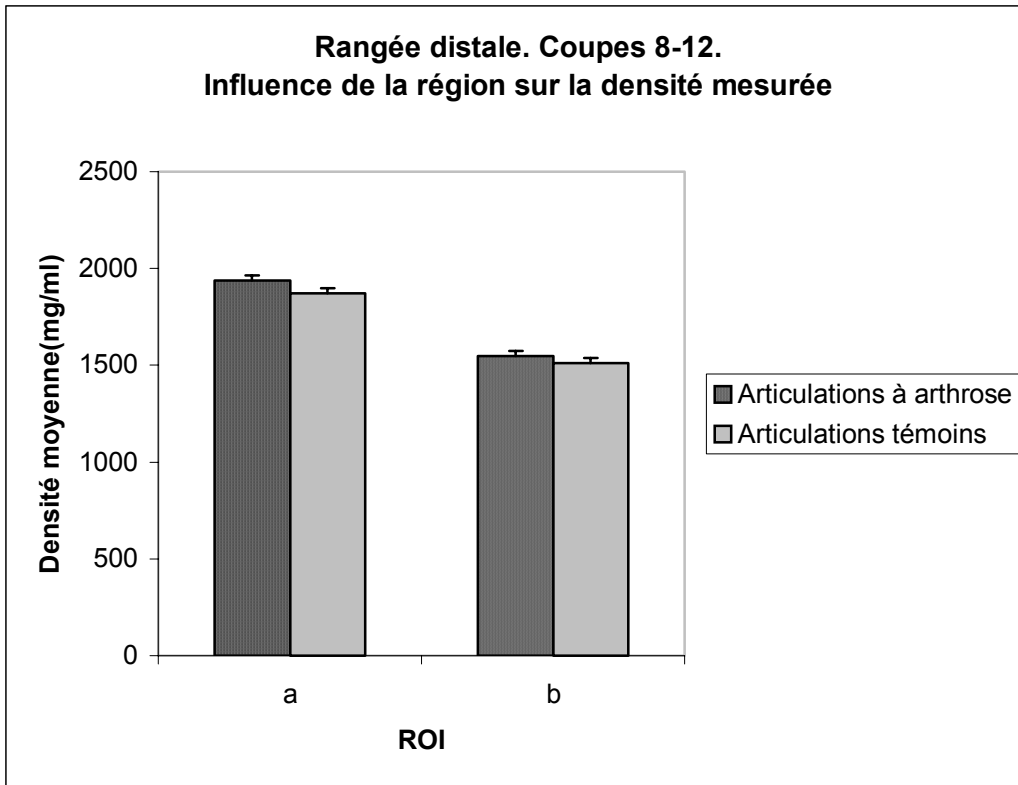


Figure 35 : Densité moyenne de l'os carpal III des deux groupes d'articulations (fragmentées ou non) en fonction de la région (ROI a et b). Coupes 8 à 12. La densité osseuse mesurée est plus élevée dans la région a que dans région b, quelque soit le type d'articulation.

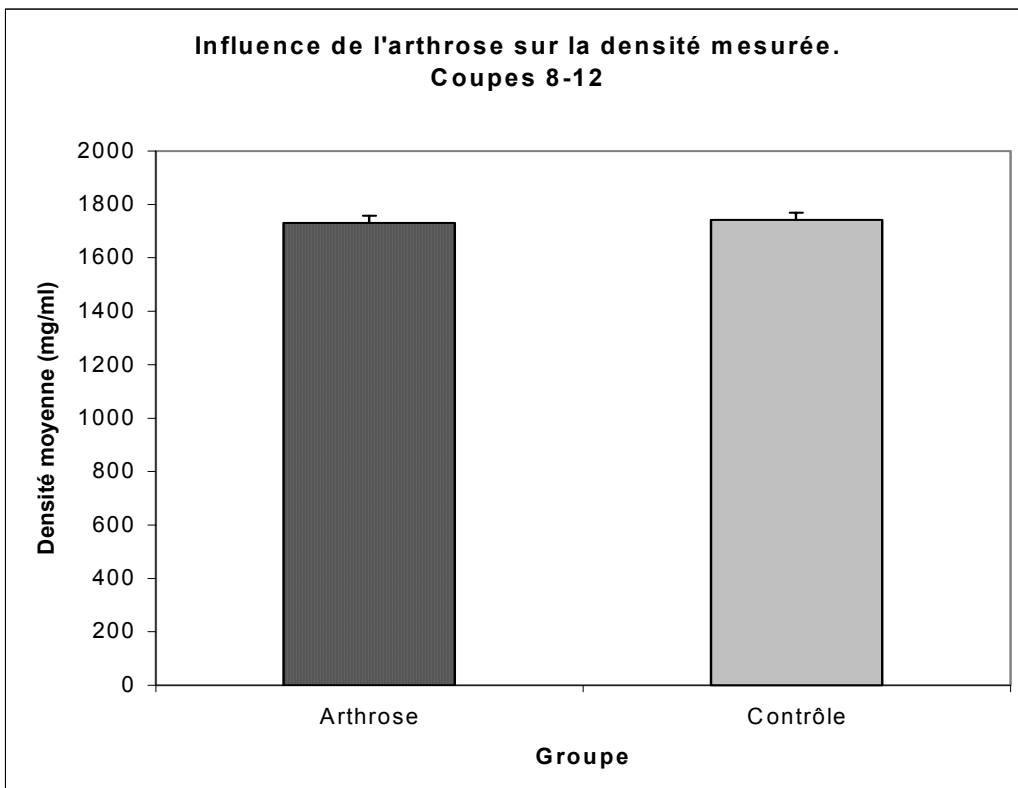


Figure 36 : Densité moyenne de l'ensemble des ROI ses coupes 8 à 12 de l'os carpal III en fonction du type d'articulation (arthrose=fragmentée/contrôle=non fragmentée). La densité moyenne est plus élevée dans le groupe des articulations témoins que dans celui des carpes fragmentés.

Concernant la rangée distale des os du carpe, et plus particulièrement l'os carpal III, il semble que la densité augmente du côté médial au côté latéral de l'os, avec une légère baisse de densité vers le centre de l'os. De plus, quelque soit le numéro de la coupe, la région a voit une densité toujours supérieure à celle des autres régions. Enfin, le groupe contrôle a une densité légèrement supérieure à celle du groupe des articulations à arthrose.

En résumé, nous constatons dans les deux études que :

- La densité varie en fonction de la coupe : La densité semble plus élevée du côté médial des os et du côté latéral, mais avec une diminution de densité souvent rencontrée dans la zone centrale de l'os.
- La densité varie en fonction de la région concernée : La ROI a située dans l'os sous-chondral est la zone de densité la plus élevée. La densité diminue plutôt dans la région c, située dans l'os trabéculaire.

4. Discussion

Les deux études tendent à montrer que la densité varie en fonction de la coupe et de la région. Ainsi, la densité semble plus élevée vers les parties médiale et latérale des os radial et carpal III que dans la zone centrale de ces os. Cela conduit à l'hypothèse suivante : les os reçoivent plus de contraintes du côté latéral et du côté médial et répondent en augmentant leur densité osseuse, alors que les forces exercées au niveau central des os sont mieux réparties, d'où une densité mesurée plus basse.

De même, la densité varie en fonction de la région concernée : la région a est la zone ayant la densité la plus élevée. Cette ROI correspond à une partie de l'os sous-chondral située du côté distal de l'os radial, zone dans laquelle se localisent la majorité des lésions articulaires chez le cheval de sport (Young, 1988).

La densité a tendance à diminuer dans les régions situées au niveau de l'os trabéculaire. Ceci conduit à émettre l'hypothèse que dans certaines zones, l'os sous-chondral est plus réceptif que l'os trabéculaire aux changements induits par l'exercice et par l'arthrose. Cornelissen a pourtant montré que l'exercice entraîne une augmentation de la densité minérale osseuse de l'os sésamoïde proximal, spécialement au niveau de l'os trabéculaire (Cornelissen, 1999). La partie de l'os la plus réceptive aux contraintes induites par l'exercice semble donc varier en fonction de l'articulation.

La première étude visait à établir des différences de densité en fonction de l'exercice, en vérifiant l'hypothèse d'une augmentation de la densité osseuse lorsque l'exercice s'intensifie. Toutefois, cette étude n'a pas montré de différence significative entre les chevaux très entraînés et les chevaux témoins. L'absence de différence significative entre les deux groupes de chevaux pourrait peut-être s'expliquer par une mauvaise sensibilité de la tomodensitométrie, qui n'a pas détecté les changements précoces de densité sous-chondrale, ou par une période d'expérimentations trop courte (18 mois) pour que des changements de densité significatifs apparaissent. Pourtant, une augmentation de la densité est constatée dès 18 mois d'entraînement dans la région dorsale des os du carpe par tomodensitométrie (Firth, 1999). De plus, l'étude ayant commencé sur des chevaux au squelette immature (poulains de 10 jours), les phénomènes de modelage dus à la croissance et de remodelage dus à l'exercice se sont superposés, ce qui peut expliquer l'absence de différences significatives.

Par contre, la première étude a permis de souligner des différences de densité entre les différentes régions des os du carpe. Ainsi, nous avons constaté que la densité était plus élevée chez les chevaux entraînés au niveau des régions a et c (coupe 8). Cela est en accord avec les résultats rencontrés dans la littérature. En effet, l'os sous-chondral répond au stress induit par l'exercice en augmentant la formation d'os dans une tentative d'augmenter sa force (Pool et Meagher, 1990 ; Firth, 1999 ; Young, 1991).

La deuxième étude visait à vérifier une augmentation de la densité osseuse chez des chevaux avec une arthrose induite chirurgicalement par fragmentation ostéochondrale. La différence significative constatée entre le groupe d'articulations témoins et le groupe d'articulations à arthrose (densité moins élevée) n'est pas interprétable, compte-tenu du fait que les densités initiales étaient très différentes entre les deux groupes. En effet, rappelons que chaque cheval a subi une chirurgie de fragmentation sur un de ses carpes choisi aléatoirement, et donc que chaque cheval avait un carpe « sain » et l'autre carpe à arthrose. Les mesures initiales de densité ont été réalisées avant la chirurgie, donc la densité plus élevée rencontrée dans les carpes témoins rend toute interprétation invalide. Nous pouvons ici souligner le fait qu'il aurait été préférable de disposer de deux groupes de chevaux distincts : un groupe à carpes fragmentés et donc à arthrose et un autre groupe sain, choisi parmi des chevaux n'ayant jamais participé à des courses et donc ayant un passé connu. Cependant nous avons disposé des images prises pour une étude qui initialement cherchait à comparer l'efficacité de différents traitements de l'arthrose (Adequan et ondes de choc), et non pas à mesurer des densités précises.

Donc seule l'évolution des densités au sein des deux groupes peut s'interpréter dans la deuxième étude. Ainsi, cela a permis de constater une fois de plus une augmentation de densité associée à l'arthrose (Young, 1988 et 1991 ; Pool, 1990).

La diminution de densité constatée dans le groupe contrôle peut s'expliquer par plusieurs raisons. Tout d'abord, les chevaux étant choisis aléatoirement, leurs antécédents restent totalement inconnus. Peut-être que le régime d'exercice sur tapis roulant est moins soutenu que ce qu'ils avaient l'habitude de faire. Ensuite, la durée de l'étude (72 jours) est peut-être trop courte pour détecter des changements de densité dans une articulation soumise

à un régime d'entraînement intense. La minéralisation de l'os sous-chondral peut ne pas répondre aussi rapidement au remodelage que chez les chevaux à arthrose. En effet, l'initiation de l'exercice induit une phase de déminéralisation dans l'os (Porr, 1997) imputable au délai entre la résorption de l'os et la formation d'os ayant lieu lors de remodelage et d'adaptation aux charges appliqués sur l'os (Shearin, 2006).

Enfin, il faut souligner le fait que nous avons manqué de temps pour réaliser des analyses plus complètes. En effet, l'objectif était au départ d'analyser les trois groupes de 8 chevaux de l'étude HMT : chevaux témoins / chevaux ayant eu un thérapie par ondes de choc extracorporelles / chevaux ayant eu un traitement systémique (Adequan I.M., glycosaminoglycanes polysulfatés). Le champ d'étude a été restreint au premier groupe, par manque de temps, alors qu'il aurait été intéressant de pouvoir comparer ces résultats avec ceux des autres traitements.

Il faut également noter qu'il est particulièrement difficile de mener des études expérimentales de ce type chez le cheval. En effet, il faut pouvoir disposer d'un certain nombre de chevaux, ce qui est coûteux et pose des problèmes éthiques, car l'étude se solde souvent par l'euthanasie des animaux afin de réaliser des autopsies et études nécropsiques. Les chevaux utilisés peuvent provenir de dons de particuliers, mais dans la plupart des cas ils sont achetés à un marchand, et leur passé est alors bien souvent inconnu, ce qui est un handicap. De plus, il faut disposer de locaux pour accueillir ces chevaux, du matériel nécessaire au protocole et à l'évaluation des paramètres recherchés, et d'un personnel qualifié et disponible. C'est pour cela que seuls quelques centres de recherche réalisent ce genre d'étude dans le monde, et souvent en étroite collaboration, comme dans l'étude HMT menée conjointement par le Centre du Colorado et celui de Nouvelle-Zélande. Cela peut parfois poser des problèmes pratiques comme l'acheminement du matériel entre les deux pays : des erreurs peuvent se produire, ou encore des problèmes de conservation (articulations arrivées gelées et inexploitable au Colorado par exemple lors d'une étude similaire).

Enfin, des « cartographies » du carpe de cheval sain, entraîné et à arthrose ont été réalisées dans le cadre de notre étude. Il aurait été intéressant de pouvoir comparer les mesures de surfaces articulaires entre les différentes coupes et groupes de chevaux.

Cependant, bien que ces mesures aient été réalisées, leur analyse n'a pas pu être réalisée pour des raisons pratiques. Nous disposons donc pour le moment que des cartes en couleur de répartition des densités, dont l'analyse ne peut-être que très subjective. Ces images peuvent toutefois servir de support lors de présentations sur l'évolution des densités avec l'exercice et l'arthrose (Kawcak, 2006). Elles permettent également de montrer que la tomodensitométrie peut être un très bon outil d'examen des articulations grâce à un logiciel comme OsteoApp qui permet la formation d'images de reconstructions d'articulation en trois dimensions.

CONCLUSION

Des mesures non invasives de densité osseuse sont bien documentées chez les hommes et les chevaux., mais peu d'études portent plus spécifiquement sur l'utilisation de la tomодensitométrie quantitative pour mesurer des densités de l'os sous-chondral. Des modèles de minéralisation osseuse ont été établis pour les hommes, les chiens, les chevaux, mais aucune étude n'a établi des seuils de densités au-delà desquels la probabilité de fracture est importante.

Dans notre étude, nous avons vérifié que la densité osseuse augmentait avec deux facteurs : l'arthrose et l'entraînement intense. Cependant, ceci est à nuancer en fonction de la région étudiée. En effet, nous avons utilisé un grand nombre de plans de coupes (12) et de régions spécifiques (jusqu'à 4 par coupe) dans le but d'établir des conclusions précises, et nous avons constaté que si certaines régions sous-chondrales suivent le schéma général et augmentent avec l'exercice et l'arthrose, d'autres n'obéissent pas à la même règle.

Les cartes de répartition des densités osseuses que nous avons établies dans notre étude indiquent visuellement différents modèles en fonction de l'entraînement du cheval (intensif ou au repos) et de la santé de son articulation (arthrose ou saine). Les différences de densité en fonction du modèle sont en corrélation avec les différences de charges qui s'appliquent sur l'articulation. Cependant, ces cartographies ne suffisent pas à mesurer objectivement les différences observées. Ainsi, des programmes de statistiques spécifiques plus avancés sont nécessaires pour analyser ces cartes de densité. Ces programmes sont en cours d'élaboration et devraient être disponibles dans le futur.

Les applications futures de la tomодensitométrie utilisée en tant qu'outil d'évaluation de la densité de l'os sous-chondral des chevaux de compétition devraient inclure un grand nombre d'os ou d'articulations pathologiques afin de mieux évaluer l'effet d'une variation de densité sous-chondrale comme outil de prédiction des risques de fractures.

Références bibliographiques

1. Adams, O.R. *Adams' lameness in horses*. 5th ed. 2002, Philadelphia: Williams & Wilkins. xvi, 1174.
2. Al-Sobayil Fahd A. *Effects of exercise on synovial fluid and serum biomarkers of musculoskeletal diseases in horses with and without osteochondral fragmentation*. Degree of Doctor of Philosophy : Fort Collins, Colorado State University : 2002. 145.
3. Anonyme (page consultée le 15 juillet 2006). Site de l'association PetraFrance, [en ligne]. Adresse URL : <http://www.petafrance.com/entertainment-faq.asp/>
4. Bailey C.J., Reid S.W.J., Hodgson D.R et Al. Risk factors associated with musculoskeletal injuries in Australian Thoroughbred racehorses, *Prev. vet. Med.*, 1997, **32**, 47-55.
5. Barone R. Anatomie comparée des mammifères domestiques. 4^{ème} édition. Paris : Ed. Vigot, 2000. *Tome 2 : Arthrologie et myologie*. 1021.
6. Bendele, A.M. Animal models of osteoarthritis. *J. Musculoskel. Neron. Interact.*, 2001. **1**(4): p. 363-376.
7. Bernigaud R. Contribution à l'étude de la physiopathologie et du traitement de l'arthrose chez les carnivores domestiques. Th. :Med. vet.: Lyon :1997-42
8. Bossert Jerry. The day at the races. *N.Y.Daily News*, 2006, may 27, p.68.
9. Boutrand J-P. Etiopathogénie de l'arthrose. Th. :Med.vet. : Lyon : 1994-91.
10. Boyde, A., Haroon, Y., Jones, S.J., and Riggs, C.M. Three dimensional structure of the distal condyles of the third metacarpal bone of the horse. *Equine Vet. J.*, 1999. **31**(2): p. 116-20.
11. Boyde, A. The real response of bone to exercise. *J. Anat.*, 2003. **203**(2): p. 173-89.
12. Bramlage L.R., Scheider R.K. and Gobel A.A. A clinical perspective on lameness originating in the carpus. *Equine vet. J. Suppl.* 1988.**6**. 12-18.
13. Bushby, A.J. and Boyde, A. The real response of bone to exercise. *J. Anat.*, 2003. **203**(2): p. 191-202.
14. Cann, C.E., Ettinger, B., Gordan, G.S., Kolb, F.O., Reiser, U., Arnaud, C.D., and Genant, H.K., Osteoporosis: assessment by quantitative computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomog.*, 1985. **9**(3): p. 602-4.
15. Carbonare L. Dalle, and Giannini S., Bone microarchitecture as an important determinant of bone strength, *J. Endocrinol. Invest.*,2004, **27**, 99-105.
16. Caron John P. Osteoarthritis. In : Ross, M. W., Dyson S. J. Diagnosis and Management of lameness in the horse. USA : Saunders, 2003. 572-591.

17. Chamay A. and Tschantz P., Mechanical influences in bone remodelling. Experimental research on Wolff's law, *J.Biomech.*, 1972, **5**, 173-180.
18. Clément-Bouheddi Caroline. Contribution à l'étude du traitement des lésions du cartilage par greffe de chondrocytes dans une colle de fibrine. Th. :Med.vet. :Lyon:2005, 218, 82.
19. Colon J.L., Bramlage L.R., Hance S.R. and Embertson R.M., Racing performance of Thoroughbred racehorses after arthroscopic removal of dorsoproximal first phalanx osteochondral fragments. *Proc. Am. Ass. Equine Practnrs.*1997. **43**, 134-135.
20. Colorado State University, 2006 (page consultée le 15 novembre 2006). Advanced imaging and novel therapies.
Adresse URL : http://www.csuvets.colostate.edu/equinehospital/advanced_imaging.html
21. Cornelissen B.P.M., Van Weeren P.R., Ederveen A. G. H. *et al.* Influence of exercise on bone mineral density of immature cortical and trabecular bone of the equine metacarpus and proximal sesamoid bone. *Equine vet. J.*, 1999, Suppl. **31**, 79-85.
22. Curry, T.S., J.E. Dowdey, and J. Murry, R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990.
23. DeHaan C.E., O'Brien T.R. and Koblick P.D. A radiographic investigation of third carpal bone injury in 42 racing Thoroughbreds. *Vet. Rad.* 1987. **28**. 88-92.
24. Denoix J.M. Médecine sportive et affections locomotrices chez le cheval. *Point Vét.*,1995, **27**, 171, 619-626.
25. Denoix, J-M., Audigié F. Entités pathologiques générales,in *Cours T1 Pro équine*, 2005-2006.
26. Domaingue M.C. Cartilage et arthrose chez le cheval : analyse bibliographique. Th. :Med.vet. : Alfort : 1997.
27. Duesterdieck Katja, *Influence of early exercise on bone density of the distal metacarpal condyles in horses*, GERA study. Oral presentation, Orthopaedic research center, 2006.
28. Dykgraaf Susanne. The effect of early exercise on the articular cartilage and subchondral bone of the third metacarpal and metatarsal bones of young thoroughbred horses. Th. of Master : Nouvelle Zélande : 2003. 123.
29. Dyson Sue J. Radiography and Radiology. In : Ross, M. W., Dyson S. J. *Diagnosis and Management of lameness in the horse*. USA : Saunders, 2003. 153-166.
30. Eckstein, F., Muller-Gerbl, M., Steinlechner, M., Kierse, R., and Putz, R., Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: a reflection of the loading history of the joint surfaces. *J. Orthop. Res.*, 1995. **13**(2): p. 268-78.

31. Estberg, L., Stover, S.M., Gardner, I.A., Johnson, B.J., Case, J.T., Ardans, A., Read, D.H., Anderson, M.L., Barr, B.C., Daft, B.M., Kinde, H., Moore, J., Stoltz, J., and Woods, L.W., Fatal musculoskeletal injuries incurred during racing and training in thoroughbreds. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1996. **208**(1): p. 92-6.
32. Evans G.P., Behiri J.C., Vaughan L.C *et al.* The response of equine cortical bone to loading at strain rates experienced *in vivo* by the galloping horse. *Equine vet. J.*, 1992, **24**, 2, 125-128.
33. Fazzalari, N.L., Forwood, M.R., Smith, K., Manthey, B.A., and Herreen, P., Assessment of cancellous bone quality in severe osteoarthritis: bone mineral density, mechanics, and microdamage. *Bone*, 1998. **22**(4): p. 381-388.
34. Firth E.C. and Rogers C.W., Musculoskeletal responses of 2 year-old Thoroughbred horses to early training.7. Bone and articular cartilage response in the carpus. *New Zealand vet. J.* 2005, **53**, 113-122, available from www.sciquest.org.nz
35. Firth E.C., Goodship A.E., Delahunt J. *et al.* Osteoinductive reponse in the dorsal aspect of the carpus of young Thoroughbreds in training occurs within months. *Equine vet. J.*, 1999, Suppl. **30**, 552-554.
36. Firth E.C., Rogers C.W., Jopson N. Effects of racetrack exercise on third metacarpal and carpal bone of New Zealand Thoroughbred horses. *J. Musculoskel. Neuron. Interact.*, 2000, **1**, 2, 145-147.
37. Firth EC. Problems in quantifying bone response to exercise in horses : a review.*New Zealand Vet.J.*, 2004, **52**, 216-229.1101.
38. Foreman, J.H., Kneller, S.K., Twardock, A.R., Chambers, M.D., and Inoue, O.J., Forelimb skeletal scintigraphy responses in previously untrained Thoroughbreds undergoing initial treadmill training. *Equine Vet. J. Suppl.*, 2002(**34**): p. 230-5.
39. Forwood M.R. and Parker A.W. Repetitive loading, *in vivo*, of the tibia and femora of rats, effects of repeated bouts of treadmill running. *Bone Min.* 1991. **13**, 35-46.
40. Frost, H.M., Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat. Rec.*, 1987. **219**(1): p. 1-9.
41. Frost, H.M., Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat. Rec. Part A, Discoveries in Molecular, Cellular, & Evolutionary Biology*, 2003. **275**(2): p. 1081-101.
42. Frost, H.M., From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *Anat. Rec.*, 2001. **262**(4): p. 398-419.
43. Garcia-Lopez J.M. Computed Tomography. In : DYSON S.J., ROSS M.W. Diagnosis and management of lameness in the horse. St Louis : W.B. Saunders, 2003, 213-215.
44. Gautier R., Pathogénie et diagnostic précoce de l'arthrose : mise au point bibliographique. Th. :Med.vet. : Toulouse : 1995-TOU 3-4089

45. Grynepas, M.D., Alpert, B., Katz, I., Lieberman, I., and Pritzker, K.P. Subchondral bone in osteoarthritis. *Calcif. Tissue Int.*, 1991. **49**(1): p. 20-6.
46. Gupta, K.B., Duryea, J., and Weissman, B.N., Radiographic evaluation of osteoarthritis. *Radiol. Clin. North Am.*, 2004. **42**(1): p. 11-41.
47. Harmel J. L., Lewis C. W., Sah R. L., and Al. An assessment of equine cartilage degeneration, presented at Rocky Mountain Bioengineering Symposium & international ISA biomedical sciences instrumentation symposium, 2004. Available from www.isa.org
48. Hilal, G., Martel-Pelletier, J., Pelletier, J.P., Ranger, P., and Lajeunesse, D., Osteoblast-like cells from human subchondral osteoarthritic bone demonstrate an altered phenotype in vitro: possible role in subchondral bone sclerosis. *Arthritis Rheum*, 1998. **41**(5): p. 891-9.
49. Huntington, P.J., Friend, S.C., Jeffcott, L.B., Luff, A.R., Finkelstein, D.K., and McCarthy, R.N., Effects of treadmill exercise on cortical bone in the third metacarpus of young horses. *Equine Vet. J.*, 1992. **24**(3): p. 174-83.
50. Jeffcott, L.B., Rosedale, P.D., Freestone, J., Frank, C.J., and Towers-Clark, P.F., An assessment of wastage in thoroughbred racing from conception to 4 years of age. *Equine Vet. J.*, 1982. **14**(3): p. 185-98.
51. Jeffcott L.B., McCartney R.N. Ultrasound as a tool for assessment of bone quality in the horse. *Vet. Rec.* 1985. **116** (13), 337-342.
52. Jiang Y., Zhao J., Rosen C. et AL., Perspectives on bone mechanical properties and adaptative response to mechanical challenge, *J. clin. densitom.*, 1999, **2**, 423-433.
53. Johnson B. A look at racetrack breackdowns – 1991. *J. equine vet. Sct.* 1993, **13**. 129-132.
54. Jones B.H., Harris J. McA., Vinh T.N., Rubin C. Exercise-induced stress fractures and stress reactions of bone : epidemiology, etiology, and classification. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 1989, **17**, 379-422.
55. Kawcak C.E. and McIlwraith C.W. Proximodorsal first phalanx osteochondral chip fragmentation in 336 horses. 1994. *Equine vet. J.* **26**. 392-396.
56. Kawcak C.E., Bramlage L.R. ang Embertson R.M. Diagnosis and management of incomplete fracture of the distal palmar aspect of the third metacarpal bone in five horses. *J.Am. vet. Med. Ass.*, 1995. **206**. 335-337.
57. Kawcak C.E., Mc Ilwraith C.W., Norrdin R.W. *et al.* The role of subchondral bone in joint desease : a review. *Equine vet. J.*, 2001, **33**, 2, 120-126.
58. Kawcak C.E., McIlwraith C.W., Norrdin, R.W., Park, R.D., and Steyn, P.S., Clinical effects of exercise on subchondral bone of carpal and metacarpophalangeal joints in horses. *Am. J. Vet. Res.*, 2000. **61**(10): p. 1252-8.

59. Kawcak C.E., Bone density. *Communication personnelle*, 2006.
60. Lajeunesse D., Hilal, G., Pelletier, J.P., and Martel-Pelletier, J., Subchondral bone morphological and biochemical alterations in osteoarthritis. *Osteoarthr. Cartil.*, 1999. **7**(3): p. 321-2.
61. Li, B. and Aspden, R.M., Composition and mechanical properties of cancellous bone from the femoral head of patients with osteoporosis or osteoarthritis. *J. Bone Miner. Res.*, 1997. **12**(4): p. 641-51.
62. Luo, G., Kinney J.H., Kaufman J.J., Haupt D, Chiabera A, Siffert R.S., Relationship Between Plain Radiographic Patterns and Three- dimensional Trabecular Architecture in The Human Calcaneus. *Osteoporos. Int.*, 1999. **9**(4): p. 339-345.
63. Martel-Pelletier, J., Pathophysiology of osteoarthritis. *Osteoarthr. Cartil.*, 1999. **7**(4): p. 371-3.
64. Martin, R.B., Burr, D.B., and Sharkey, N.A., *Skeletal tissue mec.* 1998, New York: Springer. xiv, 392.
65. Matheson Jodi S. (page consultée le 10 novembre 2006), *The equine carpus*. Cas clinique présenté dans le cadre d'un résidanat en radiologie, 22 février 2006 [en ligne].
Adresse URL : www.vetmed.wisc.edu/data/coursematerial/adams/Equinecarpus2006.ppt
66. Mazières B., Vignon E. Les arthroses expérimentales. *In : L'arthrose, perspectives et réalités*. Masson ed., 1989, 57-62.
67. McCarthy, R.N. and Jeffcott, L.B., Monitoring the effects of treadmill exercise on bone by non-invasive means during a progressive fitness programme. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1988(**6**): p. 88-92.
68. McCarthy, R.N., Anderson, G.A., McCartney, R.N., and Jeffcott, L.B., Effects of treadmill exercise on cortical bone in the third metacarpus of young horses. *Equine Vet. J.*, 1992. **24**(3): p. 191-5.
69. McIlwraith C.W. (page consultée le 20 juillet 2006). *Anatomy and physiology of equine joints*, 1996 [en ligne].
Adresse URL: <http://www.completerider.com/ucolorado/joints.html>
70. McIlwraith C.W., Yovich J.V. and Martin G.S. Arthroscopic surgery for the treatment of osteochondral chip fractures in the equine carpus. *J. Am. Vet. med. Ass.* 1987, **191**. 531-540.
71. McIlwraith, C.W., Fessler, J.F., Blevins, W.E., Page, E.H., Rebar, A.H., Van Sickle, D.C., and Coppoc, G.L., Experimentally induced arthritis of the equine carpus: clinical determinations. *Am. J. Vet. Res.*, 1979. **40**(1): p. 11-20.
72. McIlwraith, C.W., Trotter G.W., *Joint disease in the horse*. 1996, Philadelphia : W.B. Saunders.

73. Ministère de la Santé et des Solidarités (page consultée le 20 octobre 2006). Arthrose, 2003 [en ligne].
Adresse URL : <http://www.sante.gouv.fr/html/dossiers/losp/59arthrose.pdf>
74. Mohammed H.O., Hill T. and Lowe J. Risk factors associated with injuries in Thoroughbred horses. *Equine vet. J.*, 1991, **23**. 445-448.
75. Müller-Gerbl Magdalena. The subchondral Bone Plate. *Advances in Anatomy, Embryology & Cell Biology*, 1998. 141: p. III-XI.
76. Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E., and Wimmer, B. Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol.*, 1989. **18**(7): p. 507-12.
77. Murray, R.C., Zhu, C.F., Goodship, A.E., Lakhani, K.H., Agrawal, C.M., and Athanasiou, K.A., Exercise affects the mechanical properties and histological appearance of equine articular cartilage. *J. Orthop. Res.*, 1999. **17**(5): p. 725-731.
78. Nielsen, B.D., Orth, M.W., Rosenstein, D.S., Schott, H.C., 2nd, Shelle, J.E., and Gabrie, A., Morphometric study of the equine navicular bone: age-related changes and influence of exercise. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1999. **30**: p. 601-4.
79. Norrdin, R.W., Kawcak, C.E., Capwell, B.A., and McIlwraith, C.W., Subchondral bone failure in an equine model of overload arthrosis. *Bone*, 1998. **22**(2): p. 133-139.
80. O'Brien, T.R., Hornof, W.J. and Meagher, D.M. , Radiographic detection and characterization of palmar lesions in the equine fetlock joint. *J. Am. Vet. Med. Ass.* 1981. **178**, 231-237.
81. Palmer S. Prevalence of carpal fractures in Thoroughbred and Standardbred racehorses. *J. Am. vet. med. Ass.* 1986. **188**. 1171-1173.
82. Parente E.J., Richardson D.W. and Spencer P. Basal sesamoidean fractures in horses: 57 cases (1980-1991). *J. Am. Vet. Med. Ass.* 1993. **202**. 1293-1297.
83. Pool, R.R. and Meagher, D.M., Pathologic findings and pathogenesis of racetrack injuries. *Vet. Clin. N. Am. : Equine Pract.*, 1990. **6**, 1-30.
84. Pool, Roy R., Joint Disease in the Athletic Horse : a review of pathologic findings and pathogenesis. *Proc. Am. Assoc. Equine Prac.*, 1995. **41**: p. 20-34.
85. Porr C.A. Bone mineral in young Thoroughbred horses is affected by training. *Vet Clin North Am Equine Pract*, 1997, **19**, 8, 28-31.
86. Pugh, J.W., Radin, E.L., and Rose, R.M., Quantitative studies of human subchondral cancellous bone. Its relationship to the state of its overlying cartilage. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1974. **56**(2): p. 313-21.

87. Pugh, J.W., Rose, R.M., and Radin, E.L., A possible mechanism of Wolff's law: trabecular microfractures. *Archives Internationales de Physiologie et de Biochimie*, 1973. **81**(1): p. 27-40.
88. Radin E.L., Subchondral bone changes and cartilage damage. *Equine vet. J.*, 1999, **31**, 94-95.
89. Radin, E.L. and Rose, R.M., Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1986(**213**): p. 34-40.
90. Radin, E.L., Burr, D.B., Fhyrie D., *et al.* Characteristics of joint loading as it applies to osteoarthritis. In : *Biomechanics of Joint Disease*. 1990, Springer-Verlag : New York. p. 437-451.
91. Radin, E.L., Parker, H.G., Pugh, J.W., Steinberg, R.S., Paul, I.L., and Rose, R.M., Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J. Biomech.*, 1973. **6**(1): p. 51-7.
92. Radin, E.L., Paul, I.L., and Tolkoff, M.J., Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease. *Arthritis Rheum.*, 1970. **13**(4): p. 400-5.
93. Rick M.C., O'Brien T.R., Pool R.R. and Meagher D. Condylar fractures of the third metacarpal bone and third metatarsal bone in 75 horses. Radiographic features, treatments, and outcome. *J. Am. Vet. Med. Ass.* 1983. **183**. 287-296.
94. Riggs C. M. Osteochondral injury and joint disease in the athletic horse. *Equine vet. Educ.* 2006, **18**, 100-112.
95. Riggs, C.M. and Boyde, A., Effect of exercise on bone density in distal regions of the equine third metacarpal bone in 2-year-old thoroughbreds. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1999. **30**: p. 555-60.
96. Riggs, C.M., Aetiopathogenesis of parasagittal fractures of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones--review of the literature. *Equine Vet. J.*, 1999. **31**(2): p. 116-120.
97. Rose R.J. Les contre-performances du cheval de course. *EquiAthlon*, 1995, **7**, 27, 38-42.
98. Rossedale P.D., Hopes R., Wingfield Digby N.J. et Offord K., Epidemiological study of wastage among racehorses 1982 and 1983, *Vet. Rec.* 1985, **116**, 66-69.
99. Shearin Marti. *Computed Tomographic Evaluation of the Equine Third Metacarpal Bone*. Degree of Philosophy : Fort Collins, USA : Fall 2006. 164.
100. Simmons, E.J., Bertone, A.L., and Weisbrode, S.E., Instability-induced osteoarthritis in the metacarpophalangeal joint of horses. *Am. J. Vet. Res.*, 1999. **60**(1): p. 7-13.

101. Skedros J.G., Mason M.W., Nelson M.C., and Bloebaum R.D., Evidence of structural and Material adaptation to specific strain features in cortical bone. *Anat. Rec.*, 1996, **246**, 47-63.
102. Sobelman O.S., Gibeling J.C., Stover S.M. *et al.* Do microcracks decrease or increase fatigue resistance in cortical bone ? *J. biomech.*, 2004, **37**, 1295-1303.
103. Steinheimer DN, M.C., Pard RD, Steyn PF, Comparison of Radiographic Subchondral Bone Changes with Arthroscopic Findings In the Equine Femoropatellar and Femorotibial Joints: A Retrospective Study of 72 Joints (50 Horses). *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995. **36**(6): p. 478-484.
104. Stephens P.R., Richardson D.W., and Spencer P.A. Slab fractures of the third carpal bone in Standardbreds and Thoroughbreds : 155 cases. *J. Am. Vet. Med. Ass.* 1988. **193**. 353-358.
105. Sumner-Smith, *Bone in Clinical Orthopedics*. 2nd ed, ed. Fackelman. 2002, New York: AO Publishing.
106. Tamba Guillaume, Gyô. Le diagnostic de l'arthrose du membre de cheval. Th. :Med. Vet.:Toulouse:2005-TOU 333, 4008.
107. Tanck, E., Homminga, J., van Lenthe, G.H., and Huiskes, R., Increase in bone volume fraction precedes architectural adaptation in growing bone. *Bone*, 2001. **28**(6): p. 650-4.
108. Taylor D., Kuiper Jan-Herman, The prediction of stress fractures using a 'stressed volume' concept. *J. Orthop Res.*, 2001, **19**, 919-926.
109. Thomas, H.L., Galuppo, L.D., Wisner, E.R., Stover, S.M., and Decock, H.E. Computed tomography for identification of early third metacarpal traumatic palmar subchondral bone lesions. in *ACVR Scientific Program & Abstracts*. 2004. Montreal.
110. Twardock, A.R., Equine bone scintigraphic uptake patterns related to age, breed, and occupation. *Vet Clin North Am Equine Pract.*, 2001. **17**(1): p. 75-94.
111. Whitton, R.C., Buckley, C., Donovan, T., Wales, A.D., and Dennis, R., The diagnosis of lameness associated with distal limb pathology in a horse: a comparison of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging. *Vet J.*, 1998. **155**(3): p. 223-229.
112. Wilson J.H., Howe S.B., Jensen R.C. and Robinson R.A. Injuries sustained during racing at racetracks in the US in 1992. *Proc. Am. Ass. equine Practnrs.* 1993. **39**.267.
113. Young A., O'Brien T.R. and Pool R.R. Exercise related sclerosis in the third carpal bone of the racing Thoroughbred. *Proc. Am. Ass. Equine Practnrs.* 1988. **34**. 339-346

114. Young D.R., Richardson D.W., Markel M.D., Nunamaker D.M., Mechanical and morphometric analysis of the third carpal bone of Thoroughbreds, *Am.J.Vet.Res.*,1991, **52**, 402-409.
115. Zimmerman, C.W., Lewis, C.W., Wheeler, D.L., and Kawcak, C.E. Site dependent subchondral bone variation within the equine fetlock. in *Undergraduate Research Symposium Colorado State University*. 2003. Fort Collins, CO
116. Zubrod, C.J., Schneider, R.K., Tucker, R.L., Gavin, P.R., Ragle, C.A., and Farnsworth, K.D., Use of magnetic resonance imaging for identifying subchondral bone damage in horses: 11 cases (1999-2003). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2004. **224**(3): p. 411-8.

Toulouse, 2007

AUTEUR :

NOM : BORT

Prénom : Emmanuelle

TITRE : Etude comparative des effets de l'exercice et de l'arthrose sur la densité du carpe de cheval à partir d'images tomodensitométriques

RESUME : L'articulation du carpe représente un site majeur de lésions entraînant des problèmes locomoteurs chez les chevaux de compétition. Les charges qui s'y appliquent étant importantes, l'os sous-chondral doit sans cesse s'adapter aux contraintes exercées sur lui. Les modifications ayant lieu au sein de l'os sous-chondral peuvent être évaluées grâce à des mesures de densité minérale, notamment grâce à la tomodensitométrie.

Notre étude présente une analyse des images tomodensitométriques du carpe afin de mettre en évidence des différences de densité dans l'os radial et carpal III de chevaux au repos, à l'entraînement, et ayant de l'arthrose. Elle s'est basée sur un grand nombre de plans de coupes et de régions spécifiques afin d'obtenir des résultats précis. Notre étude montre que la densité augmente avec l'exercice et l'arthrose seulement pour certaines régions des os.

Elle a également permis d'établir des cartes de répartition de densité pour les deux rangées osseuses carpiennes, bien que ces résultats restent à confirmer.

MOTS-CLES : cheval, carpe, arthrose, exercice, tomodensitométrie.

ENGLISH TITLE : Comparative study of the effects of exercise and osteoarthritis on the horse carpus density from Computed Tomography pictures

ABSTRACT : The carpus represents a major site of damage leading to musculoskeletal problems among the athletic horse. The loads which apply to it are so important that the subchondral bone must constantly adapt itself to the constraints exerted on it. The alterations of the subchondral bone can be evaluated by measurements of mineral density, particularly thanks to Computed Tomography.

Our study presents an analysis of Computed Tomography pictures in order to highlight the differences of density in the radial and third carpal bone for control horses, exercised horses and horses with osteoarthritis. This study is based on many plans of sections and on specific areas in order to obtain precise results. Our study shows the density increases in connection with exercise and osteoarthritis only for specific areas of the bones.

It has also permitted to establish patterns of density's distribution for the two carpal rows, although these results will have to be confirmed.

KEYWORDS : horse, carpus, osteoarthritis, exercise, Computed Tomography.