



**HAL**  
open science

# Relations entre les performances obtenues aux tests physiques anaérobies et la densité minérale osseuse chez l'adulte jeune

Patchina Sabbagh

► **To cite this version:**

Patchina Sabbagh. Relations entre les performances obtenues aux tests physiques anaérobies et la densité minérale osseuse chez l'adulte jeune. Médecine humaine et pathologie. Université de Lille, 2020. Français. NNT : 2020LILUS045 . tel-03566997

**HAL Id: tel-03566997**

**<https://theses.hal.science/tel-03566997>**

Submitted on 11 Feb 2022

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**UNIVERSITE DE LILLE**  
**ECOLE DOCTORALE BIOLOGIE-SANTE (446)**

**ULR 7369 - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport, Santé, Société.**

**THESE**

Présentée par

**Patchina SABBAGH**

Pour l'obtention du grade de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LILLE**

Spécialité : Sciences et techniques des activités physiques et sportives

**Relations entre les performances obtenues aux tests  
physiques anaérobies et la densité minérale osseuse  
chez l'adulte jeune**

**Soutenu le 11 septembre 2020**

*Thèse présentée devant le jury composé de :*

<b>Pr. Christelle JAFFRE</b> , Professeure, Université de Picardie Jules Verne	<b>Rapporteuse</b>
<b>Pr. Rachid JENNANE</b> , Professeur, Université d'Orléans	<b>Rapporteur</b>
<b>Dr. Marie-Louise AYOUB</b> , Maître de conférences, Université de Balamand	<b>Examinatrice</b>
<b>Dr. Antonio PINTI</b> , Maître de conférences HDR, Université Polytechnique Hauts-de-France	<b>Examineur</b>
<b>Dr. Georges BAQUET</b> , Maître de conférences HDR, Université de Lille	<b>Co-directeur</b>
<b>Dr. Gautier ZUNQUIN</b> , Maître de conférences HDR, Université de Pau et des Pays de l'Adour	<b>Co-directeur</b>
<b>Pr. Rawad EL HAGE</b> , Professeur, Université de Balamand	<b>Co-directeur</b>

## **REMERCIEMENTS**

Si la thèse de doctorat est un travail personnel, il est aussi le résultat d'un travail d'équipe.

C'est pourquoi, je tiens à exprimer ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont aidé, orienté et soutenu durant ce travail.

Avant toute chose, je souhaite remercier les Professeurs Christelle Jaffré et Rachid Jennane et qui m'ont fait l'honneur d'avoir bien voulu être les rapporteurs de mon travail et Mme Marie-Louise Ayoub et monsieur Antonio Pinti d'avoir accepté d'être examinateurs de cette thèse.

Je tiens à remercier surtout mon directeur de thèse le Professeur Georges BAQUET pour sa confiance, son aide précieuse, sa disponibilité, son expertise et surtout ses conseils scientifiques lors des moments clés du déroulement de ce travail.

Je tiens à remercier mon co-encadrant le Dr Gautier ZUNQUIN pour sa réactivité, son efficacité, sa disponibilité, son adaptabilité, pour les échanges et discussions fructueuses qui se sont toujours déroulées dans une agréable ambiance.

Entre la fin de mon master et le début de mon doctorat, près de dix mois se sont écoulés, pendant lesquels l'attente et l'incertitude auraient pu être plus difficiles à supporter sans la persévérance du professeur Rawad EL HAGE mon directeur de thèse. Vous m'avez fait confiance pendant mon master et vous avez choisi de la reconduire pour un doctorat. Ce projet doctoral n'aurait pas été possible sans vous. Je vous remercie d'avoir contribué à la mise en place et à la signature de cette convention de cotutelle internationale. Merci d'avoir accepté d'être mon directeur de thèse, merci d'avoir rendu tout cela possible. Travailler avec vous est un réel plaisir. Je vous remercie de votre bienveillance constante, de votre confiance inébranlable, de votre soutien sans faille quand j'étais prêt à baisser les bras. Merci de m'avoir toujours écouté, d'avoir toujours été compréhensif, d'avoir tout simplement été humain. Merci de m'avoir guidé et accompagné tout au long de mon parcours, de m'avoir ouvert les yeux sur le monde de la recherche et de m'avoir donné les clés pour le comprendre et les opportunités de m'y sentir à ma place. Il y a eu de nombreux rebondissements dans l'histoire de cette thèse, la rapidité avec laquelle ces années ont passé le prouve. Il y a eu beaucoup de bonne humeur

et de bon moments, mais nous n'avons pas vécu que des instants faciles, professionnellement ou personnellement, quoi qu'il en soit, nous en sommes sortis probablement plus forts mais certainement encore plus soudés qu'avant. À travers vous c'est une famille scientifique que j'ai trouvée, vous avez été, et vous représentez pour moi, bien plus qu'un directeur de thèse.

Je tiens à remercier le Dr Eddy ZAKHEM de l'intérêt que vous avez toujours porté à mon travail, de la gentillesse et de la compréhension dont vous avez fait preuve à mon égard.

Je remercie également M. Marwan HAYDAR (Laboratoire de recherche à l'université de Balamand) pour m'avoir permis d'accéder et de m'avoir si gentiment accueilli et d'avoir tout fait pour que mes tests se passent dans les meilleures conditions possibles. Et puisqu'un laboratoire ne saurait fonctionner sans ses aides techniques et administratives, je tiens à le remercier pour sa bienveillance et son soutien.

Ainsi je tiens tout particulièrement à remercier M le directeur du dispensaire Hamide et l'équipe soignante d'avoir respectivement autorisé et réalisé une part majoritaire des acquisitions densitométriques et d'avoir permis un accès facilité à la plateforme. Sans votre générosité, votre compréhension et votre efficacité, ce travail n'aurait pu être mené à son terme.

Je remercie Melle Angela Hayek pour avoir accepté d'effectuer les répétitions de mesures nécessaires à l'analyse des erreurs inter-observateurs.

Je souhaite aussi remercier mes collègues en physiothérapie avec qui j'ai eu l'occasion de discuter et qui, par leurs conseils et encouragements m'ont permis d'avancer. De même, merci à Dr Anthony Khawaja et Dr Boutros Finianos pour leurs conseils en matière de statistiques.

Mais je veux surtout remercier les doctorants actuels avec qui j'ai vécu. Ils ont supporté tous les effets possibles et (in)imaginables que peut induire la réalisation d'une thèse sur la santé physique ou mentale d'un doctorant.

Dr Azzam Rifi, le directeur de l'université libanaise, faculté de santé publique 3, Je tiens à vous exprimer ma plus vive reconnaissance, Je vous remercie pour votre suivi permanent, vos conseils judicieux, vos grandes qualités humaines et le soutien que vous m'avez constamment apporté en me faisant profiter de vos compétences et de votre enthousiasme. Permettez-moi de vous exprimer mes sincères remerciements.

Beaucoup le savent, ma famille est le bien le plus précieux que je possède, et sans elle je ne serais probablement pas grand-chose. Un très grand merci à mes chers parents d'avoir toujours été là pour moi. Je remercie mes filles Nicole Nathalie et mon mari Robert, pour qui j'ai une pensée toute particulière, de me supporter depuis toujours (ou presque), de traverser avec moi tous les moments importants, et de m'avoir toujours accompagné et soutenu. Merci à vous tous d'avoir toujours cru en moi.

Et enfin, je veux remercier la femme la plus importante de ma vie, ma maman. Si tu n'étais pas celle que tu es, je ne serais certainement pas celui que je suis. Tu as toujours été pour moi un modèle, de gentillesse, de tolérance et d'écoute. Merci d'avoir toujours été fière de moi. Si j'en suis arrivé là aujourd'hui, c'est grâce à toi.

## ABBREVIATIONS

ALM	Appendicular lean mass (Masse maigre appendiculaire)
AP	Activité physique
BMU	Basic Multi cellular Unit (Unité multicellulaire de base)
BR	Buckling ratio (degré d'instabilité corticale)
BSI	Bending strength index
BUA	Broaband ultrasound attenuation (Attenuation du signal ultrasonore)
CCJ	Consommation calcique journalière
CE	Corps entier
CF	Col fémoral
CMO	Contenu minéral osseux
CPJ	Consommation protéique journalière
CSA	Cross-sectional area (Surface de section transversale)
CSMI	Cross section moment of inertia (Moment d'inertie polaire)
CSI	Compression strength index
DH	Détente horizontale
DMO	Densité minérale osseuse
DMO <sub>v</sub>	Densité minérale osseuse volumétrique
DS	Demi-squat
DS	Déviation Standard
DV	Détente verticale
DXA	Dual-energy X-ray Absorptiometry (Absorptiométrie par rayons X à double énergie)
FFM	Fat free mass
GH	Growth Hormone (Hormone de croissance)
GPAQ	Global Physical Activity Questionnaire
GRF	Force de réaction au sol
HAL	Hip Axix Length

HE	Hanche entière
HT	Hanche totale
IMC	Indice de masse corporelle
ISI	Impact strength index
L2-L4	Rachis lombaire
MG	Masse grasse
MI	Membre inférieur
MMA	Masse maigre appendiculaire
MM	Masse maigre
NOF	The National Osteoporosis Foundation (La Fondation Nationale de l'Ostéoporose)
µm	Micromètre
OMS	Organisation mondiale de la santé
PMA	Puissance maximale aérobie
PMO	Pic de masse osseuse
PTH	Parathyroïde hormone
PQCT	Peripheral quantitative computed tomography
SI	Strength impact (indice de résistance osseuse)
SMA	Seconds Moments de l'Aire
SSI	Strength strain index
TBS	Trabecular Bone Score (Score de l'os trabéculaire)
VO <sub>2</sub> max	Consommation maximale d'oxygène
Z	Section Modulus (Module de section)
25OHD	Vitamine D

# **TABLE DES MATIÈRES**

REMERCIEMENTS .....	1
ABBREVIATIONS.....	4
TABLE DES MATIÈRES .....	6
LISTE DES FIGURES .....	9
LISTE DES TABLEAUX .....	11
INTRODUCTION.....	12
PREMIÈRE PARTIE.....	16
REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	16
1. LA RÉSISTANCE DU SQUELETTE ET LES DÉTERMINANTS DE SES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES.....	17
1.1 PHYSIOLOGIE DU TISSU OSSEUX.....	17
1.2 ÉVOLUTION DE LA MASSE OSSEUSE AU COURS DE LA VIE.....	17
1.2.1 ÂGE OSSEUX ET DMO .....	19
1.3 VIEILLISSEMENT ET MASSE OSSEUSE .....	20
1.4 DÉTERMINANTS DE LA MASSE OSSEUSE.....	21
1.4.1 LE CONCEPT DE LA RÉSISTANCE OSSEUSE .....	21
1.4.2 LA DENSITÉ MINÉRALE OSSEUSE (DMO) .....	22
1.4.3 LES PROPRIÉTÉS DE LA MATRICE OSSEUSE.....	23
1.4.3.1 LE COLLAGÈNE .....	23
1.4.3.2 LE MINÉRAL .....	23
1.4.3.3 LES MICROFISSURES .....	24
1.4.4 LA MACRO ARCHITECTURE OSSEUSE .....	25
1.4.5 LA MICROARCHITECTURE OSSEUSE TRABÉCULAIRE .....	29
1.4.5.1 MICROARCHITECTURE ET OSTEOPOROSE .....	30



1.4.6 LES PROPRIÉTÉS DE LA MOELLE OSSEUSE.....	31
1.4.7 AUTRES DÉTERMINANTS .....	32
1.5 LE REMODELAGE OSSEUX.....	34
1.5.1 CONCEPT .....	34
1.5.2 REMODELAGE ET OSTÉOPOROSE .....	35
SYNTHÈSE.....	36
2. INFLUENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE ET DE LA SEDENTARITÉ SUR LES PARAMÈTRES OSSEUX .....	38
2.1 RELATION OS – MUSCLE.....	38
2.2 ADAPTATION À LA CONTRAINTE MÉCANIQUE EN FONCTION DE LA CHARGE.....	39
2.3 IMPORTANCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE.....	41
2.4 INFLUENCE DU NIVEAU D'ACTIVITÉ PHYSIQUE.....	43
2.4.1 SUR LA DMO .....	43
2.4.2 SUR LA MACROARCHITECTURE.....	45
2.4.3 SUR LES INDICES DE RÉSISTANCE FÉMORAUX.....	47
2.4.4 EN FONCTION DE L'ÂGE .....	49
2.4.5 EN FONCTION DU TYPE.....	50
2.4.6 EN FONCTION DE L'INTENSITÉ .....	52
2.4.7 EN FONCTION DE LA DURÉE.....	53
2.4.8 EN FONCTION DE LA FRÉQUENCE.....	54
SYNTHÈSE.....	55
3. RELATIONS ENTRE LE NIVEAU DE PERFORMANCE PHYSIQUE ET LES PARAMÈTRES OSSEUX .....	56
3.1 LA FORCE MAXIMALE.....	56
3.1.1 LES EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN FORCE.....	65
3.2 LA CONSOMMATION MAXIMALE EN OXYGÈNE (VO <sub>2</sub> MAX) .....	69
3.2.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN ENDURANCE AÉROBIE.....	73
3.3 LA PUISSANCE.....	75
3.3.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN PUISSANCE.....	79
3.4 LA VITESSE .....	80
3.4.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN VITESSE.....	84
SYNTHÈSE.....	86

DEUXIÈME PARTIE : .....	88
CONTRIBUTION PERSONNELLE .....	88
MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE .....	89
ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 1 .....	103
LA CONSOMMATION MAXIMALE D'OXYGÈNE PRÉDIT LA DENSITÉ MINÉRALE OSSEUSE CHEZ LES JEUNES ADULTES .....	103
ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 2 .....	110
INFLUENCE DU NIVEAU D'ACTIVITÉ PHYSIQUE SUR LES INDICES DE RÉSISTANCE OSSEUSE DU COL FÉMORAL CHEZ DES JEUNES HOMMES EN SURPOIDS.....	110
ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 3 .....	120
CORRÉLATIONS POSITIVES ENTRE LE NIVEAU D'ACTIVITÉ PHYSIQUE ET LES INDICES DE RÉSISTANCE OSSEUSE DU COL FÉMORAL CHEZ UN GROUPE DE JEUNES HOMMES EN SURPOIDS ET OBÈSES.....	120
ÉTUDE PRINCIPALE 1 .....	146
LA PUISSANCE MAXIMALE PRÉDIT-ELLE LA DMO CHEZ LES JEUNES ADULTES ? .....	146
ÉTUDE PRINCIPALE 2 .....	158
RELATIONS ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE ET LES PARAMÈTRES DE SANTÉ OSSEUSE CHEZ DE JEUNES ADULTES LIBANAIS.....	158
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	177
CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES .....	184
RÉFÉRENCES .....	186
ANNEXES .....	233

## LISTE DES FIGURES

<b>FIGURE 1.</b> GAIN ET PIC DE CMO MAXIMAUX CHEZ LES GARÇONS ET LES FILLES A PARTIR DE L'ANALYSE LONGITUDINALE DXA (BAILEY ET AL., 1999).....	19
<b>FIGURE 2.</b> LES DETERMINANTS INTRINSEQUES DE LA RESISTANCE OSSEUSE.....	21
<b>FIGURE 3.</b> LES DETERMINANTS DE LA RESISTANCE MECANIQUE DE L'OS (ADAPTE DE BOUXSEIN, 2005).....	23
<b>FIGURE 4.</b> LES MICROFISSURES PRODUITES DANS DES CONDITIONS DE CHARGES PHYSIOLOGIQUES. ....	25
<b>FIGURE 5.</b> LES LESIONS DIFFUSES COLOREES LA FUCHSINE BASIQUE (D'APRES SEREF-FERLENGEZ, 2015).....	25
<b>FIGURE 6.</b> LES DISPOSITIFS DE MISE EN DEFORMATION PAR DES FORCES (A) DE TENSION, (B) DE COMPRESSION (COMPRESSION HYDROSTATIQUE (A) OU BIEN COMPRESSION MECANIQUE (B)), ET (C) DE CISAILLEMENT (CONE ET CHAMBRE D'ECOULEMENT EN FORME DE PLAQUE (A) OU BIEN CHAMBRE D'ECOULEMENT A PLAQUES PARALLELES (B) (D'APRES BROWN, 2000). ....	26
<b>FIGURE 7.</b> LA RESISTANCE OSSEUSE A LA FLEXION (D'APRES COLE ET VAN DER MEULEN, 2011). ....	28
<b>FIGURE 8.</b> LA RESISTANCE OSSEUSE A LA TORSION (D'APRES PRENDERGAST ET AL., 2001). ....	28
<b>FIGURE 9.</b> IMPORTANCE DE L'INTERCONNECTIVTE OSSEUSE (BONO ET EINHORN, 2003).31	
<b>FIGURE 10.</b> LE CYCLE DE REMODELAGE OSSEUX APRES APPLICATION D'UNE CONTRAINTE MECANIQUE (D'APRES WITTKOWSKE ET AL., 2016).....	35
<b>FIGURE 11.</b> LES INTERRELATIONS ENTRE LE MUSCLE ET LES OS (EDWARDS ET AL., 2015) .....	39
<b>FIGURE 12.</b> LA REPOSE ADAPTATIVE OSSEUSE SELON FROST – LA THEORIE DE MECANOSTAT (FORWOOD ET TURNER, 1995).....	40
<b>FIGURE 13.</b> ÉVOLUTION DU REMODELAGE OSSEUX (ROBLING ET AL., 2006). ....	41
<b>FIGURE 14.</b> SCHEMA DE PRINCIPE DU REMODELAGE OSSEUX .....	42
<b>FIGURE 15.</b> INFLUENCE DE L'ACTIVITE PHYSIQUE SUR LA SANTE OSSEUSE. ....	45
<b>FIGURE 16.</b> PARAMETRES GEOMETRIQUES PRIS EN COMPTE POUR LA MESURE DES INDICES DE RESISTANCE OSSEUSE DU COL FEMORAL SELON KARLAMANGLA ET AL. (2004) .....	91

<b>FIGURE 17.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LE CMO AU NIVEAU DU CORPS ENTIER CHEZ LES HOMMES. ....	160
<b>FIGURE 18.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LE CMO AU NIVEAU DU RACHIS LOMBAIRE (L2-L4) CHEZ LES HOMMES.....	160
<b>FIGURE 19.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LA DMO AU NIVEAU DU CORPS ENTIER CHEZ LES HOMMES.....	161
<b>FIGURE 20.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LA DMO AU NIVEAU DU RACHIS LOMBAIRE (L2-L4) CHEZ LES HOMMES. ....	161
<b>FIGURE 21.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LA DMO AU NIVEAU DE LA HANCHE TOTALE CHEZ LES HOMMES.....	162
<b>FIGURE 22.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LA DMO AU NIVEAU DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES. ....	162
<b>FIGURE 23.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LA SURFACE DE LA SECTION TRANSVERSALE DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES.....	163
<b>FIGURE 24.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LE MOMENT D'INERTIE DE LA SECTION TRANSVERSALE DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES. ....	163
<b>FIGURE 25.</b> RELATION ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE EVALUEE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE ET LE MODULE DE SECTION DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES.....	164
<b>FIGURE 26.</b> RELATION ENTRE LA PERFORMANCE AU 20 METRES SPRINT ET LA SURFACE DE LA SECTION TRANSVERSALE AU NIVEAU DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES. ....	164
<b>FIGURE 27.</b> RELATION ENTRE LA PERFORMANCE AU 20 METRES SPRINT ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES. ....	165
<b>FIGURE 28.</b> RELATION ENTRE LA PERFORMANCE AU 20 METRES SPRINT ET LE <i>STRENGTH INDEX</i> DU COL FEMORAL CHEZ LES HOMMES.....	165

## **LISTE DES TABLEAUX**

<b>TABLEAU 1.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LES NIVEAUX DE PERFORMANCE PHYSIQUE/ACTIVITE PHYSIQUE ET LES INDICES DE RESISTANCE OSSEUSE DU COL FEMORAL .....	48
<b>TABLEAU 2.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LES PERFORMANCES PHYSIQUES EN FORCE ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE CHEZ LES SUJETS JEUNES .....	58
<b>TABLEAU 3.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LES PERFORMANCES PHYSIQUES EN FORCE ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE CHEZ LES SUJETS AGES .....	62
<b>TABLEAU 4.</b> RESUME DE PLUSIEURS ETUDES LONGITUDINALES MENEES SUR L'INFLUENCE DE L'ENTRAINEMENT EN FORCE, ENDURANCE, VITESSE ET RESISTANCE SUR LES PARAMETRES OSSEUX.....	66
<b>TABLEAU 5.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LES PERFORMANCES PHYSIQUES AEROBIES ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE CHEZ LES ADULTES .....	71
<b>TABLEAU 6.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LA PUISSANCE ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE CHEZ LES JEUNES ADULTES.....	76
<b>TABLEAU 7.</b> ÉTUDES MENEES SUR LES RELATIONS ENTRE LES PERFORMANCES PHYSIQUES EN SPRINT ET LA DENSITE MINERALE OSSEUSE.....	81
<b>TABLEAU 8.</b> DESIGN DES ETUDES.....	96
<b>TABLEAU 9.</b> PARAMETRES DE PERFORMANCE PHYSIQUE ET DE SANTE OSSEUSE MESURES DANS CHAQUE ETUDE .....	98
<b>TABLEAU 10.</b> CARACTERISTIQUES CLINIQUES ET PARAMETRES OSSEUX DE LA POPULATION ETUDIEE.....	104
<b>TABLEAU 11.</b> CORRELATIONS ENTRE LES CARACTERISTIQUES CLINIQUES ET LES PARAMETRES OSSEUX CHEZ LES FEMMES .....	106
<b>TABLEAU 12.</b> CORRELATIONS ENTRE LES CARACTERISTIQUES CLINIQUES ET LES PARAMETRES OSSEUX CHEZ LES HOMMES .....	107

## **INTRODUCTION**

L'ostéoporose est une maladie osseuse fréquente caractérisée par une réduction de la densité minérale osseuse (DMO) et une altération de la microarchitecture de l'os (Blake et Fogelman, 2007 ; Eastell et Szulc, 2017 ; Cosman, 2018). Par conséquent, l'ossature se fragilise et le risque de fracture augmente considérablement au niveau de plusieurs sites (Vloebergs, 1998 ; Bledsoe et al., 2018 ; Langdahl 2020). Le diagnostic actuel de l'ostéoporose est basé sur la mesure de la DMO par absorptiométrie biphotonique à rayons-X (DXA). Cette maladie touche la plupart des pays et constitue un problème majeur de santé publique (NIH consensus, 2001 ; Holroyd et Mackay, 2008). Les prévalences de l'ostéoporose et de l'ostéopénie (faible masse osseuse) diffèrent d'un pays à l'autre ; les valeurs de DMO étant influencées par beaucoup de facteurs (Merlijn et al., 2020). Aux États-Unis d'Amérique, la fondation nationale de l'ostéoporose a rapporté qu'en 2020, environ 14 millions de personnes âgées de plus de 50 ans devraient souffrir d'une ostéoporose et 47 millions d'autres auront une faible masse osseuse (National Osteoporosis Foundation, 2002 ; Petersen et al., 2017). En Europe, selon l'OMS, on estime que plus d'une femme sur 3 âgée de plus de 50 ans est ostéoporotique (Holroyd et Mackay, 2006 ; Cole, 2008). Bien que plus faible que celle des pays occidentaux, l'incidence des fractures de la hanche au Liban présente des caractéristiques similaires telles que l'augmentation exponentielle avec l'âge et la fréquence plus élevée chez les femmes que chez les hommes (Baddoura et al., 2001). L'incidence des fractures devrait augmenter considérablement dans les prochaines décennies (Maalouf et al., 2013). Bien que la DMO soit inférieure au Liban comparé aux pays occidentaux, la prévalence de la fracture de la hanche est inférieure. Ceci pourrait être expliqué par les dimensions géométriques de la hanche ; la longueur de l'axe du col pourrait être inférieure chez les Libanais par rapport aux Américains et aux Européens. D'autre part, les faibles valeurs de DMO retrouvées chez les Libanais peuvent être expliquées par plusieurs causes : faibles apports en calcium, sédentarité, faibles valeurs de vitamine D sanguines et niveau faible d'activité physique usuel (Salamoun et al., 2005 ; Arabi et al., 2006 ; El-Hajj Fuleihan et al., 2008 ; El Hage et al., 2009 ; Fazah et al., 2010 ; Abi Nader et al., 2018).

L'enjeu actuel du traitement de l'ostéoporose post-ménopausique est d'identifier les sujets à risque. La DMO est un indice important au diagnostic de l'ostéoporose, mais elle est insuffisante pour la prédiction du risque de fracture. L'outil FRAX proposé par l'OMS fournit

des algorithmes spécifiques des pays pour estimer la probabilité de fractures ostéoporotiques de la hanche sur 10 ans (Briot, 2012 ; Kanis et al., 2020). Il existe cependant d'autres outils d'évaluation du risque fracturaire comme le QFracture, le Garvan et le Garvan avec mesure de la DMO (Beaudoin et al., 2019). Ces outils ont une capacité discriminative pour prédire le risque de fracture (Beaudoin et al., 2019). Néanmoins, le FRAX reste l'outil le plus utilisé en pratique clinique.

La DMO surfacique mesurée par DXA est un déterminant important de la résistance mécanique de l'os et l'un des meilleurs déterminants du risque fracturaire (Cortet et Marchandise, 2001). D'autres paramètres osseux sont aussi corrélés à la résistance mécanique de l'os comme les indices géométriques du col fémoral (notamment la surface de section transversale et le module de section) et le score de l'os trabéculaire (TBS) (Beck et al., 1990 ; Roux et al., 2013). Les études menées chez les personnes âgées ont montré que les indices géométriques du col fémoral (CSA, CSMI, Z, SI et BR), les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) et le score de l'os trabéculaire (TBS) sont prédictifs de la fracture ostéoporotique (Faulkner et al., 1993 ; Karlamangla et al., 2004 ; Leslie et al., 2009 ; LaCroix et al., 2010 ; Hans et al., 2011 ; Bousson et al., 2012 ; Ayoub et al., 2014 ; Leslie et Morin, 2014).

C'est au cours de l'enfance et de l'adolescence que se construit la masse osseuse. Ce sont les années les plus importantes à cet égard, car pendant cette période, le rythme de formation osseuse est plus rapide que celui de la perte ce qui aura pour effet un accroissement et une densification de l'os. Ce rythme évolutif persiste jusqu'aux alentours de 20 ans, âge auquel la densité osseuse maximale est atteinte. Un grand nombre de facteurs de risque modifiables (consommation d'alcool, tabagisme, IMC faible, trouble d'alimentation, déficience en vitamine D, sommeil, chutes fréquentes, exercices physiques insuffisants...) ou fixes (génétiques, ethnie, genre...) affectent directement la santé osseuse (Compston, 2001 ; McCormick, 2007 ; Bonjour, 2011 ; El Hage et al., 2013b). La sensibilité du tissu osseux aux contraintes mécaniques est beaucoup plus importante chez les enfants et les adolescents que les adultes (Frost, 1987 ; Frost et Jee, 1994 ; Bass et al., 2005). Afin de réduire le risque fracturaire, une grande partie des facteurs modifiables peuvent être atténuées par des actions individuelles, un changement de mode de vie et des mesures d'amélioration de la santé des os (Bonjour et al., 2009 ; El Hage et al., 2013b).

L'acquisition d'un pic de masse osseuse plus important au cours de l'enfance et de l'adolescence est un déterminant majeur de la santé osseuse adulte (Rizzoli et Bonjour, 1999 ;

Javaid et Cooper, 2002 ; Chevalley et al., 2009) et permet d'augmenter la résistance du squelette à l'âge adulte ce qui semble entraîner une diminution du risque de fracture ostéoporotique de 50 % (Heaney et al., 2000 ; Rizzoli, 2010). En effet, l'optimisation du statut osseux des jeunes adultes représente une approche logique pour la prévention à long terme du risque d'ostéoporose. Le fait d'avoir conscience, dès l'enfance, des facteurs de risque d'ostéoporose et d'agir en conséquence peut avoir un impact positif considérable sur la santé des os plus tard dans la vie (Faulkner et Bailey, 2007 ; Bonjour et al., 2009 ; Winsloe et al., 2009 ; Pitukcheewanont et al., 2013).

L'activité physique a été largement décrite comme étant une stratégie pour optimiser le développement du squelette et pour réduire le risque de l'ostéoporose, de chutes et de fractures par son effet ostéogénique important et son impact sur le développement de la masse musculaire (Bradney et al., 1998 ; Bailey et al., 1999 ; Lehtonen-Veromaa et al., 2000 ; Uzun et al., 2005 ; Zribi et al., 2014). L'activité physique jouerait un rôle déterminant pour la formation osseuse chez les enfants et les adolescents et diminue la perte osseuse avec l'âge chez les personnes âgées (Guincestre et al., 2005 ; Xu et al., 2016 ; Daly, 2017 ; Zhao et al., 2017 ; Fares, 2018 ; Watts, 2018).

Le poids corporel est considéré comme un déterminant essentiel de la DMO et ses deux composantes essentielles, la masse grasse et la masse maigre participent également à cette interrelation (Reid, 2002 ; Hunter et al., 2014 ; Zhu et al., 2014 ; Hars et Trombetti, 2017). La masse maigre a été largement suggérée comme étant le meilleur facteur prédictif du CMO et aussi un déterminant de l'accumulation de la masse osseuse durant la puberté (Courteix et al., 1998 ; Vicente-Rodriguez et al., 2005). Le niveau d'activité physique est aussi corrélé positivement à la DMO comme démontré par plusieurs auteurs (Janz et al., 2005 ; Sardinha et al., 2008 ; Chastin et al., 2014 ; Mori et al., 2014 ; Marin-Puyalto et al., 2018 ; Bielemann et al., 2019). Des tests physiques qui mettent en relief les qualités physiques peuvent être utilisés dans la prédiction de la DMO (Ashe et al., 2008 ; El Hage et al., 2014b ; Janz et al., 2015 ; Yingling et al., 2017 ; Zengin et al., 2017). Néanmoins, très peu d'études se sont attachées à décrire les relations entre les performances obtenues aux tests de force-vitesse et les paramètres osseux chez les jeunes adultes. De plus, l'importance relative de la masse maigre, du niveau usuel d'activité physique et des performances physiques obtenues aux tests physiques sur les valeurs de DMO reste à démontrer chez les jeunes adultes. Les forces d'association entre les tests de performance physique à dominante anaérobie qui incluent ceux qui mettent en relief la puissance maximale absolue (cf. test de charge vitesse) et ceux qui



mettent en relief la puissance maximale relative au poids corporel (cf. tests de détente verticale et horizontale) avec les paramètres osseux restent à éclaircir chez les jeunes adultes.

Le but principal de notre travail était d'étudier les relations entre plusieurs tests de performance physique à dominante anaérobie et les paramètres osseux chez les jeunes adultes Libanais. Le but secondaire de notre travail est de classer par ordre d'importance les déterminants de ces paramètres osseux dans cette population. Ce type d'études transversales est impératif avant de mener des études longitudinales capables d'expliquer un lien de causalité entre les qualités physiques développées et les paramètres osseux.

Cette thèse repose sur l'hypothèse que les tests qui évaluent la puissance maximale absolue des membres inférieurs seraient plus prédictifs de la DMO que les tests qui évaluent la puissance maximale relative au poids du corps.

**PREMIÈRE PARTIE**

**REVUE DE LA LITTÉRATURE**

# **1. LA RÉSISTANCE DU SQUELETTE ET LES DÉTERMINANTS DE SES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES**

## **1.1 PHYSIOLOGIE DU TISSU OSSEUX**

Le tissu osseux est un site de production de cellules osseuses et de stockage de minéraux. Il donne l'impression d'un tissu inerte mais assure l'homéostasie osseuse. C'est une structure qui fait l'objet d'un perpétuel remaniement. C'est un tissu actif, constamment renouvelé et hautement spécialisé. Il présente une structure hiérarchique complexe. Il est caractérisé par son poids léger, son apparente solidité et dans une certaine mesure son élasticité et sa résistance à la rupture. Il est parfaitement adapté aux fonctions de protection de la charpente du corps. La matrice osseuse est produite par les ostéoblastes, modifiée ensuite par les ostéocytes et détruite par les ostéoclastes. Il régénère la totalité du volume squelettique une fois tous les 10 ans environ chez l'homme.

Il occupe une importance biomécanique, métabolique et biologique pour l'organisme. Sur le plan mécanique, il évolue en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis, capable d'adapter sa masse, sa forme, ses propriétés intrinsèques à des modifications pour résister aux stimuli mécaniques qui lui sont appliqués (Frost, 1987). Il est capable de « s'auto réparer », de supporter les forces induites par les activités de la vie quotidienne et les réactions du sol sans avoir une fracture (Toppets, 2004). Biologiquement, il est la source des cellules sanguines au niveau de la moelle osseuse. Enfin, sur le plan métabolique, son rôle est capital dans le maintien de l'équilibre phosphocalcique (Currey, 2002).

## **1.2 ÉVOLUTION DE LA MASSE OSSEUSE AU COURS DE LA VIE**

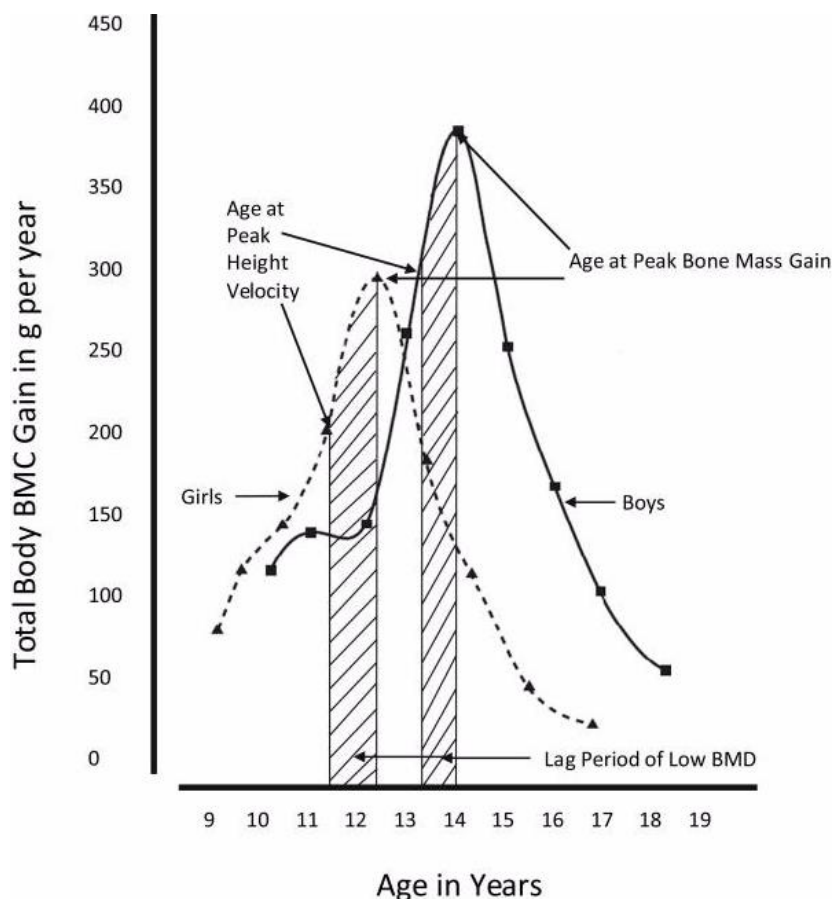
Conventionnellement, la masse osseuse est exprimée en contenu minéral osseux (CMO) (g) et en densité minérale osseuse (DMO) par unité de surface ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) ou par unité de volume osseux ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ).

Le développement squelettique commence très tôt in utéro et se poursuit tout au long de l'enfance pour se terminer à l'âge adulte (Figure 1). L'acquisition de la masse osseuse relativement lente durant l'enfance, se trouve fortement accélérée avec la puberté. Cette

période de forte croissance osseuse est capitale pour atteindre une valeur maximale appelée pic de masse osseuse (PMO).

Les valeurs maximales de PMO et de résistance osseuse sont atteintes au cours des premières années de la troisième décennie (Bonjour et al., 2012). Les valeurs maximales de PMO sont atteintes plus tôt chez les femmes par rapport aux hommes. Après le pic de croissance staturale, la masse osseuse va se stabiliser durant la vie adulte. Le PMO correspond au potentiel maximal ou génétique de la résistance osseuse (Weaver et al., 2016). Enfin, la phase de perte physiologique liée au vieillissement, est appelée ostéopénie physiologique.

L'acquisition de la masse osseuse est donc influencée par différents facteurs comme les facteurs génétiques, les contraintes mécaniques et environnementaux, le statut hormonal, les apports nutritionnels et le sexe (McGuigan et al., 2002 ; Bonjour et al., 2009). Chevalley et al. (2017) souligne l'importance des facteurs environnementaux dans la période pré pubertaire pour modifier la trajectoire de croissance osseuse et atteindre des valeurs élevées de pic de masse osseuse chez les sujets masculins en bonne santé. Ces résultats sont confirmés par d'autres études qui soulignent également l'influence favorable de la période de l'enfance sur les composantes de la résistance osseuse en particulier le pic de masse osseuse (Bonjour et al., 2012).



**FIGURE 1.** Gain et pic de CMO maximaux chez les garçons et les filles à partir de l'analyse longitudinale DXA (Bailey et al., 1999).

### 1.2.1 ÂGE OSSEUX ET DMO

Les caractéristiques osseuses acquises pendant le développement osseux, sont des déterminants importants du risque de fragilité osseuse et seront poursuivies sur plusieurs décennies au cours de la vie adulte (Farr et al., 2011 ; Bonjour et al., 2012). Les valeurs maximales de PMO reflètent également la quantité maximale d'os pouvant être acquise plus tard. En effet, durant la croissance, la réponse osseuse varie considérablement d'un enfant à un autre (Bonjour et al., 2007). Cette variabilité est due à l'implication des facteurs génétiques qui représentent 60% à 80% de la variabilité. Ces facteurs pourraient ainsi moduler l'ampleur de la réponse aux changements des facteurs environnementaux (Eisman et al., 1999). Ainsi, l'écart de 20% à 40% semble être déterminé par d'autres déterminants du PMO notamment l'activité physique régulière et la nutrition (Bonjour et al., 2012). Les observations faites chez les enfants reflètent une augmentation du risque de fracture de 89 % pour une réduction

d'une déviation standard de masse osseuse ce qui souligne la vulnérabilité squelettique avant l'atteinte du PMO (Clark et al., 2006).

Selon l'étude de Chevalley et al. (2017), pendant la petite enfance et l'enfance, avant le début de la maturation pubertaire, les facteurs environnementaux peuvent affecter le développement squelettique et modifier les composantes structurelles de la résistance des os. En effet, le développement osseux a été observé comme étant particulièrement sensible aux variations du niveau d'activité physique ou aux variations de la consommation des aliments (Bonjour et al., 2012). Des études longitudinales ont montré que le gain osseux acquis par modification des facteurs environnementaux a lieu avant la puberté (Chevalley et al., 2017). La maturation peut être maintenue pendant plusieurs années (Chevalley et al., 2017). Une étude longitudinale effectuée sur des garçons obèses de 8 ans a montré que l'impact positif de l'augmentation de l'apport en protéines associé à une activité physique sur la réponse osseuse se fait en période pré pubertaire, à la moitié de l'adolescence et à la fin de l'adolescence (Chevalley et al., 2014 ; Chevalley et al., 2017). Avant la maturation pubertaire, les facteurs environnementaux peuvent affecter le développement squelettique en modifiant la résistance osseuse chez les jeunes adultes obèses (Chevalley et al., 2017).

### **1.3 VIEILLISSEMENT ET MASSE OSSEUSE**

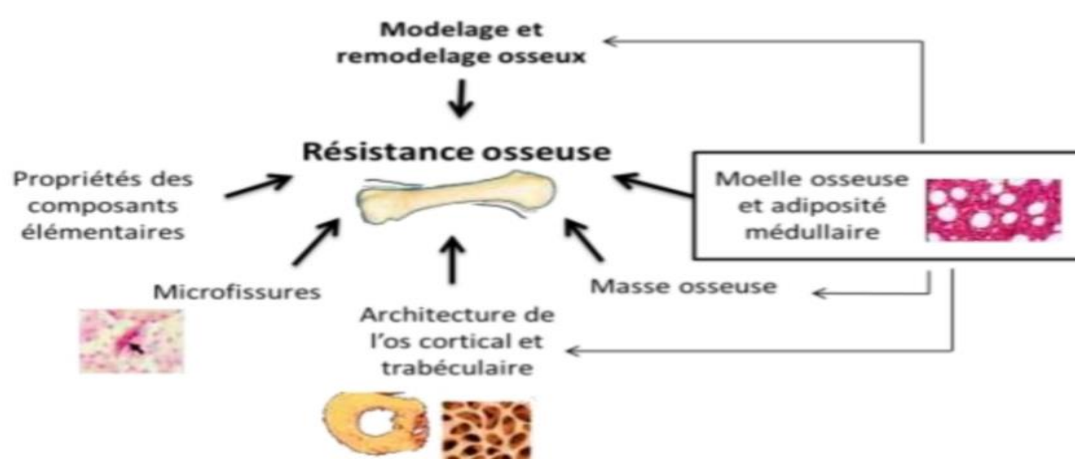
Avec l'avancée en âge, il se produit une perte osseuse physiologique due à un déséquilibre osseux. Elle s'observe chez la femme à la ménopause et chez l'homme à partir de 70 ans pouvant entraîner dans certains cas une ostéoporose. Elle est caractérisée par une réduction de la masse osseuse associée à des altérations de la microarchitecture trabéculaire, augmentant à l'évidence le risque de fracture pour des traumatismes légers (Baxter-Jones et al., 2011). Elle touche préférentiellement l'os trabéculaire (Gustafson et al., 2012). Puis elle est suivie d'une perte osseuse corticale (Riggs et al., 2008). En l'absence d'une balance osseuse équilibrée, le remodelage osseux se trouve accéléré, le nombre d'unités en phase de résorption activé augmente, ce qui se traduit par une résorption osseuse. Une amplification brutale de perte de la masse osseuse se produit quelques années avant la ménopause au rythme de 1 à 3% par an et se trouve accélérée durant les trois premières années de post ménopause aboutissant ainsi à une diminution globale de 40% de la masse osseuse chez les femmes et une perte d'environ 27 % chez les hommes (Qi et al., 2012).

Par ailleurs, l'augmentation de la masse osseuse est corrélée positivement avec la résistance osseuse. Donc, optimiser le pic de masse osseuse est crucial durant la période de croissance. C'est une étape essentielle pour retarder la perte osseuse liée à l'âge dans la vie ultérieure et préserver l'intégrité de l'os (Holloway et al., 2015). En effet, la masse osseuse est sensible aux sollicitations mécaniques, ce qui souligne l'intérêt de l'activité physique régulière durant cette période (Parfitt, 1994).

## 1.4 DÉTERMINANTS DE LA MASSE OSSEUSE

### 1.4.1 LE CONCEPT DE LA RÉSISTANCE OSSEUSE

Face aux contraintes mécaniques, le tissu osseux s'adapte grâce à un processus de remodelage soit en apposant ou en résorbant de la matière en fonction de la charge qui lui a été appliquée. Cette déformation qui est en réponse à des contraintes mécaniques en flexion, en compression ou torsion est expliquée par le module d'élasticité de Young (Ducher et Blimkie, 2006) et calculée à partir de la courbe contrainte/déformation. La qualité osseuse inclut la résistance de l'os à s'opposer à des contraintes extérieures sans risque de fracture spontanée (Cole et Van der Meulen, 2011). Elle est le reflet des déterminants intrinsèques et extrinsèques qui traduisent la qualité et la quantité osseuse (Lespessailles et al., 2006) (Figure 2).



**FIGURE 2.** Les déterminants intrinsèques de la résistance osseuse

#### 1.4.2 LA DENSITÉ MINÉRALE OSSEUSE (DMO)

Les propriétés mécaniques osseuses dépendent du degré de minéralisation de la matrice osseuse et de la densité osseuse. Cette dernière expliquerait 30 à 40 % de la résistance mécanique de l'os (Stone et al., 2003). La DMO surfacique ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) est un paramètre clinique utilisé comme un déterminant important du risque de fracture (Ducher et Blimkie, 2006). L'utilisation de la DMO dans la prédiction de la résistance mécanique dépend du site osseux :

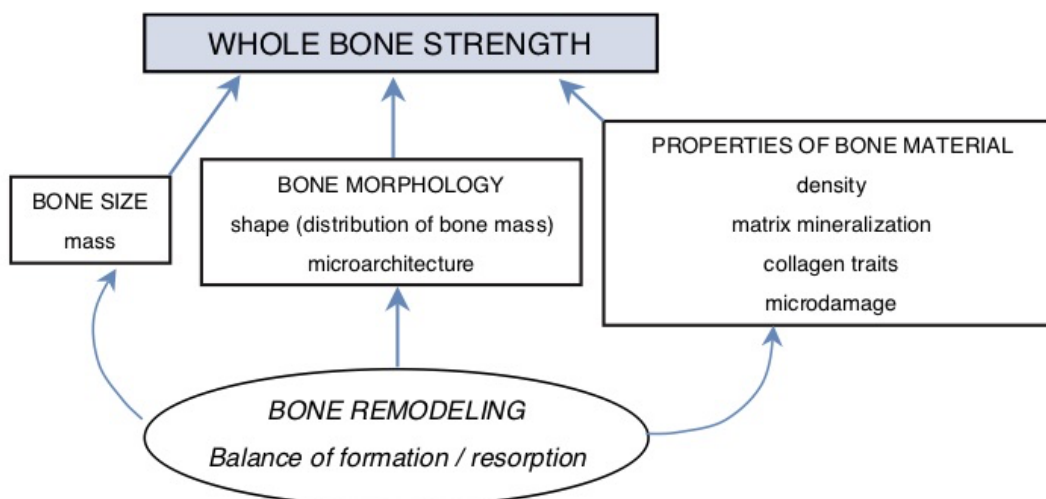
- au niveau vertébral, c'est essentiellement la mesure micro architecturale de l'os trabéculaire qui est en mesure d'être appréciée en plus de la DMO.

- au niveau fémoral, c'est la mesure de l'os cortical qui est interprétée. La seule DMO intervient à hauteur d'au moins 60 % (Cortet et Marchandise, 2001) (Figure 3). Cependant, une étude ex-vivo réalisée par Singer et al. (1995) a montré que la DMO traduit 70 à 90 % de la variabilité de la résistance osseuse au niveau vertébral. Une diminution de ce paramètre traduit une augmentation du risque de fracture vertébrale (Briggs et al., 2007 ; Melton et al., 2007).

La DMO, qui est influencée par plusieurs facteurs (génétiques, environnementaux, ethnique, genre, nutrition, sommeil et facteurs mécaniques), est l'un des meilleurs déterminants du risque fracturaire (Compston, 2001 ; McCormick, 2007 ; Bonjour et al., 2009 ; Bonjour, 2011 ; El Hage, 2013a).

En conclusion, la seule mesure de la DMO surfacique n'est pas suffisante pour l'estimation du risque fracturaire. En effet, d'autres paramètres y sont associés. A noter, presque la moitié des fractures se voient chez des sujets ayant une DMO normale (Briggs et al., 2007 ; Melton et al., 2007). L'étude faite par Schuit et al. (2004) a montré que les fractures non vertébrales survenaient chez 56 % des femmes et 79 % des hommes avec un T-score  $> -2,5$ .





**FIGURE 3.** Les déterminants de la résistance mécanique de l'os (adapté de Bouxsein, 2005).

### 1.4.3 LES PROPRIÉTÉS DE LA MATRICE OSSEUSE

Parmi les facteurs intrinsèques de la matrice osseuse, deux phases jouent un rôle dans l'accumulation de microfissures et la détermination de la résistance osseuse (Bouxsein, 2003) : la phase organique formée de collagène offrant à l'os une certaine élasticité afin de résorber le choc, et la phase minérale constituée essentiellement du phosphate de calcium biologique assumant une fermeté au composite (Currey, 2003 ; Viguet-Carrin et al., 2006).

#### 1.4.3.1 Le collagène

Variable influencée par les contraintes mécaniques, le collagène joue un rôle dans l'organisation et la dynamique de formation tissulaire. Rapide au cours du modelage, lent durant le remodelage, le collagène répond suite à des efforts mécaniques minimes. Lorsque les fibrilles sont désorganisées, il agit pour former un tissu "fibreuse" et lorsque les fibrilles sont organisées il agit suivant une direction déterminée pour former un tissu "lamellaire".

Au cours du vieillissement, il se produit une détérioration de la structure de la protéine et une diminution du nombre du collagène, responsables de l'altération des propriétés biomécaniques augmentant ainsi le risque de fracture (Burr, 2002 ; Currey, 2003).

#### 1.4.3.2 Le minéral

La résistance biomécanique de l'os cortical est conditionnée par le degré de la minéralisation de la matrice osseuse selon le module de Young (Currey, 1999 ; Turner, 2002 ;

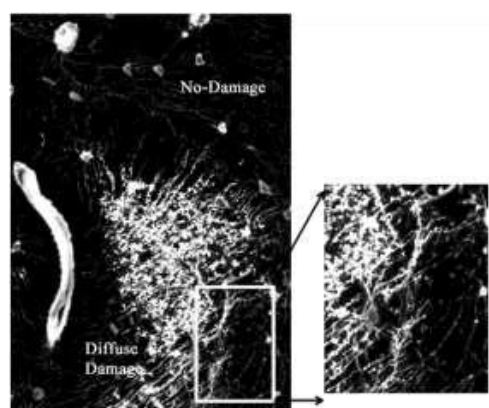
Follet et al., 2004). Des situations d'hypo- et d'hyper minéralisation altèrent les comportements mécaniques.

Les propriétés du minéral sont perturbées au cours du vieillissement (Grynepas, 1993). Deux situations extrêmes peuvent se trouver, lorsque le degré de minéralisation de chaque unité multicellulaire est hétérogène provoquant d'une part une fragilité osseuse (Fratzl, 1996 ; Grabner, 2001 ; Boivin et Meinier, 2002), et d'autre part favorisant une meilleure résistance osseuse en retardant l'apparition des microdommages (Grabner, 2001 ; Boivin et Meinier, 2002).

### 1.4.3.3 Les microfissures

Des études portant sur des sujets ayant de haut niveau d'activité physique quotidiens et très mobiles (comme les sportifs de haut niveau), ont démontré que plus le squelette est chargé biomécaniquement, plus le nombre de microdommages est important et parallèlement l'activation des BMUs et le taux de remodelage haversien sont favorisés (Matheson et al., 1987 ; Hazelwood et Castillo, 2007). Ces dommages, perçus par les ostéocytes, peuvent induire l'apparition des microfissures se produisant ainsi sur la surface extérieure des ostéons de l'os cortical du tibia et du fémur (Seref-Ferlengez et al., 2015). Ce phénomène naturel est en faveur d'une auto- réparation des microfissures par le phénomène de remodelage osseux (Lee et al., 2002) (Figure 4).

Plusieurs facteurs interviennent pour inhiber ce processus d'autoréparation et perturber la balance d'accumulation des microfissures et le gain de la DMO, réduisant ainsi la résistance osseuse : le vieillissement, l'administration des suppresseurs de la résorption osseuse et l'athlétisme de haut niveau (Hernandez, 2014) (Figure 5).



**FIGURE 4. Les microfissures produites dans des conditions de charges physiologiques.**



**FIGURE 5. Les lésions diffuses colorées la fuchsine basique (D'après Seref-Ferlengez, 2015)**

#### 1.4.4 LA MACRO ARCHITECTURE OSSEUSE

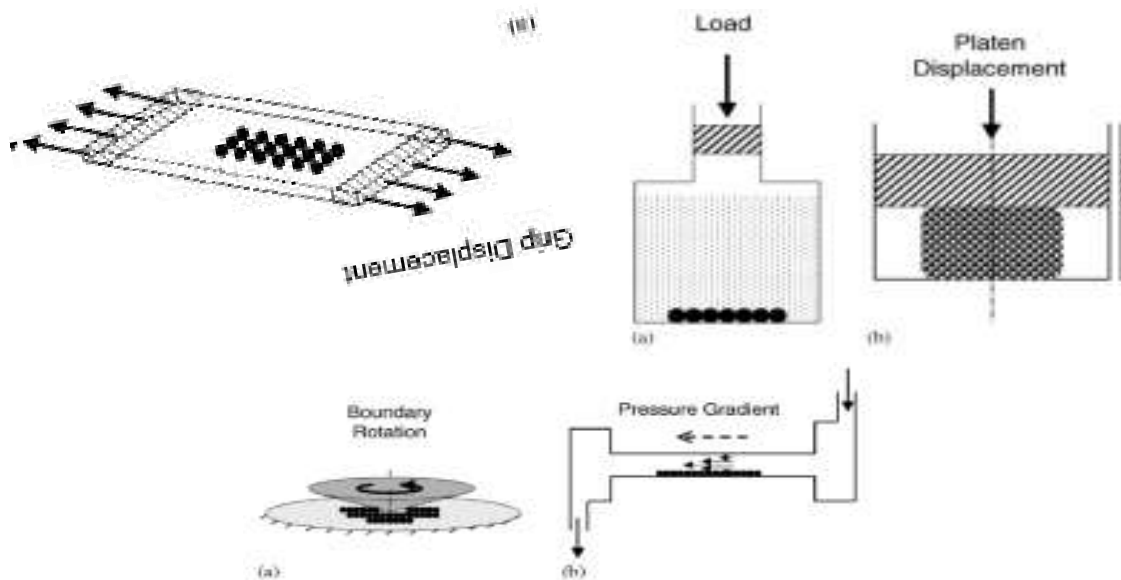
La macroarchitecture de l'os englobe plusieurs variables d'ordre millimétriques, fortement corrélées à la résistance biomécanique osseuse, potentiellement accessibles à court terme, à usage clinique et qui permettent d'apprécier la qualité de cette structure (Dalle Carbonare et Giannini, 2004 ; Briot, 2009). En effet, la compétence biomécanique ne dépend pas seulement du volume de ce matériau mais aussi de sa distribution spatiale et sa géométrie. Cette dernière a été prise en compte par différents auteurs par rapport au risque de fracture (Parfitt, 1987). Parmi les propriétés géométriques retrouvées, on distingue :

L'os cortical, constituant essentiel de la paroi externe des os, dont l'unité structurale est l'ostéon ou système de Havers, plus abondant quantitativement, compact et dur, représente 80% du squelette. Il offre 40 à 60 % la résistance globale du squelette (Bousson et al., 2004 ; Mulhern et Ubelaker, 2009).

Sur le plan métabolique, il est peu accessible à l'échange.

Sur le plan mécanique, selon le concept du « moment d'inertie », plus la masse est distribuée loin de l'axe de torsion plus la résistance est majorée. (Ducher et Blimkie, 2006) (figure 6). Son épaisseur et son volume variables suivant le site, lui confient la capacité de résister aux différents stimuli y compris les forces de torsion, de flexion et/ou de traction dont il est soumis (Bouxsein et Karasik, 2006). En effet, sa résistance est fonction non seulement des paramètres intrinsèques mais aussi des paramètres extrinsèques comme la direction de la

contrainte et sa vitesse d'accélération (Cole et Van der Meulen, 2011). En effet, le radius et le fémur ayant une épaisseur corticale les plus importants, sont les plus résistants (Lochmuller et al., 2002).



**FIGURE 6.** Les dispositifs de mise en déformation par des forces (A) de tension, (B) de compression (compression hydrostatique (a) ou bien compression mécanique (b)), et (C) de cisaillement (cône et chambre d'écoulement en forme de plaque (a) ou bien chambre d'écoulement à plaques parallèles (b) (D'après Brown, 2000).

L'orientation des ostéons se fait suivant des lignes de contraintes comme réponse à des charges impliquées lors des sollicitations extérieures provoquées par la marche et les activités sportives intenses (Tortora et al., 2007). En plus, la taille et le nombre d'ostéons doivent être pris en compte lors de l'adaptation du squelette à ces charges (Mulhern et Ubelaker, 2009). À la lumière des connaissances, de nombreux chercheurs ont essayé de comprendre la relation entre l'environnement mécanique et les différentes tailles d'ostéons (Skedros et al., 2009 ; Goliath, 2010 ; Skedros et al., 2013). Les résultats obtenus sont très divergents et le consensus scientifique semble loin d'être obtenu. Dans ce sens, il fut avancé que des ostéons plus larges réduisent le risque de fractures et protègent des microdommages (Bell et al., 2001). Par contre, pour d'autres, des ostéons de plus grande taille augmenteraient la résistance de l'os et permettraient une meilleure diffusion des dommages (Yeni et al., 1997). Cependant, pour certains auteurs, le lien entre l'activité et la taille de l'ostéon n'est pas établi (Pfeiffer et al., 2006 ; Denny 2010 ; Skedros et al., 2013 ; Dominguez et Agnew, 2016).

Les variables les plus pertinentes pour appréhender la résistance de l'os selon les forces de flexion et de torsion, sont essentiellement les Seconds Moments de l'Aire, SMA, ou moments d'inertie de l'aire et le second moment polaire de l'aire (J) (Robling, 1998 ; Ruff, 2000). Pour les forces de flexion, le SMA considère deux propriétés : l'aire de la section en coupe et la distribution osseuse dans cette aire autour de l'axe neutre (Robling et Stout, 2003).

Les indices géométriques du col fémoral tels que la mesure de la surface de section transversale, le moment d'inertie polaire et l'épaisseur corticale sont des déterminants positifs de la résistance mécanique et peuvent être utilisés dans la prédiction du risque de fracture (Kaptoge, 2008 ; Beck, 2009). En effet, la mesure architecturale de l'extrémité distale du radius et la partie proximale du fémur montre que ces indices sont les meilleurs prédicteurs de la résistance biomécanique. Les indices géométriques de résistance osseuse de la hanche étudiés sont les suivants :

- La surface de la section transversale ou Cross-sectional area (CSA,  $\text{cm}^2$ ) : elle dépend de la quantité du minéral contenu dans la matrice de cette surface et elle est proportionnelle à la quantité du CMO. Elle détermine la résistance de l'os à la compression. Sa diminution signe la prévalence des fractures chez les jeunes filles et les femmes ménopausées (Skaggs, 2001 ; Ahlborg, 2003).

- Le diamètre endosté et périosté : il indique le diamètre de l'os cortical interne et externe.

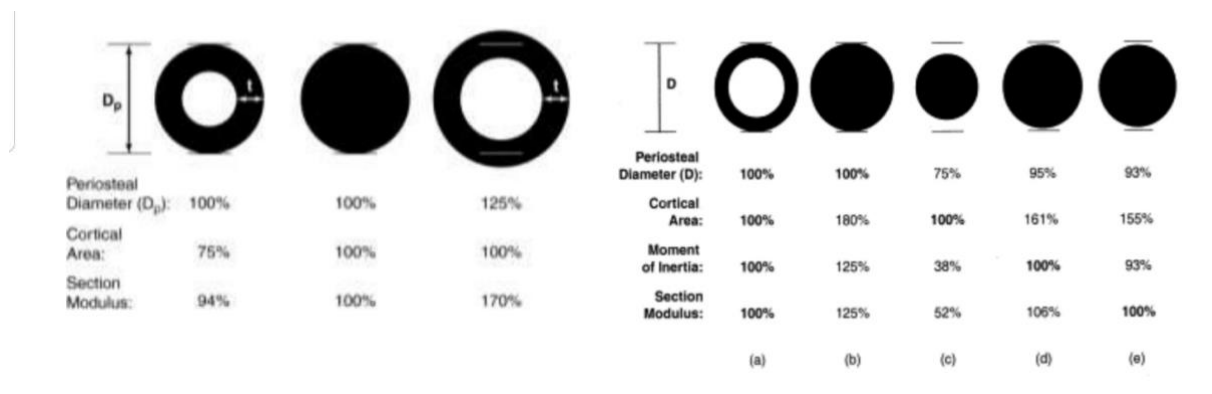
- L'épaisseur de l'os cortical : il dépend de la formation osseuse sur la paroi périostée et de la résorption osseuse sur la paroi endostée.

- Le moment d'inertie polaire ou Cross-sectional moment of inertia (CSMI,  $\text{cm}^4$ ) : c'est la distribution de la masse osseuse autour de l'axe. Il détermine la résistance de l'os à la flexion (bending loads) et la torsion (torsion loads).

- Le module de section ou Section modulus (Z,  $\text{cm}^3$ ) : il est défini par la résistance aux contraintes de flexion et de torsion. Il augmente exponentiellement avec le diamètre externe. Les valeurs du CSMI et Z varient en fonction du diamètre externe périostal et de la surface corticale. Le calcul s'effectue par la division du CSMI par la distance maximale située entre le centre et le bord externe de l'os. Une augmentation significative de la masse et une faible réduction du diamètre externe est associée à une élévation (près de 6%) de la résistance osseuse (van der Meulen et al., 2001) (figures 7 et 8).

- Le degré d'instabilité corticale ou Buckling ratio (BR) : il reflète le ratio entre la distance du centre et le bord externe de l'os et l'épaisseur corticale.

- L'indice de résistance osseuse ou Strength index (SI) : il reflète la distribution de la masse. Il est révélateur de la résistance du col fémoral en post chute.



**FIGURE 7.** La résistance osseuse à la flexion (D'après Cole et van der Meulen, 2011). **FIGURE 8.** La résistance osseuse à la torsion (D'après Prendergast et al., 2001).

Le score de l'os trabéculaire (TBS) est un indice de résistance osseuse au niveau de la colonne lombaire qui peut prédire l'incidence des fractures ostéoporotiques chez les personnes âgées (Ayoub et al., 2014).

En 1993, Faulkner et ses collègues ont découvert que la longueur de l'axe du col du fémur de la hanche (Hip Axis Length : HAL) prédit le risque de fracture de la hanche chez les femmes caucasiennes âgées de plus de 65 ans (même après ajustement pour la DMO, la taille et le poids du corps (Faulkner et al., 1993)).

La résistance osseuse au niveau de la hanche est également influencée par d'autres facteurs tels que la largeur du col fémoral et la résistance à la flexion (Karlmanjla et al., 2004 ; Black et al., 2008). Cheng et al. (1997) ont constaté qu'une plus grande largeur du col du fémur était associée à une plus grande capacité de résistance aux fractures (indépendamment de la densité minérale osseuse surfacique), ce qui se traduit par une résistance accrue des os (Cordey et al., 1992). En outre, les mesures de la taille prédisent également le risque de fracture de la hanche, indépendamment de la densité osseuse du col fémoral (Cummings et al., 1995 ; Allolio, 1999).

Karlamangla et al. (2004) ont proposé de nouveaux indices de résistance du col fémoral pouvant être bénéfique dans la prédiction du risque fracturaire au niveau de la hanche. Ces indices intègrent la taille du col fémoral, la taille du corps à la densité minérale osseuse (Yu et al., 2010). Ils ont la capacité de refléter la résistance de cette structure à un impact en flexion ou en compression axiale et à absorber l'énergie indépendamment de la densité osseuse du col fémoral (Yu et al., 2010). Ces indices ont montré une amélioration de l'évaluation de risque de fracture de la hanche et la résistance osseuse chez les personnes âgées (Karlamangla et al., 2004 ; Ayoub et al., 2014). Selon Mori et al. (2014), la pratique quotidienne de 25 minutes d'activités physiques intenses améliore les indices de résistance osseuse du col fémoral chez les enfants. Néanmoins, l'obésité et les paramètres du syndrome métabolique sont liés à une diminution des indices de résistance osseuse du col fémoral (Srikanthan et al., 2014 ; Ahn et al., 2016 ; Kim et al., 2017). Les indices de résistance osseuse du col fémoral ci- dessous ont été retenus :

Compression Strength Index (CSI) =  $BMD * FNW / Weight$

Bending Strength Index (BSI) =  $BMD * FNW^2 / HAL * Weight$

Impact Strength Index (ISI) =  $BMD * FNW * HAL / Height * Weight$

#### 1.4.4.1 Macroarchitecture et ostéoporose

La déminéralisation osseuse associée à l'ostéoporose s'accompagne d'une altération de l'architecture entraînant ainsi une fragilité osseuse. L'ostéoporose corticale sénile de type II à prédominance féminine, se voit chez les sujets âgés de 75 ans, caractérisée par une diminution de l'épaisseur de la corticale et une augmentation de sa porosité par accélération du phénomène de résorption endocorticale et endostéale par hyperparathyroïdie secondaire induisant ainsi une fracture du col fémoral. Associées aux fractures vertébrales, le risque de morbidité et mortalité augmente.

#### 1.4.5 LA MICROARCHITECTURE OSSEUSE TRABÉCULAIRE

Les constituants principaux de l'os trabéculaire sont les travées osseuses irrégulières ou trame trabéculaires d'ordre micrométriques qui forment un réseau moins dense, moins rigide, moins abondant, plus poreux que l'os cortical. Ils représentent 20% du squelette adulte,

se trouvent au niveau des os plats et courts, au niveau des épiphyses et métaphyses des os longs. Situées entre un plateau parfait et un cylindre parfait, les travées sont accessibles aux cellules et entourent des espaces pour le logement de la moelle osseuse rouge lui donnant le site hématopoïèse en lui offrant la légèreté de l'organe. Son métabolisme de remodelage est supérieur de six à huit fois à celui de l'os cortical (Valentin, 2002 ; Carballido-Gamio et Majumbar, 2006). Il est renouvelé plus rapidement que l'os cortical (Oftadeh et al., 2015). Sensible aux variations de tension et de compression mécanique, les trabécules osseuses s'appuient sur l'os compact pour la transmission des forces, et s'orientent suivant la direction des lignes de forces afin de renforcer les parties les plus sollicitées à l'effort (Tortora et al., 2007).

Au niveau des vertèbres lombaires les travées horizontales jouent un rôle dans la diminution des contraintes axiales en compression (Chappard et al., 2008 ; Fields et al., 2011). Par contre, le rôle des travées horizontales réside dans l'absorption de la force de torsion et de cisaillement transmise par les disques intervertébraux (Briggs et al., 2007).

L'organisation spatiale trabéculaire regroupe : la structure en pilier, la répartition anisotrope, l'écartement intertrabéculaire, l'épaisseur des travées (d'ordre 100 et 150  $\mu\text{m}$ ) et la porosité corticale (Parfitt, 1987). L'altération de cette orientation structurelle est à l'origine des perturbations microarchitecturales trabéculaires (Dalle Carbonare et Giannini, 2004) diminuant ainsi la résistance mécanique osseuse (Seeman, 2002).

#### 1.4.5.1 Microarchitecture et ostéoporose

L'ostéoporose est caractérisée par une altération de l'organisation structurelle trabéculaire ce qui diminue la résistance mécanique de l'os et augmente le risque de fracture (Seeman, 2002). Le vieillissement s'accompagne d'une disjonction des connexions des travées fragilisant l'os (figure 9). L'ostéoporose trabéculaire type I se voit chez les femmes en post- ménopause. Elle se manifeste cliniquement par un tassement vertébral attribué à un déficit œstrogénique favorisant ainsi la résorption osseuse (Legrand et al., 2000).

L'étude d'Harrar et al. (2010) a montré que la meilleure prédiction des fractures vertébrales est la mesure de la qualité trabéculaire par une analyse lacunaire qui permet de diagnostiquer l'ostéoporose en complément à la DMO. Les résultats de l'étude issue de la cohorte OFELY a montré des anomalies microarchitecturales au niveau du poignet et du tibia chez les femmes avec des fractures vertébrales (Legrand et al., 2000).



Dans le même cadre, les études de Jiang et al. (2003) ont affirmé l'importance de la microarchitecture trabéculaire dans la détermination de la résistance osseuse et dans la physiopathologie des fractures ostéoporotiques. Aaron et al. (2000) ont signalé une microarchitecture trabéculaire altérée chez les patientes ayant des fractures vertébrales. Genant et al. (2007) ont également montré que la sévérité des fractures vertébrales est en relation directe avec l'importance de la perturbation de la microarchitecture osseuse.

Chez les hommes âgés, la diminution de l'épaisseur des travées explique la perforation et la perte de connectivité (Seeman, 2001 ; Khosla et al., 2006). L'étude épidémiologique menée par Khosla et al., (2006) basée sur la technique d'imagerie 3D, soutient cette théorie. Currey, (1999) a montré que l'association de la microarchitecture et la DMO pouvaient expliquer environ 80% de la raideur corticale (Wachter et al., 2002 ; Burghardt et al., 2010).



**FIGURE 9.** Importance de l'interconnectivité osseuse (Bono et Einhorn, 2003).

#### 1.4.6 LES PROPRIÉTÉS DE LA MOELLE OSSEUSE

La moelle osseuse intervient également dans l'amélioration des propriétés biomécaniques de l'os trabéculaire soit en dissipant le choc soit en créant une pression intraosseuse (Carter et Hayes, 1977). Un déterminant mécanique trabéculaire essentiel, l'Ad Med, réduit la déformation des travées en assumant une répartition meilleure du stress mécanique (Ma et al., 2014 ; Chen et al., 2015). En cas de fragilité osseuse, l'Ad Med augmente sa réponse adaptative mécanique pour renforcer le squelette (Chen et al., 2015).

#### 1.4.7 AUTRES DÉTERMINANTS

Les caractéristiques anthropométriques ont un rôle contradictoire sur l'acquisition de la masse osseuse :

Des relations positives ont été exprimées entre l'indice de masse corporelle (IMC) et la DMO des os porteurs (Clark et al., 2006 ; Reid, 2010). Plusieurs études ont montré que le poids corporel est le meilleur déterminant de la DMO et du CMO chez les hommes et les femmes (Cobayashi et al., 2005 ; Petit et al., 2005 ; El Hage et al., 2014a). L'étude réalisée par El Hage et al. (2009) a montré que le fait d'être obèse ou en surpoids est corrélé à des valeurs positives de la DMO dans les deux sexes. Les données transversales de l'étude réalisée par Zakhem et al. (2016) ont montré que les caractéristiques morphologiques semblent être des déterminants de santé corrélés à la BUA chez les jeunes femmes. Néanmoins, selon Rocher et al. (2013) les modifications des paramètres osseux sont disproportionnées par rapport au poids corporel et sont souvent liées à une architecture osseuse altérée.

Parallèlement, une association positive entre une insuffisance pondérale et une densité osseuse basse a été retrouvée (Wu et al., 2016). De plus, une détérioration de la microarchitecture osseuse a été signalée chez les sujets maigres ce qui les prédisposent à un risque élevé de fractures ostéoporotiques (Bonjour et al., 2007 ; Rizzoli, 2010 ; Johansson et al., 2014).

Bien que le poids corporel soit un déterminant positif de la DMO, des études récentes ont montré que l'obésité et le surpoids sont associés à une diminution des indices de résistance osseuse du col fémoral (El Khoury et al., 2017 ; Berro et al., 2018). En fait, plusieurs études ont suggéré que la DMO n'est pas bien adaptée à l'augmentation du poids du corps chez les sujets obèses et en surpoids (Premaor et al., 2013 ; El Khoury et al., 2017). En effet, les hommes obèses ne sont pas protégés contre les fractures de la hanche, comme on le voit chez les femmes obèses (Nielson et al., 2011 ; Premaor et al., 2013). En fait, une étude menée par le Centre de Fracture Ostéoporotique chez les hommes sur 5995 hommes âgés de plus de 65 ans en États-Unis, a montré qu'un IMC élevé était associé à un risque accru de fracture (Nielson et al., 2011). L'influence négative de l'obésité sur la santé osseuse chez les hommes est influencée par plusieurs mécanismes, y compris la production accrue des cytokines inflammatoires, une réduction du taux de testostérone libre et une activation du récepteur

gamma qui conduit à une inhibition de la formation osseuse et stimulation de la résorption osseuse (Rosen et Bouxsein, 2006 ; Nielson et al., 2011).

En effet, le poids corporel avec ses deux composantes essentielles, la masse grasse (MG) et la masse maigre (MM) participent également à cette interrelation. Selon El Hage et al. (2009), la masse maigre est un déterminant positif des indices géométriques de la hanche et de la DMO chez les jeunes en surpoids ou obèses et chez les hommes normo-pondérés.

Néanmoins, certains auteurs ont trouvé que la masse grasse chez les adolescents et les jeunes adultes était négativement corrélée à la masse osseuse (Weiler et al., 2000 ; Janicka et al., 2007). Au contraire, d'autres études ont montré que les jeunes femmes (adultes et pré-ménopausées) ayant une masse grasse importante, avaient un taux plus faible de résorption osseuse et que ce paramètre était un facteur d'augmentation de la DMO (Reid et al., 1992 ; Zhu et al., 2014). En fait, les effets de la masse grasse sur le squelette pouvaient s'expliquer partiellement par l'augmentation de charge mécanique sur les os porteurs qui modifiait la réponse adaptative du squelette, ce qui permettait d'augmenter la masse osseuse et de supporter l'excès de poids. Ajoutons que chez les femmes ménopausées, le rôle positif de la masse grasse est lié à la formation des œstrogènes par aromatisation des androgènes et l'augmentation des concentrations en insuline et en leptine (Reid, 2002 ; Zhu et al., 2014). Par ailleurs, les métabolismes énergétiques et les mécanismes de régulation de l'appétit jouent un rôle non négligeable (Thomas et al., 2008). Par ailleurs, des corrélations négatives ont été retrouvées entre le pourcentage de masse grasse et les valeurs de DMO chez les hommes ; ceci pourrait être expliqué par l'excès de masse grasse qui est généralement associé à une diminution des concentrations sanguines de testostérone et de GH (El Hage et al., 2011 ; El Hage Z et al., 2013).

La relation entre la masse musculaire squelettique et la DMO a été étudiée par plusieurs auteurs au niveau des différents sites squelettiques (Baumgartner et al., 1996 ; Barondess et al., 1997 ; Pluijm et al., 2001 ; Szulc et al., 2005 ; Blain et al., 2010 ; Di Monaco et al., 2011 ; Hida et al., 2016). Des associations positives ont été retrouvées et la masse maigre (MM) a été suggérée comme un meilleur facteur prédictif du CMO et aussi un déterminant de l'accumulation de la masse osseuse durant la puberté (Courteix et al., 1998 ; Vicente- Rodriguez et al., 2003). Signalons également l'effet déterminant de l'activité physique pour développer la masse maigre (Guinestre et al., 2005).

L'étude de Liu et al. (2014) a montré que, malgré une forte corrélation entre la MM et la DMO, une MG supérieure à 33% chez les femmes (donc en surpoids et obèses) est négativement liée à la DMO au niveau de la plupart des sites squelettiques. Par conséquent, le surpoids et l'obésité après une certaine limite, peut ne pas être un facteur de protection contre l'ostéoporose chez les femmes.

Selon Zakhem et al. (2016), l'importance relative de la masse maigre et de la force maximale en demi-squat sur la DMO est liée au sexe. En effet, dans cette étude, la masse maigre était corrélée à la DMO et au CMO chez les femmes ; à l'encontre, la force maximale en demi-squat (DS) était corrélée à la DMO et au CMO chez les hommes.

Dans la même optique, El Hage et al. (2013b) ont essayé d'explorer les effets de la masse maigre sur la DMO et les indices géométriques osseux de la hanche chez les femmes. Une relation positive a été retrouvée.

El Hage et al. (2012a) ont montré que la masse maigre était un facteur prédictif anthropométrique important de la DMO du corps entier et du col fémoral. En outre, ils ont également suggéré que le poids corporel était le meilleur facteur prédictif anthropométrique important de la colonne lombaire et de la DMO hanche totale. Ils ont constaté que l'IMC, la masse maigre et la masse grasse étaient associés positivement à la DMO corps entier, à la DMO L2-L4 et à la DMO hanche totale (El Hage et al., 2012a). La masse maigre et le poids corporel semblent être des bons déterminants de la DMO au niveau de tous les sites chez les femmes. Ainsi, une augmentation du poids corporel et de la masse grasse est associée à une augmentation des œstrogènes chez les femmes (El Hage et al., 2012a).

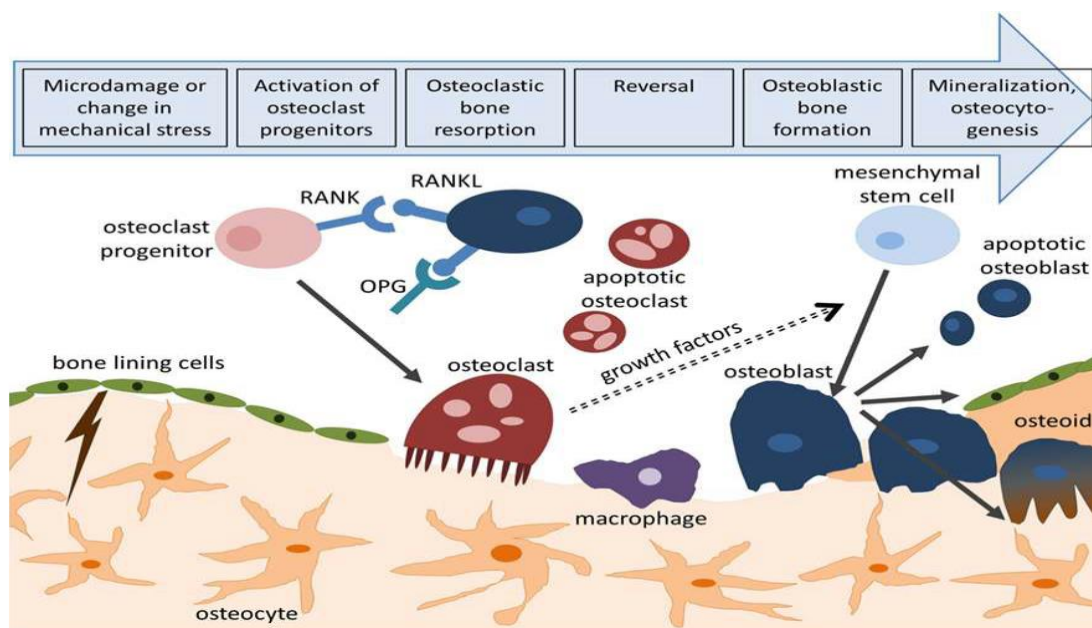
## **1.5 LE REMODELAGE OSSEUX**

### **1.5.1 CONCEPT**

La structure osseuse doit être maintenue toute la vie afin d'adapter ses propriétés mécaniques aux sollicitations provoquées par la marche, la croissance et l'activité physique, d'assurer un équilibre et un stockage phosphocalcique et enfin afin de réparer les microdommages et les fractures (Ferrari, 2009). Ce processus s'effectue grâce à un mécanisme dynamique cellulaire qui permet la restitution complète de la matrice osseuse qui sera renouvelée continuellement par un phénomène de remodelage qui procède à une

alternance de phase de résorption et de formation perpétuelle afin d'assurer une intégrité et une masse osseuse optimale durant toute la vie (Toppets et al., 2004 ; Desoutter et al., 2012). Il est bien établi que le processus de remodelage est lié à l'environnement mécanique et aux besoins métaboliques (Pearson et Lieberman, 2004 ; Rosas et Martinez-Maza, 2010). Cependant, les effets de l'adaptation de la masse et de la géométrie sur le remodelage tissulaire seront peu compris (Pfeiffer et al., 2006 ; Lad et al., 2016) (Figure 10).

Le remaniement osseux varie en fonction des espèces et du site sollicité. Il concerne certaines zones anatomiques plus que d'autres. Il agit à plusieurs niveaux hiérarchiques de la structure osseuse, en fonction de la variabilité des indicateurs structuraux chimiques de mesure. En effet, les propriétés mécaniques tissulaires sont régulées par une modification fibrillaire plus qu'une modification du collagène. Par ailleurs, un remodelage altéré par la pathologie du sujet, peut avoir un effet négatif sur la compréhension du tissu osseux. Une interprétation ne respectant pas ces données sera biaisée (Gourrier et Reiche, 2015).



**FIGURE 10.** Le cycle de remodelage osseux après application d'une contrainte mécanique (D'après Wittkowske et al., 2016)

### 1.5.2 REMODELAGE ET OSTÉOPOROSE

Avec l'avancée en âge, la balance du remodelage sera modifiée en faveur d'une exagération de l'activité des ostéoclastes qui favorisent la destruction de la matrice et une

diminution de l'activité des ostéoblastes qui activent la formation cellulaire. Ajoutons une activité trabéculaire perturbée par la réduction du nombre des cellules osseuses et du collagène (Fedarko et al., 1992). Une différenciation des activités cellulaires ostéoblastiques perturbée entraînant à l'évidence une chute de la formation osseuse (Vernejoul et al., 1993).

## **SYNTHÈSE**

**Il est établi que les paramètres microstructuraux qualitatifs et quantitatifs osseux déterminent largement la résistance biomécanique de l'os. En effet, cette organisation structurelle architecturale s'adapte aux contraintes extérieures grâce au processus biologique de remodelage osseux. Pour diagnostiquer l'ostéoporose et estimer le risque de fracture, la mesure de la DMO seule n'est pas suffisante elle doit être associée aux facteurs de risque d'ostéoporose. Toute diminution d'une déviation standard de la DMO traduit un risque de fracture multiplié par deux. En fonction du site osseux, l'association des indices microarchitecturaux trabéculaire et cortical sont en mesure de déterminer presque 70 à 80% des propriétés mécaniques. Afin d'améliorer la prédiction du risque de fracture de hanche, les indices de résistances du col fémoral ont été retenus.**

**La masse maigre et la masse grasse sont des déterminants importants de la DMO. La corrélation entre la MM et la DMO du col fémoral (DMO CF) était significativement plus élevée que la corrélation entre la MG et la DMO CF. L'effet de la MM sur la DMO CF était supérieur chez les hommes que chez les femmes. De même, chez les femmes pré ménopausées, l'effet de la MM sur la DMO était supérieur que celui de la MG. Cependant, chez les femmes ménopausées, les effets de la MM et la MG sur la DMO étaient comparables. La MM a un effet plus important que la MG sur la DMO chez les hommes et les femmes, ce qui souligne l'effet de l'activité physique dans la prévention de la perte osseuse et de l'ostéoporose dans la population.**

**En conclusion, la fracture ostéoporotique s'accompagne d'une diminution de la résistance mécanique. Tout traitement ayant un effet négatif sur le métabolisme osseux, diminue la résistance mécanique. L'enjeu du traitement destiné à améliorer les propriétés mécaniques, implique une amélioration des agents anti-ostéoporotiques. Donc, l'exploration des déterminants ayant un impact positif sur la minéralisation osseuse et l'identification des facteurs corrélables à la DMO à l'âge du pic de masse**

**osseuse améliorent la précision de la prédiction du risque fracturaire et semblent être utiles pour la prévention précoce de l'ostéopénie et de l'ostéoporose.**

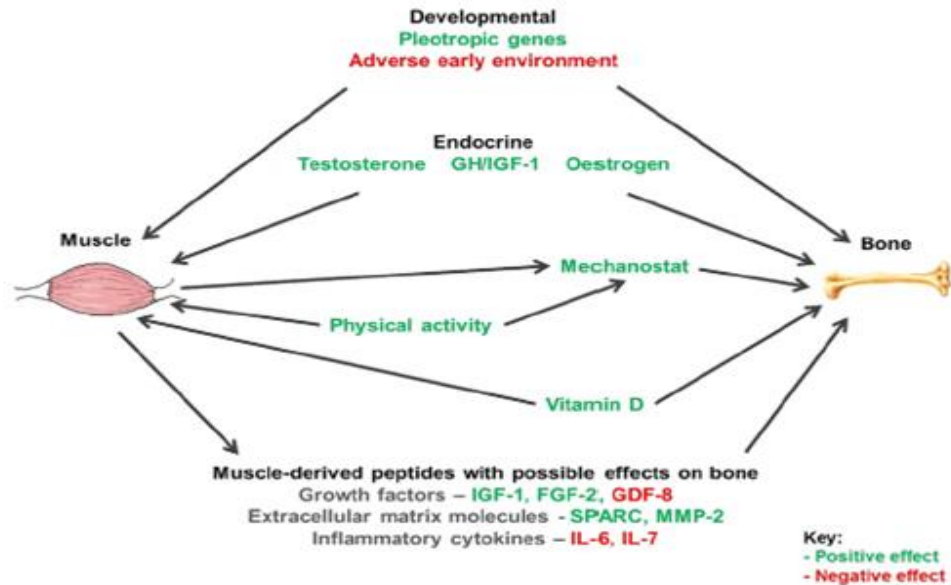
## **2. INFLUENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE ET DE LA SEDENTARITÉ SUR LES PARAMÈTRES OSSEUX**

### **2.1 RELATION OS – MUSCLE**

Une bonne santé musculo-squelettique est cruciale tout au long cours de la vie. Un développement optimal est recherché dès l'enfance (Kamperet al., 2016), pendant la période d'acquisition osseuse fortement impactée par la fonction musculaire (Sudhagani et al., 2012). À l'âge adulte, la bonne santé musculo-squelettique est favorable pour prévenir les troubles affectant la qualité de la vie comme l'ostéoporose et la sarcopénie (Roux et al., 2005). Par suite, avec l'avancée en âge, une santé musculo-squelettique optimale empêche la détérioration des performances fonctionnelles et permet ainsi une meilleure autonomie et une indépendance (Taaffe et al., 2019). Par ailleurs, les conséquences directes et néfastes d'une diminution de la santé musculo-squelettique notamment la sarcopénie et l'ostéoporose, entraînent une propension accrue pour les chutes, les fractures, les hospitalisations et, finalement, la mort précoce (Beudart et al., 2017 ; Blasimme, 2017).

L'ensemble de données met en évidence que ces deux entités sont intimement liées en raison de leurs interdépendances. Ils forment une unité opérationnelle appelée « muscle-bone unit » (Schoenau et Frost, 2002) (figure 11). Ce concept est expliqué par un lien anatomique notable qui existe entre ces deux structures et qui engendre en conséquence, une influence mécanique démontrée par la théorie d'Harold Frost (Frost, 2003). Le muscle attaché aux os par l'intermédiaire des tendons, mobilise les segments osseux et génère une charge mécanique sur l'os, conduisant à une relation positive entre les masses maigres et les tissus osseux. Les études faites par Rosa et al., (2015) ont montré que la diminution et l'augmentation de la masse musculaire précèdent respectivement celle de la masse osseuse. Faire face à ce principe de « mécanostat » sur l'unité « os-muscle » chez les enfants et les adultes, différents modulateurs existent entre ces deux tissus tels que : génétique, hormonaux, nutritionnels, comportementaux ou facteurs environnementaux (Schoenau et Fricke, 2008).

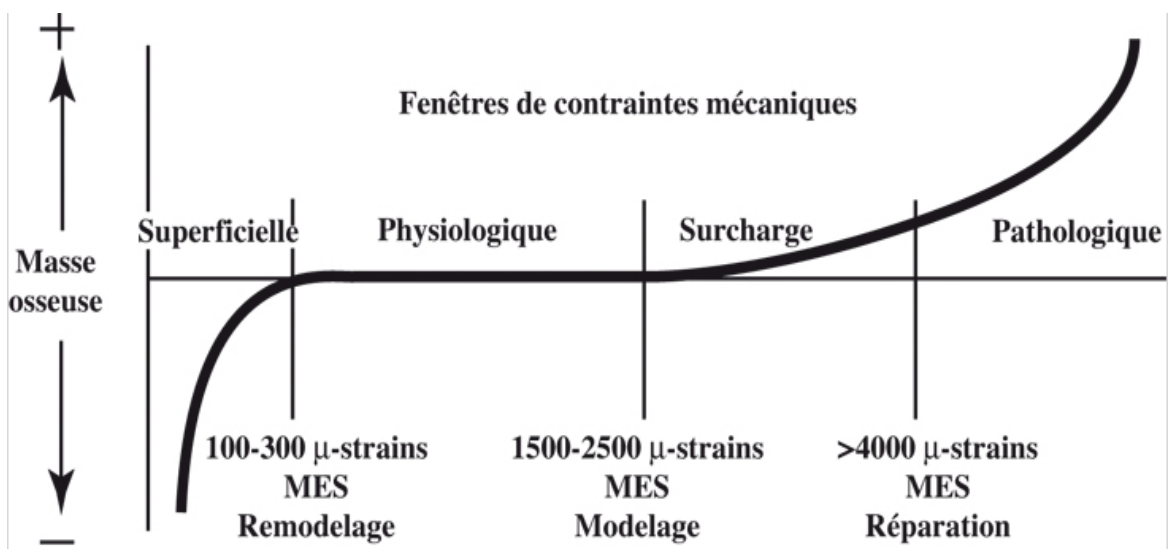




**FIGURE 11.** Les interrelations entre le muscle et les os (Edwards et al., 2015)

## **2.2 ADAPTATION À LA CONTRAINTE MÉCANIQUE EN FONCTION DE LA CHARGE**

Les adaptations architecturales et de la masse osseuse face aux stimulations mécaniques sont en fonction du niveau de la contrainte appliquée. Selon la théorie de Frost, l'exercice physique induit par l'intermédiaire des contractions musculaires et/ou par la force gravitaire un stress mécanique provoquant ainsi un seuil de déformation osseuse (Srinivasan et al., 2012). Selon ce concept, il existe une fenêtre d'adaptation des propriétés structurales de l'os à l'environnement mécanique (figure 12, Les lois qui régissent ce phénomène, s'expliquent par une liaison entre le stimulus énergétique mécanique et le processus biologique cellulaire qui entraîne une régénérescence osseuse accrue et une résorption diminuée). A l'encontre, des situations mécaniques élevées et brutales (Lad et al., 2016) et des situations à stimulus faible, comme dans le cas des astronautes non soumis à la force de gravité, comme l'illustre la Figure 13 (Robling et al., 2006) expriment un taux de remodelage déprimé et une balance résorption /formation osseuse défavorable. L'aboutissement se fait vers une détérioration de la structure osseuse et une diminution de la résistance mécanique qui va entraîner à l'évidence une ostéoporose (Ferrari, 2009).



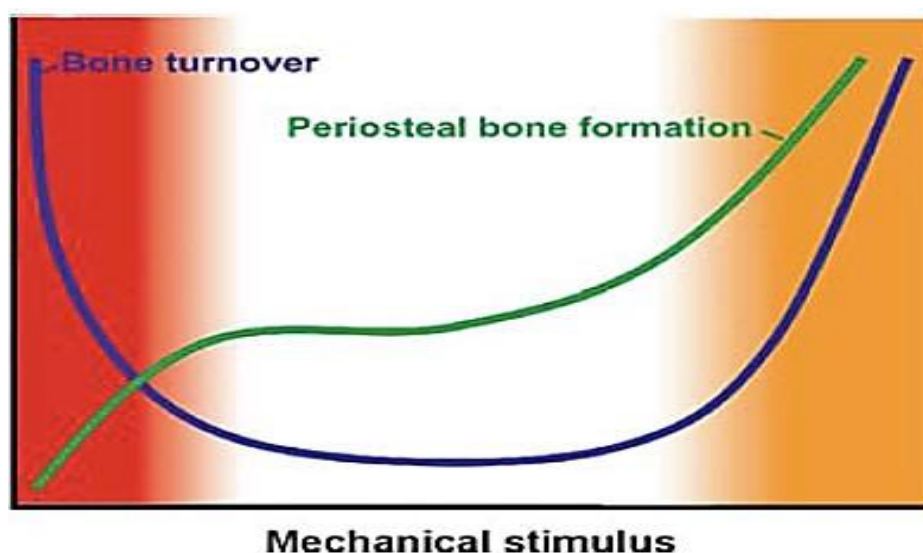
**FIGURE 12.** La réponse adaptative osseuse selon Frost – la théorie de mécanostat (Forwood et Turner, 1995).

Les résultats de ce modèle de remodelage s'appliquent aussi sur les forces de traction et de flexion qui s'opposent à l'os entraînant un comportement adaptatif en fonction (Toppets et al., 2004 ; Bonfoh et al., 2011). La contrainte mécanique en flexion est la source primaire de la déformation des os entraînant en conséquence une adaptation. En effet, afin d'inhiber les forces de traction par le biais des forces de compression, le muscle joue un rôle dans la distribution du choc appliqué sur l'os par l'intermédiaire des leviers mécaniques courts (1 : 2 à 1 : 10) dans le but de diminuer le temps de flexion (Hart et al., 2017). Les forces de compression engendrées par l'action gravitaire sont contrariées par la force musculaire qui tend à équilibrer et protéger le squelette.

Cependant, les mécanismes qui régulent ce processus sont divers. En effet, les mécanorécepteurs responsables de l'adhérence des cellules à la matrice et les ostéocytes grâce à leur situation intra matricielle et à leur communication avec les cellules au voisinage, vont activer les ostéoblastes et les ostéoclastes à assumer leur rôle d'adaptation à une nouvelle charge (Ozcivici et al., 2010 ; Weaver et al., 2016) (figure 13). Par ailleurs, la mécanosensation des ostéocytes à la charge mécanique et la transduction en une réponse chimique cause un déplacement du liquide interstitiel situé au voisinage qui s'écoule vers les canaux de Havers et Volkman déclenchant ainsi le processus du remodelage osseux (Verbruggen

et al., 2015). De même, les contraintes mécaniques ont un effet inhibiteur de la sclérostine dans le réseau canaliculaire et au niveau des ostéocytes (Robling et al., 2006).

Une diversité fonctionnelle et une dynamique temporelle se font à travers un mécanisme d'adaptation de la géométrie et qui mettent en jeu les processus mécaniques pour la transmission des efforts et physico-chimiques pour la formation des globules rouges et la production des flux physiologiques et sont sollicités dans un ordre macroscopique, cellulaire et moléculaire respectivement. Ces processus varient d'une seconde pour la stimulation mécanique, de plusieurs minutes pour le stockage du calcium et la formation les cellules et de plusieurs semaines pour la consolidation des fractures.

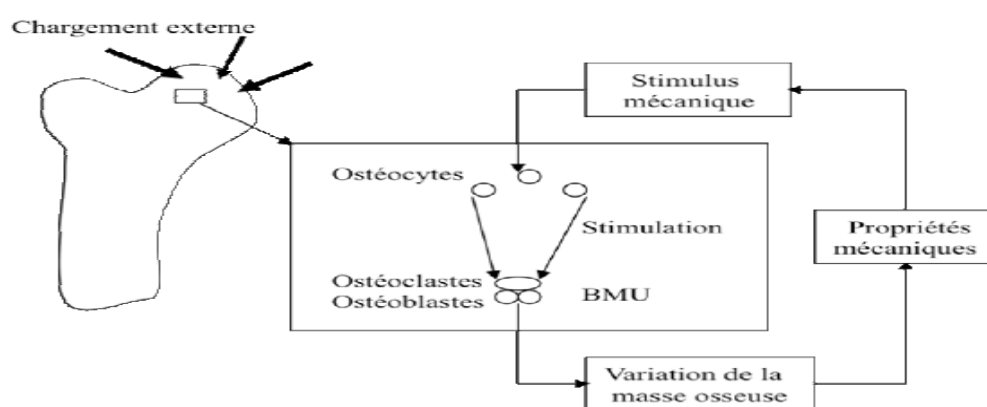


**FIGURE 13.** Évolution du remodelage osseux (Robling et al., 2006).

### **2.3 IMPORTANCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE**

La masse musculaire qui se développe à la suite d'une activité physique et/ou d'un apport alimentaire adapté, exercera une tension nette au niveau de l'insertion musculo-tendineuse, entraînant une accumulation osseuse (Kwon et al., 2007 ; Cianferotti et Brandi, 2014). Elle peut générer des forces 10 fois plus importantes que le poids du corps (Guadalupe-Grau et al., 2009). Pendant la phase de maturation, le phénomène inverse va être observé en cas de diminution de l'activité physique et de l'état nutritionnel : des changements physiologiques entraînent une baisse de la masse maigre, n'exerçant plus son effet mécanique sur les os et provoquant à l'évidence une diminution simultanée de la masse osseuse.

L'étude de Locquet et al. (2019) montre que ce lien est plus marqué durant l'enfance, pendant la période du développement ( $r = 0,43$ ) que pendant le vieillissement ( $r = 0,34$ ). Cette différence importante ( $p < 0,001$ ) peut être liée à plusieurs facteurs (tels que l'alimentation, la génétique, le pic de masse osseuse et la masse maigre acquis pendant l'enfance, ...) qui ont eu un impact positif sur la santé musculo-squelettique. Dans la même optique, les études faites par Karinkanta et al. (2010) ont établi que l'exercice physique avait un effet positif sur la masse et l'architecture osseuse chez les enfants, les adolescents et les adultes. Pendant la croissance et l'âge adulte, l'exercice a été suggéré comme un moyen non pharmacologique, susceptible de prévenir des fractures par amélioration de l'intégrité osseuse (figure 14).



**FIGURE 14.** Schéma de principe du remodelage osseux

La NOF a établi un niveau d'évidence élevé concernant l'AP et son impact positif sur le tissu osseux. Par son effet ostéogénique, l'activité physique (AP) constitue une stratégie pour optimiser le développement du squelette, atténuer les effets de la déminéralisation osseuse et réduire le risque de l'ostéoporose, de chutes et de fractures (Zribi et al., 2014). Selon Lombardi et al. (2016), l'activité physique est un déterminant positif de la masse osseuse. En plus de ses effets mécaniques directs sur le tissu osseux, l'AP a un effet sur le profil métabolique osseux en activant plusieurs axes endocriniens incluant la masse maigre et la masse grasse par la sécrétion des molécules actives.

La perte osseuse liée à l'âge est inéluctable mais l'importance de cette perte est modulable par différents facteurs. Elle est associée à une diminution de la résistance osseuse (Keaveny et al., 2010). Le risque de fracture s'accroît en conséquence (Nitz et al., 2013). Il se produit une diminution de la résistance à tous types de forces contraignantes. Des investigations interventionnelles et observationnelles ont été relativement conséquentes pour

confirmer l'effet favorable de l'AP régulière sur les os et réduire l'incidence de l'ostéoporose dans la vie ultérieure. Chez les personnes âgées, elle conserve la DMO et améliore la stabilité posturale entraînant par suite une diminution du risque de chute (Weaver et al., 2016).

Une étude réalisée Engelke et al. (2006) EFOPS (Erlangen Fitness Osteoporosis Prevention Study), chez les femmes en post ménopause précoce avec ostéopénie, a montré qu'une activité physique poursuivie pendant 3 ans, à faible volume d'entraînement, à haute résistance et à fort impact est capable de substituer un déficit hormonal avec un supplément de calcium et de vitamine D. Ce programme a réussi à maintenir une DMO au niveau de la colonne vertébrale, au niveau de la hanche et du calcaneum mais pas au niveau de l'avant-bras.

## **2.4 INFLUENCE DU NIVEAU D'ACTIVITÉ PHYSIQUE**

### **2.4.1 SUR LA DMO**

Une hypothèse générale a été établie sur l'impact positif de l'exercice physique sur le développement de l'os (Bailey et al., 1999). La pratique régulière d'activités physiques caractérisées par des contraintes biomécaniques élevées a des effets favorables sur les paramètres intrinsèques qui traduisent la qualité et la quantité osseuse (figure 15). Cependant, l'effet de l'AP sur la DMO n'est pas univoque. En fait, plusieurs paramètres peuvent influencer le processus de minéralisation osseuse : le type, la durée, l'intensité et la fréquence des charges envisagées. En général, plus le niveau de départ de la DMO est bas plus l'amélioration après un entraînement est nette et vice versa (Kohrt et al., 2004 ; Beck et al., 2015). L'étude de Banfi et al. (2010) a montré qu'il est possible d'identifier les activités physiques considérées comme ostéogéniques, et les effets quantitatifs et qualitatifs qui représentent le déterminant principal de la résistance osseuse.

Cliniquement, le lien entre la masse maigre et les os ont été démontrés dans de nombreuses études transversales (Ho-Pham et al., 2014). En effet, le travail de Locquet et al., (2019) a montré que la masse maigre était significativement associée à la DMO, en estimant un coefficient de corrélation de 0,39 (intervalle de confiance à 95% (IC) 0,34–0,43). De même, Weaver et al. (2017) et Sievanen et al. (1996) ont montré que l'augmentation et la

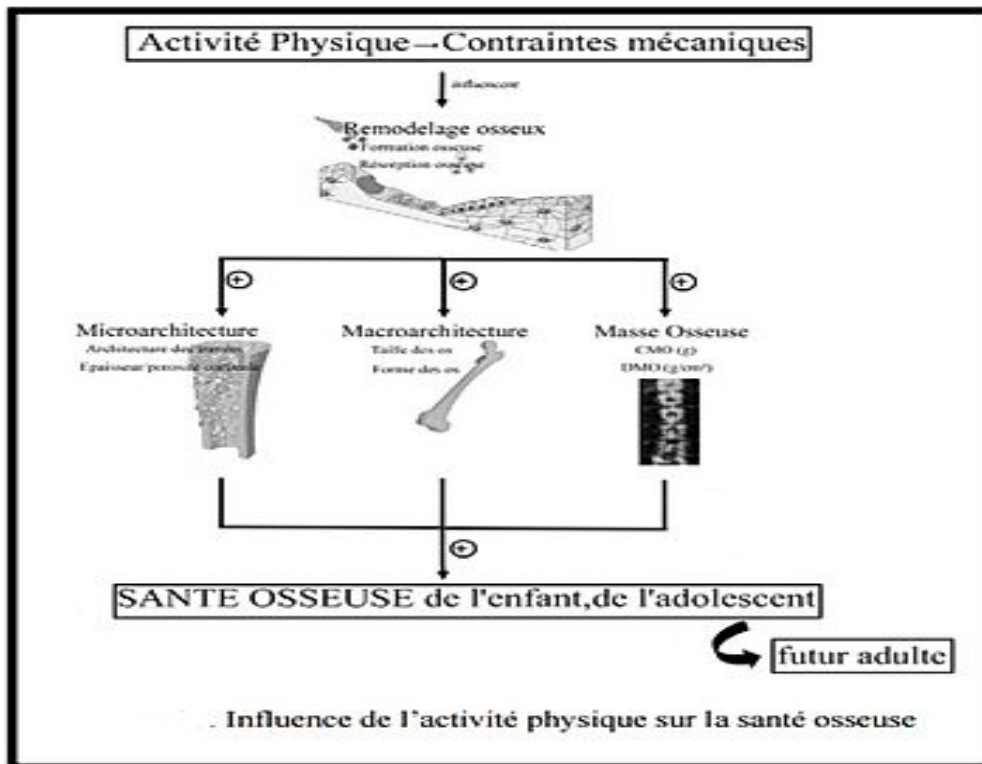
diminution de la DMO de la rotule sont associées à celle de la masse musculaire du quadriceps.

Une corrélation positive a été retrouvée entre le niveau d'activité physique et la DMO chez les enfants (Slemenda, 1995) et chez les adultes (Vuori, 2001). En effet, plusieurs facteurs interviennent pour augmenter la DMO et le CMO après un entraînement physique : le site osseux sollicité, le capital de départ, le type et l'intensité de l'exercice et les facteurs génétiques (Bonjour et al., 2008).

À l'appui de cette notion, les études de Ryan et al. (2004) ont montré que l'entraînement en résistance à haute intensité a été reconnu comme une stratégie efficace pour stimuler la réponse ostéogénique et stabiliser la DMO chez les personnes âgées. Une conclusion similaire a été retenue concernant le lien entre la DMO et la performance musculaire : une corrélation modérée a été retrouvée entre la DMO et la performance physique chez les sujets âgés de plus de 50 ans (Lindsey et al., 2005). En ce qui concerne le lien transversal entre la force musculaire et la DMO, une relation positive a été retrouvée chez les femmes ménopausées (Ozgoçmen et al., 2000 ; Marin et al., 2010), mais les recherches pendant la période de l'enfance et l'adolescence étaient peu abondantes.

Toutefois, d'autres études effectuées par Alfredson et al. (1996) et Nordstrom, et al. (1996) ont observé des corrélations faibles entre la force musculaire et la DMO chez des sportifs comparés à celles d'un groupe témoin, ceci pouvant être expliqué par le fait que la charge mécanique est due non seulement à la masse musculaire mais aussi aux impacts et aux vibrations imposés au tissu osseux lors de l'activité physique (Ducher et al., 2005). A ceci s'ajoute une autre voie de communication avec l'os régulé par la fonction endocrinienne (Brotto et Bonewald, 2015).

Les avis sont partagés, certains auteurs n'ont pas trouvé une association significative entre un programme d'entraînement et la DMO. En effet, le processus de minéralisation osseuse peut être retardé par plusieurs facteurs : le sexe, le site et la nature de l'impact. Seul le lieu d'application de la résistance et les charges relativement élevées subissent généralement une réponse osseuse positive (Kohrt et al., 2004).



**FIGURE 15.** Influence de l'activité physique sur la santé osseuse.

Lors de la pratique sportive, les gains obtenus sur la DMO ne persistent pas si cette pratique est amputée ou réduite de manière significative (Weaver et al., 2016). Cependant, cet avantage peut ne pas être maintenu tout au long de la vie. Dans une étude transversale, la DMO observée chez les joueurs de football n'est plus observée chez les sujets âgés de plus de 60 ans en retraite depuis plus de 35 ans, et le risque de fracture est le même des personnes âgées (Karlsson et al., 2000).

#### 2.4.2 SUR LA MACROARCHITECTURE

Les gains osseux associés à l'activité physique sont mobilisés dans une direction spécifique et en fonction du site sollicité (Cheng et al., 2002 ; Ma et al., 2009 ; Rantalainen et al., 2010). De plus, l'adaptation osseuse intéresse principalement la géométrie que la propriété du matériau (DMOv) (Rantalainen et al., 2011 b).

L'os cortical est un déterminant majeur de la résistance osseuse et du risque de fracture. Il est influencé par des facteurs génétiques, physiques et nutritionnels (Seeman, 2002 ; Dennison, 2013). L'augmentation de la fragilité osseuse avec le vieillissement résulte d'une réduction de la formation osseuse périostée et d'une augmentation de la résorption

endocorticale (Szulc et al., 2005). L'exercice physique pendant la croissance augmente la taille des os par apposition périostée, alors que l'exercice chez les sujets âgés diminue la perte osseuse endostéale dans les os porteurs (Leppanen et al., 2010 ; Rizzoli, 2010), diminuant ainsi le risque de fracture du col du fémur (Bell et al., 1999 ; Feik et al., 2000). En fait, avec le vieillissement la perte osseuse touche la densité osseuse volumétrique plus que l'architecture de l'os (Zebaze et al., 2010).

L'étude de Bailey et al. (2010) a montré qu'une activité physique chronique avec charge était associée à des adaptations spécifiques de la densité osseuse corticale. Ceci a été bien illustré par Warden, (2014) chez les athlètes (tels que les joueurs de baseball) qui ont développé des adaptations au niveau de l'os cortical de l'humérus des membres activés pendant l'exercice. La concentration du calcium dans l'os est favorisée du côté concave à la déformation osseuse provoquée par la pression mécanique que celui du côté convexe (Paillard, 2009). L'existence de ce concept a été confirmée par plusieurs études effectuées par Heinonen et al. (2002). Ils ont mis en évidence des corrélations significatives entre la surface musculaire et la surface corticale du tibia. D'autre part, Ducher et al. (2005) ont montré une corrélation positive entre la force de préhension et le volume cortical brachial ( $r=0,82$ ).

Les études menées sur les modifications de la distribution de la densité corticale liés à l'âge, ont observé que les distributions radiales et polaires seront modifiées avec le vieillissement (Zebaze et al., 2010 ; Rantalainen et al., 2011b ; Carballido-Gamio et al., 2013). En effet, pour la distribution radiale, une grande partie de la densité est perdue dans la région endocorticale (Zebaze et al., 2010 ; Rantalainen et al., 2011a ; Weidauer et al., 2012). Par contre, pour une distribution polaire, une grande densité volumétrique est perdue dans les régions qui supportent moins de stress mécanique lors de la marche, (Zebaze et al., 2010). Toutefois, l'augmentation de la charge mécanique à long terme pour empêcher la perte de la densité localisée liée à l'âge n'est pas prouvée (Seeman, 1998 ; Bousson et al., 2000).

Les études de Biver et al. (2016) ont montré que la charge chronique répétée dans le cadre de l'activité professionnelle a une influence positive sur la résistance mécanique par une augmentation de la taille osseuse. Cependant, le vieillissement sera associé à une réduction endocorticale et une altération trabéculaire. Ces données soutiennent la nécessité de promouvoir des activités physiques à charge pour la santé osseuse.



### 2.4.3 SUR LES INDICES DE RÉSISTANCE FÉMORAUX

Des études récentes ont révélé des indices de résistance osseuse du col fémoral plus élevées chez les joueurs de football par rapport aux sujets témoins (El Hage, 2014d ; El Hage et al., 2014e). Par contre, deux études récentes ont trouvé des associations positives entre la consommation maximale en oxygène ( $\text{ml. / min-1. /kg-1}$ ) et les indices de résistance fémorale chez les jeunes adultes en surpoids et obèses (Berro et al., 2018 ; El Khoury et al., 2018). Une étude menée sur des enfants pré pubères a révélé qu'une activité physique (AP) vigoureuse est positivement associée à des valeurs élevées de CSI, BSI et ISI (Sardinha et al., 2008). Une seule étude menée sur des femmes adultes a constaté qu'un niveau d'AP plus élevé (plus de 150 minutes d'activité physique par semaine) d'AP est associé à des indices de résistance osseuse du col fémoral (Mori et al., 2014). Le tableau 1 résume ces données.

**TABLEAU 1.** Études menées sur les relations entre les niveaux de performance physique/activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral

<b>Auteurs</b>	<b>Population étudiée</b>	<b>Matériels et méthodes</b>	<b>Résultats</b>	<b>Conclusion</b>
<b>Sardinha et al. (2008)</b>	- 143 filles et 150 garçons - Âge moyen est de 9,7 ans.	- Mesures anthropométriques - Questionnaire AP - CSI, BSI et ISI.	- Corrélations positives entre l'activité physique intense et les indices de résistance osseuse du col fémoral.	- Le fait de pratiquer 25 minutes d'AP intenses améliore les indices de résistance osseuse du col fémoral dans cette population.
<b>El Hage et al. (2014e)</b>	- 19 joueuses de football - 13 femmes sédentaires - Agées entre 18 et 30 ans	- Mesures anthropométriques - CSI, BSI et ISI.	- CSI, BSI et ISI supérieurs chez les joueuses de football par rapport aux sédentaires. - ISI reste supérieur chez les joueuses de football même après ajustement pour l'âge.	- La pratique de football est associée à une augmentation de l'ISI chez les jeunes femmes.
<b>Mori et al. (2014)</b>	- 1919 femmes pré-ménopausées.	- Mesures anthropométriques - Questionnaire AP - CSI, BSI et ISI.	- Corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral. Ces corrélations ont persisté même après ajustement pour plusieurs covariants.	- Le niveau d'activité physique est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral dans cette population.
<b>Berro et al. (2018)</b>	- 41 jeunes femmes en surpoids et obèses - Agées entre 18 et 35 ans.	- Mesures anthropométriques - VO <sub>2</sub> max CSI, BSI et ISI.	-Corrélations positives entre VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) et indices de résistance osseuse du col fémoral. Les corrélations positives entre VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) et deux indices (CSI et BSI) ont persisté même après ajustement avec l'IMC.	VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral dans cette population.
<b>El Khoury et al. (2018)</b>	- 73 jeunes hommes en surpoids et obèses Agés entre 18 et 35 ans.	- Mesures anthropométriques - VO <sub>2</sub> max - CSI, BSI et ISI.	- Corrélations positives entre VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) et indices de résistance osseuse du col fémoral. - Les corrélations positives entre VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) et deux indices (CSI et ISI) ont persisté même après ajustement avec l'IMC.	- VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral dans cette population.

#### 2.4.4 EN FONCTION DE L'ÂGE

Il a été observé que la masse osseuse et la DMO sont plus élevées chez les enfants actifs que chez ceux qui sont moins actifs. Il est de même établi que le pic de masse osseuse est plus prononcé chez les enfants qui pratiquent des sports à stimulus énergétique élevé et soumis à une force de gravité avec des forces d'impulsions et de réceptions corporelles telles que le football, la course et la gymnastique (Nikander et al., 2005 ; Velez et al., 2008).

Chez les jeunes adultes, l'objectif principal de l'activité physique devrait être la conservation de la masse osseuse. L'augmentation de la DMO par entraînement à l'effort reste ambiguë. Cependant, des études observationnelles ont montré que la diminution de la DMO liée à l'âge est atténuée et que le risque relatif de fracture est réduit chez les personnes physiquement actives, même si l'activité n'est pas particulièrement vigoureuse (Miles, 2007).

À l'âge adulte, l'activité physique joue un rôle important dans la diminution du risque de maladies chroniques (Miles, 2007). Il est d'une importance majeure de maintenir les niveaux d'activités physiques conseillés au cours du vieillissement afin de réduire les pertes musculaires et osseuses et le risque de fractures ostéoporotiques (Miles, 2007). En effet, les recommandations de la Fondation Nationale de l'Ostéoporose (NOF) sont basées sur la pratique régulière d'une activité physique en charge et des exercices de renforcement musculaire afin de réduire le risque de chutes et de fractures (NOF, 2008).

Maintenir des niveaux optimaux de densité minérale osseuse (DMO) pendant les années de pré ménopause est important pour réduire le risque d'ostéoporose et de fractures subséquentes au cours des années de post- ménopause avec des augmentations du risque relatif allant de 1,5 à 3,0 (Vondracek et al., 2009). Pour soutenir cette idée, les études transversales et longitudinales ont montré que les femmes physiquement actives en pré ménopause ont des niveaux de sclérostine inférieurs à celles sédentaires (Amrein et al., 2012). Dans une étude transversale sur 1 235 femmes pré ménopausées, les femmes ayant participé à plus de 120 minutes d'activité physique par semaine ont montré des niveaux de sclérostine sérique 36,8% moins que les groupes témoins sédentaires (Ardawi et al., 2012).

#### 2.4.5 EN FONCTION DU TYPE

La nature des contraintes est fondamentale pour la minéralisation osseuse. En pratique, il faut prendre en considération plusieurs paramètres tels que le type, l'intensité et la direction de la pression pour augmenter le niveau de contrainte, renforcer la résistance de l'os dans les 3 plans de l'espace et éviter la stagnation des résultats. Les données de l'étude réalisée par Soderman et al. (2000) ont montré que la pratique de certains types d'activités physiques en sports collectifs a un effet positif sur la minéralisation et l'architecture de l'os. En effet, le type d'activité physique influence davantage la DMO que le volume d'entraînement. Des études antérieures ont montré que l'exercice physique qui engendre une croissance osseuse appositionnelle, correspond à des charges dynamiques, rapides, multidirectionnelles, de grande amplitude et appliquées à intervalles (Heinonen et al., 1996 ; Cheng et al., 2002).

Selon Burr, (2002) les contractions dynamiques sont plus favorables sur le plan mécanique que celles statiques car elles engendrent une réponse osseuse positive. Toutefois, les conclusions de Schroeder et al. (2004) divergent notablement à ce propos : les contractions excentriques seraient plus ostéogéniques que les contractions concentriques. Des meilleurs résultats ont été observés avec une charge qui correspond à 75% d'1 RM par rapport à une charge plus grande (125% d'1 RM). La supériorité de cette méthode a été démontrée par plusieurs auteurs (Hawkins et al., 1999 ; Schroeder et al., 2004 ; Nickols-Richardson et al., 2007).

Les conclusions communes des études transversales montrent que les types d'exercices qui génèrent des forces importantes et / ou qui entraînent des forces de réaction au sol importantes, ont un impact ostéogénique élevé (Guadalupe-Grau et al., 2009). L'étude de Ozcivici et al. (2010) a montré que la méthode de renforcement musculaire présente des bénéfices multiples sur le système musculo-squelettique : le tirage entraîne une déformation osseuse plus que les portées.

Les résultats des études de Nichols et al. (2003) ont montré que les athlètes cyclistes avaient une DMO inférieure par rapport à un groupe non athlétique et par conséquent une incidence plus élevée à l'ostéopénie. En effet, les activités à stimulus faible et qui s'effectuent en décharge corporelle, expriment une régénérescence osseuse moindre et apportent peu d'avantages sur l'os. Les données de l'étude réalisée par Rector et al. (2008) ont montré que les cyclistes âgés entre 20 et 59 ans ont une DMO et un CMO inférieurs aux coureurs de même âge.

Les skieurs de fond avaient une DMO inférieure par rapport aux joueurs de football et de handball au niveau de tous les sites. Ces mêmes résultats ont été retrouvés chez les athlètes en endurance (Taaffe et al., 1997 ; Duncan et al., 2002 ; Mudd et al., 2007 ; Nichols et al., 2007 ; Barrack et al., 2010). Ferry et al., (2011) ont souligné que l'os s'adapte en réponse à des contraintes mécaniques élevées et que le football est considéré comme un sport à fort impact. Il implique plusieurs sprints, réalisés à une intensité élevée avec des mouvements d'accélération et de décélération avec des forces de réaction au sol élevées. Tandis que le ski de fond est décrit avec un schéma de mouvements répétitifs, caractéristiques de plusieurs types de sports d'endurance. Cela peut expliquer à l'évidence des valeurs plus élevées de DMO chez les joueurs de football et de handball par rapport aux skieurs de fond. En parallèle, les sprinters masculins et féminins avaient une DMO trabéculaire supérieure de 15% et 18% par rapport aux sujets non-athlétiques alors que les bénéfices chez les coureurs en endurance étaient respectivement de 7% et 9% (Wilks et al., 2009). Lombardi et al. (2016) ont comparé les effets de deux types d'entraînement endurance versus entraînement en charge sur la DMO chez les adolescents et les adultes. Ce protocole d'entraînement a montré une diminution de la DMO chez le groupe d'entraînement en endurance.

De même, la réactivité du squelette à la charge mécanique a été établi dans le cadre des activités sportives de loisirs (Nilsson et al., 2013 ; Nilsson et al., 2014) en particulier chez les athlètes d'élite dans les sports dominants unilatéraux utilisant des modèles d'investigation comme des réponses squelettiques à la charge mécanique (Warden et al., 2014).

L'exercice régulier peut stimuler la formation osseuse et réduire la perte de la masse osseuse chez les femmes pré ménopausées. L'étude faite par Ubago-Guisado et al., (2019) vise à évaluer l'effet de l'activité physique à fort impact (Zumba) et l'activité physique à faible impact (Aquagym) sur la masse osseuse chez les femmes inactives. En effet, la pratique régulière de Zumba et Aquagym pourrait réduire la détérioration progressive de la masse osseuse chez les femmes inactives adultes. Parallèlement, les protocoles d'entraînement combinés en résistance et à fort impact ont été efficaces pour améliorer la DMO au niveau du col fémoral et du rachis lombaire chez les femmes en post-ménopause (Zhao et al., 2015) alors que les protocoles d'entraînement en résistance seule ont produit un effet positif mais non significatif. Les conclusions communes des investigations longitudinales faites par Taaffe et al. (1996) ont montré l'effet bénéfique osseux chez des femmes âgées de 65 à 69 ans pratiquant des exercices de musculation 3 fois par semaine pendant 52 semaines.

#### 2.4.6 EN FONCTION DE L'INTENSITÉ

Le tissu osseux a la capacité de s'adapter rapidement au type et à l'intensité des exercices. Une réponse ostéogénique exige une surcharge qui dépasse le niveau habituel des contraintes et permet de mettre en jeu le phénomène de compensation et d'augmenter le potentiel de réponse de l'organisme (Kohrt et al., 2004). Toutefois, les conclusions d'une méta-analyse faite par Layne et Nelson, (1999) attestent qu'un programme de renforcement musculaire de haute intensité est à base d'adaptation de tout progrès, et permet d'optimiser les valeurs de DMO.

Dans la même optique, les études de Heinonen et al., (1998) ont souligné l'importance d'un entraînement aérobie et d'un renforcement musculaire à intensités élevées (75 % du VO<sub>2</sub> max, 80 % d'1 RM) pour stimuler l'ostéogénèse. En effet, pour maintenir la DMO au niveau du col fémoral, un programme à intensité 55 à 75 % du VO<sub>2</sub> max, pendant une durée de 18 mois, à raison de 3 fois par semaine, pendant 50 minutes est effectué chez les femmes ménopausées âgées de 52-53 ans. Des résultats identiques ont été obtenus pour les groupes réalisant des programmes de renforcement à haute intensité (80 % d'1 RM). Par contre, le groupe de contrôle ayant pratiqué un renforcement à intensité qui correspond à 40 % d'1 RM a exprimé une régression dans les valeurs de DMO. Cependant, selon Pruitt et al. (1995), ce même programme n'a pas révélé une amélioration de la DMO au niveau de la colonne vertébrale. Une conclusion a été émise que les adaptations osseuses localisées s'observent là où le stimulus a été appliqué avec des valeurs élevées de DMO aux sites concernés.

Deux revues de littérature antérieures faites chez des femmes ménopausées par Zehnacker et Bemis-Dougherty, (2007) et Gutin et Kasper, (1992) ont conclu que le renforcement musculaire à charge élevée est capable d'augmenter la DMO sur les sites anatomiques actifs par les plus fortes pressions mécaniques. En effet, des exercices physiques à intensité élevée destinés au quadriceps génèrent une augmentation de la DMO du col fémoral, alors qu'une stimulation de l'ilio-psoas engendre une élévation de la DMO de la colonne vertébrale (Paillard, 2001).

Selon Burr, (2002) la réponse biomécanique osseuse est meilleure après un exercice à contraintes élevées de courte durée par rapport à un exercice à contraintes faibles de longue durée. L'entraînement à charge élevée et faible répétition augmente la DMO chez les adultes non entraînés. Cependant, de nombreux adultes plus âgés et non entraînés ne peuvent pas

maintenir ce type de programme intense. Selon les recommandations de Kerr et al., (1996), la masse osseuse peut être significativement augmentée en post ménopause par un protocole d'entraînement en force utilisant des charges élevées avec des faibles répétitions versus un protocole d'endurance utilisant des charges faibles avec des répétitions élevées. Moayyeri (2008), a suggéré que l'activité physique modérée à vigoureuse est associée à un risque de fracture de hanche diminué de 45% chez les hommes et de 38% chez les femmes. En revanche, le type et l'intensité de l'activité physique qui atténuent le plus le risque de fracture demeurent flous.

Néanmoins, il a été suggéré que des volumes d'entraînement élevés associés à des intensités élevées ont un effet néfaste sur l'os, tant chez les hommes que chez les femmes. Une étude faite par MacDougall et al., (1992) sur les coureurs masculins, a montré que la formation osseuse est stimulée à partir d'un certain seuil, au-delà, les effets bénéfiques seront perdus et dans des cas extrêmes, peuvent entraîner une perte osseuse. En effet, la réduction de la densité minérale osseuse chez les athlètes féminines pratiquant un entraînement en endurance est attribuée à un mécanisme hormonal (Braam et al., 2003).

Bemben et Bemben, (2011) ont comparé les données des adultes qui ont subi un entraînement en résistance à charge élevée pendant 40 semaines (2 ou 3 jours / semaine) versus un groupe de contrôle ayant subi un entraînement en résistance à faible charge. Dans les deux cas, la charge a entraîné une augmentation similaire de la DMO au niveau de la colonne vertébrale et au niveau du grand trochanter. En revanche, Pruitt et al. (1995) ont étudié l'effet d'un entraînement en résistance de haute intensité par rapport à un entraînement en résistance de faible intensité (40% 1RM contre 80% 1RM) chez les femmes âgées pendant un an. Ils ont conclu qu'aucun protocole établi n'augmente la DMO au niveau de la colonne lombaire et de la hanche chez les participantes. Bref, il n'y a pas encore un consensus qui détermine les protocoles d'intensité d'exercice afin d'améliorer ou de maintenir la masse osseuse chez les sujets âgés.

#### 2.4.7 EN FONCTION DE LA DURÉE

En ce qui concerne la durée d'un programme d'entraînement, les études de Bonaiuti, (2004) ont reflété les effets de 4 à 6 mois d'entraînement en termes de remodelage osseux. Cette durée était optimale pour la minéralisation osseuse. Une méta-analyse à essais contrôlés

randomisés faite par Kelley et al. (2013) a montré que l'exercice  $\geq 24$  semaines avait des effets positifs sur la DMO hanche totale et colonne lombaire chez des femmes pré ménopausiques.

Cependant, l'étude de Paillard et al. (2003) a révélé qu'un programme de renforcement musculaire d'intensité modérée, étendu sur 6 semaines n'a pas montré une augmentation significative de la densité osseuse de la colonne lombaire et du col fémoral chez les femmes âgées. Dans la même optique, les conclusions communes des études longitudinales réalisées par McCartney et al. (1996) chez les sujets âgés, ont montré qu'un renforcement musculaire de forte intensité et d'une durée excessive étalée sur deux ans n'a pas signalé une DMO corps entier et colonne lombaire supérieure par rapport à un groupe témoin.

Toutefois, la durée de l'application des sollicitations mécaniques n'est pas une garantie d'amélioration systématique de la réponse ostéogénique. En effet, l'optimisation des réponses osseuses est influencée par la durée de récupération entre les exercices (quelques minutes) ou entre deux entraînements (4 à 8 heures) (Burr, 2002).

#### 2.4.8 EN FONCTION DE LA FRÉQUENCE

La fréquence de l'exercice physique paraît être également un critère favorable pour la minéralisation osseuse. Pas de relation linéaire a été retrouvée entre la fréquence des séances et l'impact osseux. Chez les sujets âgés, deux séances par semaine semblent être un minimum pour stabiliser la DMO. Par contre, une fréquence plus grande semble être nécessaire chez les sujets jeunes mais n'est pas une garantie pour une amélioration de la DMO. Plusieurs facteurs interviennent pour améliorer le résultat : le statut physiologique, les contributions de la nutrition et les conditions environnementales de l'individu.

Les résultats de Petersen et al. (2017) ont suggéré qu'un programme d'entraînement à faible charge et à répétition élevée pendant 27 semaines pourrait être une méthode efficace pour augmenter la DMO et améliorer la masse osseuse chez l'adulte.

Vicente-Rodriguez et al. (2004) ont montré que la participation au handball est associée à un taux élevé du CMO et de la DMO du rachis et des membres chez les filles pré-pubertaires. Un entraînement de 3h/semaine est associé à une meilleure performance et une hypertrophie musculaire améliore la densité minérale osseuse chez les jeunes filles en post-ménarche.



Un programme d'entraînement en force devrait implémenter une charge externe importante (60-85% de 1 RM), une grande variété d'exercices et une durée au minimum de 6 mois, pour augmenter l'acquisition de la masse osseuse au niveau du site activé (Iida et al., 2012).

## **SYNTHÈSE**

**La masse squelettique est le reflet de l'activité physique dans le passé. L'exercice physique ostéogénique a été longtemps suggéré comme bénéfique sur la qualité et la quantité du tissu osseux par les sollicitations biomécaniques qu'il entraîne, favorisant ainsi le croisement appositionnel osseux en initiant le processus de remodelage par activation des cellules osseuses. Il favorise l'augmentation de la masse osseuse chez les enfants, les adolescents et les adultes. Praticué pendant l'enfance, il maximisait l'atteinte du Pic de Masse Osseuse (PMO) et permet maintenir la masse osseuse plus tard dans la vie en réduisant les effets de vieillissement de l'os. Il est considéré comme une stratégie efficace dans le domaine de la prévention primaire de l'ostéoporose. Son effet mécanique favorable sur l'os dépasse une activité à métabolisme énergétique. Déterminant important du risque fracturaire ultérieur, le PMO est sous l'influence de plusieurs facteurs endogènes et exogènes. Il est possible d'agir sur les facteurs mécaniques, nutritionnels et d'autres liés au style de vie (consommation alcool, tabac..) afin d'augmenter ce pic.**

**Quel que soit la nature de l'activité physique, la quantification de ses dimensions ostéogéniques demeure une tâche difficile pour avoir un effet anabolisant maximal sur l'os. En général, l'effet ostéogénique de l'AP est obtenu avec des exercices générant des forces de charge relativement élevées.**

**Un meilleur niveau d'activité physique associé à une meilleure performance physique aura pour résultat une meilleure masse osseuse. L'activité physique semble être une stratégie efficace dans le domaine de la prévention primaire de l'ostéoporose par optimisation musculo-squelettique.**

### **3. RELATIONS ENTRE LE NIVEAU DE PERFORMANCE PHYSIQUE ET LES PARAMÈTRES OSSEUX**

La composition corporelle a été considérée comme un facteur prédictif de performance physique, ceci est attribué à un pourcentage de masse musculaire élevé qui se traduit par une meilleure consommation en oxygène et une meilleure force musculaire (Högström et al., 2012). De même, les os et les muscles partagent des déterminants génétiques, hormonaux et environnementaux, et ceci est expliqué par les sollicitations mécaniques induites par les contractions musculaires sur le squelette (He et al., 2016). De nombreuses études ont également montré une corrélation significative entre plusieurs tests de performance physique aérobie et anaérobie utilisés en pratique sportive courante et les paramètres osseux (Vicente-Rodriguez et al., 2004 ; Sherk et al., 2009). Du fait de leur importance sur la densité minérale osseuse, ils requièrent une place privilégiée dans la planification des programmes d'entraînement physique qui visent la prévention de l'ostéoporose.

#### **3.1 LA FORCE MAXIMALE**

Au cours de l'enfance, une relation positive existe entre la masse musculaire (MM) et les variables osseuses (Ackerman et al., 2006). Durant l'adolescence, le pic de la MM précède celui de la masse osseuse (Baxter-Jones et al., 2011), et le gain musculaire se poursuit jusqu'à la fin de cette période et constitue un déterminant majeur du contenu minéral osseux (Ashby et al., 2011). Cette relation persiste jusqu'à la fin de la vie pour les deux sexes (Reid, 2002). Une perte de la MM chez les sujets âgés détermine en grande partie l'augmentation de l'incidence de l'ostéoporose et le risque fracturaire qui en découle (Clynes et al., 2015). La masse musculaire et la force musculaire sont des déterminants positifs de la résistance osseuse (Rosa et al., 2015). En fait, l'exercice physique qui permet d'augmenter la force musculaire, entre autres, constitue un moyen physiologique non pharmacologique capable d'atténuer les effets de la déminéralisation osseuse normale.

Une grande partie des travaux effectués sur ce thème abonde dans le sens où des corrélations positives ont été observées entre les performances anaérobies en force et la densité minérale osseuse chez les jeunes adultes (Tableau 2).

L'étude menée par Zakhem et al. (2016a) chez 106 jeunes adultes, suggère que la masse maigre et la force maximale en demi squat sont des variables positivement corrélées à la DMO et au CMO dans les deux sexes. De même, dans un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses, la force maximale en demi squat était un déterminant positif de la DMO lombaire ( $r= 0.33$ ) (El Khoury et al., 2017).

Par ailleurs, Vicente-Rodriguez et al. (2008) ont montré qu'aucune relation indépendante n'a été observée chez les hommes et les femmes entre la performance physique et les paramètres osseux après ajustement pour la masse maigre. En effet, la performance physique a été directement associée au CMO corps entier chez les femmes et les hommes au cours de l'adolescence.

Gracia-Marco et al. (2011) ont signalé que les adolescents non actifs avec un niveau de performance physique élevé ont un CMO plus élevé que les sujets actifs ayant un niveau de performance bas.

Le niveau de performance n'a pas d'effet sur la relation entre 25(OH)D et le CMO. Néanmoins, une relation forte a été observée entre le CMO et les tests de performances en force musculaire en particulier le test de la force de préhension (hand grip) et la détente verticale (Valtuna et al., 2011). Ainsi que, He et al. (2016) ont démontré que la force de préhension était la composante qui révélait la plus forte corrélation à la DMO au niveau de tous les sites squelettiques

Des corrélations positives entre les niveaux de force maximale et la DMO de la hanche ont été retrouvées chez 863 femmes âgées de 26 à 97 ans en mesurant la force maximale des fléchisseurs et des abducteurs de la hanche ainsi que la DMO et la masse maigre. Ces corrélations ont disparu après ajustement pour la masse maigre (Pasco et al., 2015).

**TABLEAU 2.** Études menées sur les relations entre les performances physiques en force et la Densité Minérale Osseuse chez les sujets jeunes

Auteurs et année	Population	Matériels et méthodes	Résultats	Conclusion
<b>Gracia-Marco et al. (2011)</b>	-373 adolescents dont 182 hommes - Actifs et non actifs ( $\geq 60$ ou $< 60$ minutes par jour d'AP modérée à vigoureuse) - Classés par tertiles (T1, T2 et T3)	- CMO - AP par accéléromètre - Tests de CP : Fmax par le test de préhension, Fmax par le test de DH, la vitesse-coordination par le test de navette (10*5m), la VO <sub>2</sub> max par le test navette de 20m (Léger et al., 1984)	- Les adolescents ayant un niveau de force, une vitesse-coordination et une capacité cardio-respiratoire moindres ont un CMO CE inférieur aux adolescents actifs. - Les adolescents non actifs ayant un niveau de CP élevé présentaient un CMO CE plus élevé que les sujets actifs, malgré leur niveau d'AP plus faible.	- Un niveau de performance aux tests de CP moins élevé était associé à un niveau de CMO inférieur.
<b>Valtueña et al. (2011)</b>	- 100 adolescents - Agés de 12,5 à 17,5 ans - Etude HELENA	- Mesures anthropométriques - Mesures des paramètres osseux - Concentrations sériques de 25 (OH) D - Apports en calcium et en vitamine D - Questionnaire AP - CP : Handgrip, Sargent test et test navette de 20m (Léger et al., 1984)	- Les concentrations en 25 (OH) D ne montrent pas de corrélations significatives avec CMO. - La performance aux tests de CP est positivement corrélée au CMO CE, à la force des fléchisseurs de l'avant-bras et à DV.	- L'AP a une influence positive sur le CMO chez les individus présentant des taux de vitamine D complets.

<b>Zakhem et al. (2016a)</b>	- 106 jeunes adultes - 45 femmes et 61 hommes - Agés en moyenne de 22 ans	- Masse + taille + IMC - Niveau de performance physique (DV, DH, Triple saut, 5 sauts pieds joints et Fmax des membres inférieurs évaluée par DV). - Composition corporelle +DMO + CMO CE + DMO (L2-L4) + DMO HT + DMO CF mesurés par DXA	- Chez les femmes, la taille, MM, Fmax en DV et les performances obtenues dans trois tests physiques (DV, 5 sauts pieds joints et DH) étaient positivement corrélés aux valeurs de DMO et de CMO. - Chez les hommes, la MM et Fmax en DV étaient positivement corrélées à la DMO et au CMO	- MM et Fmax en demi-squat sont positivement corrélées à la DMO chez les jeunes adultes.
<b>Zakhem et al. (2016b)</b>	- 130 sujets -85 femmes et 45 hommes - Agés en moyenne de 21 ans (18 à 38 ans)	- Composition corporelle - Mesures anthropométriques - Questionnaire d'activités physiques - Niveau de CP (Sargent test, test navette (Léger et al., 1984), test de force de préhension du poignet) - DMO par BUA (atténuation du signal ultrasonique)	- Chez les sujets féminins, la MG, l'IMC, le tour de hanche et le tour de taille sont positivement corrélés à la BUA. - Pas de corrélation entre les tests de CP et la BUA. -Chez les hommes, aucune corrélation significative entre les paramètres mesurés et la BUA.	Les caractéristiques morphologiques semblent des déterminants de santé corrélés à la BUA chez les jeunes femmes mais pas chez les jeunes hommes.

<b>El Khoury et al. (2017)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 37 hommes en surpoids / obèses actifs</li> <li>- 45 hommes en surpoids / obèses sédentaires.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- Questionnaire activités physiques et sommeil</li> <li>- CMO, DMO, indices géométriques de la résistance de la hanche et TBS</li> <li>- VO<sub>2</sub>max</li> <li>- Test de demi-squat</li> <li>- Apport quotidien en calcium et en protéines</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La VO<sub>2</sub>max (l.min<sup>-1</sup>), la MM et la performance au demi-squat étaient corrélés positivement au CMO, à la DMO et aux indices géométriques de la hanche.</li> <li>- Après ajustement de la masse corporelle, les hommes en surpoids / obèses actifs affichaient des valeurs de CMO CE, de DMO lombaire, de DMO HT, de DMO CF, de CSMI et de Z supérieures à celles de celles des surpoids sédentaire / hommes obèses</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le niveau d'activité physique affecte les variables osseuses chez les hommes en surpoids / obèses.</li> <li>- Optimiser la MM et la force musculaire des membres inférieurs peut aider à prévenir l'ostéoporose chez les hommes en surpoids et obèses.</li> </ul>
<b>Hervas et al. (2018)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 156 jeunes adultes</li> <li>- Agés entre 18 et 21 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- VO<sub>2</sub> max (ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) évaluée par le test d'Astrand sur ergocycle</li> <li>- Force isocinétique par dynamomètre pour apprécier la force des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou.</li> <li>- Niveau d'AP de modéré à intense</li> <li>- Stiffness Index</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fmax en extension du genou est un facteur prédictif du Stiffness Index chez les femmes.</li> <li>- AP de modérée à intense est un déterminant fort du Stiffness Index.</li> <li>- Le Stiffness Index est corrélé+ à l'AP intense chez les hommes.</li> <li>- Le Stiffness Index corrélé+ au nombre de pas par jour chez les femmes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- AP de modérée à intense est un déterminant fort des paramètres osseux chez les jeunes adultes</li> </ul>
<b>Khawaja et al. (2019)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 76 jeunes hommes en surcharge pondérale</li> <li>- Agés entre 18 et 35 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle,</li> <li>- CMO, DMO, indices géométriques de résistance osseuse de la hanche ont été déterminés par DXA</li> <li>- Fmax en demi-squat (Smith machine)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Après ajustement pour la MM, Fmax en demi-squat est restée significativement corrélée aux paramètres osseux et aux indices géométriques.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fmax en demi-squat est un déterminant positif de CMO, de DMO et des indices géométriques de résistance osseuse de la hanche</li> </ul>

**Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale ; DH ; détente horizontale ; CP : capacité physique**

Dans une étude menée chez des sujets âgés au-delà de 50 ans, Dixon et al. (2005) ont trouvé qu'une faible force de préhension était associée à une faible DMO au niveau de la colonne vertébrale et de la hanche chez les femmes. En conséquence, une faible force de préhension était associée à un risque de fracture vertébrale élevé (Cheung et al., 2012 ; Shin et al., 2014). De même, Li et al. (2018) ont prouvé une corrélation positive entre la force de préhension maximale et la DMO du col fémoral, de la hanche totale et de la colonne lombaire ; une faible force de préhension est un facteur de risque important de l'ostéoporose. Les femmes ménopausées ayant une force de préhension inférieure à 20 kg présentaient un risque d'ostéoporose très élevé, ceci est dû aux facteurs reconnus tels que l'âge et un faible niveau de 25OHD.

Harvey et al. (2018) ont démontré que la performance physique et la masse maigre appendiculaire (MMA) prédisent le risque de fracture dans un groupe d'hommes âgés indépendamment de la probabilité du risque fracturaire (évaluée par FRAX) et les antécédents de chute.

Sjoblom et al. (2013) ont également montré que l'index de masse musculaire squelettique et la performance physique en force de préhension combinés étaient fortement corrélés à l'ostéoporose, aux fractures et aux chutes. En effet, ces trois composantes jouaient un rôle important dans la prédiction de l'ostéoporose. L'entraînement de ces caractéristiques physiques permet d'améliorer la force et la résistance osseuse (Cianferotti et Brandi, 2014 ; Hart et al., 2017).

Ahedi et al. (2014) ont suggéré que le volume et la force musculaire étaient des déterminants positifs de la DMO et contribuaient au maintien de la DMO avec l'avancée en âge. La section transversale des fléchisseurs de la hanche était positivement corrélée à la DMO de la hanche. La force musculaire de la jambe était légèrement corrélée à la DMO.

Dans la même optique, l'étude de Wihlborg et al. (2015) a montré que les tests de performance physique et les antécédents de chute étaient des prédicteurs de fracture chez les femmes âgées. Cependant, ces tests cliniques joueraient un rôle essentiel dans l'évaluation de risque de fractures. Une partie des travaux effectués sur ce thème trouve des corrélations positives entre les performances anaérobies en force et la densité minérale osseuse chez les sujets âgés (Tableau 3).

**TABLEAU 3.** Études menées sur les relations entre les performances physiques en force et la Densité Minérale Osseuse chez les sujets âgés

Auteurs et année	Population	Matériels et méthodes	Résultats	Conclusion
<b>Lindsey et al. (2005)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 116 femmes obèses ménopausées en bonne santé</li> <li>- Agées en moyenne de 68 ans.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- DMO HT, CE, colonne vertébrale, et avant-bras</li> <li>- Mesures des performances physiques : vitesse de marche normale et rapide de 8 m, longueur du pas normal (NSL), longueur du pas rapide (BSL), position debout unilatérale chronométrée (OLS), passage assis- debout (STS) et force de préhension.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- NSL, BSL, OLS, la vitesse de marche normale, la vitesse de marche rapide et la force de préhension sont + corrélés à la DMO plusieurs sites.</li> <li>- STS n'était associé à aucun site squelettique.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'évaluation des performances physiques peut aider à prévenir l'ostéoporose chez les femmes ménopausées, lorsque les scores de la densité osseuse ne sont pas disponibles.</li> </ul>
<b>Karkkainen et al. (2009)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 606 femmes</li> <li>- Agées entre 66 et 71 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- DMO HT, colonne lombaire</li> <li>- tests physiques : position debout (SOOF) unipodal, force de préhension, force d'extension genou, debout 10 sec yeux fermés, marche rapide 6s, levée d'une chaise, squat.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SOOF est associé à la DMO HT et lombaire.</li> <li>- Squat est associé à la DMO lombaire</li> <li>- Force de préhension est associée à la DMO HT et lombaire.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le test de préhension peut être utilisé en clinique comme outil pour identifier les femmes pouvant bénéficier d'une mesure de la DMO.</li> </ul>



<b>Khazzani et al. (2009)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 484 femmes obèses en bonne santé</li> <li>- Agées en moyenne de 55,1 ans.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-BMD</li> <li>- Risque de chute</li> <li>- Performances physiques : le test de démarrage programmé (TGUGT), le test de cinq fois assis- debout «5 TSTS » et le test de marche 8 pas chronométrés «8 FTW ».</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les scores élevés des tests 'TGUGT', '5 TSTS', '8 FTW' étaient associés à une faible valeur de DMO différents sites.</li> <li>- Une corrélation + entre le nombre de chute/ année et les 3 tests.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Une faible performance physique est associée à une faible DMO et à un risque de chutes et de fractures élevé.</li> </ul>
<b>Marin et al. (2010)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-117 femmes ménopausées physiquement actives</li> <li>- Agées de 67,8 ± 7 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle</li> <li>- DMO (L1-L4), DMO CF, DMO CE mesurées par DXA.</li> <li>- Mesures des tests physiques neuromoteurs : force, équilibre et mobilité</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La masse corporelle est corrélée à la DMO sur tous les sites.</li> <li>- MM corrélée significativement à la DMO.</li> <li>- MG faiblement liée à la DMO CF.</li> <li>- %MG n'est pas corrélé à la DMO.</li> <li>- Corrélations positives entre les tests physiques et les paramètres osseux.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les stratégies visant à augmenter la force musculaire et la MM contribuent à l'amélioration de la santé osseuse chez les femmes ménopausées actives.</li> </ul>
<b>Pasco et al. (2015)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 54 Femmes</li> <li>- Agées de 26 à 97</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesure de la force des fléchisseurs et des abducteurs de la hanche</li> <li>- DMO HT</li> <li>- Composition corporelle.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La force des fléchisseurs et des abducteurs de la hanche étaient positivement associées à la DMO HT.</li> <li>- Toutes les associations entre la force et la DMO HT étaient indépendantes de la taille, mais ont disparues après ajustement pour la MM.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Une association positive est observée entre la force musculaire et la DMO HT.</li> <li>- Cependant, cette association a été expliquée par des mesures de MM.</li> </ul>

<b>Harvey et al. (2018)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2000 hommes</li> <li>- Agés de plus de 75 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- DMO CF</li> <li>- MMA</li> <li>- facteurs de risque de chutes et de fractures</li> <li>- Outil de FRAX</li> <li>- performance physique : assis debout 5 fois, vitesse de marche sur 6m, force de préhension.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le temps mis pour réaliser les 5 passages assis-debout est associé+ à l'augmentation du risque de fracture.</li> <li>- Le rapport MMA/taille<sup>2</sup>, une vitesse de marche et une force de préhension élevées sont associés à une diminution du risque de fracture.</li> <li>- Après ajustement pour FRAX, les associations restent similaires.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les mesures de la performance physique prédisent l'incidence de fracture indépendamment de la probabilité de FRAX.</li> </ul>
-----------------------------	---	--	--	--

**Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale ; MMA : masse maigre appendiculaire**

### 3.1.1 LES EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN FORCE

L'entraînement en résistance ou de force présente des bénéfices multiples pour la santé musculaire ainsi que pour la santé des os (He et al., 2016). Il maintient les habiletés fonctionnelles, diminue le risque de chute et de fracture, contribue à la prévention de la sarcopénie et de l'ostéoporose et améliore la qualité de vie (Winett et Carpinelli, 2001). En effet, il peut aider à la prévention de l'apparition du diabète de type 2 (Yang et al., 2014) et à la réduction de la pression artérielle. Il diminue le risque de mortalité chez les sujets atteints du syndrome métabolique (Lemes et al., 2016) et réduit les facteurs de risques liés aux pathologies cardiovasculaires et à certains types de cancers. Les recherches indiquent que l'entraînement en résistance a été considéré comme un des traitements les plus couramment prescrits qui permettent, outre l'hypertrophie musculaire, l'augmentation de la force et la puissance musculaire, une influence positive sur l'optimisation de la masse osseuse ainsi qu'une amélioration des indices de la formation osseuse (Nickols-Richardson et al., 2007 ; Lester et al., 2009 ; Mosti et al., 2014) (Tableau 4). En effet, un programme d'entraînement en force devrait implémenter une charge externe importante pour augmenter l'acquisition de la masse osseuse au niveau du site activé (Iida et al., 2012).

Yu et al. (2005) ont comparé l'effet d'un entraînement en résistance seul et associé à un régime alimentaire sur la masse osseuse et la composition corporelle des enfants. Les résultats ont montré que l'entraînement en résistance est une méthode efficace pour améliorer la masse maigre et le contenu minéral osseux.

El Hage et al. (2018) ont comparé les effets de deux types d'entraînement aérobic versus résistance sur les paramètres osseux et la composition corporelle chez des jeunes hommes en surpoids et obèses. Ce protocole d'entraînement a montré une diminution de la masse grasse, du pourcentage de la masse grasse, du poids et de l'IMC chez le groupe d'entraînement en résistance. A l'inverse, une augmentation de la force musculaire et des paramètres osseux (CMO CE, DMO L1-L4, TBS) plus significative dans le groupe entraîné en résistance par rapport au groupe entraîné en endurance a été observée.

**TABLEAU 4.** Résumé de plusieurs études longitudinales menées sur l'influence de l'entraînement en force, endurance, vitesse et résistance sur les paramètres osseux

Auteurs et année	Population	Matériels et methods	Résultats	Conclusion
<b>Wihlborg et al. (2014)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 1044 femmes</li> <li>- Agées de 75 ans</li> <li>- Suivi longitudinal sur 10 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Force d'extension du genou</li> <li>- Equilibre</li> <li>- Vitesse de la marche</li> <li>- DMO</li> <li>- Les chutes de l'année précédant l'enquête ont été évaluées par questionnaire.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Chaque diminution de la vitesse de marche était associée à un risque plus élevé de fracture de hanche.</li> <li>- La force d'extension du genou n'est pas associée à la prévisibilité de la fracture.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le test d'équilibre, le test de vitesse de marche et les antécédents de chute sont des tests prédictifs indépendants de la fracture et doivent être pris en compte.</li> </ul>
<b>Abd El-Kader et al. (2016)</b>	<p>80 obèses patients asthmatiques âgés entre 41 et 53 ans sont répartis en deux groupes :</p> <p>Groupe A : entraînement aérobic sur tapis roulant + traitement médical.</p> <p>Groupe B : traitement médical seulement</p>	<p>Entraînement pour une durée de 6 mois :</p> <p>course sur tapis roulant de 30 minutes à une intensité de 60 à 80 % de la fréquence cardiaque maximale</p>	<p>Groupe A :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>↑ de la DMO lombaire et du radius.</li> <li>↓ de l'indice de la masse corporelle.</li> </ul> <p>Amélioration du profil lipidique et inflammatoire.</p> <p>Groupe B : pas de modifications significatives des paramètres osseux et de l'IMC</p>	<p>Ce protocole d'entraînement (tapis roulant de 60% à 80% de la fréquence cardiaque maximale) est efficace pour améliorer la DMO lombaire, diminuer l'IMC et améliorer le profil lipidique chez les patients asthmatiques obèses sur corticothérapie.</p>

<b>Villareal et al. (2017)</b>	<p>-27 obèses adultes âgés entre 65 et 75 ans.</p> <p>-Répartis en deux groupes : Groupe A de 17 sujets faisant un régime alimentaire + entraînement en résistance</p>	<p>Essai clinique d'un an. 3 entraînements/ sem.</p> <p>Une séance = 15 minutes de stretching + 30 minutes d'exercices d'endurance + 30 minutes d'entraînement de musculation + 15 minutes d'exercices d'équilibre.</p>	<p>Le poids corporel a ↓ uniquement chez les sujets qui ont fait un entraînement physique associé à un régime alimentaire. On remarque des changements plus importants de la masse osseuse, des marqueurs du remodelage osseux, des hormones, de la densité minérale osseuse au niveau de la hanche totale, du trochanter et de l'inter trochanter, du télépeptide C-terminal, de l'ostéocalcine, de la leptine et de l'estradiol chez les sujets du 1er groupe.</p>	<p>La perte de poids, même quand elle est combinée à un entraînement, diminue la DMO de la hanche chez les sujets âgés obèses</p>
<b>Piasecki et al. (2018)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 38 sprinters professionnels</li> <li>- 149 athlètes d'endurance</li> <li>- 59 sujets témoins</li> <li>- Agés en moyenne 71 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- DMO HT et colonne vertébrale, - MM et MG</li> <li>- Mesure de performances physiques : DV, Pmax</li> </ul>	<p>- DMO et Pmax significativement plus élevées chez les sprinters comparées aux endurants et aux groupes de contrôle.</p>	<p>- Un entraînement régulier en vitesse est associée à une DMO supérieure chez les sprinters mais pas chez les endurants.</p>

<p><b>El Hage et al. (2018)</b></p>	<p>42 jeunes hommes obèses (IMC&gt;25kg/m<sup>2</sup>), âgés de 18-32 ans répartis en 3 groupes :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Entraînement en endurance (EE)</li> <li>2. Entraînement en résistance (ER)</li> <li>3. Contrôle (GC)</li> </ol>	<p>-Entraînement pour une durée de 12 mois, 3 sessions par semaine.          -La composition corporelle          -le CMO et la DMO ont été évaluées par DXA.</p>	<p>-Dans les deux groupes (EE et ER): une ↓ significative du poids, de l'IMC, de la masse grasse et du pourcentage de la masse grasse.          -Dans les deux groupes : le CSI, BSI, ISI sont ↑.          -Dans le groupe ER, la force maximale, la vitesse maximale aérobie, le CMO CE, la DMO L1-L4, la TBS et le SI ont ↑.          -Le groupe EE a montré une ↑ de la vitesse maximale aérobie, la DMO L1-L4, mais une ↓ du CMO CE.          -L'amélioration de la force musculaire et des paramètres osseux étaient plus importante dans le groupe ER.          Les paramètres osseux dans le groupe contrôle n'ont pas été changé.</p>	<p>L'entraînement en résistance est une méthode efficace pour la diminution de la masse grasse et l'augmentation de la DMO, du TBS et des indices de résistance osseuse de col fémoral chez les jeunes hommes obèses.</p>
<p><b>Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale</b></p>				

Cependant, certaines études réalisées chez des jeunes athlètes féminines entraînées en force musculaire, n'ont pas montré d'adaptation osseuse significatives (Chilibeck et al., 1996 ; Sinaki et al., 1996 ; Nindl et al., 2000), et ceci indépendamment de la durée du protocole et de la charge relativement importante.

Daly et al. (2005) ont exploré les effets de l'entraînement en résistance sur les paramètres osseux et sur la composition corporelle chez les sujets âgés, en surpoids atteints de diabète de type 2 durant 12 mois. Ces résultats indiquent que la modification du régime alimentaire doit être combinée à un entraînement progressif en force pour optimiser les effets sur la composition corporelle sans avoir un effet négatif sur la santé osseuse.

Cette étude menée sur 117 femmes ménopausées montre que la stratégie d'augmenter la force musculaire est intéressante dans le domaine de la prévention de l'ostéoporose féminine (Marin et al., 2010). Une autre étude a révélé que l'entraînement en résistance avec une charge élevée et une répétition minimale (quatre séries de 3 à 5 répétitions avec des charges à 85–90% 1RM) a été efficace pour préserver la DMO chez les femmes ménopausées atteintes d'ostéoporose ou d'ostéopénie (Mosti et al., 2013).

Les données de l'étude réalisée par Arazi et Eghbali (2018) ont montré que l'entraînement en résistance augmente la DMO au niveau du trochanter et de la hanche totale, améliore l'équilibre et la force musculaire et que ses effets sont plus influençant qu'un entraînement en endurance chez les femmes âgées.

Toutefois, certaines études réalisées chez des sujets âgés montrent que l'entraînement en force produit des effets moins importants, en particulier chez les femmes. Ceci est attribué à la réduction de récepteurs d'œstrogènes à la ménopause ce qui réduit le potentiel ostéogénique (Guadalupe-Grau et al., 2009).

### **3.2 LA CONSOMMATION MAXIMALE EN OXYGÈNE (VO<sub>2</sub>max)**

Bien que plusieurs chercheurs aient tenté d'établir une hypothèse générale sur les effets de l'entraînement en endurance sur la DMO (Nichols et al., 2007), peu d'études se sont intéressées à explorer l'association directe entre les paramètres de performance physique et en particulier la consommation maximale en oxygène et la santé osseuse (Dregelid, 2013). Le tableau 5 résume ces recommandations.

Chez des jeunes sujets en surpoids et obèses, El Khoury et al. (2016) ont trouvé que la VO<sub>2</sub>max absolue (L/min) était un déterminant important de la DMO du col fémoral ( $r=0,42$ ,  $p < 0.01$ ), de la DMO du corps entier ( $r=0,47$ ,  $p < 0.001$ ), de la DMO hanche totale ( $r=0,43$ ,  $p < 0.01$ ), du CMO ( $r= 0.71$ ,  $p < 0.001$ ) et des indices géométriques de la hanche chez un groupe de jeunes hommes. Par contre, la VO<sub>2</sub>max relative ( $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) est un déterminant positif du score de l'os trabéculaire (TBS). Cependant, les associations disparaissent après ajustement pour la MM.

De même, il a été démontré que la consommation maximale d'oxygène (VO<sub>2</sub> max en l/mn) prédite par le test de navette est fortement corrélée à la DMO et au CMO chez les enfants (Martinez-Gomez et al. 2010).

Al Rassy et al. (2019) ont montré que la VO<sub>2</sub>max (L/min) est un déterminant important de tous les paramètres osseux (DMO, CMO, indices géométriques de la hanche et TBS) indépendamment de l'IMC chez les femmes âgées entre 20 et 35 ans. La corrélation entre la performance physique en VO<sub>2</sub>max et les paramètres osseux est particulièrement importante chez les sujets normo-pondérés et moins significative chez les sujets maigres et les obèses.

Gibson et al. (2004) se sont penchés sur l'état nutritionnel des coureurs féminins et sur l'influence potentielle des troubles de l'alimentation sur le squelette. La consommation maximale d'oxygène (VO<sub>2</sub>max) était mesurée au cours d'un test continu. Les résultats suggéraient que la VO<sub>2</sub>max est un déterminant des protéines osseuses (ostéocalcine), et l'augmentation de la consommation d'oxygène s'accompagnait d'une réduction de 13% de l'ostéocalcine pour chaque augmentation d'un écart-type de VO<sub>2</sub>max (Gibson et al., 2004).



**TABLEAU 5.** Études menées sur les relations entre les performances physiques aérobies et la Densité Minérale Osseuse chez les adultes

<b>Auteurs et année</b>	<b>Population</b>	<b>Matériels et méthodes</b>	<b>Résultats</b>	<b>Conclusion</b>
<b>Pocock et al. (1986)</b>	- 84 femmes - Agées entre 20-75 ans - 46 en post-ménopause	- VO <sub>2</sub> max (l.min <sup>-1</sup> ) mesurée par le test Astrand- Rhyning sur ergocycle - Mesures de la DMO	- VO <sub>2</sub> max corrélé positivement à CMO CF (r=0,60, p<0,001). - VO <sub>2</sub> max corrélé positivement à DMO L2-L4 (r=0,54, p<0,001)	- La performance aérobie est un déterminant majeur de la DMO CF et colonne lombaire.
<b>El Hage et al. (2014a)</b>	- 20 femmes et 37 hommes - Agés de 18 à 32 ans	- Mesures anthropométriques - VO <sub>2</sub> max (L/mn) - CMO + DMO CE + DMO (L1-L4) + DMO HT + DMO CF	- Chez les femmes, VO <sub>2</sub> max (L/mn) était corrélée au CMO CE, DMO CE, DMO L1-L4, DMO HT, DMO CF. - Chez les hommes, VO <sub>2</sub> max était corrélé au CMO CE, DMO CE, au DMO (L1-L4), DMO HT et DMO CF.	VO <sub>2</sub> max est un déterminant positif de la CMO et DMO chez les jeunes adultes. La PMA semble être un facteur déterminant de la CMO et la DMO chez les jeunes adultes
<b>El Khoury et al. (2018)</b>	- 52 jeunes hommes libanais - en surpoids et/ou obèses (IMC > 25 kg.m <sup>-2</sup> ) - Agés de 18 à 35 ans.	- Mesures anthropométriques - VO <sub>2</sub> max (l.min <sup>-1</sup> ) - DMO + SI+ Z + TBS - Test physique en DV - Pmax des membres inférieurs	- MM est un déterminant positif de la SI CF et de la Z CF. - VO <sub>2</sub> max (l.min <sup>-1</sup> ) est un déterminant de la DMO CE, de la DMO HT et de la DMO CF. - VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) est un déterminant + du TBS.	- VO <sub>2</sub> max (l.min <sup>-1</sup> ) est un déterminant + de la DMO. - VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) est un déterminant + du TBS chez les hommes en surpoids et obèses.

<b>Al Rassy et al. (2019)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 37 femmes</li> <li>- 13 en sous poids</li> <li>- Agées de 20 à 35 ans.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques + DXA + CP + prélèvement sanguin + composition corporelle.</li> <li>- VO<sub>2</sub>max estimée lors du test de course en navette de 20m (Léger et al., 1984)</li> <li>- Pmax par test de Sargent.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- VO<sub>2</sub> (l.min<sup>-1</sup>) absolue corrélée à plusieurs paramètres osseuses (CMO, DMO, CSA) chez les femmes en sous-poids et normo-pondérées.</li> <li>- L'association de plusieurs paramètres osseux avec la VO<sub>2</sub> max (ml.mn<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>), MM, et Pmax sont perdus chez les femmes en sous-poids.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les femmes en sous-poids présentent une altération des paramètres osseux et de la qualité osseuse.</li> <li>- MM et VO<sub>2</sub>max sont déterminants du phénotype osseux chez les femmes en sous-poids et normo-pondérées.</li> </ul>
<p><b>Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale ; VO<sub>2</sub>max : consommation maximale d'oxygène ; CP : capacité physique ;</b></p>				

Toutefois, les athlètes ayant des valeurs de consommation d'oxygène plus élevées avaient tendance à avoir des valeurs de DMO plus basses à tous les sites (Dregelid, 2013).

Les résultats de l'étude faite par Arazi et Eghbali, (2018) ont montré une relation significative entre la VO<sub>2</sub>max et la DMO colonne lombaire (DMO CL) et la DMO col fémoral (DMO CF) ( $r = 0,50$  et  $0,59$ , respectivement). Une régression linéaire multiple a montré que des niveaux plus élevés de VO<sub>2</sub>max prédisaient une DMO élevée. La VO<sub>2</sub>max est un marqueur indirect utile pour prédire le potentiel d'ostéoporose chez les jeunes femmes iraniennes.

L'étude réalisée par Berro et al. (2017) montre que la VO<sub>2</sub> max (ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) était positivement corrélée au CSI ( $r = 0,52$  ;  $p < 0,001$ ) et au ISI ( $r = 0,45$  ;  $p < 0,01$ ). L'analyse par régression linéaire multiple montre que les associations entre la VO<sub>2</sub> max et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI et ISI) sont restées significatives après ajustement pour l'IMC.

### 3.2.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN ENDURANCE AEROBIE

L'entraînement en endurance présente des effets bénéfiques sur le métabolisme et la composition corporelle. Il permet de prévenir, contrôler et traiter les conséquences de l'obésité. Il entraîne une réduction du poids corporel (Bensimhon et al., 2006 ; Marwick et al., 2009) et une diminution de la masse grasse. Il maintient la masse maigre (Brandou et al., 2005 ; Brun et al., 2010) et améliore les aptitudes aérobies. Il diminue la résistance à l'insuline pour la prévention du diabète de type 2 (Kim et al., 2006 ; Lindström et al., 2006). Ce type d'entraînement a des effets positifs sur la pression artérielle (Pescatello et al., 2004 ; Pescatello, 2005), le profil lipidique (Kelley GA et Kelley KS, 2006), les marqueurs inflammatoires (ex. CRP) (Fabre et al., 2002), la viscosité sanguine (Brun et al., 2010), l'humeur (Krogh et al., 2011) et les fonctions exécutives (Fabre et al., 2002 ; Angevaren et al., 2008). Il optimise la masse osseuse et joue un rôle primordial dans le traitement et la prévention de l'ostéoporose. En effet les médecins et les experts de la santé recommandent généralement ce type d'entraînements tels que marcher et courir (Leme et Do Carmo Sitta, 2013). Le tableau 2 résume ces recommandations.

Kohrt et al. (1997) ont rapporté qu'un programme d'exercices tels que la marche, le jogging et la montée des escaliers va entraîner une augmentation significative de la DMO CE, la DMO CL et la DMO CF. Cependant, des exercices de longue durée avec des impacts

importants (ultra-marathon, course > 64 km par semaine) s'accompagnent de dommages et de micro-blessures ostéoarticulaires. En outre, le niveau optimal d'activité physique favorisant les bénéfices en DMO reste encore inconnu (Leme et Do Carmo Sitta, 2013). La marche avait un effet significatif sur la DMO du col fémoral mais non sur la colonne lombaire, bien que l'effet observé soit minime au niveau du col du fémur pour avoir une interprétation clinique en termes de prévention des fractures. MacKelvie et al. (2000) a signalé une augmentation de la DMO au niveau du col du fémur chez les coureurs. Fredericson et al. (2007) a trouvé que les coureurs possédaient une DMO plus élevée au niveau de calcaneum.

Plusieurs études ont reflété les effets d'un entraînement en endurance sur le capital osseux chez les sujets adultes normo-pondérés (Egan et al., 2006 ; Fredericson et al., 2007 ; El Hage et al., 2014b). Parallèlement, Kemmler et al. (2006) ont montré une différence significative entre la DMO CE, la DMO du pelvis, et la DMO des membres inférieurs et du calcaneum des athlètes en les comparants à un groupe de contrôle.

L'effet ostéogénique de l'entraînement en endurance trouve sa justification chez les adultes en surpoids et les obèses. L'entraînement en endurance à faible intensité (au LIPOXmax) est le plus souvent adopté chez les sujets obèses vu ses effets bénéfiques sur l'oxydation d'une quantité importante de graisses (Perri et al., 2002 ; Duclos et al., 2010) et l'augmentation de la masse maigre. En outre, il semblerait être plus facilement tolérable qu'un entraînement en endurance à intensité élevée. L'adhérence à un tel entraînement sera donc plus importante (Johnson et al., 2007). Abd El-Kader et al. (2016) ont montré, chez des sujets obèses asthmatiques, que 6 mois d'entraînement aérobie entraînaient une augmentation de la DMO au niveau du radius et au niveau lombaire et une diminution de l'IMC. De même, El Hage et al., (2009), après un entraînement de 12 semaines avec trois groupes d'adolescents ayant un statut pondéral différent (normo pondéraux, en surcharge pondérale et obèses), ont observé une augmentation significative de la DMO dans les 2 groupes en surcharge pondérale et obèses. L'étude menée par Campos et al. (2014) a montré que l'entraînement combiné (aérobie plus force) est efficace pour améliorer les paramètres métaboliques et augmenter la DMO chez les adolescents obèses. Kim et al. (2015) ont également démontré que l'entraînement en endurance pendant 8 semaines chez un groupe de sujets obèses sains n'a pas entraîné des modifications significatives des valeurs de la DMO, mais une réduction significative de l'IMC, du poids corporel, de la masse grasse, du pourcentage de masse grasse, de l'HOMA-IR et de la leptine.

Cependant, Maud et al. (1981) n'ont pas trouvé des manifestations du système musculo-squelettique chez les coureurs de fond âgés de plus de 70 ans et s'étant entraînés plus de 50 ans. Néanmoins, une étude cohorte prospective a révélé que la marche au moins 4h par semaine était associée à un risque de fracture de hanche diminué de 41% comparée à une marche inférieure à 1h par semaine. De même, les femmes ménopausées qui marchaient régulièrement auront des modifications de la DMO et un risque de fracture diminué par amélioration de l'équilibre avec une réduction du risque de chute (Howe et al., 2007 ; Martyn-St James et Carroll, 2008).

### **3.3 LA PUISSANCE**

Les associations entre la masse maigre, la puissance anaérobie et la masse osseuse ont fait l'objet de peu d'études. Chez les hommes et les femmes, la masse maigre absolue des membres inférieurs est linéairement liée à la puissance pic évaluée par le test de Wingate (Perez-Gomez et al., 2008).

Les chercheurs qui ont étudié les associations entre les variables de performance telles que la force musculaire et récemment la puissance musculaire avec la masse osseuse chez les femmes pré et post- ménopausées, ont rapporté que ces deux paramètres sont fortement liés à la masse osseuse chez les adultes (Shaw et Bishop, 1995 ; Khosla et al., 1996). Cette relation peut être également vraie pour les enfants et les adolescents, de telle sorte que les enfants ayant une masse maigre élevée associée à des niveaux de performance en puissance élevés, afficheraient également une masse osseuse plus élevée. Les relations entre la puissance maximale (Pmax) et les paramètres osseux chez les jeunes adultes semblent être influencées par le sexe. Elles semblent être plus significatives chez les hommes que chez les femmes, expliquées par le pourcentage de masse grasse qui est plus élevé chez les femmes que chez les hommes (Berro et al., 2019). Le tableau 6 résume ces travaux.

**TABLEAU 6.** Études menées sur les relations entre la puissance et la Densité Minérale Osseuse chez les jeunes adultes.

Auteurs et année	Population	Matériels et methods	Résultats	Conclusion
<b>Witzke, (1998)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 54 adolescentes obèses</li> <li>- Agées de 14,6 à 22,7 ans en post-ménarche</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- Composition corporelle</li> <li>- DMO CF, HE, L2-L4 et CMO</li> <li>- Force des extenseurs du genou</li> <li>- Puissance des membres inférieurs évaluée par isocinétisme et par le test de Wingate.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Corrélations positives entre MM et DMO.</li> <li>- Corrélations positives entre la Pu des membres inférieurs et la DMO à tous les sites.</li> <li>- Corrélations positives entre la force des jambes et la DMO tous les sites à l'exception de la colonne lombaire.</li> <li>- La MM est corrélée positivement à la DMO L2-L4 et DMO HE</li> <li>- La Pu des membres inférieurs est corrélée positivement à la DMO CF et du trochanter</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La MM et la Pmax des membres inférieurs prédisent au mieux le CMO et la DMO</li> <li>- Rôle important du développement de la masse musculaire pendant la croissance afin de maximiser la densité osseuse maximale.</li> </ul>
<b>Witzke et Snow (1999)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 54 filles adolescentes</li> <li>- Agées de 14,6 ans en moyenne.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle</li> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- CMO, DMO sur tous les sites</li> <li>- Tests physiques pour apprécier la force et la Pmax des membres inférieurs par le test de Wingate et par isocinétisme.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Corrélation positive entre la MM, la Pu des membres inférieurs et la force des jambes avec tous les paramètres osseux à tous les sites à l'exception de la colonne lombaire.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La Pu des membres inférieurs prédit au mieux la DMO CF, HE.</li> <li>- La MM est un déterminant important de la DMO HT et colonne lombaire.</li> <li>- Rôle important du développement de la masse musculaire pendant la croissance afin de maximiser la densité osseuse maximale.</li> </ul>

<b>Vardar et al. (2007)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 18 jeunes hommes et femmes lutteurs</li> <li>- Agés entre 15 et 19 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- FFM (fat free mass)</li> <li>- % MG</li> <li>- Performances anaérobies évaluées par Test de Wingate</li> <li>- Puissance des membres inférieurs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La PM était significativement plus élevée chez les hommes lutteurs que chez les femmes lutteuses.</li> <li>- La PM était corrélée à la FFM dans les deux sexes.</li> <li>- Aucune relation n'a pas été établie entre les paramètres anaérobies et le % MG.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La FFM doit être prise en considération pour des performances anaérobies plus élevées.</li> </ul>
<b>Min et al. (2017)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 25 sujets mâles</li> <li>- 14 lutteurs professionnels</li> <li>- 11 hommes obèses non entraînés (témoins)</li> <li>- Agés de 19 à 28 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CMO, DMO, composition corporelle</li> <li>- Puissance pic (PP) et Puissance moyenne (PM) mesurées par le test de Wingate</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Corrélations positives entre PM et MM dans les 2 groupes.</li> <li>- PP et PM associés + au CMO, DMO chez les lutteurs mais pas d'association chez les témoins (non entraînés).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La puissance anaérobie absolue et relative était significativement associée aux valeurs minérales osseuses, en particulier la DMO, chez les lutteurs.</li> </ul>
<b>Berro et al. (2018)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 68 jeunes femmes en surpoids</li> <li>- Agées entre 18 et 35 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- VMA et VO<sub>2</sub>max (ml.mn<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) par le test navette de 20m (Léger et al., 1984)</li> <li>- Fmax mesurée lors du demi-squat</li> <li>- DV mesurée par le Sargent test (Pmax)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- VO<sub>2</sub>max (l.mn<sup>-1</sup>) meilleur indicateur + du CMO CE que le MM</li> <li>- MM meilleur indicateur positif de la DMO CE, CSA et CSMI que la VO<sub>2</sub>max (l.mn<sup>-1</sup>)</li> <li>- DV meilleur indicateur positif de la DMO (L1-L4), DMO HE, DMO CF que la MM</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- MM, DV, VO<sub>2</sub>max (l.min<sup>-1</sup>), Pmax et Fmax en demi-squat sont des indicateurs positifs de la DMO et des indices géométriques du col fémoral.</li> </ul>
<b>Khawaja et al. (2019)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 201 jeunes adultes</li> <li>- Agés entre 18 et 35 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle</li> <li>- CMO, DMO déterminés par DXA</li> <li>- DV mesurée par le Sargent test</li> <li>- Pmax des membres inférieurs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La Pmax des membres inférieurs est corrélée +au CMO CE, CMO L1-L4, CMO HE et au CSMI après ajustement pour la MM.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pmax est un meilleur déterminant + du CMO CE et du CMO HE que la MM</li> </ul>

**Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale ; VMA : vitesse maximale aérobie ; FFM : fat free mass ; VO<sub>2</sub>max : consommation maximale d'oxygène ; CP : capacité physique.**

Selon l'étude de Min et al. (2017), la puissance anaérobie absolue des lutteurs professionnels, évaluée par le test de Wingate, était associée positivement aux valeurs minérales osseuses, en particulier à la DMO, et cette association est maintenue avec les valeurs relatives et la DMO.

L'étude faite par El Khoury et al. (2016) suggère que la Pmax (W), mesurée par le test de détente verticale, était associée positivement aux variables osseuses (CMO CE, DMO CE, DMO L1-L4, DMO HE, DMO CF et Z). Elle est un nouveau déterminant de la DMO chez les sujets obèses. Cependant, les associations disparaissent après ajustement pour la MM.

Berro et al. (2018) ont suggéré que la MM, le saut vertical, la VO<sub>2</sub> max (L/Min), la force musculaire, la puissance musculaire et le demi- squat sont des déterminants positifs de la DMO et des indices géométriques chez les jeunes femmes en surpoids et obèses.

Dans un groupe de femmes adolescentes, la MM et la puissance des MI sont des puissants prédicteurs de la DMO et du CMO CE, CMO CL et CMO. Elles joueraient un rôle important dans le développement de la masse musculaire durant la croissance et maximisaient le pic de masse osseuse (Witzke et Snow, 1998).

De même, une relation positive a été retenue entre la masse osseuse et la puissance anaérobie (en utilisant le saut Sargent) chez les sauteurs professionnels (Haydari et al., 2010). Dans ce contexte, la masse maigre ainsi que la puissance anaérobie des membres inférieurs ont été considérées comme les meilleurs prédicteurs de la masse osseuse durant la croissance (Calbet et al., 1998 ; Witzke et Snow, 1999 ; Vicente-Rodriguez et al., 2004 ; Ara, 2013).

Chalhoub et al. (2018) ont étudié l'association entre les paramètres de performance (la masse maigre appendiculaire (ALM), la force de préhension, la puissance des MI et les paramètres de pQCT (taille du squelette, DMO et résistance osseuse) chez 2857 hommes âgés de plus de 65 ans. Des associations fortes ont été retrouvées entre la ALM, la force de préhension et la puissance musculaire des membres inférieurs avec les paramètres osseux.

Selon l'étude de Vicente-Rodriguez et al. (2003), toutes les variables de performance physique en particulier la force isométrique et la puissance maximale générée étaient corrélées aux paramètres osseux en particuliers au CMO et à la DMO chez les footballeurs pré-pubertaires.

Schwarz et al. (2014) ont observé des associations significatives entre la VO<sub>2</sub> max (p <0,0022), la puissance des MI (p <0,011) et la DMO HT chez les hommes. De plus, la force



de préhension et la puissance des MI étaient associées à une augmentation de la DMO au niveau de la colonne lombaire et de la hanche totale respectivement.

Selon Witzke et Snow, (1999), la puissance musculaire était positivement corrélée à la DMO de tous les sites osseux. En effet, la puissance des membres inférieurs est un déterminant prédicteur robuste, indépendant de la DMO particulièrement dans les deux sites : hanche totale et col fémoral. L'augmentation de la puissance musculaire était associée à une meilleure acquisition osseuse durant la croissance chez les adolescents âgés en moyenne de 14,6 ans.

Cependant, la majorité des mesures de la force et de la puissance musculaire n'a pas relevé des corrélations significatives avec la vitamine D chez les jeunes adolescents footballeurs (Brannstrom et al., 2017).

Selon l'étude de Zakhem et al. (2016), les performances qui expriment la puissance musculaire relative (détente verticale, détente horizontale, triple bonds et 5 sauts) étaient corrélées positivement à la DMO de la hanche chez les femmes mais pas chez les hommes. En effet, les relations entre la détente verticale et les paramètres osseux peuvent être influencées par le statut pondéral. L'IMC était supérieur chez les hommes que chez les femmes. Un homme ayant un IMC élevé peut avoir une force maximale et une puissance absolue élevée mais une puissance relative faible. Ceci pourrait expliquer l'absence de corrélations entre la plupart des variables de performances obtenues par les tests exprimant la puissance relative et la DMO chez les hommes. Par contre, des corrélations positives ont été retrouvées chez les femmes normo-pondérées ayant une force maximale et une puissance relative élevée.

### 3.3.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN PUISSANCE

Peu d'études longitudinales se sont attachées à évaluer l'effet d'un entraînement en puissance sur les paramètres osseux chez les adolescents et les adultes. Stengel et al. (2005) ont constaté qu'un entraînement périodique en puissance pendant 12 mois est plus efficace pour réduire la perte osseuse chez les femmes ménopausées par rapport à un entraînement en résistance.

Hamaguchi et al. (2017) ont trouvé que six semaines d'entraînement à faible charge et à faible puissance avaient amélioré la DMO du bassin et la force des extenseurs du genou chez les femmes ménopausées ayant une sarcopénie. Étant donné que ce programme était

facilement réalisable en quotidien, plus efficace chez les adultes sédentaires à risque d'ostéoporose qu'un entraînement en résistance avec des charges lourdes pouvant causer une fatigue musculaire.

Gray et al. (2013) ont examiné les effets de l'entraînement en puissance et en résistance sur la densité minérale osseuse (DMO) pendant 48 semaines chez les femmes pré-ménopausées. Les résultats ont montré qu'il n'y avait aucune différence statistique entre les deux groupes d'entraînement pour les mesures de la DMO. Les résultats de cette étude suggèrent que la puissance et l'entraînement en résistance sont des techniques comparables pour maintenir la densité osseuse.

### **3.4 LA VITESSE**

Les études faites chez des jeunes athlètes ont observé que la charge mécanique induite dans les sports avec des courses à haute intensité et à vitesse rapide produit un effet ostéogénique et augmente la résistance osseuse (Heinonen et al., 1995 ; Bennell et al., 1997 ; Heinonen et al., 2001). En effet, les forces induites sur le squelette sont générées par l'impact direct et les contractions musculaires puissantes et rapides, et susceptibles de provoquer des adaptations osseuses (Judex et Carlson, 2009). Cette idée est également soutenue par des études contrôlées randomisées chez des sujets non-athlétiques d'âges différents (Heinonen et al., 1996 ; Cheng, 2002 ; Vainionpaa et al., 2005). Quelques études ont également examiné l'efficacité du sprint dans le maintien des caractéristiques structurales osseuses au cours du vieillissement (Gast et al., 2013 ; Kusy et Zieliński, 2015). Les études transversales et longitudinales du tableau 7 soutiennent cette idée.

**TABLEAU 7.** Études menées sur les relations entre les performances physiques en sprint et la Densité Minérale Osseuse

Auteurs et année	Population	Matériels et méthodes	Résultats	Conclusion
<b>Taaffe et al. (2003)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 847 femmes et 927 hommes de race blanche,</li> <li>- 723 femmes et 544 hommes de race noire</li> <li>- Agés de 70 à 79 ans.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- DMO HT CF</li> <li>- Mesures de la capacité physique : force de l'extension du genou, passage assis-debout, vitesse de la marche (6 m), endurance à la marche (400 m) et équilibre debout.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La DMO et la performance physique ont été reliées au trochanter chez les femmes noires.</li> <li>- Corrélation + entre la DMO CF et les tests de performance chez les femmes blanches, à l'exception de la marche de 400 m.</li> <li>- L'association était la plus forte chez les femmes noires</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Des performances physiques médiocres et une faible DMO sont des facteurs de risque de fracture. Cette indépendance suggère des interventions pour améliorer les performances physiques et la densité osseuse afin de réduire l'incidence de fractures.</li> </ul>
<b>Vicente-Rodriguez et al. (2003)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 104 garçons obèses</li> <li>- Agés entre 7 et 20 ans</li> <li>- Divisés en 2 groupes: groupe expérimental footballeur et groupe témoin</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle</li> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- Mesures des paramètres osseux</li> <li>- Force isométrique maximale d'extension de la jambe</li> <li>- Fmax</li> <li>- Pmax et hauteur lors du Sargent test</li> <li>- Sprint de 30m</li> <li>- Course de 300m</li> <li>- Test de course navette de 20 m</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Meilleurs résultats en capacité physique (CP) chez les footballeurs.</li> <li>- Le CMO CF est amélioré.</li> <li>- La DMO CF et lombaire était plus importante chez les footballeurs.</li> <li>- La MM était corrélée au CMO CF et lombaire et la DMO.</li> <li>- La force isométrique était corrélée au CMO CE et la DMO.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le fait de pratiquer du football est associé à une amélioration de la CP, à une diminution de la MG et à une augmentation de MM, CMO, et DMO.</li> <li>- La combinaison des variables anthropométriques et de la CP peut être utile pour détecter les enfants présentant une masse osseuse potentiellement réduite.</li> </ul>

<p><b>Vicente-Rodriguez et al. (2004)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 51 filles</li> <li>- Agées en moyenne de 14,2 ans</li> <li>- Groupe expérimental : 24 handballeuses depuis au moins un an.</li> <li>- Groupe témoin : 27 (pas d'activité physique régulière).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- Composition corporelle</li> <li>- Paramètres osseux par DXA</li> <li>- Force isométrique maximale d'extension de la jambe dans la position accroupie</li> <li>- Pmax lors du Sargent test</li> <li>- Sprint de 30 m</li> <li>- Capacité anaérobie lors d'une course de 300 m</li> <li>- VO<sub>2</sub>max estimée lors du test navette de 20m (Léger et al., 1984).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Amélioration du CMO, DMO colonne lombaire par rapport au groupe témoin.</li> <li>- La MM totale était fortement corrélée au CMO et à la DMO.</li> <li>- La vitesse de course sur 300 m était corrélée aux variables CMO, DMO.</li> <li>- Le sprint de 30 m, avait une valeur prédictive pour le CMO, DMO CE.</li> </ul>	<p>Le fait de jouer au handball était associé à une amélioration de la CP, de la DMO axiale et appendiculaire, à une augmentation de la MM et de la DMO chez les jeunes filles.</p>
<p><b>Vicente-Rodriguez et al. (2008)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 278 adolescents</li> <li>- Agés de 13 à 18,5 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Composition corporelle</li> <li>- Paramètres osseux par DXA</li> <li>- Test de flexibilité du tronc (SAR Test)</li> <li>- Force des fléchisseurs des doigts (Handgrip Test)</li> <li>- Force explosive des membres inférieurs lors du test de saut en longueur sans élan</li> <li>- Test pour apprécier la force et l'endurance MS (BAH test)</li> <li>- Test navette 10*4m (SHR test)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les mâles avaient une MG &lt; de 43% et une MM et un CMO CE supérieurs de 40% et 16% respectivement par rapport aux femelles (P &lt; 0,05).</li> <li>- Chez les hommes : Handgrip (<math>r^2 = 0.065</math>), SAR/SBJ/BAH/SHR (<math>0.035 &lt; r^2 &lt; 0.151</math>)</li> <li>- Chez les femmes (<math>0.019 &lt; r &lt; 0.042</math>) (P &lt; 0.001) pour toutes les variables de performances sauf BAH test</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CP est associée directement au CMO et à la DMO CE</li> <li>- Le test de CP peut être utilisé chez les adolescents pour détecter la perte de la masse osseuse.</li> <li>- Les différences de la masse osseuse entre hommes et femmes pourraient s'expliquer par des différences de la masse maigre et de la performance physique.</li> </ul>

<b>Korhonen et al. (2012)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 83 hommes sprinters</li> <li>- 19 sujets physiquement actifs</li> <li>- Agés entre 40-85 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- Mesures densitométriques</li> <li>- Paramètres de résistance tibia</li> <li>- Sprint de 60m</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Valeurs osseuses supérieures chez les athlètes sprinters</li> <li>- Indices de résistance en flexion du tibia &gt;&gt; (I max)</li> <li>- Densité trabéculaire volumétrique supérieure chez les sujets jeunes</li> <li>- CMO, CSA, CSI identiques dans les 2 groupes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'entraînement en sprint a des effets positifs sur la résistance et sur la structure osseuse chez les athlètes adultes et âgés.</li> </ul>
<b>Rantalainen et al. (2014)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 67 sujets mâles sprinters</li> <li>- 60 sujets mâles contrôles</li> <li>- Agés entre 18 et 84 ans.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- PQCT pour évaluer SSI tibial et fibulaire</li> <li>- La densité corticale radiale et polaire</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les sprinters jeunes et âgés ont un meilleur SSI tibial comparés aux sujets contrôles.</li> <li>- La densité corticale radiale et polaire ne diffère pas entre ces 2 groupes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'entraînement en sprint maintient la résistance tibiale osseuse mais pas la densité corticale radiale.</li> </ul>
<b>Zribi A et al. (2014)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 48 jeunes garçons pré-pubertaires</li> <li>- Agés entre 10 et 12 ans</li> <li>- Joueurs de basketball vs groupe contrôle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesures anthropométriques</li> <li>- DMO, CMO par DEXA</li> <li>- Tests physiques : test de navette, sprint 30m, test de Sargent</li> <li>- Niveau d'AP</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CMO, DMO, MO, CE, MS, MI, HT, grand trochanter, bras droit et gauche &gt; groupe basketball vs groupe contrôle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La pratique du basketball est associée à une meilleure performance physique et une meilleure masse osseuse au niveau des différents sites.</li> </ul>
<b>Brännström et al. (2017)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 19 jeunes footballeuses</li> <li>- Agées de 13 à 16 ans</li> <li>- Très peu exposées au soleil</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sérum 25 (OH) D</li> <li>- Composition corporelle</li> <li>- DMO CE, CF et colonne lombaire</li> <li>- Performances musculaires : mesure de la force de l'extension et de la flexion du genou par isocinétisme</li> <li>- Sprint de 20m.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Valeurs 25 (OH) D faibles.</li> <li>- Valeurs des marqueurs du remodelage osseux nettement élevées.</li> <li>- Mesures osseuses et musculaires étaient normales.</li> <li>- 25 (OH) D n'était pas corrélée avec la plupart des paramètres osseux et musculaires.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les valeurs de vitamine D ne sont pas significativement corrélées avec les mesures osseuses et musculaires.</li> </ul>
<p><b>Pmax : puissance maximale ; Fmax : force maximale ; AP : activité physique ; DV : détente verticale ; MS : membre supérieur ; 25 (OH) D : vitamine D ; VO<sub>2</sub>max : consommation maximale d'oxygène ; CP : capacité physique.</b></p>				

Les investigations basées sur la tomодensitométrie quantitative périphérique (pQCT) suggèrent que l'exercice en sprint induit des améliorations de la résistance mécanique de la diaphyse composée principalement de l'os cortical et ceci peut être lié plutôt aux altérations de la structure géométrique qu'à la densité minérale osseuse volumétrique (DMOv). Par exemple, les athlètes dont l'entraînement est caractérisé par une charge imposée sur la diaphyse dans le plan sagittal, présentaient une augmentation de l'épaisseur corticale et une distribution de la masse minérale dans l'axe antéropostérieur (Rantalainen et al., 2010). Par contre, au niveau de l'épiphyse, l'amélioration de la résistance mécanique est également attribuée à l'augmentation de la DMOv trabéculaire (Heinonen et al., 2001).

Les études transversales disponibles chez les athlètes âgés suggèrent que l'entraînement en sprint affecte positivement les caractéristiques osseuses par rapport à l'entraînement en endurance ou l'activité physique quotidienne. Les sprinters ont une DMO et un CMO plus élevés au niveau des jambes, de la hanche, de la colonne lombaire et du tronc par rapport aux athlètes en endurance. Ceci pourrait être expliqué par les forces générées lors du saut et du coup de pied qui leur confèrent une excellente propriété ostéogénique (Wilks et al., 2009 ; Nowak et al., 2010 ; Gast et al., 2013). Les différences peuvent être observées même sur des sites non sollicités comme les bras (Nowak et al., 2010). Les résultats retrouvés chez les athlètes en endurance sont ambigus, indiquant parfois une DMO similaire ou plus grande par rapport aux individus non entraînés en fonction du site considéré (Goodpaster et al., 1996 ; Brahm et al., 1997 ; Velez et al., 2008 ; Nowak et al., 2010). Néanmoins, les différences de la DMO et le CMO chez les sprinters, les coureurs de longue distance et les non-athlètes, persistent généralement après ajustement pour la masse corporelle (Velez et al., 2008 ; Nowak et al., 2010).

Cependant, chez les femmes, aucune corrélation n'était observée entre la BUA, les performances physiques (test de Sargent, navette et force de poignet) et les facteurs environnementaux (PSQI, CCJ et APu) (Zakhem et al., 2016b).

### 3.4.1 EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT EN VITESSE

Les épreuves expérimentales basées sur l'effet de l'exercice physique ou l'entraînement (effet aigu ou chronique) sur la structure et la résistance osseuse chez les personnes âgées sont rares et contradictoires. Une méta-analyse réalisée par Nikander et al. (2010) n'a trouvé aucun effet de l'exercice en sprint sur la résistance osseuse. Ceci peut être

expliqué par la courte durée et la puissance insuffisante, ainsi que l'utilisation des programmes d'entraînement moins intensifs chez des populations non sportives. Depuis, des études faites sur les sujets adultes et âgés ont trouvé un effet positif sur la masse osseuse sur le site proximal du fémur (Allison et al., 2015), mais aucun effet sur la structure et la résistance du mi-fémoral ou le mi-tibial après un entraînement en force et en impact (Kukuljan et al., 2011 ; Ashe et al., 2013).

En principe, la DMO est supérieure chez tous les sujets athlétiques après ajustement pour l'âge. Cependant, cet effet est plus important chez les sprinters et les coureurs de distance moyenne que les coureurs de fond (Gast et al., 2013).

Wilks et al. (2009) ont examiné les propriétés mécaniques du tibia par pQCT chez les athlètes professionnels de piste (sprint vs endurance) âgés entre 35 et 94 ans. Les résultats montrent une plus grande teneur en CMO, un épaissement de l'os cortical et une augmentation de la résistance à la flexion au niveau de la partie moyenne du tibia chez les coureurs de moyenne distance. Par contre, les sprinters avaient des valeurs plus élevées en CMO et DMOv trabéculaire au niveau distal de l'épiphyse tibial, mais une valeur similaire en CSA par rapport aux autres groupes d'athlètes et témoins (Wilks et al., 2009). Néanmoins, les coureurs de sprint montrent un déclin des propriétés osseuses avec l'âge par rapport aux autres groupes. En effet, la diminution des bénéfices osseux liés à l'âge est interprétée par la diminution des forces de réaction au sol (GRF) et la baisse de la vitesse de course Wilks et al. (2009). Des corrélations négatives ont été retrouvées entre l'âge et les indicateurs de résistance du tibia, alors qu'aucun effet significatif n'a été observé chez le groupe témoin sédentaire. Les valeurs élevées des indicateurs de résistance osseuse n'ont pas persisté au-delà de 80 ans, et les caractéristiques osseuses des sujets entraînés et non entraînés sont devenues similaires avec l'âge. Ceci suggère que, même une formation basée sur une charge mécanique maximale en vitesse n'empêche, pas la baisse de la résistance osseuse liée à l'âge.

Les associations observées entre les disciplines sportives en sprint versus endurance et la DMO, reflètent une réponse positive à l'exercice par rapport à un groupe témoin avec un avantage plus grand chez les sprinters ; ceci est attribué aux indicateurs de sprint tels que : les impacts verticaux, la force de réaction, la masse maigre et la puissance musculaire (Hamill et al., 1983 ; Munro et al., 1987).

Les résultats d'une étude faite chez les athlètes montrent que la DMO corps entier, bras, bassin, jambes, thorax et colonne lombaire étaient plus élevées chez les athlètes de sprint

que le groupe de contrôle, sans avantages évidents chez les coureurs d'endurance (Nowak et al., 2010). Kusy et al. (2015) ont comparé les avantages et les risques d'un entraînement en sprint vs endurance sur la santé osseuse chez les personnes âgées. Ils ont trouvé que le type d'entraînement physique en sprint, basé sur une haute et courte intensité est généralement bénéfique pour un vieillissement réussi en santé, tout comme pour un type d'entraînement en endurance basé sur un exercice sous-maximal. Les effets bénéfiques de la course en sprint versus endurance ne sont pas clairs chez les sujets âgés. Il semble que les protocoles à fort impact dans des disciplines comme le sprint, le saut ou le basket-ball sont plus efficaces pour promouvoir la densité minérale osseuse chez les athlètes plus âgés (Dook et al., 1997 ; Gast et al., 2013). Comme cela a été révélé, chez les sprinters adultes et âgés versus les référents actifs, la puissance mécanique dans la phase excentrique du saut était l'un des prédicteurs indépendants les plus puissants des caractéristiques osseuses.

## **SYNTHÈSE**

**Les contraintes mécaniques influencent la masse osseuse et l'architecture dépend fort probablement des forces dynamiques appliquées sur l'os. De nombreuses études ont montré que les contraintes musculaires induisent un stimulus favorable à la réponse ostéogénique. La masse musculaire et la masse osseuse étaient étroitement liées tout au long de la vie. La masse musculaire et la force musculaire sont des déterminants positifs de la résistance osseuse. L'augmentation de la force musculaire serait bénéfique pour la santé musculaire ainsi que pour la santé des os.**

**Le niveau d'activité physique est aussi corrélé positivement à la DMO. Des tests physiques qui mettent en relief les qualités physiques peuvent être utilisés dans la prédiction de la DMO. La performance physique en VO<sub>2</sub> max a été fréquemment évaluée chez les adolescents à la recherche des informations en rapport avec la santé cardiovasculaire, musculaire et osseuse. La puissance maximale aérobie semble être un déterminant positif de la DMO et du CMO chez les jeunes adultes. En effet, un niveau élevé d'activité physique associé à une meilleure aptitude physique aérobie ont pour conséquence une meilleure masse osseuse.**

**La charge mécanique induite dans les sports à contractions musculaires puissantes et rapides, est susceptibles de provoquer des adaptations osseuses et augmenter la résistance de l'os. La performance au sprint reflète le rapport puissance**



**musculaire/poids corporel. La performance au sprint était corrélée à la DMO chez les adultes. Cette théorie suggère que l'entraînement régulier à fort impact a des effets positifs sur la solidité et la structure osseuse. Ces effets sont liés à l'augmentation de la masse corporelle et de la masse musculaire.**

**La puissance et la capacité anaérobie sont liées à la force explosive et aux performances de haute intensité. Les associations entre les variables de performance telles que la force musculaire et la puissance musculaire avec la masse osseuse ont rapporté que ces deux paramètres sont fortement liés à la masse osseuse chez les enfants, les adolescents et les adultes, et sont influencées par le sexe. La puissance des membres inférieurs est un déterminant indépendant de la DMO particulièrement au niveau de la hanche totale et du col fémoral pendant la période de croissance. Les performances qui expriment la puissance musculaire relative étaient corrélées positivement à la DMO de la hanche chez les femmes mais pas chez les hommes. En effet, les relations entre la détente verticale et les paramètres osseux peuvent être influencées par le statut pondéral.**

**Les différentes corrélations retrouvées soulignent la nécessité de mettre en œuvre des stratégies qui visent à augmenter la VO<sub>2</sub>max, la vitesse, la force maximale et la puissance maximale des membres inférieurs chez les jeunes adultes dans le but de prévenir l'ostéoporose plus tard dans la vie. La mise en place de programmes d'entraînement physique adaptés visant à augmenter la performance physique chez les adultes pourrait donc aider à réduire le risque de fracture ultérieure.**

**DEUXIÈME PARTIE :**

**CONTRIBUTION PERSONNELLE**

# MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

## 1.1. SUJETS

Cette thèse inclut 5 études transversales menées chez de jeunes adultes Libanais. Au total, 437 jeunes adultes sains (228 hommes et 209 femmes) ont participé à ces études. L'âge des participants était compris entre 18 et 32 ans. Le recrutement des sujets a eu lieu dans des universités situées au Nord Liban. Le consentement éclairé des participants a été obtenu. Les travaux réalisés ont été menés conformément à la déclaration d'Helsinki en 1964 (concernant l'expérimentation humaine développée pour la communauté médicale par l'Association médicale mondiale).

Les critères d'inclusion de cette étude étaient les suivants :

- Etre en bonne santé, de race caucasienne et âgé entre 18 et 32 ans ;
- L'absence de diagnostic de comorbidités et l'absence d'antécédent de fracture.

Les critères de non-inclusion de cette étude étaient les suivants :

- Le fait d'avoir une maladie osseuse ou métabolique ;
- La prise de médicaments susceptibles de modifier le statut osseux et la calcémie (tels que les glucocorticoïdes, les anticonvulsivants, les hypolipémies, les psychotropes à des posologies pouvant varier le poids, les anorexigènes ou les médicaments à visée thyroïdienne) ;
- Présence de problèmes endocriniens majeurs ou des maladies associant une malabsorption ;
- Existence par le passé d'une immobilisation prolongée ;
- Alcoolisme ;
- Les femmes enceintes n'ont également pas été retenues ;
- Hypertension artérielle (systolique > 140 mm Hg et/ou diastolique > 90 mm Hg) ;
- L'existence d'une cardiopathie ou d'autres antécédents médicaux tels que le diabète type 2 ou la survenue d'un cancer ;
- La présence d'état pouvant altérer la participation aux exercices de performance physique (tels que les pathologies musculaires, les problèmes orthopédiques, la fibromyalgie etc...)

- Les sujets extrêmement obèses  $IMC > 40 \text{ Kg/m}^2$  et extrêmement maigres  $IMC < 16 \text{ Kg/m}^2$ .

## **1.2. MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES**

Les mesures du poids corporel (en kilogrammes) et de la taille (en centimètres) des sujets ont été réalisées par l'intermédiaire d'une balance électronique (Taurus, précision = 0,1 kg et Seca, précision = 0,1 kg) et d'une toise (Seca, précision = 0,1 cm). L'indice de masse corporelle (IMC) a été calculé selon la formule :  $IMC (\text{kg/m}^2) = \text{poids} / (\text{taille})^2$ .

## **1.3. EVALUATION DE LA COMPOSITION CORPORELLE ET DES PARAMETRES OSSEUX**

La composition corporelle a été évaluée par DXA. La masse maigre et la masse grasse des différentes régions y compris les membres supérieurs et inférieurs ont été évaluées. Les valeurs des coefficients de variation obtenus sont  $< 1 \%$  pour la masse maigre et  $< 2 \%$  pour la masse grasse. Le CMO (en grammes) et la DMO (en grammes par centimètre carré) ont été mesurés par DXA (GE Healthcare, Madison, WI) au niveau du corps entier (CE), du rachis lombaire, de la hanche entière (HE) et du col fémoral. Le contrôle de qualité a été réalisé quotidiennement à l'aide d'un fantôme anthropométrique du rachis lombaire par le même opérateur ce qui permet d'identifier les dérives de l'appareil. Les indices géométriques du col fémoral sont déterminés automatiquement à l'aide des algorithmes intégrés au logiciel HSA (Hip structural analysis) (Harvey et al., 2015 ; Silva et al., 2015). Les variables structurelles mesurées sont les suivantes :

La surface de la section transversale ou cross-sectional area (CSA,  $\text{mm}^2$ ) ;

Le moment d'inertie polaire ou cross-sectional moment of inertia (CSMI,  $\text{mm}^4$ ) ;

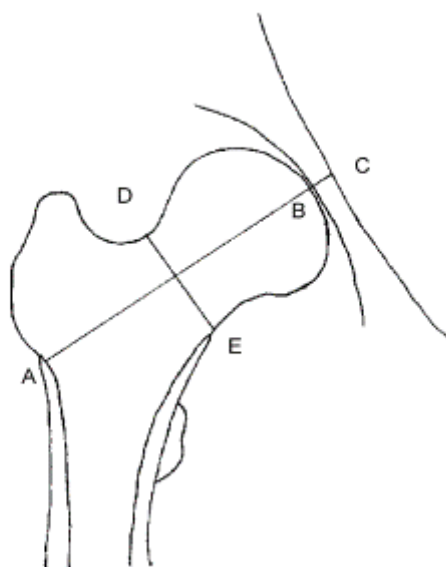
Le module de section ou section modulus (Z,  $\text{mm}^3$ ) ;

Le degré d'instabilité corticale ou le Buckling ratio (BR). C'est le ratio entre la distance entre le centre de l'os et le bord externe et l'épaisseur de l'os cortical ;

L'indice de la résistance osseuse ou Strength index (SI). Cet indice prend en considération la masse osseuse et la distribution de cette masse. C'est un indicateur de la résistance du col fémoral à la force générée lors d'une chute sur le grand trochanter.

Le score de l'os trabéculaire (Trabecular bone score, TBS) a été calculé après analyse des images bidimensionnelles de la DXA au niveau du rachis lombaire (L2-L4) via le logiciel « TBS iNsignit calibration, version 2.1.0.0 » installé sur l'ostéodensitomètre. Le TBS est une mesure de texture osseuse. Cette mesure est corrélée à la résistance biomécanique de l'os et elle est prédictive de la fracture chez les personnes âgées.

Les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont été calculés d'après la méthode de Karlamangla et al. (2004).



**FIGURE 16.** Paramètres géométriques pris en compte pour la mesure des indices de résistance osseuse du col fémoral selon Karlamangla et al. (2004)

Le CSI (indice de force en compression ou compression strength index) est calculé de la manière suivante :  $[(DMO\ CF * largeur\ CF) / poids\ du\ corps]$ . Le CSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la charge axiale en compression (Karlamangla et al., 2004).

Le BSI (indice de force en flexion ou bending strength index) est calculé de la manière suivante :  $[(DMO\ CF * largeur^2\ CF) / (longueur\ de\ l'axe\ de\ la\ hanche * poids\ du\ corps)]$ . Le BSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la force en flexion (Karlamangla et al., 2004).

L'ISI (indice de force aux contraintes ou impact strength index) est calculé de la manière suivante :  $[(DMO\ CF * Largeur\ CF * longueur\ de\ l'axe\ de\ la\ hanche) / (taille * poids\ du\ corps)]$ . L'ISI reflète l'habileté du col fémoral à absorber l'énergie générée par les contraintes mécaniques lors de la chute d'une position debout (Karlamangla et al., 2004).

Dans notre laboratoire, les coefficients de variation étaient inférieurs à 1% pour le CMO et la DMO et inférieurs à 3% pour la CSA. Notons que pour l'ensemble des participants, les différentes mesures osseuses ont été effectuées dans les mêmes conditions, avec matériel et investigateur identiques au centre Hamidé, Tripoli, Liban. Le même investigateur certifié analysait tous les scans en utilisant un protocole d'analyse standard.

#### **1.4. TESTS PHYSIQUES**

Des tests de performance physique (charge-vitesse, détente horizontale, détente verticale, triple bond, **sprint de 20 m**, force maximale en demi-squat et VO<sub>2</sub> max) ont été réalisés dans plusieurs études. La méthodologie spécifique de chaque étude sera précisée ultérieurement (partie Etudes).

##### **1.4.1. LA PUISSANCE MAXIMALE DES MEMBRES INFÉRIEURS ÉVALUÉE PAR LE TEST DE SARGENT**

La puissance musculaire des membres inférieurs a été évaluée à l'aide d'un test de terrain (test de Sargent) nommé encore le test de la détente verticale. Deux paramètres principaux ont été retenus : la détente verticale (mètre) et la puissance (Watts). Les participants se plaçaient contre le mur, leurs pieds étaient bien étendus et leur bras du côté du mur était levé en extension maximale. À ce moment, la hauteur du bout de la main a été indiquée (H1). Avec une légère flexion des genoux, les participants effectuaient une poussée maximale vers le haut. Une deuxième hauteur avec le bras en extension a été indiquée (H2). Les sujets réalisaient trois sauts avec deux minutes de récupération entre les sauts. Nous avons retenu le meilleur essai sur base de la détente verticale la plus élevée. La DV a été calculée en soustrayant la deuxième hauteur de la première ( $DV = H2 - H1$ ). La puissance (P) des membres inférieurs, dépendante du poids du sujet, de la DV, et de l'accélération de la gravité ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ), a été calculée avec la formule suivante :  $P \text{ max (en Watts)} = \sqrt{4,9} \times \text{poids (kg)} \times \sqrt{D(m)} \times 9,81 \text{ (m/s}^2)$  (Harman et al., 1991).

##### **1.4.2. LA PUISSANCE MAXIMALE DES MEMBRES INFÉRIEURS ÉVALUÉE PAR LE TEST CHARGE-VITESSE**

Ce test se réalise sur une bicyclette ergométrique. Il est à charge croissante et permet l'établissement d'une courbe charge-vitesse. Cette épreuve présente l'avantage de donner une estimation précise de la puissance maximale. Après un échauffement de 6 à 10 minutes à 50

% de la fréquence cardiaque maximale théorique, on demande au sujet de pédaler sur une bicyclette ergométrique contre diverses forces de freinage (charge) à une vitesse maximale. Cette vitesse est atteinte normalement en 5 à 7 secondes. Il est indispensable que l'exercice soit maximal et que les sujets restent assis sur la salle. Un intervalle de récupération de 5 min sépare les différentes accélérations. La valeur du pic de vitesse correspondant à chaque force de freinage est notée. Les deux premières accélérations réalisées contre les forces de freinage les plus faibles (1 à 2 kg) servent d'échauffement et d'apprentissage du test. Chaque sprint est interrompu dès que la vitesse cesse d'augmenter (4 à 8 sec) visualisée par le compteur électronique. Après les deux premiers sprints, on intercale un sprint maximal à charge nulle pour la mesure directe de la vitesse maximale ; c'est la vitesse maximale à charge nulle. Pour chaque point de la relation charge-vitesse aussi établie, on calcule la valeur correspondante de la puissance W. Les différents paramètres (vitesse en tours/minute, charge en Kg et puissance en Watts) sont reportés sur un diagramme. La puissance maximale correspond à un point de la relation charge-vitesse dont les coordonnées sont la charge optimale et la vitesse optimale pour lesquelles le rendement mécanique de l'effort maximal est le meilleur. La puissance étant le produit de la charge par la vitesse de pédalage (Vandewalle et al., 1987 ; Green et Dawson, 1993).

#### 1.4.3. MESURE DIRECTE DE LA CONSOMMATION MAXIMALE D'OXYGÈNE

La consommation maximale d'oxygène a été mesurée directement par un appareil valide (Cosmed Fitmate pro ; version 2.20) lors d'un exercice triangulaire sur bicyclette ergométrique (Siemens-Elema RE 820 ; Rodby Elektronik AB, Enhorna, Sweden). Chaque palier avait une durée de 2 minutes et l'augmentation de la puissance d'un palier à l'autre était de l'ordre de 20 à 30 Watts. Le test continue jusqu'à l'atteinte d'un pic de  $VO_2$  (L/min) ; le test dure en moyenne 12 minutes (6 paliers). La consommation maximale d'oxygène a été aussi mesurée directement par un appareil valide (Cosmed Fitmate pro ; version 2.20) lors d'un exercice triangulaire sur tapis roulant (étude préliminaire 3). Le protocole est identique à celui de la mesure de la  $VO_2$  max sur bicyclette ergométrique et l'augmentation de la puissance d'un palier à l'autre était de l'ordre de 1,5 à 2 km/h.

#### 1.4.4. MESURE DE LA VITESSE DU SPRINT (20 METRES)

Après un échauffement standardisé, le temps au sprint 20 mètres a été enregistré en utilisant des cellules photo-électriques (BROWER Timing Systems). 3 essais ont été réalisés avec 3 minutes de récupération entre les essais. Nous avons retenu le meilleur essai.

#### **1.4.5. MESURE DE LA FORCE MAXIMALE EN DEMI-SQUAT**

La force maximale en demi-squat a été évaluée par un appareil de musculation classique (Smith machine) en respectant les instructions de l'Association nationale de conditionnement et de force musculaire (NCSA) (Hanson et al., 2007 ; El Hage et al., 2011).

### **1.5. QUESTIONNAIRES**

La consommation calcique journalière (CCJ), la consommation protéique journalière (CPJ), la qualité de sommeil et le niveau hebdomadaire d'activité physique ont été évalués par des questionnaires validés (Buysse et al., 1989 ; Fardellone et al., 1991 ; Morin et al., 2005 ; Armstrong et Bull, 2006). Les sujets qui pratiquent au moins, au cours de la semaine, 150 minutes d'activité d'intensité modérée sont considérés « actifs ». Les sujets qui ont une activité physique inférieure à ce seuil sont considérés « inactifs ». Le détail de chaque questionnaire apparaît dans la partie Etudes.

### **1.6. ÉVALUATION STATISTIQUE DES DONNÉES**

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel SigmaStat 3.1 (Jandel Corp., San Rafael, Californie). Le seuil de significativité a été fixé à  $p < 0.05$ . Les différences entre les groupes ont été précisées par une analyse de variance à une voie (ANOVA). L'existence d'éventuelle corrélation a été précisée par le test de Pearson pour les distributions normales et par le test de Spearman pour les distributions non normales, et les valeurs de  $r$  ont été retenues. Des modèles de régressions linéaires multiples ont été utilisés pour définir les meilleurs déterminants des paramètres osseux, et les valeurs de  $r^2$  ont été rapportées. Des analyses de covariance à une voie (ANCOVA) ont été utilisées afin de comparer les variables osseuses entre les groupes après ajustement pour des covariants (cf. études).

### **1.7. DESIGN DES ÉTUDES**



Cette thèse est basée sur cinq études transversales : trois études préliminaires et deux études principales. Les études préliminaires ont exploré les relations entre niveau d'activité physique ou  $VO_2$  max et paramètres osseux. Les études principales avaient pour objectif d'explorer les relations entre les performances obtenues aux plusieurs tests à dominante anaérobie et les paramètres osseux chez de jeunes adultes Libanais.

**TABLEAU 8.** Design des études

Titre de l'étude	Population étudiée	Objectifs	Référence
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 1</b></p> <p>la consommation maximale d'oxygène prédit la densité minérale osseuse chez les jeunes adultes</p>	<p>80 jeunes adultes Libanais.</p>	<p>Explorer la relation entre la consommation maximale d'oxygène et la DMO chez des jeunes adultes Libanais.</p>	<p>Science et Sports. 2020. <a href="https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003">https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003</a></p>
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 2</b></p> <p>Influence du niveau d'activité physique sur les indices de résistance osseuse du col fémoral chez des jeunes hommes en surpoids</p>	<p>96 jeunes hommes dont l'IMC &gt; 25 kg/m<sup>2</sup></p>	<p>Comparer les indices de résistance osseuse du col fémoral des hommes actifs en surpoids par rapport aux hommes inactifs en surpoids</p>	<p>J Clin Densitom. 2020 Jan 11. pii: S1094-6950(19)30235-5.doi: 10.1016/j.jocd.2020.01.004.</p>
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 3</b></p> <p>Corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance</p>	<p>80 jeunes hommes dont l'IMC &gt; 25 kg/m<sup>2</sup></p>	<p>Explorer les relations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez des jeunes hommes en surpoids et obèses.</p>	<p>Science et Sports (article en navette)</p>

<p>osseuse</p> <p>du col fémoral chez</p> <p>un groupe de jeunes hommes</p> <p>en surpoids et obèses</p>			
<p><b>ÉTUDE ORIGINALE 1</b></p> <p>La puissance maximale</p> <p>prédit elle la DMO chez les</p> <p>jeunes adultes ?</p>	<p>53 jeunes hommes et 148</p> <p>jeunes femmes.</p>	<p>Explorer les relations entre la</p> <p>puissance maximale calculée à</p> <p>partir du test de Sargent et les</p> <p>paramètres osseux chez de jeunes</p> <p>adultes Libanais.</p>	<p>J Clin Densitom. 2019 Jul - Sep;22(3):311-</p> <p>320.</p>
<p><b>ÉTUDE ORIGINALE 2</b></p> <p>Relations entre la puissance</p> <p>maximale et les paramètres</p> <p>de santé osseuse chez de</p> <p>jeunes adultes Libanais</p>	<p>60 jeunes adultes Libanais.</p>	<p>Explorer les relations entre les</p> <p>performances obtenues aux tests</p> <p>physiques à dominante anaérobie et</p> <p>les paramètres osseux chez de</p> <p>jeunes adultes Libanais.</p>	<p>In International Work-Conference on</p> <p>Bioinformatics and Biomedical Engineering</p> <p>2020 May 6 (pp. 119-129). Springer, Cham.</p>

**TABLEAU 9.** Paramètres de performance physique et de santé osseuse mesurés dans chaque étude

Titre de l'étude	Paramètres de performance physique évalués	Paramètres de santé osseuse mesurés
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 1</b></p> <p>la consommation maximale d'oxygène prédit la densité minérale osseuse chez les jeunes adultes</p>	<p>La consommation maximale d'oxygène (L/min) mesurée lors d'un exercice triangulaire sur bicyclette ergométrique.</p>	<p>Contenu minéral osseux du corps entier, DMO du corps entier, DMO du corps entier, DMO du rachis lombaire, DMO de la hanche et DMO du col fémoral.</p>
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 2</b></p> <p>Influence du niveau d'activité physique sur les indices de résistance osseuse du col fémoral chez des jeunes hommes en surpoids</p>	<p>Niveau d'activité physique (h/semaine) évalué par le GPAQ.</p>	<p>DMO du corps entier, DMO du corps entier, DMO du rachis lombaire, DMO de la hanche et DMO du col fémoral.</p> <p>CSI : indice de force en compression. Le CSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la charge axiale en compression.</p> <p>BSI : indice de force en flexion. Le BSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la force en flexion.</p> <p>ISI : indice de force aux contraintes. L'ISI reflète l'habileté du col fémoral à absorber l'énergie générée par les contraintes mécaniques lors de la chute d'une position debout.</p>

		<p>TBS : score de l'os trabéculaire. Le TBS est un indice de texture osseuse.</p> <p>CSA : surface de la section transversale. La CSA reflète la résistance osseuse en compression.</p> <p>CSMI : moment d'inertie de la surface transversale. Le CSMI est un index de rigidité structurale de l'os.</p> <p>Z : module de section. Le Z reflète la résistance osseuse à la flexion.</p> <p>SI : indice de résistance osseuse. Le SI reflète la résistance du col fémoral à la force générée lors d'une chute sur le grand trochanter. Le SI prend en compte les dimensions corporelles comme le poids et la taille.</p> <p>BR : degré d'instabilité corticale ou « buckling ratio ». Le BR est index de stabilité corticale à la déformation.</p>
<p><b>ÉTUDE PRÉLIMINAIRE</b></p> <p><b>3</b></p> <p>Corrélations positives entre le niveau d'activité physique</p>	<p>Niveau d'activité physique (h/semaine) évalué par GPAQ.</p> <p>La consommation maximale d'oxygène (L/min) mesurée par Fitmate pro lors d'un exercice triangulaire sur tapis roulant.</p> <p>La détente verticale mesurée par le test de Sargent.</p>	<p>DMO de la hanche et DMO du col fémoral.</p> <p>CSI : indice de force en compression. Le CSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la charge axiale en compression.</p>

<p>et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses</p>	<p>La force maximale (1-RM) en demi-squat.</p>	<p>BSI : indice de force en flexion. Le BSI reflète l'habileté du col fémoral à résister à la force en flexion.</p> <p>ISI : indice de force aux contraintes. L'ISI reflète l'habileté du col fémoral à absorber l'énergie générée par les contraintes mécaniques lors de la chute d'une position debout.</p> <p>Mesures des taux sanguins de PTH et de vitamine D.</p>
<p><b>ÉTUDE PRINCIPALE 1</b> La puissance maximale prédit-elle la DMO chez les jeunes adultes ?</p>	<p>Le test de détente verticale (test de Sargent). La puissance maximale calculée à partir du test de Sargent.</p>	<p>Contenu minéral osseux du corps entier, DMO du corps entier, DMO du corps entier, DMO du rachis lombaire, DMO de la hanche et DMO du col fémoral.</p> <p>TBS : score de l'os trabéculaire. Le TBS est un indice de texture osseuse.</p> <p>CSA : surface de la section transversale. La CSA reflète la résistance osseuse en compression.</p> <p>CSMI : moment d'inertie de la surface transversale. Le CSMI est un index de rigidité structurale de l'os.</p> <p>Z : module de section. Le Z reflète la résistance</p>

		<p>osseuse à la flexion.</p> <p>SI : indice de résistance osseuse. Le SI reflète la résistance du col fémoral à la force générée lors d'une chute sur le grand trochanter. Le SI prend en compte les dimensions corporelles comme le poids et la taille.</p> <p>BR : degré d'instabilité corticale ou « buckling ratio ». Le BR est index de stabilité corticale à la déformation.</p>
<p><b>ÉTUDE PRINCIPALE 2</b> Relations entre la puissance maximale et les paramètres de santé osseuse chez de jeunes adultes Libanais</p>	<p>La puissance maximale des membres inférieurs évaluée par le test de charge-vitesse.</p> <p>Le test de détente verticale (test de Sargent).</p> <p>La puissance maximale calculée à partir du test de Sargent.</p> <p>Le test de détente horizontale.</p> <p>Le test de sprint (20 mètres).</p>	<p>Contenu minéral osseux du corps entier, DMO du corps entier, DMO du corps entier, DMO du rachis lombaire, DMO de la hanche et DMO du col fémoral.</p> <p>TBS : score de l'os trabéculaire. Le TBS est un indice de texture osseuse.</p> <p>CSA : surface de la section transversale. La CSA reflète la résistance osseuse en compression.</p> <p>CSMI : moment d'inertie de la surface transversale. Le CSMI est un index de rigidité structurale de l'os.</p> <p>Z : module de section. Le Z reflète la résistance</p>

		<p>osseuse à la flexion.</p> <p>SI : indice de résistance osseuse. Le SI reflète la résistance du col fémoral à la force générée lors d'une chute sur le grand trochanter. Le SI prend en compte les dimensions corporelles comme le poids et la taille.</p> <p>BR : degré d'instabilité corticale ou « buckling ratio ». Le BR est index de stabilité corticale à la déformation.</p>
--	--	--



## **ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 1**

**LA CONSOMMATION MAXIMALE D'OXYGÈNE PRÉDIT LA DENSITÉ  
MINÉRALE OSSEUSE CHEZ LES JEUNES ADULTES**

## RÉSUMÉ

Le but de cette étude était d'explorer la relation entre la consommation maximale d'oxygène et la densité minérale osseuse chez de jeunes adultes Libanais. 30 femmes et 50 hommes Libanais âgés de 20 à 30 ans ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés, et l'indice de masse corporelle (IMC) a été calculé. La composition corporelle et la densité minérale osseuse (DMO) ont été évaluées par DXA. Les consommations maximales en oxygène absolue  $VO_2$  max (L/min) et relative  $VO_2$  max (ml/mn/kg) ont été mesurées directement par un système valide (par le système Fitmat Pro) en faisant un exercice triangulaire sur bicyclette ergométrique. Les paramètres osseux mesurés étaient les suivants : le contenu minéral osseux du corps entier (CMO CE), la densité minérale osseuse du corps entier (DMO CE), la densité minérale osseuse de la hanche entière (DMO HE), la densité minérale osseuse du col fémoral (DMO CF) et la densité minérale osseuse du rachis lombaire (DMO L1-L4).

Le poids, la taille, l'IMC, la masse maigre, le CMO CE, la DMO CE, la DMO L1-L4, la DMO HE, la DMO CF, la  $VO_2$  max (L/min) et la  $VO_2$  max (ml/min/kg) étaient significativement différents entre les hommes et les femmes.

**TABLEAU 10.** Caractéristiques cliniques et paramètres osseux de la population étudiée

	Femmes (n = 30)	Hommes (n = 50)
Age (ans)	22,1 ± 2,9	22,1 ± 2,8
Poids (kg)	59,8 ± 13,8 *	81,6 ± 15,8
Taille (cm)	158,2 ± 6,3 *	175,6 ± 8,3
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	23,8 ± 5,0 *	26,4 ± 4,3
Masse maigre (kg)	36,543 ± 5,625 *	57,675 ± 8,962
Masse grasse (kg)	21,190 ± 9,830	20,920 ± 8,908
CMO CE (g)	2163 ± 338 *	3057 ± 451

DMO CE (g/cm <sup>2</sup> )	1,080 ± 0,108 *	1,224 ± 0,128
DMO L1-L4 (g/cm <sup>2</sup> )	1,162 ± 0,160 *	1,230 ± 0,166
DMO HE (g/cm <sup>2</sup> )	1,002 ± 0,028 *	1,131 ± 0,148
DMO CF (g/cm <sup>2</sup> )	0,979 ± 0,171 *	1,127 ± 0,166
VO <sub>2</sub> max (L/mn)	1,79 ± 0,43 *	3,20 ± 0,70
VO <sub>2</sub> max (ml/min/kg)	30,4 ± 6,4 *	39,6 ± 7,2

Les valeurs sont exprimées en moyennes ± déviations standards. IMC : Indice de masse corporelle ; CMO : Contenu minéral osseux ; CE : Corps entier ; DMO : Densité minérale osseuse ; HE : Hanche entière ; CF : Col fémoral ; VO<sub>2</sub> max : Consommation maximale d'oxygène ; \* différences inter-sexes significatives, p < 0,05.

Dans les deux sexes, la masse maigre était un meilleur déterminant positif du CMO CE que la VO<sub>2</sub> max (L/min). Chez les femmes, le poids, la taille, la masse maigre et la consommation maximale en oxygène (L/min) étaient positivement corrélés au CMO CE, à la DMO CE, à la DMO L1-L4, à la DMO HE et à la DMO CF (p < 0,05). Chez les femmes, la masse maigre était un meilleur déterminant positif de la DMO du rachis lombaire, de la DMO de hanche entière et de la DMO du col fémoral que la VO<sub>2</sub> max (L/min).

Chez les hommes, le poids, l'IMC, la masse maigre et la consommation maximale en oxygène (L/min) étaient positivement corrélés au CMO CE, à la DMO CE, à la DMO L1-L4, à la DMO HE et à la DMO CF (p < 0,05). Chez les hommes, la VO<sub>2</sub> max (L/min) était un meilleur déterminant positif de la DMO du rachis lombaire, de la DMO de hanche entière et de la DMO du col fémoral que la masse maigre.

**TABLEAU 11.** Corrélations entre les caractéristiques cliniques et les paramètres osseux chez les femmes

	CM O CE (g)	DMO CE (g/cm <sup>2</sup> )	DMO L1-L4 (g/cm <sup>2</sup> )	DMO HE (g/cm <sup>2</sup> )	DMO CF (g/cm <sup>2</sup> )
Age (ans)	0,07	0,18	0,25	-0,02	-0,01
Poids (Kg)	0,59 ***	0,59 ***	0,42 *	0,60 ***	0,62 ***
Taille (cm)	0,72 ***	0,58 ***	0,53 **	0,51 **	0,61 ***
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	0,37 *	0,42 *	0,26	0,42 *	0,43 *
Masse maigre (kg)	0,81 ***	0,76 ***	0,70 ***	0,77 ***	0,78 ***
Masse grasse (kg)	0,38 *	0,38 *	0,17	0,33 *	0,41 *
VO <sub>2</sub> max (L/min)	0,71 ***	0,69 ***	0,63 ***	0,67 ***	0,71 ***
VO <sub>2</sub> max (ml/min/kg)	0,26	0,25	0,32	0,23	0,26

CMO : Contenu Minéral Osseux ; CE : Corps Entier ; HE : Hanche Entière ; CF : Col Fémoral ; DMO : Densité Minérale osseuse ; \* p < 0,05 ; \*\* p < 0,01 ; \*\*\* p < 0,001.

**TABLEAU 12.** Corrélations entre les caractéristiques cliniques et les paramètres osseux chez les hommes

	CMO CE (g)	DMO CE (g/cm <sup>2</sup> )	DMO L1-L4 (g/cm <sup>2</sup> )	DMO HE (g/cm <sup>2</sup> )	DMO CF (g/cm <sup>2</sup> )
Age (ans)	0,04	0,05	0,03	-0,09	-0,08
Poids (kg)	0,66 ***	0,55 ***	0,29 *	0,35 **	0,33 **
Taille (cm)	0,55 ***	0,21	0,23	0,12	0,12
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	0,49 ***	0,55 ***	0,29 *	0,36 **	0,33 **
Masse maigre (kg)	0,74 ***	0,54 ***	0,39 **	0,35 **	0,33 **
Masse grasse (kg)	0,21	0,16	0,14	0,08	0,05
VO <sub>2</sub> max (L/min)	0,70 ***	0,63 ***	0,61 ***	0,48 ***	0,50 ***
VO <sub>2</sub> max (ml/min/kg)	0,04	0,10	0,31*	0,21	0,22

CMO : Contenu Minéral Osseux ; CE : Corps Entier ; HE : Hanche Entière ; CF : Col Fémoral ; DMO : Densité Minérale osseuse ; \* p < 0,05 ; \*\* p < 0,01 ; \*\*\* p < 0,001.

En conclusion, cette étude montre que la VO<sub>2</sub> max (L/min) est un facteur corréléable au CMO et à la DMO chez les jeunes adultes. La VO<sub>2</sub> max (L/min) semble être le meilleur déterminant positif de la DMO chez les hommes.



Disponible en ligne sur

ScienceDirect  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte  
www.em-consulte.com



## LETTER TO THE EDITOR

### Maximum oxygen consumption predicts bone mineral density in young adults

*La consommation maximale d'oxygène prédit la densité minérale osseuse chez les jeunes adultes*

#### 1. Introduction

There is enough evidence to confirm the relationship between peak bone mass and fracture risk later in life [1,2]. Peak bone mass is generally attained at the third decade of life, and it is influenced by several factors including mechanical factors such as body weight and weight-bearing physical activity [1,2]. Several studies have shown positive associations between physical performance variables and bone characteristics in young adults [3,4]. In fact, muscular strength and power are positive determinants of bone mineral content (BMC) and bone mineral density (BMD) in young adults [4]. However, little is known regarding the relationships between aerobic power and bone variables at this age. Two recent studies suggested positive relationships between maximum oxygen consumption and bone variables in young adults; however, the number of subjects in these two studies was very low [3,4]. The aim of the current study was to explore the relationships between maximum oxygen consumption and bone variables (BMC and BMD) in a group of young adults. Thirty women and 50 men whose ages range from 18 to 30 years participated in this study. The 80 participants were recruited from 3 private universities located in North Lebanon. All participants were nonsmokers and had no history of major orthopedic problems or other disorders known to affect bone metabolism. Other inclusion criteria included no diagnosis of comorbidities and no history of fracture. Moreover, women participating in this study were not pregnant and had not taken hormonal contraceptives for the past 6 months. Body weight and height were measured, and body mass index (BMI) was calculated. BMC (g) and BMD ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) were determined for each individual by DXA at whole body (WB), lumbar spine (L1-L4), total hip (TH) and femoral neck (FN) (GE Healthcare, Madison, WI).  $\text{VO}_2$  max of the subjects was measured using a

Cosmed Fitmate pro device (version 2.20) while exercising on a bicycle ergometer (Siemens-Elema RE 820; Rodby Elektronik AB, Enhorna, Sweden). A progressive 2-minute step protocol (20–30 Watts/step) was used as previously described [3,4]. Daily calcium intake, daily protein intake and physical activity level were measured using validated questionnaires [3–5]. Associations between  $\text{VO}_2$  max and bone variables were given as Pearson correlation coefficients. Multiple linear regression analysis models were used to test the relationships of bone variables with lean mass and  $\text{VO}_2$  max (L/mn), and  $r^2$  were reported. Data were analyzed with Number Cruncher Statistical System (NCSS; Kaysville, UT). A level of significance of  $P < 0.05$  was used.  $\text{VO}_2$  max ( $\text{mL}/\text{mn}/\text{kg}$ ) was not significantly correlated to bone variables in both sexes.  $\text{VO}_2$  max (L/mn) was positively correlated to WB BMC, WB BMD, L1-L4 BMD, TH BMD and FN BMD in both sexes (Table 1). Multiple linear regressions showed that these positive associations remained significant after adjustment for lean mass in both sexes. Lean mass was a stronger determinant of WB BMC than  $\text{VO}_2$  max (L/mn) in both sexes. In addition,  $\text{VO}_2$  max (L/mn) was a stronger determinant of L1-L4 BMD, TH BMD and FN BMD than lean mass in men. In contrast, lean mass was a stronger determinant of L1-L4 BMD, TH BMD and FN BMD than  $\text{VO}_2$  max (L/mn) in women.

#### 2. Discussion

The current study suggests that maximum oxygen consumption (L/mn) is a strong positive predictor of bone mineral content and bone mineral density in both genders. Interestingly, all these positive associations remained significant after adjustment for lean mass. Moreover,  $\text{VO}_2$  max (L/mn) was a stronger determinant of WB BMD, L1-L4 BMD, TH BMD and FN BMD than lean mass in men but not in women. The relative importance of lean mass and  $\text{VO}_2$  max (L/mn) on bone variables seems to vary with gender. However, there were no significant correlations between  $\text{VO}_2$  max ( $\text{mL}/\text{mn}/\text{kg}$ ) and bone variables in both genders. Future studies are needed to better understand the mechanisms that may explain the independent positive association between bone mass and maximum oxygen consumption (L/mn). Implementing strategies to optimize  $\text{VO}_2$  max (L/mn) in young adults may help to reduce fracture risk later in life. Accord-

<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003>  
0765-1597/© 2020 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Please cite this article in press as: Sabbagh P, et al. Maximum oxygen consumption predicts bone mineral density in young adults. Sci sports (2020), <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003>

**Table 1** Correlations between maximal oxygen consumption and bone variables in both sexes.

	Women (N = 30)		Men (N = 50)	
	VO <sub>2</sub> max (L/mn)	VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	VO <sub>2</sub> max (L/mn)	VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)
WB BMC (g)	0.71***	0.26	0.70***	0.04
WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.69***	0.25	0.63***	0.10
L1-L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.63***	0.32	0.61***	0.31
TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.67***	0.23	0.48***	0.21
FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	0.71***	0.26	0.50***	0.22

VO<sub>2</sub> max: maximum oxygen consumption; WB BMC: whole body bone mineral content; WB BMD: whole body bone mineral density; L1-L4 BMD: lumbar spine bone mineral density; TH BMD: total hip bone mineral density; FN BMD: femoral neck bone mineral density; \*\*\*: P < 0.001. The results shown represent r values.

ingly, health professionals should encourage the practice of resistance training and/or high-intensity interval training in young adults as a way to prevent osteoporosis later in life.

#### Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

#### Acknowledgments

This study was supported by a grant from the research council of the University of Balamand, Lebanon. Moreover, we gratefully acknowledge Lina Rahmé El Hage for her help in improving the quality of this manuscript.

#### References

- [1] El Hage R, Khairallah W, Bachour F, Issa M, Eid R, Fayad F, et al. Influence of age, morphological characteristics, and lumbar spine bone mineral density on lumbar spine trabecular bone score in Lebanese women. *J Clin Densitom* 2014;17(3):434–5.
- [2] Ayoub ML, Maalouf G, Bachour F, Barakat A, Cortet B, Legroux-Gérot I, et al. DXA-based variables and osteoporotic fractures in Lebanese postmenopausal women. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014;100(8):855–8.
- [3] El Hage R, Zakhem E, Theunynck D, Zunquin G, Bedran F, Sebaaly A, et al. Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J Clin Densitom* 2014;17(2):320–4.
- [4] Zakhem E, Ayoub ML, Zunquin G, Theunynck D, Bedran F, Sebaaly A, et al. Physical performance and trabecular bone score in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 2015;18(2):271–2.
- [5] El Hage R, Jacob C, Moussa E, Jaffré C, Benhamou CL. [Daily calcium intake and body mass index in a group of Lebanese adolescents]. *J Med Liban* 2009;57(4):253–7.

P. Sabbagh<sup>a,b</sup>  
B. Finianos<sup>a,c</sup>  
G. Zunquin<sup>c,d</sup>  
P. Kamlé<sup>e</sup>  
G. Baquet<sup>b</sup>  
R. El Hage<sup>a,\*</sup>

<sup>a</sup> Department of Physical Education, Division of Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, El-Koura, Lebanon

<sup>b</sup> Unité de recherche pluridisciplinaire sport, santé, société (URPSSS-EA 7369), University of Lille, Lille, France

<sup>c</sup> Unité de recherche pluridisciplinaire sport, santé, société (URPSSS-EA 7369), University of the Littoral Opal Coast, Dunkerque, France

<sup>d</sup> Laboratoire mouvement, équilibre, performance et santé (UPRES EA 4445), département STAPS, université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes, France

<sup>e</sup> I3MTO Laboratory, University of Orléans, Orléans, France

\* Corresponding author.

E-mail address: rawadelhage21@hotmail.com (R. El Hage)

Received 19 October 2019

Accepted 8 January 2020

Please cite this article in press as: Sabbagh P, et al. Maximum oxygen consumption predicts bone mineral density in young adults. *Sci sports* (2020), <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003>

## **ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 2**

**INFLUENCE DU NIVEAU D'ACTIVITÉ PHYSIQUE SUR LES  
INDICES DE RÉSISTANCE OSSEUSE DU COL FÉMORAL CHEZ DES  
JEUNES HOMMES EN SURPOIDS**



## **RÉSUMÉ**

Le but de cette étude était d'explorer l'influence du niveau d'activité physique sur les indices de résistance osseuse du col fémoral (indice de force en compression (CSI), indice de force en flexion (BSI) et indice de force aux contraintes (ISI)) chez des hommes actifs en surpoids. Pour ce faire, nous avons comparé le CSI, le BSI et l'ISI entre deux groupes : hommes actifs en surpoids et hommes inactifs en surpoids. La population entière (n = 96) a donc été divisée en deux groupes en fonction du niveau d'activité physique : hommes actifs en surpoids (n = 70 ; ayant une pratique > 150 minutes d'activité physique d'intensité modérée par semaine) et hommes inactifs en surpoids (n = 26 ; ayant une pratique < 150 minutes d'activité physique d'intensité modérée par semaine). L'âge des participants était compris entre 18 et 35 ans. Le poids et la taille ont été mesurés, et l'indice de masse corporelle (IMC) a été calculé. La composition corporelle a été évaluée par absorptiométrie biphotonique à rayons-X (DXA). La densité minérale osseuse (DMO) a été mesurée par DXA au niveau du corps entier, du rachis lombaire, de la hanche entière et du col fémoral. Les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont été calculés en utilisant des formules valides. Le poids, la masse maigre, la masse grasse et l'IMC n'étaient pas significativement différents entre les deux groupes. Le CSI, le BSI et l'ISI étaient significativement supérieurs chez les hommes actifs en surpoids par rapport aux hommes inactifs en surpoids. Après ajustement pour l'âge, le niveau d'activité physique et la masse maigre, le CSI est resté significativement supérieur chez les hommes actifs en surpoids par rapport aux hommes inactifs en surpoids. Cette étude suggère que, chez les hommes en surpoids, le fait d'être actif (pratique plus que 150 minutes d'activité physique d'intensité modérée par semaine) soit associé à des meilleurs indices de résistance osseuse du col fémoral. A notre connaissance, c'est la première étude à démontrer des différences significatives au niveau des indices de résistance osseuse du col fémoral entre deux groupes de jeunes hommes en surpoids ayant des niveaux différents d'activité physique.

## Original Article

## Influence of Physical Activity Level on Composite Indices of Femoral Neck Strength in a Group of Young Overweight Men

Eddy Zakhem,<sup>1,†</sup> Patchina Sabbagh,<sup>1,2,†</sup> Aline Ghanem-Zakhem,<sup>1</sup>  
 César El Khoury,<sup>1</sup> Georges El Khoury,<sup>1</sup> Gautier Zunquin,<sup>3,4</sup> Georges Baquet,<sup>2</sup> and  
 Rawad El Hage<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Department of Physical Education, Division of Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, Kelhat El-Koura, Lebanon; <sup>2</sup> University of Lille, EA 7369 - URePSSS - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport Santé Société, Ronchin, France; <sup>3</sup> Université Littoral Côte d'Opale, EA 7369 - URePSSS - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport Santé Société, Dunkerque, France; and <sup>4</sup> Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé (UPRES EA 4445), Département STAPS, Université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes, France

## Abstract

The aim of the present study was to explore the influence of physical activity level on composite indices of femoral neck strength (compression strength index [CSI], bending strength index, and impact strength index) in a group of young overweight men. To do so, we compared composite indices of femoral neck strength in active overweight men and insufficiently active overweight men. They were divided into 2 groups based on their physical activity level: 70 active overweight men (engaging in more than 150 minutes of physical activity per week;  $8.7 \pm 4.8$  h/wk) and 26 insufficiently active overweight men (engaging in less than 150 minutes of physical activity per week;  $1.2 \pm 0.7$  h/wk). Height (m) and weight (kg) were measured, and body mass index ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) was calculated. Bone mineral density was measured by dual-energy X-ray absorptiometry at whole body, lumbar spine, total hip, and femoral neck. Body weight, lean mass, fat mass, and body mass index were not significantly different between the 2 groups. CSI, bending strength index, and impact strength index were significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. After adjustment for age, physical activity (h/wk) and lean mass, only CSI remained higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. This study suggests that, in young overweight men, being active (engaging in more than 150 minutes of physical activity per week) is associated with greater composite indices of femoral neck strength. To our knowledge, this is the first study that finds a significant difference regarding composite indices of femoral neck strength between 2 groups of young overweight men with different levels of physical activity.

**Key Words:** Body mass index; fracture prevention; men; physical activity.

## Introduction

Physical activity (PA) is known to be an important factor affecting bone mineral density (BMD) (1). PA by the mechanical stresses it exerts on the skeleton directly regulates bone remodeling which leads to increasing mineralization, periosteal diameter and cortical thickness (2). The recommendation of the World Health Organization to improve health is to do at least 150 minutes of moderate-

<sup>†</sup>Both authors contributed equally to this manuscript.  
 Received 11/19/19; Revised 12/30/19; Accepted 01/06/20.  
 The authors state that they have no conflicts of interest.  
 \*Address correspondence to: Rawad El Hage, PhD, Department of Physical Education, Division of Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, P.O. Box 100 Tripoli, Kelhat El-Koura, Lebanon E-mail: rawadelhage21@hotmail.com

intensity per week or 75 minutes of vigorous-intensity per week (3). However, the needed duration to optimize bone health remains unclear.

Osteoporosis is an abnormal fragility of bones which leads to an increased risk of fracture. It is a worldwide major public health (1,4). BMD measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) is considered as the reference standard to diagnose osteoporosis (5) and the best determinant of bone strength (4). Nevertheless, just 50%–70% of bone strength can be explained by BMD (6). Importantly, hip bone strength is also influenced by other factors such as femoral neck (FN) width and bending strength (7,8). Karlamangla et al (8) have examined the prediction of incident hip fracture risk by composite indices of FN strength (compression strength index [CSI], bending strength index [BSI], and impact strength index [ISI]) constructed from DXA scans of the hip. These indices integrate FN size and body size with bone density (9). CSI, BSI, and ISI reflect the ability of the FN to withstand axial compressive and bending forces and to absorb energy from an impact (9). These indices have been shown to improve hip fracture risk and bone strength assessments in the elderly (8–10). Trabecular bone score (TBS) is a bone strength index at the lumbar spine which can predict the incidence of osteoporotic fractures in the elderly (10). Implementing strategies to increase peak bone mass is an interesting method to prevent the appearance of osteopenia and osteoporosis later in life (11).

Although body weight is a positive determinant of BMD, recent studies showed that obesity and overweight are associated with decreased composite indices of FN strength (12,13). In fact, several studies have suggested that BMD is not well adapted to the increased body weight in obese and overweight subjects (12–15). Importantly, obese men are not protected against hip fracture, as is seen in obese women (14,15). In fact, the Multicentre Osteoporotic Fracture in Men Study conducted in the United States included 5995 males aged 65 years or over found that a higher body mass index (BMI) was associated with increased fracture risk (14). The negative influence of obesity on bone health in men comprises several mechanisms including increased production of inflammatory cytokines, reduced free testosterone levels, and activation of peroxisome proliferator-activated receptor gamma which leads to inhibition of bone formation and stimulation of bone resorption (14–16).

Recent studies found higher composite indices of FN strength in soccer players when compared to control subjects (17,18). On the other hand, 2 recent studies have found positive associations between maximum oxygen consumption (ml/kg/min) and composite indices of FN strength in young overweight and obese adults (19,20). A study conducted on prepubertal children has found that vigorous PA is positively associated with CSI, BSI, and ISI values (21). Only one study conducted on adult women found that a greater PA level is associated with higher composite indices of FN strength (22). However,

to our knowledge, there were no similar studies conducted on men. The aim of the present study was to explore the effects of PA level on composite indices of FN strength in a group of young overweight men. To do so, we compared composite indices of FN strength in active overweight men and insufficiently active overweight men.

## Materials and Methods

### Subjects and Study Design

The present study was carried out in accordance with the declaration of Helsinki (regarding human experimentation developed for the medical community by the World Medical Association). Ninety-six young overweight (BMI > 25 kg/m<sup>2</sup>) men whose ages range from 18 to 35 years participated in our study. The population was divided into 2 groups based on the level of PA: 70 active overweight men and 26 insufficiently active overweight men. Being insufficiently active was defined as “doing some physical activity but less than 150 minutes of moderate intensity physical activity or less than 60 minutes of vigorous-intensity physical activity a week accumulated across work, home, transport or discretionary domains” (23). Subjects who do at least 150 minutes of moderate-intensity aerobic PA throughout the week or at least 75 minutes of vigorous-intensity aerobic PA throughout the week or an equivalent combination of moderate- and vigorous-intensity activity were considered active (23). Subjects who participated in this study were recruited from 3 private Lebanese universities located in North Lebanon. They were nonsmokers and had no history of major orthopedic problems or other disorders known to affect bone metabolism. Other inclusion criteria included no diagnosis of comorbidities and history of fracture. An informed written consent was obtained from the participants.

### Anthropometrics and Body Composition

Height and body weight were measured using a mechanic scale (precision of 100 g) and a standard stadiometer (upright position to the nearest 1 mm). The participants were weighed wearing light clothing and had their shoes removed. BMI was calculated as body weight divided by height squared (kg/m<sup>2</sup>). Body composition (lean mass, fat mass, and bone mineral content) was evaluated by DXA (GE Healthcare, Madison, WI).

### Bone Variables

BMD measurements were completed for the whole body (WB), the lumbar spine (L1–L4), the total hip (TH), and the FN using the instrument described earlier (GE Healthcare, Madison, WI). The coefficients of variation were <1% for BMC and BMD in our laboratory (24–26). Analyses of TBS based on gray level analysis of bidimensional DXA images were performed using the

TBS iNsite software (version 2.1; Medimaps, Merignac, France). Geometric indices of FN strength (cross-sectional area [CSA], cross-sectional moment of inertia [CSMI], section modulus [Z], strength index [SI], and buckling ratio) were also calculated by the GE version (27). Composite indices of FN strength were calculated as previously described by Karlamangla et al (8). These indices can predict hip fracture risk in the elderly (8–10). CSI ( $[\text{FN BMD} \times \text{FN width/weight}]$ ) and BSI ( $[\text{FN BMD} \times \text{FN width}^2]/[\text{hip axis length} \times \text{weight}]$ ) express the forces that the FN has to withstand in axial compressive and bending forces, whereas ISI ( $[\text{FN BMD} \times \text{FN width} \times \text{hip axis length}]/[\text{height} \times \text{weight}]$ ) expresses the energy that the FN has to absorb in an impact from standing height (9–11). The 3 indices (CSI, BSI, and ISI) are expressed in g/kg-m.

#### Daily Calcium and Protein Intakes

Daily calcium intake (DCI) was estimated by using a validated food-frequency questionnaire (28). It comprises 30 items and can be completed without any help. The questionnaire assesses the consumption of milk and dairy products such as yoghurt, cheese and chocolate, and other products such as eggs, meat, fish, cereals, bread, vegetables, and fruits (28). None of the participants was receiving any supplement in our study. Daily protein intake (DPI) was estimated by using a validated food-frequency questionnaire (29). It comprises 20 items and can be completed without any help. The DPI allows one to appreciate the intake of food that provides the majority of proteins (29).

#### Physical Activity

The weekly PA duration (h/wk) was evaluated using the global PA questionnaire (GPAQ) (30). The GPAQ was developed by the World Health Organization for PA surveillance in countries; it is a subjective questionnaire. The GPAQ has been developed for face-to-face interviews conducted by trained interviewers. This questionnaire includes 16 questions; it provides information about intensity, duration and frequency of physical activities in three domains (activity at work, during travel and when performing recreational activities) (30).

#### Statistical Analysis

The means and standard deviations were calculated for all clinical data and for the bone measurements. Comparisons between the 2 groups (active overweight men and insufficiently active overweight men) were made after checking for Gaussian distribution. If Gaussian distribution was found, parametric unpaired *t* tests were used. In other cases, Mann-Whitney *U*-tests were used. Correlations between clinical characteristics and bone data were given as Pearson correlation coefficients. Bone variables were compared between the 2 groups (active overweight men and insufficiently active overweight men) after

adjustment for age, PA and lean mass using a 1-way analysis of covariance. Data were analyzed with Number Cruncher Statistical System (NCSS, 2001; NCSS, Kaysville, UT). A level of significance of  $p < 0.05$  was used.

## Results

### Clinical Characteristics and Bone Variables of the Study Population

Weight, height, BMI, lean mass, fat mass, DCI, and DPI were not significantly different between the 2 groups. L1–L4 BMD, TH BMD, FN BMD, TBS, CSA, CSMI, and Z were significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. Composite indices of FN strength (CSI, BSI, and ISI) were also significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men (Table 1). Power values were sufficient to run the analyses and to test the differences between the 2 groups regarding TH BMD (power = 0.94), FN BMD (power = 0.81), CSI (power = 0.97), BSI (power = 0.86), and ISI (power = 0.85).

### Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in the Whole Population

Body weight was positively correlated to WB BMD, CSA, CSMI, and Z but negatively correlated to CSI, BSI, and ISI. BMI was positively correlated to WB BMD and FN BMD but negatively correlated to CSI. Lean mass was positively correlated to WB BMD, L1–L4 BMD, TH BMD, FN BMD, CSA, CSMI, Z, and ISI but negatively correlated to BR. Fat mass was negatively correlated to TBS, CSI, and BSI but positively correlated to CSMI. PA was positively correlated to WB BMD, L1–L4 BMD, TH BMD, FN BMD, CSA, SI, CSI, BSI, and ISI (Table 2).

### Adjusted DXA Variables

After adjusting for age, PA and lean mass, only CSI remained significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men (Table 3).

## Discussion

This study conducted on a group of young adult overweight men mainly shows that CSI, BSI, and ISI are significantly higher in active men compared to insufficiently active men. To our knowledge, this is the first study that shows significant differences regarding composite indices of FN strength between active and insufficiently active overweight men.

Calcium, proteins, and vitamin D are essential nutritional elements for bone health throughout life to reach and maintain peak bone mass (31–35). Additionally, a deficit in vitamin D affects the majority of the Lebanese population (36). The reasons behind that are not completely elucidated.

**Table 1**  
Clinical Characteristics and Bone Variables of the Study Population

	Active overweight men (n = 70) Mean ± SD	Insufficiently active overweight men (n = 26) Mean ± SD	p Value
Age (years)	22.2 ± 4.2	25.9 ± 5.6	<0.001
Weight (kg)	97.6 ± 16.4	100.3 ± 15.3	<b>0.46</b>
Height (m)	1.76 ± 0.06	1.76 ± 0.06	<b>0.97</b>
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	31.2 ± 4.2	32.2 ± 4.3	<b>0.30</b>
Lean mass (kg)	65.521 ± 7.053	65.101 ± 5.712	0.78
Fat mass (kg)	28.40 ± 9.1	32.19 ± 8.38	0.50
PA (h/wk)	8.77 ± 4.8	1.27 ± 0.72	<0.001
DCI (mg/d)	1212 ± 514	1174 ± 345	<b>0.73</b>
DPI (g/d)	119 ± 48	127 ± 55	<b>0.50</b>
WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.26 ± 0.14	1.19 ± 0.12	0.062
L1–L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.25 ± 0.15	1.16 ± 0.11	0.012
TBS	1.39 ± 0.10	1.30 ± 0.11	0.004
TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.18 ± 0.15	1.06 ± 0.13	<0.001
FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.15 ± 0.16	1.04 ± 0.12	0.004
CSA (mm <sup>2</sup> )	210 ± 28	185 ± 20	<0.001
CSMI (mm <sup>2</sup> ) <sup>2</sup>	19065 ± 4651	16365 ± 3547	0.025
Z (mm <sup>3</sup> )	1040 ± 214	878 ± 159	<b>0.004</b>
SI	1.50 ± 0.34	1.37 ± 0.36	<b>0.16</b>
BR	5.29 ± 2.83	6.17 ± 2.70	0.243
CSI (g/kg m)	4.79 ± 0.93	3.91 ± 0.58	<0.001
BSI (g/kg m)	1.50 ± 0.36	1.21 ± 0.26	0.002
ISI (g/kg m)	0.031 ± 0.006	0.026 ± 0.004	0.002

Abb: BMD, bone mineral density; BMI, body mass index; BR, buckling ratio; BSI, bending strength index; CSA, cross-sectional area; CSI, compression strength index; CSMI, cross-sectional moment of inertia; DCI, daily calcium intake; DPI, daily protein intake; FN, femoral neck; ISI, impact strength index; L1–L4, lumbar spine; PA, physical activity; SD, standard deviation; SI, strength index; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; WB, whole body; Z, section modulus.  
In bold, p values provided by Mann-Whitney U-test.

In our study, DCI and DPI were positively correlated to many bone variables. These results are in accordance with those of several studies (25,37). On the other hand, DCI and DPI were not correlated to composite indices of FN strength in our study. Two recent studies found that optimization of serum vitamin D levels may be associated with greater composite indices of FN strength in young Lebanese adults (38,39).

TH BMD and FN BMD were significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. Our results are in accordance with several studies that demonstrated that physically active individuals have higher bone mineral content and BMD values than inactive or sedentary individuals (40–48). The research also shows that being inactive negatively impacts BMD in the third and fourth decades of life (49). In our study, all the differences between the 2 groups regarding BMD values disappeared after adjustment for age, PA, and lean mass.

CSA and Z were significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight

men. These differences disappeared after adjusting for age, PA, and lean mass. In fact, the hip is a weight-bearing site which is strongly influenced by mechanical factors (49). Our results are in line with those of several studies which explored the influence of PA on hip bone geometry (50–53).

TBS was significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. However, these differences disappeared after adjustment for age, PA, and lean mass. TBS values seem to be more influenced by the type of PA rather than the duration of PA (54).

In the whole population, body weight was negatively correlated to CSI, BSI, and ISI. These results are in accordance with those of El Khoury et al (12). This last study found that CSI, BSI, and ISI values were significantly lower in obese and overweight men than in normal-weight men (12). Kim et al (55) demonstrated that indicators of total and abdominal obesity are negatively associated with FN strength in Korean women and men; the magnitudes of their effects on bone health seem to differ

**Table 2**  
Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in the Whole Population

	WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	L1-L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	TBS	TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	CSA (mm <sup>2</sup> )	CSMI (mm <sup>2</sup> ) <sup>2</sup>	Z (mm <sup>3</sup> )	SI	BR	CSI (g/kg-m)	BSI (g/kg-m)	ISI (g/kg-m)
Age (years)	0.24*	-0.01	-0.37**	0.057	-0.04	-0.14	-0.10	-0.16	-0.10	-0.13	-0.16	-0.16	-0.11
Weight (kg)	0.30**	0.21	-0.12	0.12	0.17	0.24*	0.32**	0.27*	-0.21	-0.070	-0.31**	-0.23*	-0.24*
Height (m)	0.05	0.17	-0.24	0.04	0.01	0.27*	0.46***	0.43***	-0.18	-0.18	-0.16	-0.13	-0.15
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0.34**	0.17	-0.003	0.16	0.22*	0.16	0.10	0.08	-0.15	0.04	-0.23*	-0.16	-0.16
LM (kg)	0.42***	0.33**	0.09	0.32**	0.25*	0.55***	0.62***	0.59***	0.05	-0.36**	-0.02	-0.04	0.29*
FM (kg)	-0.06	0.21	-0.32*	-0.04	-0.18	0.09	0.38*	0.25	-0.17	0.14	-0.42**	-0.37*	-0.19
PA (h/wk)	0.29**	0.28*	0.21	0.31**	0.33**	0.29*	0.08	0.14	0.27*	0.15	0.33**	0.25*	0.29*
DCI (mg/d)	0.32*	0.11	0.27	0.24*	0.22	0.41**	0.37**	0.39**	0.12	-0.23	0.03	0.02	0.04
DPI (g/d)	0.34**	0.29*	0.10	0.14	0.21	0.28*	0.36**	0.28*	-0.009	-0.27	-0.24	-0.19	-0.21

Abb: BMD, bone mineral density; BMI, body mass index; BR, buckling ratio; BSI, bending strength index; CSA, cross-sectional area; CSI, compression strength index; CSMI, cross-sectional moment of inertia; DCI, daily calcium intake; DPI, daily protein intake; FN, femoral neck; ISI, impact strength index; L1-L4, lumbar spine; PA, physical activity; SI, strength index; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; WB, whole body; Z, section modulus.

\*p < 0.05.  
\*\*p < 0.01.  
\*\*\*p < 0.001.

**Table 3**  
Bone Variables Adjusted for Age, PA, and Lean Mass in Both Groups

	Adjusted for age, PA, and lean mass	
	Active overweight men (n = 70) Mean ± SE	Insufficiently active overweight men (n = 26) Mean ± SE
WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.28 ± 0.01	1.24 ± 0.02
L1-L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.25 ± 0.01	1.20 ± 0.03
TBS	1.37 ± 0.01	1.33 ± 0.02
TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.19 ± 0.02	1.09 ± 0.03
FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.17 ± 0.02	1.11 ± 0.03
CSA (mm <sup>2</sup> )	206 ± 3	197 ± 5
CSMI (mm <sup>2</sup> ) <sup>2</sup>	18591 ± 495	17563 ± 809
Z (mm <sup>3</sup> )	1016 ± 23	943 ± 38
SI	1.47 ± 0.05	1.46 ± 0.08
BR	5.49 ± 0.38	5.74 ± 0.63
CSI (g/kg-m)	4.76 ± 0.13*	4.02 ± 0.21
BSI (g/kg-m)	1.50 ± 0.05	1.19 ± 0.09
ISI (g/kg-m)	0.031 ± 0.000	0.027 ± 0.001

Abb: BMD, bone mineral density; BR, buckling ratio; BSI, bending strength index; CSA, cross-sectional area; CSI, compression strength index; CSMI, cross-sectional moment of inertia; FN, femoral neck; ISI, impact strength index; L1-L4, lumbar spine; SE, standard error; SI, strength index; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; WB, whole body; Z, section modulus.  
\*p < 0.05.

according to age, sex, and fat distribution. Another study conducted on 1924 premenopausal or early perimenopausal women showed that higher BMI was associated with higher BMD but with lower composite strength indices, suggesting that although BMD increases with greater skeletal loading, the increase is not sufficient to compensate for the increase in fall impact forces (56). Obesity has been reported to be also associated with lower SI values in men (57). According to Faulkner et al (58), SI is the ratio of estimated compressive yield strength of the FN to the expected compressive stress of a fall on the greater trochanter adjusted for the patient's age, height, and weight. A study conducted by Srikanthan et al (59) on middle-aged American women showed that greater homeostasis model assessment of insulin resistance (HOMA-IR) was associated with lower values of all 3 composite indices of FN strength relative to load and concluded that insulin resistance and in particular, hyperinsulinemia, may negatively affect bone strength relative to load. In accordance with these results, Ahn et al (60) demonstrated that insulin resistance is associated with low FN strength, particularly against the compressive load in Korean women and men. In contrast, a study conducted on 1275 Koreans (674 women and 601 men) aged

50 years or older showed that lower relative skeletal muscle mass (ASM/weight) was significantly associated with lower values for all 3 FN composite indices in women and with lower CSI and ISI in men (61). DPI seems to play a beneficial role on bone health through the increase of FN strength relative to load in adults as previously shown (62). Another positive correlate of composite indices of FN strength indices is serum vitamin D level as previously shown in both sexes (38,39,63). Finally, 2 studies conducted on young adults have shown positive associations between maximal oxygen consumption (ml/min/kg) and composite indices of FN strength indices (19,20). However, to our knowledge, only 2 studies investigated the influence of PA level on these indices (21,22).

In the whole population, PA level (h/wk) was positively correlated to SI, CSI, BSI, and ISI. Moreover, CSI, BSI, and ISI were significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. After adjustment for age, PA, and lean mass, these differences were reduced; only CSI remained significantly higher in active overweight men compared to insufficiently active overweight men. Our results are in accordance with those of Mori et al (22) who had worked on adult women and Sardinha et al (21) who had found that daily vigorous-intensity PA, for at least 25 minutes, seems to enhance FN bone health in children. In our study, most of the differences disappeared after adjusting for age, PA, and lean mass; this suggests a causal relationship between PA level and composite indices of FN strength. Our study has clinical implications since it suggests that being active (engaging in more than 150 minutes of PA per week) may enhance composite indices of FN strength in overweight men in whom these indices are lower than normal-weight men (12). In addition, the current study helps us to understand the potential positive role of PA on CSI, BSI, and ISI independently of lean mass since lean mass was not significantly different between the 2 groups despite their PA level being considerably different. In fact, several physical activities (such as team sports that include jumping events) may have a strong positive influence on FN BMD without necessarily having a similar influence on lean mass (64,65).

Our study has several limitations. The cross-sectional nature of this study is a limitation since it cannot evaluate the confounding variables. The second limitation is the 2-dimensional nature of DXA (66,67). The third limitation is the small size of the studied population in the insufficiently active overweight group; however, power values were sufficient to run the analyses and to test the differences between the 2 groups regarding the main studied variables (CSI, BSI, and ISI). The fourth limitation is the lack of measurement of serum hormonal factors and vitamin D which affect bone variables and could be significantly different between the 2 groups. Finally, we did not use a PA questionnaire to measure the effect of mechanical strain on BMD as previously described (64,65).

The measurement of composite indices of FN strength measurement has been shown to improve fracture prediction in the elderly (8–10). In our study, we can suggest that for overweight men, doing at least 150 minutes of moderate PA can improve bone health and delay the appearance of osteoporosis later in life compared to those who do less than 150 min/wk. To our knowledge, this is the first study that finds significant differences regarding composite indices of FN strength between 2 groups of young adult overweight men with different levels of PA. In adult overweight men, being physically active has the potential to enhance BMD and composite indices of FN and can be an important way to prevent osteoporotic fractures later in life.

## References

1. Kohrt WM, Bloomfield SA, Little KD, et al. 2004 American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Med Sci Sports Exerc* 36(11):1985–1996.
2. Robling AG, Castillo AB, Turner CH. 2006 Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu Rev Biomed Eng* 8:455–498.
3. Waxman A. 2003 Prevention of chronic diseases: WHO global strategy on diet, physical activity and health. *Food Nutr Bull* 24(3):281–284.
4. Kanis JA, McCloskey EV, Johansson H, et al. 2008 A reference standard for the description of osteoporosis. *Bone* 42:467–475.
5. World Health Organization. 1994 Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO Study Group. *World Health Organ Tech Rep Ser* 843:1–129.
6. Stone KL, Seeley DG, Lui LY, et al. 2003 BMD at multiple sites and risk of fracture of multiple types: long-term results from the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 18:1947–1954.
7. Black DM, Bouxsein ML, Marshall LM, et al. 2008 Proximal femoral structure and the prediction of hip fracture in men: a large prospective study using OCT. *J Bone Miner Res* 23:1326–1333.
8. Karlamangla AS, Barrett-Connor E, Young J, et al. 2004 Hip fracture risk assessment using composite indices of femoral neck strength: the Rancho Bernardo study. *Osteoporos Int* 15:62–70.
9. Yu N, Liu YJ, Pei Y, et al. 2010 Evaluation of compressive strength index of the femoral neck in Caucasians and Chinese. *Calcif Tissue Int* 87:324–332.
10. Ayoub ML, Maalouf G, Bachour F, et al. 2014 DXA-based variables and osteoporotic fractures in Lebanese postmenopausal women. *Orthop Traumatol Surg Res* 100:855–858.
11. Nilsen OA, Ahmed LA, Winther A, et al. 2017 Changes and tracking of bone mineral density in late adolescence: the Tromsø Study, fit futures. *Arch Osteoporos* 12(1):37.
12. El Khoury C, Toumi H, Lespessailles E, et al. 2017 Decreased composite indices of femoral neck strength in young obese men. *J Clin Densitom* 20(2):268–270.
13. Berro AJ, Ahmaidi S, Pinti A, et al. 2018 Decreased composite indices of femoral neck strength in young obese women. In: *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Cham. Springer, 128–134.

14. Nielson CM, Marshall LM, Adams AL, et al. 2011 BMI and fracture risk in older men: the osteoporotic fractures in men study (MrOS). *J Bone Miner Res* 26(3):496–502.
15. Preamor MO, Compston JE, Fina Avilés F, et al. 2015 The association between fracture site and obesity in men: a population-based cohort study. *J Bone Miner Res* 28(8):1771–1777.
16. Rosen CJ, Bouxsein ML. 2006 Mechanisms of disease: is osteoporosis the obesity of bone? *Nat Clin Pract Rheumatol* 2(1):35–43.
17. El Hage R, Zakhem E, Zunquin G, et al. 2014 Does soccer practice influence compressive strength, bending strength, and impact strength indices of the femoral neck in young men? *J Clin Densitom* 17(1):213–214.
18. El Hage R. 2014 Composite indices of femoral neck strength in adult female soccer players. *J Clin Densitom* 17(1):212–213.
19. El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, et al. 2018 Maximal oxygen consumption and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men. *J Clin Densitom* 21(2):310–311.
20. Berro A, Fayad N, Pinti A, et al. 2017 Maximal oxygen consumption and composite indices of femoral neck strength in a group of young women. In: *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Cham. Springer, 369–375.
21. Sardinha LB, Baptista F, Ekelund U. 2008 Objectively measured physical activity and bone strength in 9-year-old boys and girls. *Pediatrics* 122(3):e728–e736.
22. Mori T, Ishii S, Greendale GA, et al. 2014 Physical activity as determinant of femoral neck strength relative to load in adult women: findings from the hip strength across the menopause transition study. *Osteoporos Int* 25:265–272.
23. World Health Organization. 2010 *Global Recommendations on Physical Activity for Health*. World Health Organization; 2010.
24. El Khoury C, Pinti A, Lespessailles E, et al. 2018 Physical performance variables and bone mineral density in a group of young overweight and obese men. *J Clin Densitom* 21(1):41–47.
25. Zakhem E, El Khoury G, Feghaly L, et al. 2016 Performance physique et densité minérale osseuse chez de jeunes adultes libanais. *J Med Liban* 64(4):193–199.
26. El Hage R. 2012 Geometric indices of hip bone strength in obese, overweight, and normal-weight adolescent boys. *Osteoporos Int* 23(5):1593–1600.
27. Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, et al. 1990 Predicting femoral neck strength from bone mineral data. *Invest Radiol* 25:6–18.
28. Fardellone P, Seberty JL, Bouraya M, et al. 1991 Evaluation of the calcium content of diet by frequently self-questionnaire. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 58:99–103.
29. Morin P, Herrmann F, Ammann P, et al. 2005 A rapid self-administered food frequency questionnaire for the evaluation of dietary protein intake. *Clin Nutr* 24:768–774.
30. Chu AH, Ng SH, Koh D, Muller-Riemenschneider F. 2015 Reliability and validity of the self-and-interviewer-administered versions of the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ). *PLoS One* 10(9):e0136944.
31. Quesada Gómez JM, Sosa Henríquez M. 2011 Nutrition and osteoporosis. Calcium and vitamin D. *Rev Osteoporos Metab Miner* 3(4):165–182.
32. Bonjour JP. 2005 Dietary protein: an essential nutrient for bone health. *J Am Coll Nutr* 24(6 Suppl):526S–536S.
33. Reid IR, Bolland MJ, Grey A. 2014 Effects of vitamin D supplements on bone mineral density: a systematic review and meta-analysis. *Lancet* 383(9912):146–155.
34. Vitale SG, Caruso S, Rapisarda AMC, et al. 2018 Isoflavones, calcium, vitamin D and inulin improve quality of life, sexual function, body composition and metabolic parameters in menopausal women: result from a prospective, randomized, placebo-controlled, parallel-group study. *Prz Menopauzalny* 17(1):32–38.
35. Cianci A, Colacurci N, Paoletti AM, et al. 2015 Soy isoflavones, inulin, calcium, and vitamin D3 in post-menopausal hot flushes: an observational study. *Clin Exp Obstet Gynecol* 42(6):743–745.
36. Bassil D, Rahme M, Hoteit M, et al. 2013 Hypovitaminosis D in the Middle East and North Africa: prevalence, risk factors and impact on outcomes. *Dermatoendocrinol* 5:274–298.
37. El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, et al. 2017 Bone variables in active overweight/obese men and sedentary overweight/obese men. *J Clin Densitom* 20(2):239–246.
38. Alwan A, El Khoury C, Zouhal H, et al. 2016 Vitamin D level and composite indices of femoral neck strength in a group of young Lebanese men. *J Clin Densitom* 9(4):492–493.
39. Berro AJ, Alwan A, Zouhal H, et al. 2018 Vitamin D level and composite indices of femoral neck strength in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 21(2):308–309.
40. Ferry B, Duclos M, Burt L, et al. 2011 Bone geometry and strength adaptations to physical constraints inherent in different sports: comparison between elite female soccer players and swimmers. *J Bone Miner Metab* 29:342–351.
41. Fredericson M, Chew K, Ngo J, et al. 2007 Regional bone mineral density in male athletes: a comparison of soccer players, runners and controls. *Br J Sports Med* 41:664–668.
42. Tervo T, Nordstrom P, Nordstrom A. 2010 Effects of badminton and ice hockey on bone mass in young males: a 12-year follow-up. *Bone* 47:666–672.
43. Hornstrup T, Løwenstein FT, Larsen MA, et al. 2019 Correction to: cardiovascular, muscular, and skeletal adaptations to recreational team handball training: a randomized controlled trial with young adult untrained men. *Eur J Appl Physiol* 119:575–576.
44. Zakhem E, Ayoub ML, Zunquin G, et al. 2015 Physical performance and trabecular bone score in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 18(2):271–272.
45. El Hage R, Zakhem E, Theunynck D, et al. 2014 Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J Clin Densitom* 17(2):320–324.
46. Schipilov JD, Macdonald HM, Liphardt AM, et al. 2013 Bone micro architecture, estimated bone strength, and the muscle-bone interaction in elite athletes: an HR-pQCT study. *Bone* 56:281–289.
47. Zakhem E, Khoury G, Zouhal H, et al. 2015 Etude observationnelle sur l'impact du type d'activité physique sur la densité minérale osseuse, la géométrie osseuse de la hanche et le TBS chez des hommes adultes. *Kinésithérapie, la Revue* 15(163):24–29.
48. Karlsson MK, Rosengren BE. 2012 Training and bone—from health to injury. *Scand J Med Sci Sports* 22:e15–e23.
49. Bonjour JP, Chevalley T, Rizzoli R, et al. 2007 Gene-environment interactions in the skeletal response to nutrition and exercise during growth. *Med Sport Sci* 51:64–80.
50. Faulkner RA, Forwood MR, Beck TJ, et al. 2003 Strength indices of the proximal femur and shaft in prepubertal female gymnasts. *Med Sci Sports Exerc* 35:513–518.



51. Janz KF, Gilmore JM, Levy SM, et al. 2007 Physical activity and femoral neck bone strength during childhood: the Iowa Bone Development Study. *Bone* 41:216–222.
52. Nikander R, Sievanen H, Heinonen A, Kannus P. 2005 Femoral neck structure in adult female athletes subjected to different loading modalities. *J Bone Miner Res* 20:520–528.
53. Jackowski SA, Kontulainen SA, Cooper DM, et al. 2014 Adolescent physical activity and bone strength at the proximal femur in adulthood. *Med Sci Sports Exerc* 46:736–744.
54. Heiniö L, Nikander R, Sievänen H. 2015 Association between long-term exercise loading and lumbar spine trabecular bone score (TBS) in different exercise loading groups. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 15(3):279–285.
55. Kim H, Lee SH, Kim BJ, Koh JM. 2017 Association between obesity and femoral neck strength according to age, sex, and fat distribution. *Osteoporos Int* 28(7):2137–2146.
56. Ishii S, Cauley JA, Greendale GA, et al. 2014 Pleiotropic effects of obesity on fracture risk: the Study of Women's Health Across the Nation. *J Bone Miner Res* 29(12):2561–2570.
57. Leslie WD, Orwoll ES, Nielson CM, et al. 2014 Estimated lean mass and fat mass differentially affect femoral bone density and strength index but are not FRAX independent risk factors for fracture. *J Bone Miner Res* 29:2511–2519.
58. Faulkner KG, Wacker WK, Barden HS, et al. 2006 Femur strength index predicts hip fracture independent of bone density and hip axis length. *Osteoporos Int* 17:593–599.
59. Srikanthan P, Crandall CJ, Miller-Martinez D, et al. 2014 Insulin resistance and bone strength: findings from the study of midlife in the United States. *J Bone Miner Res* 29(4):796–803.
60. Ahn SH, Kim H, Kim BJ, et al. 2016 Insulin resistance and composite indices of femoral neck strength in Asians: the fourth Korea National Health and Nutrition Examination Survey (KNHANES IV). *Clin Endocrinol (Oxf)* 84(2):185–193.
61. Kim BJ, Ahn SH, Kim HM, et al. 2015 Low skeletal muscle mass associates with low femoral neck strength, especially in older Korean women: the Fourth Korea National Health and Nutrition Examination Survey (KNHANES IV). *Osteoporos Int* 26(2):737–747.
62. Kim BJ, Lee SH, Isales CM, et al. 2018 The positive association of total protein intake with femoral neck strength (KNHANES IV). *Osteoporos Int* 29(6):1397–1405.
63. Kim H, Lee SH, Kim J, et al. 2015 The association of vitamin D with femoral neck strength: an additional evidence of vitamin D on bone health. *J Clin Endocrinol Metab* 100(8):3118–3125.
64. Dolan SH, Williams DP, Ainsworth BE, Shaw JM. 2006 Development and reproducibility of the bone loading history questionnaire. *Med Sci Sports Exerc* 38(6):1121–1131.
65. Kemper HC, Bakker I, Twisk JW, van Mechelen W. 2002 Validation of a physical activity questionnaire to measure the effect of mechanical strain on bone mass. *Bone* 30(5):799–804.
66. Fonseca H, Moreira-Goncalves D, Coriolano HJ, et al. 2014 Bone quality: the determinants of bone strength and fragility. *Sports Med* 44(1):37–53.
67. Bousson V, Bergot C, Sutter B, et al. 2012 Trabecular bone score (TBS): available knowledge, clinical relevance, and future prospects. *Osteoporos Int* 23(5):1489–1501.

## **ÉTUDE PRÉLIMINAIRE 3**

**CORRÉLATIONS POSITIVES ENTRE LE NIVEAU D'ACTIVITÉ  
PHYSIQUE ET LES INDICES DE RÉSISTANCE OSSEUSE DU COL  
FÉMORAL CHEZ UN GROUPE DE JEUNES HOMMES EN SURPOIDS  
ET OBÈSES**

## RÉSUMÉ

Le but de cette étude était d'examiner les relations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses. Quatre-vingts jeunes hommes Libanais âgés de 18 à 35 ans en surpoids et obèses (indice de masse corporelle (IMC)  $> 25\text{kg/m}^2$ ) ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés et l'IMC a été calculé. La composition corporelle et la DMO du col fémoral ont été mesurés par absorptiométrie biphotonique à rayons-X (DXA). L'indice de force en compression (CSI), l'indice de force en flexion (BSI) et l'indice de force aux contraintes (ISI) ont été calculés. Le niveau d'activité physique a été évalué par un questionnaire validé (GPAQ). La consommation maximale d'oxygène ( $\text{VO}_2$  max, en L/mn) a été mesurée par un appareil valide. Le poids, l'IMC, la masse grasse et le pourcentage de la masse grasse étaient négativement corrélés aux indices de résistance osseuse du col fémoral. Le niveau d'activité physique (h/semaine) était positivement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI alors que la  $\text{VO}_2$  max (ml/mn/kg) était positivement corrélée au CSI et à l'ISI. Les corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont persisté après ajustement pour le poids. En conclusion, notre étude menée sur des jeunes hommes en surpoids et obèses montre que le niveau d'activité physique est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral. Chez les hommes en surpoids et obèses, l'augmentation du niveau d'activité physique peut aider à prévenir les fractures ostéoporotiques plus tard dans la vie.

## Science et Sports

### Positive correlations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men

--Manuscript Draft--

<b>Manuscript Number:</b>	SCISPO-D-19-00313R1
<b>Article Type:</b>	Full Length Article
<b>Keywords:</b>	Peak bone mass; Clinical tests; Osteoporosis; hip geometry; Sports.
<b>Corresponding Author:</b>	rawad el hage University of Balamand Tripoli, LEBANON
<b>First Author:</b>	Eddy Zakhem, PhD
<b>Order of Authors:</b>	Eddy Zakhem, PhD Patchina Sabbagh Cesar El khoury Gautier Zunquin Georges Baquet Rawad El hage
<b>Abstract:</b>	Objective. – The aim of this study was to examine the associations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese Lebanese men. Methods. – Eighty overweight and obese (body mass index (BMI) > 25kg/m <sup>2</sup> ) young men whose ages range between 18 and 35 years participated in this study. Weight and height were measured, and BMI was calculated. Body composition and femoral neck (FN) bone mineral density were measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). Compressive strength index (CSI), bending strength index (BSI) and impact strength index (ISI) were calculated. Physical activity level was evaluated by the global physical activity questionnaire (GPAQ). Maximum oxygen consumption (VO <sub>2</sub> max, in L/mn) was measured using a valid device. Results. – Weight, BMI, fat mass and fat mass percentage were negatively correlated to CSI, BSI and ISI. Physical activity level (h/week) was positively correlated to CSI, BSI and ISI while VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg) was positively correlated to CSI and ISI. The positive associations between physical activity and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) remained significant after adjustment for body weight. Conclusion. – Our study conducted on overweight and obese men shows that physical activity level is a positive determinant of composite indices of femoral neck strength. In overweight men, increasing physical activity level may help to prevent osteoporotic fractures later in life.
<b>Secondary Full Title:</b>	Corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses
<b>Secondary Abstract:</b>	Objectif. – Le but de cette étude était d'examiner les relations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses. Méthodes. – Quatre-vingts jeunes hommes Libanais âgés de 18 à 35 ans en surpoids et obèses (indice de masse corporelle (IMC) > 25kg/m <sup>2</sup> ) ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés et l'IMC a été calculé. La composition corporelle et la DMO du col fémoral ont été mesurés par absorptiométrie biphotonique à rayons-X (DXA). L'indice de force en compression (CSI), l'indice de force en flexion (BSI) et l'indice de force aux contraintes (ISI) ont été calculés. Le niveau d'activité physique a été évalué par un questionnaire validé (GPAQ). La consommation maximale d'oxygène (VO <sub>2</sub> max, en L/mn) a été mesurée par un appareil valide. Résultats. – Le poids, l'IMC, la masse grasse et le pourcentage de la masse grasse étaient négativement corrélés aux indices de résistance osseuse du col fémoral. Le niveau d'activité physique (h/semaine) était positivement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI alors que la VO <sub>2</sub> max (ml/mn/kg) était positivement corrélée au CSI et à l'ISI. Les

Powered by Editorial Manager® and ProduXion Manager® from Aries Systems Corporation

	<p>corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont persisté après ajustement pour le poids.</p> <p>Conclusion. – Notre étude menée sur des jeunes hommes en surpoids et obèses montre que le niveau d'activité physique est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral. Chez les hommes en surpoids et obèses, l'augmentation du niveau d'activité physique peut aider à prévenir les fractures ostéoporotiques plus tard dans la vie.</p>
<b>Secondary Keywords:</b>	Pic de masse osseuse; Tests cliniques; Ostéoporose; Géométrie de la hanche; Sports.

**Positive correlations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men**

**Corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses**

**Eddy Zakhem<sup>1</sup>, Patchina Sabbagh<sup>1,2</sup>, César Al Khoury<sup>1</sup>, Gautier Zunquin<sup>3,4</sup>, Georges Baquet<sup>2</sup>, Rawad El Hage<sup>1</sup>**

1. Department of Physical Education, Division of Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, Kelhat El-Koura, Lebanon.

2. University of Lille, EA 7369 - URePSSS - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport Santé Société, Ronchin, France.

3. Université Littoral Côte d'Opale, EA 7369 - URePSSS - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport Santé Société, Dunkerque, France.

4. Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé (UPRES EA 4445), Département STAPS, Université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes, France.

Corresponding author: Rawad El Hage, PhD.

E-mail address: rawadelhage21@hotmail.com

Tel.: 00961/3/713605. Fax: 00961/6/930278

Department of Physical Education, Division of Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, P.O. Box 100 Tripoli, Lebanon. **The authors state that they have no conflicts of interest. The first two authors contributed equally to this manuscript.**

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

**Summary**

*Objective.* – The aim of this study was to examine the associations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese Lebanese men.

*Methods.* – Eighty overweight and obese (body mass index (BMI) > 25kg/m<sup>2</sup>) young men whose ages range between 18 and 35 years participated in this study. Weight and height were measured, and BMI was calculated. Body composition and femoral neck (FN) bone mineral density were measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). Compressive strength index (CSI), bending strength index (BSI) and impact strength index (ISI) were calculated. Physical activity level was evaluated by the global physical activity questionnaire (GPAQ). Maximum oxygen consumption (VO<sub>2</sub> max, in L/mn) was measured using a valid device.

*Results.* – Weight, BMI, fat mass and fat mass percentage were negatively correlated to CSI, BSI and ISI. Physical activity level (h/week) was positively correlated to CSI, BSI and ISI while VO<sub>2</sub> max (mL/mn/kg) was positively correlated to CSI and ISI. The positive associations between physical activity and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) remained significant after adjustment for body weight.

*Conclusion.* – Our study conducted on overweight and obese men shows that physical activity level is a positive determinant of composite indices of femoral neck strength. In overweight men, increasing physical activity level may help to prevent osteoporotic fractures later in life.

**Keywords:** Peak bone mass; Clinical tests; Osteoporosis; hip geometry; Sports.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

## **Résumé**

**Objectif.** – Le but de cette étude était d'examiner les relations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez un groupe de jeunes hommes en surpoids et obèses.

**Méthodes.** – Quatre-vingts jeunes hommes Libanais âgés de 18 à 35 ans en surpoids et obèses (indice de masse corporelle (IMC) > 25kg/m<sup>2</sup>) ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés et l'IMC a été calculé. La composition corporelle et la DMO du col fémoral ont été mesurés par absorptiométrie biphotonique à rayons-X (DXA). L'indice de force en compression (CSI), l'indice de force en flexion (BSI) et l'indice de force aux contraintes (ISI) ont été calculés. Le niveau d'activité physique a été évalué par un questionnaire validé (GPAQ). La consommation maximale d'oxygène (VO<sub>2</sub> max, en L/mn) a été mesurée par un appareil valide.

**Résultats.** – Le poids, l'IMC, la masse grasse et le pourcentage de la masse grasse étaient négativement corrélés aux indices de résistance osseuse du col fémoral. Le niveau d'activité physique (h/semaine) était positivement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI alors que la VO<sub>2</sub> max (ml/mn/kg) était positivement corrélée au CSI et à l'ISI. Les corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont persisté après ajustement pour le poids.

**Conclusion.** – Notre étude menée sur des jeunes hommes en surpoids et obèses montre que le niveau d'activité physique est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral. Chez les hommes en surpoids et obèses, l'augmentation du niveau d'activité physique peut aider à prévenir les fractures ostéoporotiques plus tard dans la vie.

**Mots clés :** Pic de masse osseuse ; Tests cliniques ; Ostéoporose ; Géométrie de la hanche ; Sports.



1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

## 1. Introduction

The increase of lifespan in men increases the prevalence of osteoporosis and osteoporotic fractures [1]. Osteoporotic fractures have important genetic components such as the fracture history of the parents, gender-specific genes, height and other anthropometric variables related to skeletal size [2, 3]. Bone mineral density (BMD) is generally the best determinant of bone strength and fracture risk [1]. Nevertheless, just 50–70 % of total bone strength can be explained by BMD [4]. Karlamangla et al. [5] developed the concept of composite indices of femoral neck (FN) that integrate FN size and body size with BMD. Compression strength index (CSI), bending strength index (BSI) and impact strength index (ISI) reflect the ability of the FN to withstand axial compressive and bending forces and the ability to absorb energy from an impact [6].

Bone mass increases through the growth period and reaches its peak during young adulthood [7]. The most importance thing that different studies have indicated is that peak bone mass is a determinant of osteoporosis and fractures later in life [1]. The peak bone mass is regulated by different factors such as genetics, mechanical factors, hormones, nutrition, sleep and drug use [8, 9]. In addition, it is well-established that weight-bearing physical activity provides greater benefits to bone mass than regular non-weight-bearing activity [10, 11].

Although body weight and body mass index are considered positive predictors of BMD, recent data suggests that obesity is not protective against osteoporotic fractures in old men [12]. In young men, research has shown that obesity is associated with lower CSI, BSI and ISI values [13]. SI values also tend to decrease with obesity in adult men [14]. Also in men, obesity may negatively impact bone health by several mechanisms: decreased serum vitamin D and testosterone levels, increased inflammatory cytokines, peroxisome proliferator-activated receptor gamma activation and sleep quality deterioration [15, 16]. These mechanisms usually lead to

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

inhibition of bone formation and stimulation of bone resorption [16]. In line with these results, obesity has been shown to be independently associated with higher fall rates in men 65 to 80 years old; narrow walk time, a measure of gait stability, seems to mediate this association [12, 17]. Two recent studies showed that maximum oxygen consumption (expressed as mL/mn/kg) is positively correlated to CSI, BSI and ISI in adults [18, 19]. In accordance with these results, physical activity level has been reported to be positively associated with CSI, BSI and ISI [20]. However, up to our knowledge, there are no studies that explored the relationships between physical activity level and composite indices of femoral neck in overweight and obese men. Such studies are clinically important since obesity is associated with decreased composite indices of femoral neck strength [13, 21]. Accordingly, implementing strategies to increase CSI, BSI and ISI in overweight and obese men should be started. The purpose of this study was to examine the associations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men. We hypothesized that physical activity level would be positively correlated to composite indices of femoral neck strength in this population.

## **2. Materials and methods**

### **2.1. Study participants and design**

The present study was carried out in accordance with the declaration of Helsinki (regarding human experimentation developed for the medical community by the World Medical Association). Eighty overweight and obese (body mass index > 25 kg/m<sup>2</sup>) young men aged between 18 and 35 years participated in our study. They were recruited from two private Lebanese universities located in North Lebanon. The participants were non-smokers and had no history of major orthopedic problems or other disorders known to affect bone metabolism. Other

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

inclusion criteria included no diagnosis of co-morbidities and history of fracture. An informed written consent was obtained from the participants.

## **2.2. Anthropometric measurements**

Height (cm) was measured in the upright position to the nearest 1 mm with a Seca standard stadiometer. Body weight (kg) was measured on a Taurus mechanic scale with a sensibility of 100 g. The subjects were weighed wearing only underclothes. BMI was calculated as body weight divided by height squared ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). Body composition (bone mineral content, lean mass and fat mass) was assessed by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) (DXA; GE Healthcare, Madison, WI).

## **2.3. Bone mass measurements**

Femoral neck (FN) bone mineral density (BMD) was measured by DXA (GE Healthcare, Madison, WI). Compressive strength index (CSI), bending strength index (BSI) and impact strength index (ISI) were calculated as previously described [5]. Compressive ( $[\text{FN BMD} * \text{FN width}/\text{weight}]$ ) and bending strength ( $[\text{FN BMD} * \text{FN width}^2] / [\text{hip axis length} * \text{weight}]$ ) express the forces that the FN has to withstand in axial compressive and bending forces, whereas impact strength ( $[\text{FN BMD} * \text{FN width} * \text{hip axis length}] / [\text{height} * \text{weight}]$ ) expresses the energy that the FN has to absorb in an impact from standing height [5].

## **2.4. Vitamin D and parathyroid hormone measurements**

Blood samples were obtained from participants. Fasting was required. Serum 25-hydroxyvitamin D level was measured by the Nichols Advantage competitive binding chemiluminescence

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

immunoassay. Serum intact parathyroid hormone (PTH) was measured using the Nichols Advantage 2-site chemiluminescence immunoassay.

### **2.5. Assessment of physical activity level**

The weekly physical activity duration (hours/week) was evaluated using the global physical activity questionnaire (GPAQ). This questionnaire includes 16 questions; it provides information about intensity, duration and frequency of physical activities in three domains (activity at work, during travel and when performing recreational activities) [22].

### **2.6. Daily calcium intake (DCI)**

DCI was estimated by using a food-frequency questionnaire [23]. It comprises 30 items and can be completed without any help. The questionnaire assesses the consumption of milk and dairy products such as yoghurt, cheese and chocolate, and other products such as eggs, meat, fish, cereals, bread, vegetables and fruits. None of the participants in our study was receiving any supplements.

### **2.7. Daily protein intake (DPI)**

DPI was estimated by using a food-frequency questionnaire [24]. It comprises 20 items and can be completed without any help. The DPI allows one to appreciate the intake of food that provides the majority of proteins [24].

### **2.8. Maximum oxygen consumption (VO<sub>2</sub> max) testing**

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

The VO<sub>2</sub> max (L/mn) of the participants was directly evaluated using a Fitmate PRO device (version 2.20, COSMED, Rome, Italy) while exercising on a medical treadmill. A progressive 2-min step protocol (1.5-2 km/h/step) was used as previously described [25].

### **2.9. Explosive and maximal strength**

A one-repetition-maximum (1-RM) test, following the protocol established by the National Strength and Conditioning Association, was performed to measure back half-squat maximal strength on a Smith machine (Nautilus) [26]. The vertical jump was evaluated using a field test (Sargent test). The subjects performed 3 jumps with 2 minutes of recovery between jumps [27].

### **2.10. Data analysis**

The means and standard deviations were calculated for all clinical characteristics and for the composite indices of femoral neck strength. Associations between clinical characteristics and composite indices of femoral neck strength were given as Pearson correlation coefficients. Multiple linear regression analysis models were used to test the relationships between composite indices of femoral neck strength and several covariates.

## **3. Results**

### **3.1. Clinical characteristics of young overweight and obese men**

Age, weight, height, BMI, lean mass, fat mass, fat mass percentage, vitamin D and parathyroid hormone levels, daily calcium intake, daily protein intake, physical activity level, physical performance variables and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) are listed in table 1.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

### 3.2. Correlations between clinical characteristics and composite indices of femoral neck strength

Weight was negatively correlated to CSI ( $r = -0.42$ ;  $p < 0.001$ ), BSI ( $r = -0.33$ ;  $p < 0.01$ ) and ISI ( $r = -0.34$ ;  $p < 0.01$ ). BMI was negatively correlated to CSI ( $r = -0.38$ ;  $p < 0.001$ ), BSI ( $r = -0.30$ ;  $p < 0.01$ ) and ISI ( $r = -0.30$ ;  $p < 0.01$ ). Fat mass was negatively correlated to CSI ( $r = -0.53$ ;  $p < 0.001$ ), BSI ( $r = -0.41$ ;  $p < 0.001$ ) and ISI ( $r = -0.46$ ;  $p < 0.001$ ). Fat mass percentage was negatively correlated to CSI ( $r = -0.50$ ;  $p < 0.001$ ), BSI ( $r = -0.39$ ;  $p < 0.001$ ) and ISI ( $r = -0.45$ ;  $p < 0.001$ ). PTH was negatively correlated to CSI ( $r = -0.24$ ;  $p < 0.05$ ) and ISI ( $r = -0.29$ ;  $p < 0.05$ ). DPI was negatively correlated to BSI ( $r = -0.30$ ;  $p < 0.01$ ), CSI ( $r = -0.37$ ;  $p < 0.001$ ) and ISI ( $r = -0.33$ ;  $p < 0.01$ ). Physical activity level was positively correlated to CSI ( $r = 0.38$ ;  $p < 0.001$ ), BSI ( $r = 0.29$ ;  $p < 0.01$ ) and ISI ( $r = 0.34$ ;  $p < 0.01$ ).  $VO_2$  max (L/mn) was positively correlated to CSI ( $r = 0.26$ ;  $p < 0.05$ ) and ISI ( $r = 0.29$ ;  $p < 0.05$ ).  $VO_2$  max (mL/mn/kg) was positively correlated to CSI ( $r = 0.35$ ;  $p < 0.01$ ) and ISI ( $r = 0.27$ ;  $p < 0.05$ ) (Table 2).

### 3.3. Multiple linear regression analysis models

The positive associations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) remained significant after adjustment for body weight. Physical activity level remained positively correlated to CSI and ISI after adjustment for BMI. The positive associations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) disappeared after adjustment for fat mass.  $VO_2$  max (mL/mn/kg) was positively correlated to CSI after adjustment for body weight or BMI (Table 3).

## 4. Discussion

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

This study conducted on a group of young overweight and obese men mainly shows that physical activity level is a positive determinant of composite indices of femoral neck strength.

BMI, weight, fat mass and fat mass percentage were negatively correlated to composite indices of femoral neck strength (BSI, CSI and ISI). Our results are in line with those conducted by Berro et al. [21] and El khoury et al. [28] who suggested that obesity is associated with lower CSI, BSI, and ISI values in young men and women.

Vitamin D insufficiency is present when serum 25(OH)D is <20 ng/ml [28]. It's an important risk factor for developing osteoporosis [29]. Several previous studies have shown positive correlations between vitamin D and composite indices of femoral neck strength [20, 30, 31]. When young overweight and obese young adults were included in our study, no correlations were found between serum 25(OH) D levels and composite indices of femoral neck strength.

PTH was negatively correlated to CSI and ISI. According to several studies conducted on animals, PTH increases the proliferation of osteoprogenitor into osteoclasts, bone turnover, cell membrane permeability, calcium influx and the production by bone cells of acids [32]. Our study is in line with that of Sneve and al. [33] who found that serum PTH was a significant negative predictor of BMD at the hip in adult men and women.

It is well-recognized that physical activity level helps to maintain mobility, physical functioning and bone mineral density [34]. The regular practice of physical activity is habitually recommended to prevent osteoporosis. For clinicians, there are no specific guidelines with regard to the type, duration or intensity of physical activity to prevent osteoporosis. Therefore, it seems important to define the recommended intensity and duration of physical activity to optimize bone mass and delay the appearance of osteoporosis.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

In our study, physical activity level was positively correlated to composite indices of femoral neck strength. The positive correlation between physical activity level and composite indices of femoral neck strength remained significant after adjustment for body weight. Also, physical activity level remained positively correlated to CSI and ISI after adjustment for BMI. Accordingly, this study supports the idea of increasing physical activity level in overweight and obese men as a prevention strategy against osteoporosis and osteopenia.

However, the positive correlation between physical activity level and composite indices of femoral neck strength disappeared after adjusting for fat mass. Fat mass excess seems to be a negative determinant of these bone indices in overweight and obese young men. Implementing strategies to reduce fat mass in young men should be taken.

VO<sub>2</sub> max (L/mn and mL/mn/kg) was positively correlated to CSI and ISI. This result is in line with those of two previous studies [18, 19]. Importantly, the positive correlation between VO<sub>2</sub> max (mL/mn/kg) and CSI remained significant after adjustment for body weight or BMI. We have previously shown that VO<sub>2</sub> max (L/mn) is positively correlated to TBS in young women and to BMD in young normal-weight, overweight and obese men [35, 36]. VO<sub>2</sub> max in mL/mn/kg has been shown to be positively correlated to TBS in young overweight men and to TBS in young overweight/obese men [37, 38]. The mechanisms that can explain the positive association between VO<sub>2</sub> max and TBS can be mediated by BMI or enhancement capillarization of bone tissue [38]. Taken together, this study supports the idea of increasing VO<sub>2</sub> max (ml/mn/kg) in overweight and obese men as a prevention strategy against osteoporosis and osteopenia.

DPI was negatively correlated to composite indices of femoral neck strength. The results of our study do not comply with the results of 18 cross-sectional studies which found a positive



1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

correlation between DPI and bone variables [39]. Another study has shown positive correlations between DPI and composite indices of femoral neck strength in 592 men aged 50 years or older and 590 postmenopausal women [40]. The mechanisms by which proteins influence bone variables have been previously indicated [41]. On the other hand, no correlations were found between DCI and composite indices of femoral neck strength. Daily calcium intake seems to have a greater influence on BMD rather than composite indices of femoral neck strength.

Regarding physical performance tests, 1-RM half-squat and vertical jump performance were not correlated to composite indices of femoral neck. Physical performance variables seem to have a greater influence on BMD rather than composite indices of femoral neck strength.

In our study, we have several limitations: First, the cross-sectional nature of our study is a limitation because it cannot evaluate the confounding variables. Second, the two-dimensional nature of DXA is a limitation since the best measurement of bone tissue is three-dimensional. The third limitation was that we didn't differentiate between different kinds of physical activities which may have different levels of mechanical stress on bone. Finally, the quality of the DXA scan image tends to worsen with obesity so that the geometry precision degrades in heavier patients [42]. However, up to our knowledge, this is the first study to explore the relationships between physical activity level and composite indices of femoral neck in young overweight and obese men.

## 5. Conclusion

Our study conducted on overweight and obese men shows that fat mass, weight and BMI are negative determinants of composite indices of femoral neck strength. In contrast, physical activity level (h/week) is a positive determinant of composite indices of femoral neck strength in

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

this population. Accordingly, increasing physical activity level may be useful for preventing osteoporotic fractures later in life.

**Disclosure of interest**

The authors state that they have no conflicts of interest.

**References**

[1] Kanis JA, McCloskey EV, Johansson H, Oden A, Melton LJ, Khaltsev N. A reference standard for the description of osteoporosis. *Bone* 2008;42:467-475.

[2] Johnell O and Kanis JA. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2006;17:1726.

[3] Pocock NA, Eisman JA, Hopper JL, Yeates MG, Sambrook PN, Eberl S. Genetic determinants of bone mass in adults. A twin study. *J Clin Invest* 1987;80:706.

[4] Stone KL, Seeley DG, Lui LY, Cauley JA, Ensrud K, Browner WS, et al. BMD at multiple sites and risk of fracture of multiple types: long-term results from the Study of Osteoporotic Fractures. *J Bone Miner Res* 2003;18:1947-1954.

[5] Karlamangla AS, Barrett-Connor E, Young J, Greendale GA. Hip fracture risk assessment using composite indices of femoral neck strength: the Rancho Bernardo study. *Osteoporosis Int* 2004;15:62-70.

[6] El Hage R. Composite indices of femoral neck strength in adult female soccer players. *J Clin Densitom* 2014;17:212-213.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

[7] Henry YM, Fatayerji D, Eastell R. Attainment of peak bone mass at the lumbar spine, femoral neck and radius in men and women: relative contributions of bone size and volumetric bone mineral density. *Osteoporos Int* 2004;15:263-73.

[8] Nguyen TV, Kelly PJ, Sambrook PN, Gilbert C, Pocock NA, Eisman JA. Lifestyle factors and bone density in the elderly: implications for osteoporosis prevention. *J Bone Miner Res* 1994;9:1339.

[9] Hunter GR, Plaisance EP, Fisher G. Weight loss and bone mineral density. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes* 2014;21:358-62.

[10] Valdimarsson O, Kristinsson JO, Stefansson SO, Valdimarsson S, Sigurdsson G. Lean mass and physical activity as predictors of bone mineral density in 16–20 year old women. *J Intern Med* 1999;245:489-496.

[11] Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.

[12] Nielson CM, Marshall LM, Adams AL, LeBlanc ES, Cawthon PM, Ensrud K, et al. BMI and fracture risk in older men: the osteoporotic fractures in men study (MrOS). *J Bone Miner Res* 2011;26(3):496-502.

[13] El Khoury C, Toumi H, Lespessailles E, Pinti A, El Khoury G, Maalouf G, et al. Decreased composite indices of femoral neck strength in young obese men. *J Clin Densitom* 2017;20(2):268-270.

[14] Leslie WD, Orwoll ES, Nielson CM, Morin SN, Majumdar SR, Johansson H, et al. Estimated lean mass and fat mass differentially affect femoral bone density and strength index but are not FRAX independent risk factors for fracture. *J Bone Miner Res* 2014;29:2511-2519.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

[15] Premaor MO, Compston JE, Fina Avilés F, Pagès-Castellà A, Nogués X, Díez-Pérez A, et al. The association between fracture site and obesity in men: a population-based cohort study. *J Bone Miner Res* 2013;28(8):1771-1777.

[16] Rosen CJ, Bouxsein ML. Mechanisms of disease: is osteoporosis the obesity of bone? *Nat Clin Pract Rheumatol* 2006;2(1):35-43.

[17] Hooker ER, Shrestha S, Lee CG, Cawthon PM, Abrahamson M, Ensrud K, et al. Obesity and falls in a prospective study of older men: The osteoporotic fractures in men study. *J Aging Health* 2017;29(7):1235-1250.

[18] El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, Maalouf G, El Khoury C, Zakhem E, et al. Maximal oxygen consumption and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men. *J Clin Densitom* 2018;21(2):310-311.

[19] Berro A, Fayad N, Pinti A, khoury G, Ahmadi S, Zouhal H, et al. Maximal oxygen consumption and composite indices of femoral neck strength in a group of young women. In *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering* 2017;369-375. Springer, Cham.

[20] Mori T, Ishii S, Greendale GA, Cauley JA, Sternfeld B, Crandall CJ, et al. Physical activity as determinant of femoral neck strength relative to load in adult women: findings from the hip strength across the menopause transition study. *Osteoporos Int* 2014;25:265-72.

[21] Berro AJ, Ahmaidi S, Pinti A, Alwan A, Saddik H, Matta J, et al. Decreased composite indices of femoral neck strength in young obese women. In *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering* 2017;128-134. Springer, Cham.

[22] Bull FC, Maslin TS, Armstrong T. Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study. *J Phys Act Health* 2009;6:790-804.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

[23] Fardellone P, Sebert JL, Bouraya M, Bonidan O, Leclercq G, Doutrelot C, et al. Evaluation of the calcium content of diet by frequential self-questionnaire. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 1991;58:99-103.

[24] Morin P, Herrmann F, Ammann P, Uebelhart B, Rizzoli R. A rapid self-administered food frequency questionnaire for the evaluation of dietary protein intake. *Clin Nutr* 2005;24:768-774.

[25] Noakes TD. Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: a contemporary perspective. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20:319-330.

[26] El Hage R, Zakhem E, Moussa E, Jacob C. Acute effects of heavy-load squats on consecutive vertical jump performance. *Sci Sports* 2011;26:44-47.

[27] Westerstahl M, Barnekow-Bergkvist M, Hedberg G, Jansson E. Secular trends in body dimensions and physical fitness among adolescents in Sweden from 1974 to 1995. *Scand J Med Sci Sports* 2003;13:128-37.

[28] El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, El Khoury C, Rizkallah M, Maalouf G, et al. Bone variables in active overweight/obese men and sedentary overweight/obese men. *J Clin Densitom* 2017;20:239-246.

[29] Holick MF, Siris ES, Binkley N, Beard MK, Khan A, Katzer JT, et al. Prevalence of vitamin D inadequacy among postmenopausal North American women receiving osteoporosis therapy. *J Clin Endocrinol Metab* 2005;90:3215-24.

[30] Alwan A, El Khoury C, Zouhal H, Maalouf G, Rizkallah M, El Khoury G, et al. Vitamin D level and composite indices of femoral neck strength in a group of young Lebanese men. *J Clin Densitom* 2016;9(4):492-493.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

[31] Berro AJ, Alwan A, Zouhal H, Maalouf G, Rizkallah M, El Hage R. Vitamin d level and composite indices of femoral neck strength in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 2018;21(2):308-309.

[32] Parfitt AM. The actions of parathyroid hormone on bone: relation to bone remodeling and turnover, calcium homeostasis, and metabolic bone diseases. II. PTH and bone cells: bone turnover and plasma calcium regulation. *Metabolism* 1976;25:909-55.

[33] Sneve M, Emaus N, Joakimsen RM, Jorde R. The association between serum parathyroid hormone and bone mineral density, and the impact of smoking: the Tromso Study. *Eur J Endocrinol* 2008;158(3):401-9.

[34] Kohrt WM, Bloomfield SA, Little KD, Nelson ME, Yingling VR. American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(11):1985-96.

[35] El Khoury C, Pinti A, Lespessailles E, Maalouf G, Watelain E, El Khoury G, et al. Physical performance variables and bone mineral density in a group of young overweight and obese men. *J Clin Densitom* 2018;21(1):41-47.

[36] Zakhem E, El Khoury G, Feghaly L, Zunquin G, El Khoury C, Peze T, et al. Performance physique et densité minérale osseuse chez de jeunes adultes libanais. *J Med Liban* 2016;64(4):193-9.

[37] Zakhem E, Ayoub ML, Zunquin G, Theunynck D, Bedran F, Sebaaly A. Physical performance and trabecular bone score in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 2015;18:271-272.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33  
34  
35  
36  
37  
38  
39  
40  
41  
42  
43  
44  
45  
46  
47  
48  
49  
50  
51  
52  
53  
54  
55  
56  
57  
58  
59  
60  
61  
62  
63  
64  
65

[38] El Hage R, Zakhem E, Theunynck D, Zunquin G, Bedran F, Sebaaly A. Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J Clin Densitom* 2014;17:320-324.

[39] Bonjour JP, Chevalley T, Ferrari S, Rizzoli R. The importance and relevance of peak bone mass in the prevalence of osteoporosis. *Salud Publica Mex* 2009;51:S5-17.

[40] Kim BJ, Lee SH, Isales CM, Koh JM, Hamrick MW. The positive association of total protein intake with femoral neck strength (KNHANES IV). *Osteoporos Int* 2018;29(6):1397-1405.

[41] Bonjour JP, Chevalley T, Rizzoli R, Ferrari S. Gene-environment interactions in the skeletal response to nutrition and exercise during growth. *Med Sport Sci* 2007;51:64-80.

[42] Bolotin HH, Sievänen H, Grashuis JL, Kuiper JW, Järvinen TL. Inaccuracies inherent in patient-specific dual-energy X-ray absorptiometry bone mineral density measurements: comprehensive phantom-based evaluation. *J Bone Miner Res* 2001;16:417-426.

Table

Table 1: Clinical characteristics and composite indices of femoral neck strength of the study population

Characteristic	Overweight and obese men (n = 80)
	Mean ± SD
Age (years)	23.2 ± 4.8
Weight (kg)	101.2 ± 19.3
Height (cm)	176.2 ± 6.5
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	31.8 ± 7.1
Lean mass (kg)	63.537 ± 7.442
Fat mass (kg)	33.2 ± 13.1
Fat mass %	31.1 ± 7.5
PTH (pg/ml)	43.5 ± 14.3
VD (ng/mL)	27.7 ± 12.4
DCI (mg/d)	1223 ± 467
DPI (g/d)	126.6 ± 51.7
Physical activity (h/week)	6.5 ± 5.2
VO <sub>2</sub> max (L/mn)	2.74 ± 2.74
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	37.7 ± 7.2
Vertical jump (cm)	37.4 ± 11.4
1-RM half-squat (kg)	117.2 ± 37.2
CSI (g/kg-m)	4.47 ± 0.96
BSI (g/kg-m)	1.40 ± 0.35
ISI (g/kg-m)	0.030 ± 0.006

SD: Standard deviation; BMI: body mass index; PTH: PTH: parathyroid hormone; VD: vitamin D; DCI: daily calcium intake; DPI: daily protein intake; VO<sub>2</sub> max: maximum oxygen consumption; 1-RM: one-repetition maximum; CSI: compression strength index; BSI: bending strength index; ISI: impact strength index.



Table 2: Correlations between clinical characteristics and composite indices of femoral neck strength

Characteristic	CSI (g/kg-m)	BSI (g/kg-m)	ISI (g/kg-m)
Age (years)	-0.15	-0.15	-0.11
Weight (kg)	-0.42***	-0.33**	-0.34**
Height (cm)	-0.14	-0.11	-0.12
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.38***	-0.30**	-0.30**
Lean mass (kg)	-0.14	-0.13	-0.10
Fat mass (kg)	-0.53***	-0.41***	-0.46***
Fat mass (%)	-0.50***	-0.39***	-0.45***
PTH (pg/ml)	-0.24*	-0.18	-0.29*
VD (ng/mL)	0.102	0.066	0.201
DCI (mg/d)	-0.01	-0.01	0.05
DPI (g/d)	-0.37***	-0.30**	-0.33**
Physical activity (h/week)	0.38***	0.29**	0.34**
VO <sub>2</sub> max (L/mn)	0.26*	0.17	0.29*
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.35**	0.24	0.27*
Vertical jump (cm)	0.14	0.04	0.15
1-RM half-squat (kg)	0.10	0.04	0.12

BMI: body mass index; PTH: parathyroid hormone; VD: vitamin D; DCI: daily calcium intake; DPI: daily protein intake; VO<sub>2</sub> max: maximum oxygen consumption; 1-RM: one-repetition maximum; BSI: bending strength index; CSI: compression strength index; ISI: impact strength index. \* p < 0.05; \*\* p < 0.01; \*\*\* p < 0.001.

Table 3: Multiple linear regression analysis models

Variable	Coefficient ± SE	p-value
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.49$ )		
Constant	5.85 ± 0.58	<0.001
Weight (kg)	-0.016 ± 0.005	0.002
PAL (h/week)	0.047 ± 0.018	0.011
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.46$ )		
Constant	5.71 ± 0.65	<0.001
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.048 ± 0.017	0.008
PAL (h/week)	0.049 ± 0.018	0.010
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.46$ )		
Constant	6.14 ± 0.67	<0.001
Fat mass (kg)	-0.042 ± 0.012	0.001
PAL (h/week)	0.035 ± 0.028	0.22
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.46$ )		
Constant	5.056 ± 1.14	<0.001
Weight (kg)	-0.017 ± 0.0068	0.012
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.036 ± 0.018	0.047
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.44$ )		
Constant	5.14 ± 1.24	<0.001
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.058 ± 0.024	0.020
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.037 ± 0.018	0.045
Dependent variable CSI ( $r^2 = 0.62$ )		
Constant	6.53 ± 1.54	<0.001
Fat mass (kg)	-0.060 ± 0.018	0.002
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.020 ± 0.023	0.399
Dependent variable BSI ( $r^2 = 0.39$ )		
Constant	1.83 ± 0.237	<0.001
Weight (kg)	-0.005 ± 0.002	0.015
PAL (h/week)	0.013 ± 0.007	0.0076
Dependent variable BSI ( $r^2 = 0.36$ )		
Constant	1.77 ± 0.26	<0.001
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.014 ± 0.0071	0.047
PAL (h/week)	0.014 ± 0.0078	0.069
Dependent variable BSI ( $r^2 = 0.46$ )		
Constant	1.90 ± 0.24	<0.001
Fat mass (kg)	-0.013 ± 0.0045	0.006
PAL (h/week)	0.011 ± 0.010	0.28
Dependent variable ISI ( $r^2 = 0.41$ )		
Constant	0.036 ± 0.0045	<0.001
Weight (kg)	-0.00008 ± 0.00003	0.031
PAL (h/week)	0.0003 ± 0.0001	0.031
Dependent variable ISI ( $r^2 = 0.39$ )		
Constant	0.35 ± 0.0050	<0.001

BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.0002 ± 0.0001	0.098
PAL (h/week)	0.0003 ± 0.0001	0.029
Dependent variable ISI (r <sup>2</sup> = 0.39)		
Constant	0.036 ± 0.0054	<0.001
Fat mass (kg)	-0.00018 ± 0.00010	0.080
PAL (h/week)	0.00025 ± 0.00023	0.29
Dependent variable ISI (r <sup>2</sup> = 0.35)		
Constant	0.033 ± 0.0092	<0.001
Weight (kg)	-0.000092 ± 0.000055	0.10
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.00020 ± 0.00014	0.18
Dependent variable ISI (r <sup>2</sup> = 0.35)		
Constant	0.034 ± 0.0095	<0.001
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	-0.00033 ± 0.00018	0.084
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.00020 ± 0.00014	0.174
Dependent variable ISI (r <sup>2</sup> = 0.42)		
Constant	0.032 ± 0.016	0.052
Fat mass (kg)	-0.00022 ± 0.00018	0.236
VO <sub>2</sub> max (mL/mn/kg)	0.00021 ± 0.00024	0.386

SE: standard error; BSI: bending strength index; PAL: physical activity level; BMI: body mass index; CSI: compression strength index; VO<sub>2</sub> max: maximum oxygen consumption; ISI: impact strength index.

## **ÉTUDE PRINCIPALE 1**

**LA PUISSANCE MAXIMALE PRÉDIT-ELLE LA DMO CHEZ LES  
JEUNES ADULTES ?**

## RÉSUMÉ

Le but de cette étude était d'explorer les relations entre la puissance maximale des membres inférieurs et les paramètres osseux chez de jeunes adultes Libanais. 201 jeunes adultes Libanais (53 hommes et 148 femmes) dont l'âge est compris entre 18 et 32 ans ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés, et l'indice de masse corporelle (IMC) a été calculé. La composition corporelle, le contenu minéral osseux (CMO) et la densité minérale osseuse (DMO) ont été mesurés par DXA. La DMO a été évaluée au niveau du corps entier, du rachis lombaire, de la hanche entière et du col fémoral. Les indices géométriques du col fémoral (CSA, CSMI, Z, SI et BR) ont été calculés par DXA. La détente verticale a été évaluée par un test de terrain valide (test de Sargent). Plusieurs essais ont été réalisés et le meilleur résultat a été retenu. La puissance maximale des membres inférieurs a été calculée à partir du test de Sargent. Chez les hommes, la puissance maximale était positivement corrélée au CMO CE ( $r = 0,65$  ;  $p < 0,001$ ), à la DMO CE ( $r = 0,41$  ;  $p < 0,01$ ), au CMO L1-L4 ( $r = 0,54$  ;  $p < 0,001$ ), au CMO HE ( $r = 0,50$  ;  $p < 0,001$ ), au CMO CF ( $r = 0,35$  ;  $p < 0,01$ ), à la CSA ( $r = 0,33$  ;  $p < 0,05$ ) et au CSMI ( $r = 0,50$  ;  $p < 0,001$ ). Chez les femmes, la puissance maximale était positivement corrélée au CMO CE ( $r = 0,48$  ;  $p < 0,001$ ), à la DMO CE ( $r = 0,28$  ;  $p < 0,001$ ), au CMO L1-L4 ( $r = 0,34$  ;  $p < 0,001$ ), au CMO HE ( $r = 0,43$  ;  $p < 0,001$ ), à la DMO HE ( $r = 0,21$  ;  $p < 0,01$ ), au CMO CF ( $r = 0,42$  ;  $p < 0,001$ ), à la DMO CF ( $r = 0,31$  ;  $p < 0,001$ ), à la CSA ( $r = 0,41$  ;  $p < 0,001$ ), au CSMI ( $r = 0,40$  ;  $p < 0,001$ ) et au Z ( $r = 0,41$  ;  $p < 0,01$ ). Cette étude montre que la puissance maximale est un déterminant positif du CMO CE, de la DMO CE, de la CSA et du CSMI chez les hommes. Cette étude montre également que la puissance maximale est un déterminant positif du CMO CE, de la DMO CE, de la DMO HE, de la DMO CF, de la CSA, du CSMI et du Z chez les jeunes femmes.



## Does Muscular Power Predict Bone Mineral Density in Young Adults?

Anthony Khawaja,<sup>1,2</sup> Patchina Sabbagh,<sup>1,3</sup> Jacques Prioux,<sup>2</sup> Gautier Zunquin,<sup>4</sup>  
Georges Baquet,<sup>3</sup> Ghassan Maalouf,<sup>5</sup> and Rawad El Hage<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Department of Physical Education, FAS, University of Balamand, Kelhat El Koura, Lebanon; <sup>2</sup> Movement, Sport, and Health Sciences Laboratory (M2S), UFR-STAPS, University of Rennes 2, Rennes, France; <sup>3</sup> Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport, Santé, Société (URPSSS-EA 7369), Lille University, Ronchin, France; <sup>4</sup> Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport, Santé, Société (URPSSS-EA 7369), University of the Littoral Opal Coast, Dunkerque, France; and <sup>5</sup> Bellevue University Medical Center, Faculty of Medicine, Saint Joseph University, Mansourieh, Lebanon

### Abstract

The aim of this study was to explore the relationships between maximum power and bone variables in a group of young adults. Two hundred and one young adults (53 men and 148 women) whose ages range from 18 to 35 years voluntarily participated in this study. Weight and height were measured, and body mass index was calculated. Body composition, bone mineral content (BMC) and bone mineral density (BMD) were determined for each individual by dual-energy X-ray absorptiometry. Vertical jump was evaluated using a validated field test (Sargent test). The highest vertical jump was selected. Maximum power (P max, in watts) of the lower limbs was calculated accordingly. In young men, maximum power was positively correlated to whole body (WB) BMC ( $r = 0.65$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.01$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.54$ ;  $p < 0.001$ ), total hip (TH) BMC ( $r = 0.50$ ;  $p < 0.001$ ), femoral neck (FN) BMC ( $r = 0.35$ ;  $p < 0.01$ ), FN cross-sectional area (CSA) ( $r = 0.33$ ;  $p < 0.05$ ) and FN cross-sectional moment of inertia (CSMI) ( $r = 0.50$ ;  $p < 0.001$ ). In young women, maximum power was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.48$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.28$ ;  $p < 0.001$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.34$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMC ( $r = 0.43$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMD ( $r = 0.21$ ;  $p < 0.01$ ), FN BMC ( $r = 0.42$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMD ( $r = 0.31$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSA ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSMI ( $r = 0.40$ ;  $p < 0.001$ ) and FN Z ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.01$ ). The current study suggests that maximum power is a positive determinant of WB BMC, WB BMD, TH BMD, FN BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z in young women.

**Key Words:** DXA variables; maximum power; young adults.

### Introduction

Ageing leads to a reduction in lean mass (LM) and bone mineral density (BMD) and an alteration of bone quality (1). The World Health Organization (WHO) defined osteoporosis as a systemic skeletal disease characterized by low bone mass and micro-architectural deterioration of bone tissue, leading to an increased bone fragility and susceptibility to fracture risk (1–3).

Received 12/27/18; Revised 01/21/19; Accepted 01/22/19.  
Conflict of Interest: None of the authors reported a conflict of interest related to the study.

\*Address correspondence to: Rawad El Hage, PhD, Department of Physical Education, Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, P.O. Box 100, Tripoli, Lebanon. E-mail: rawadelhage21@hotmail.com

Osteopenia and osteoporosis represent an important health problem of the ending 20th and the beginning 21st century (1). Hip fractures alone are expected to reach 6.3 million per year globally by 2050 (2).

Exercise-based interventions are an interesting alternative to medication due to their low cost and their safety (fewer serious side effects), and additional health benefits including improved balance and fall reduction. Furthermore, because osteoporotic fractures happen most frequently at the hip and spine, site-specific interventions to increase BMD are highly desirable. Targeted strengthening of the hip and spine using specific resistance exercises is useful since sufficient skeletal loading stimulates net bone formation at the solicited skeletal sites. A recent meta-analysis recommends the use of multicomponent exercises for osteoporotic individuals to improve bone health outcomes (4). Exercise that exerts in high muscular contraction or ground-reaction forces on the skeleton, such as resistance training or structured jump-training, respectively, increase BMD in pre- and postmenopausal women (4).

The regular practice of physical activities characterized by significant mechanical stresses stimulates bone formation and improves BMD in the most solicited sites (5–10). Indeed, according to Frost theory (11) “the mechanostat,” the resistance of the bone adapts to the mechanical stresses applied to it. This theory has been supported by numerous studies on animals (12,13). In humans, it has been shown that body weight and LM are the best determinants of BMD in both sexes (14,15).

Many studies showed that high cardiorespiratory fitness and muscle strength are correlated with higher BMD values at the proximal femur, distal tibia and fibula, lumbar spine, and total hip (16–18). Although, it is widely accepted that muscle strength is significantly correlated with bone mass, little is known about the relationship between maximum power and BMD. Indeed, muscle mass and bone mass are closely related throughout life, and previous studies have documented the associations of LM with bone mineral content (BMC) and BMD (19,20). A positive relationship between bone mass and anaerobic power is reported in professional jumpers (21). On the other side, LM as well as anaerobic power are considered as the best predictors of bone mass during growth (22–25).

Several studies have shown a significant correlation between BMD and the performances obtained in some physical tests used in current sports practice (26–29). A previous study found that vertical jump, maximum power of the lower limbs, and 1-RM half-squat are positively correlated with bone variables in overweight and obese adult women (30).

However, the relationship between maximum power and bone variables needs to be more clarified. Therefore, the purpose of this study was to investigate the relationships between maximum power and bone variables in a group of young adults. We hypothesized that maximum

power would be significantly associated with bone variables in both sexes. Identification of new determinants of BMC, BMD, and hip geometric indices in young adults, would allow screening and early management of future cases of osteopenia and osteoporosis.

## Materials and Methods

### Subjects and Study Design

Two hundred and one young adults whose ages ranged from 18 to 35 years voluntarily participated in the present study. They were divided into 2 groups: 53 young men and 148 young women. All participants were nonsmokers and had no history of major orthopedic problems or other disorders known to affect bone metabolism or physical tests of the study. Pregnant women, amenorrheic, and those taking medications that may affect bone and calcium metabolism (corticosteroid or anticonvulsant therapy) were excluded from the study. All participants completed an interview about medical history including menstrual history and medication use. The work described has been carried out in accordance with the declaration of Helsinki (regarding human experimentation developed for the medical community by the World Medical Association). Other inclusion criteria included no diagnosis of comorbidities and no history of fracture. An informed written consent was obtained from the participants. The current study was approved by the University of Balamand Ethics Committee.

### Anthropometrics

Height (in centimeters) was measured in the upright position to the nearest 1 mm with a standard stadiometer. Body weight (in kilograms) was measured on a mechanic scale with a precision of 100 g. Subjects were weighed wearing only underclothes. Body mass index (BMI) was calculated as body weight divided by height squared (in kilograms per square meter) (31). Body composition including LM (kilograms) and fat mass (FM; %, kilograms) was evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA; GE Healthcare, Madison, WI).

### Bone Variables

BMC (in grams) and BMD (in grams per square centimeter) were determined for each individual by DXA at whole body (WB), lumbar spine (L1–L4), total hip (TH), and femoral neck (FN; GE Healthcare). FN cross-sectional area (CSA), strength index (SI), buckling ratio (BR), FN section modulus (Z), cross-sectional moment of inertia (CSMI) and L1–L4 trabecular bone score (TBS) were also evaluated by DXA (32–34). The TBS is derived from the texture of the DXA image and has been shown to be related to bone microarchitecture and fracture risk. The TBS score can assist the healthcare professional in assessing fracture risk (33,34). In our laboratory, the coefficients of variation were less than 1% for BMC

and BMD and less than 3% for FN CSA (17,35–37). The same certified technician performed all analyses using the same technique for all measurements.

### Maximum Power

The vertical jump was evaluated using a field test (Sargent test). Two main parameters were retained: vertical jump performance (centimeter) and power (Watt). The subjects performed 3 jumps with 2 minutes of recovery between jumps. The highest vertical jump was selected. Maximum power ( $P_{max}$ , in Watts) of the lower limbs was calculated (38).  $P_{max}$  (Watts) =  $\sqrt{g/2} * \text{body weight (kilograms)} * \sqrt{H * 9.81}$ ;  $g$  is equal to 9.81 and  $H$  is vertical jump height in meters.

### Statistical Analysis

The means and standard deviations were calculated for all clinical data and for the bone measurements. Intersex differences were specified by Student's  $t$  test. Associations between maximum power and bone variables were given as Pearson correlation coefficients and  $r$  values were reported. Multiple linear regression analysis models were used to test the relationship of maximum power and LM with bone variables, and  $R^2$  values were reported. Statistical analyses were performed using the SigmaStat 3.1 Program (Jandel Corp., San Rafael, CA). A level of significance of  $p < 0.05$  was used.

## Results

### Clinical Characteristics and Bone Data of the Study Population

Mean values of age, weight, height, BMI, LM, FM, FM percentage, bone variables, vertical jump, and maximum power are displayed in Table 1. Age, L1–L4 BMD, L1–L4 TBS, BR, and FN SI were not significantly different between men and women. Weight, fat mass, height, BMI, LM, WB BMC, WB BMD, L1–L4 BMC, TH BMC, TH BMD, FN BMC, FN BMD, FN CSA, FN CSMI, FN Z, vertical jump, and maximum power were significantly higher in men than in women. Fat mass percentage was significantly higher in women compared to men.

### Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in Young Men

Maximum power was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.65$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.01$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.54$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMC ( $r = 0.50$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMC ( $r = 0.35$ ;  $p < 0.01$ ), FN CSA ( $r = 0.33$ ;  $p < 0.05$ ) and FN CSMI ( $r = 0.50$ ;  $p < 0.001$ ). Vertical jump was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.31$ ;  $p < 0.05$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.40$ ;  $p < 0.01$ ) and FN CSMI ( $r = 0.29$ ;  $p < 0.05$ ). FM was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.29$ ;  $p < 0.05$ ). FM was negatively

**Table 1**  
Physical Characteristics of the Study Population

Characteristics	Men (n = 53)	Women (n = 148)
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD
Age (yr)	24.3 $\pm$ 4.9	24.1 $\pm$ 3.9
Weight (kg)	84.9 $\pm$ 20.0**	67.0 $\pm$ 13.7
Height (m)	1.73 $\pm$ 0.08**	1.62 $\pm$ 0.07
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	27.9 $\pm$ 5.3*	25.3 $\pm$ 4.8
Lean mass (kg)	55.306 $\pm$ 12.02**	39.751 $\pm$ 8.646
Fat mass (kg)	26.646 $\pm$ 14.881	25.191 $\pm$ 8.638
Fat mass %	27.4 $\pm$ 9.4**	36.4 $\pm$ 6.9
WB BMC (g)	2919 $\pm$ 394**	2309 $\pm$ 397
WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.207 $\pm$ 0.097**	1.101 $\pm$ 0.106
L1–L4 BMC (g)	70.4 $\pm$ 12.3**	60.7 $\pm$ 11.9
L1–L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.170 $\pm$ 0.126	1.152 $\pm$ 0.131
L1–L4 TBS	1.409 $\pm$ 0.106	1.427 $\pm$ 0.106
TH BMC (g)	39.1 $\pm$ 6.4**	29.5 $\pm$ 6.1
TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.106 $\pm$ 0.132**	0.988 $\pm$ 0.125
FN BMC (g)	5.90 $\pm$ 0.88**	4.62 $\pm$ 0.99
FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.104 $\pm$ 0.146**	0.973 $\pm$ 0.139
FN CSA (mm <sup>2</sup> )	186.6 $\pm$ 27.0**	150.2 $\pm$ 28.3
FN CSMI (mm <sup>2</sup> ) <sup>2</sup>	16040 $\pm$ 3675**	10485 $\pm$ 3863
FN Z (mm <sup>3</sup> )	898 $\pm$ 207**	635 $\pm$ 194
BR	5.73 $\pm$ 2.35	6.604 $\pm$ 3.142
FN SI	1.592 $\pm$ 0.468	1.633 $\pm$ 0.433
Vertical jump (m)	0.326 $\pm$ 0.227**	0.167 $\pm$ 0.085
Maximum power (W)	1011 $\pm$ 401**	568 $\pm$ 167

BMI, body mass index; WB, whole body; BMC, bone mineral content; BMD, bone mineral density; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; FN, femoral neck; CSA, cross-sectional area; CSMI, cross-sectional moment of inertia; Z, section modulus; BR, buckling ratio; SI, strength index; SD, standard deviation.

\* $p < 0.01$ ; \*\* $p < 0.001$ .

correlated to L1–L4 TBS ( $r = -0.37$ ;  $p < 0.01$ ) and FN SI ( $r = -0.45$ ;  $p < 0.001$ ). LM was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.57$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.42$ ;  $p < 0.01$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.27$ ;  $p < 0.05$ ), TH BMC ( $r = 0.47$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMC ( $r = 0.38$ ;  $p < 0.01$ ), FN CSA ( $r = 0.40$ ;  $p < 0.01$ ), FN CSMI ( $r = 0.52$ ;  $p < 0.001$ ) and FN Z ( $r = 0.48$ ;  $p = 0.05$ ) (Table 2).

### Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in Young Women

Maximum power was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.48$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.28$ ;  $p < 0.001$ ), L1–L4 BMC ( $r = 0.34$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMC ( $r = 0.43$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMD ( $r = 0.21$ ;  $p < 0.01$ ), FN BMC ( $r = 0.42$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMD ( $r = 0.31$ ;  $p < 0.001$ ),



**Table 2**  
Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in Young Men

N = 53	WB BMC (g)	WB BMD (g/cm <sup>3</sup> )	L1-L4 BMC (g)	L1-L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	TBS	TH BMC (g)	TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	FN BMC (g)	FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	FN CSA (mm <sup>2</sup> )	FN CSMI (mm <sup>2</sup> ) <sup>2</sup>	FN Z (mm <sup>3</sup> )	BR	FN SI
Age (yr)	-0.03	-0.10	0.01	-0.12	-0.26	-0.22	-0.27*	-0.28*	-0.28*	-0.28*	-0.16	-0.14	-0.44*	-0.12
Weight (kg)	0.63***	0.41**	0.31*	0.12	-0.25	0.49***	0.24	0.31*	0.19	0.34*	0.42**	0.45*	0.24	-0.57***
Height (m)	0.77***	0.40**	0.57***	0.18	-0.25	0.61***	0.26	0.45***	0.24	0.49***	0.60***	0.54**	-0.18	-0.12
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0.37***	0.30*	0.07	0.04	-0.17	0.29*	0.16	0.16	0.12	0.17	0.21	0.31	0.43*	-0.62***
FM (kg)	0.29*	0.19	0.15	0.08	-0.37**	0.22	0.16	0.10	0.10	0.14	0.16	0.18	0.20	-0.45***
FM %	0.01	0.08	-0.10	-0.06	-0.24	-0.11	-0.08	-0.19	-0.09	-0.14	-0.20	-0.37	0.45*	-0.64***
LM (kg)	0.57***	0.42**	0.27*	0.13	-0.08	0.47***	0.18	0.38**	0.25	0.40**	0.52***	0.48*	-0.15	-0.17
VJ (m)	0.31*	0.17	0.40**	0.18	0.16	0.22	0.01	0.17	-0.01	0.12	0.29*	0.10	-0.27	0.08
MP (W)	0.65***	0.41**	0.54***	0.24	-0.01	0.50***	0.19	0.35**	0.12	0.33*	0.50***	0.41	-0.06	-0.25

BMI, body mass index; FM, fat mass; LM, lean mass; VJ, vertical jump; MP, maximum power; WB, whole body; BMC, bone mineral content; BMD, bone mineral density; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; FN, femoral neck; CSA, cross-sectional area; CSMI, cross-sectional moment of inertia; Z, section modulus; BR, buckling ratio; SI, strength index.  
\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ .

FN CSA ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSMI ( $r = 0.40$ ;  $p < 0.001$ ) and FN Z ( $r = 0.41$ ;  $p < 0.01$ ). Vertical jump was positively correlated to FN SI ( $r = 0.17$ ;  $p < 0.05$ ). FM was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.33$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.39$ ;  $p < 0.001$ ), L1-L4 BMC ( $r = 0.17$ ;  $p < 0.05$ ), L1-L4 TBS ( $r = 0.18$ ;  $p < 0.05$ ), TH BMC ( $r = 0.31$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMD ( $r = 0.27$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMC ( $r = 0.30$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMD ( $r = 0.32$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSA ( $r = 0.34$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSMI ( $r = 0.25$ ;  $p < 0.01$ ) and FN Z ( $r = 0.44$ ;  $p < 0.001$ ). FM was negatively correlated to FN SI ( $r = -0.33$ ;  $p < 0.001$ ). LM was positively correlated to WB BMC ( $r = 0.79$ ;  $p < 0.001$ ), WB BMD ( $r = 0.58$ ;  $p < 0.001$ ), L1-L4 BMC ( $r = 0.59$ ;  $p < 0.001$ ), L1-L4 BMD ( $r = 0.30$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMC ( $r = 0.75$ ;  $p < 0.001$ ), TH BMD ( $r = 0.45$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMC ( $r = 0.63$ ;  $p < 0.001$ ), FN BMD ( $r = 0.52$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSA ( $r = 0.72$ ;  $p < 0.001$ ), FN CSMI ( $r = 0.71$ ;  $p < 0.001$ ) and FN Z ( $r = 0.73$ ;  $p < 0.001$ ). LM was negatively correlated to BR ( $r = -0.26$ ;  $p < 0.05$ ) (Table 3).

### Multiple Linear Regressions in Men

After adjusting for LM, maximum power remained positively correlated to WB BMC ( $p < 0.001$ ), L1-L4 BMC ( $p < 0.001$ ), TH BMC ( $p = 0.013$ ) and FN CSMI ( $p = 0.021$ ). Maximum power was a stronger positive determinant of WB BMC and TH BMC than LM. LM was a stronger positive determinant of FN CSMI than maximum power. After adjusting for maximum power, LM remained positively correlated to WB BMC ( $p = 0.009$ ), TH BMC ( $p = 0.039$ ), FN CSA ( $p = 0.041$ ) and FN CSMI ( $p = 0.011$ ) (Table 4).

### Multiple Linear Regressions in Women

The correlations between maximum power and bone variables disappeared after adjusting for LM. LM remained positively correlated to WB BMC ( $p < 0.001$ ), WB BMD ( $p < 0.001$ ), L1-L4 BMC ( $p < 0.001$ ), L1-L4 BMD ( $p < 0.001$ ), TH BMC ( $p < 0.001$ ), TH BMD ( $p < 0.001$ ), FN BMC ( $p < 0.001$ ), FN BMD ( $p < 0.001$ ), FN CSA ( $p < 0.001$ ), FN CSMI ( $p < 0.001$ ), and FN Z ( $p < 0.001$ ) after adjusting for maximum power. LM remained negatively correlated to BR ( $p = 0.01$ ) after adjusting for maximum power (Table 5).

### Discussion

The present study conducted in a group of young adults mainly shows that maximum power is positively correlated to WB BMC, WB BMD, FN CSA, and FN CSMI in young men. This study also shows a positive correlation between maximum power and WB BMC, WB BMD, TH BMD, FN BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z in young women. The strengths of the associations between maximum power and bone variables were poor to moderate in both sexes.

**Table 3**  
Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Variables in Young Women

N = 148	WB BMC (g)	WB BMD (g/cm <sup>3</sup> )	L1-L4 BMC (g)	L1-L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	L1-L4 TBS (g/cm <sup>2</sup> )	TH BMC (g)	TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	FN BMC (g)	FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	FN CSA (mm <sup>2</sup> )	FN CSMI (mm <sup>2</sup> )	FN Z (mm <sup>2</sup> )	BR	FN SI
Age (yr)	0.06	0.08	0.15	0.10	0.018	0.07	0.00	0.02	0.01	0.03	0.05	-0.07	0.11	-0.12
Weight (kg)	0.64***	0.55***	0.42***	0.24**	0.19*	0.60***	0.40***	0.54***	0.48***	0.62***	0.56***	0.68***	-0.11	-0.31***
Height (m)	0.56***	0.22**	0.36***	0.02	-0.24**	0.42***	0.13	0.41***	0.28***	0.42***	0.46***	0.50***	-0.32*	-0.17*
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0.40***	0.47***	0.26**	0.24**	0.33***	0.42***	0.36***	0.37***	0.37***	0.44***	0.36***	0.57***	-0.00	-0.24**
FM (kg)	0.33***	0.39***	0.17*	0.13	0.18*	0.31***	0.27***	0.30***	0.32***	0.34***	0.25**	0.44***	0.00	-0.33***
FM %	-0.18*	-0.00	-0.17*	-0.02	0.14	-0.14	-0.00	-0.08	-0.00	-0.09	-0.18*	-0.21	0.32	-0.25**
LM (Kg)	0.79***	0.58***	0.59***	0.30***	0.09	0.75***	0.45***	0.63***	0.52***	0.72***	0.71***	0.73***	-0.26*	-0.14
VJ (m)	-0.03	-0.12	0.00	-0.04	-0.15	-0.05	-0.09	0.00	-0.05	-0.05	-0.02	-0.21	0.17	0.17*
MP (W)	0.48***	0.28***	0.34***	0.12	-0.05	0.43***	0.21**	0.42***	0.31***	0.41***	0.40***	0.41***	0.02	-0.13

BMI, body mass index; FM, fat mass; LM, lean mass; VJ, vertical jump; MP, maximum power; WB, whole body; BMC, bone mineral content; BMD, bone mineral density; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; FN, femoral neck; CSA, cross-sectional area; CSMI, cross-sectional moment of inertia; Z, section modulus; BR, buckling ratio; SI, strength index.  
\**p* < 0.05; \*\**p* < 0.01; \*\*\**p* < 0.001.

After adjusting for LM, maximum power remained significantly correlated to WB BMC, L1-L4 BMC, TH BMC, and FN CSMI in young men, whereas the correlation between maximum power and bone variables disappeared after adjusting for LM in young women. Accordingly, the relationships between maximum power and bone variables in young adults seem to be influenced by gender. These relationships seem to be stronger in men compared to women in our cohort. FM percentage is known to be higher in women compared to men. Our results are consistent with those of 2 previous studies conducted on young adults. El Khoury et al (39) showed that maximum power was positively correlated to WB BMC, WB BMD, L1-L4 BMD, TH BMD, and FN Z in a group of young overweight and obese men. These correlations disappeared after adjusting for LM. Another previous study found a positive correlation between maximum power and BMD in both young women and men (40). A recent study has shown that maximum power is a positive determinant of many bone variables in a group of young overweight and obese women (30).

Our results showed that vertical jump is positively correlated to WB BMC, L1-L4 BMC, and FN CSMI in young men, whereas vertical jump is positively correlated only to FN SI in young women. Accordingly, the relationships between vertical jump and bone variables in young adults seem to be influenced by gender. These relationships seem to be stronger in men compared to women in our cohort. Our results are in accordance with those of a previous study conducted on young adults that has shown that vertical jump was positively correlated to WB BMC and BMD in young women. In contrary, it did not find any correlation between vertical jump and bone variables in young men (40). The relationships between vertical jump performance and bone variables may be influenced by the weight status of the studied population (40). However, a more recent study has shown that vertical jump was the best predictor of TH and FN BMD in a group of young overweight and obese women (30).

The current study shows that, in young men, FM is positively correlated only to WB BMC, whereas FM is negatively correlated to L1-L4 TBS and FN SI. It also shows that, in young women, FM is positively correlated to WB BMC, L1-L4 TBS, WB BMD, TH BMD, FN BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z, whereas FM is negatively correlated to FN SI. Based on our results, the relationships between FM and bone variables are sex-dependent and seem to be stronger in women compared to men. The latter may partially explain the sex-specificity regarding the relationships between vertical jump/maximum power and bone variables obtained in our study. Janicka et al (41) conducted a study on 300 healthy sexually mature adolescents and young adults (150 men and 150 women) between 13 and 21 years old. They found positive correlations between FM and DXA and computed tomography bone variables in women, whereas these correlations were weaker or nonexistent in men (41). Accordingly,

**Table 4**  
Multiple Linear Regressions in Men

Men (n = 53)	Coefficient ± SE	t value	p value
<b>Dependent variable: WB BMC (<math>R^2 = 0.711</math>)</b>			
Constant	1857.263 ± 184.878	10.046	<0.001
Maximum power (W)	0.481 ± 0.115	4.173	<0.001
Lean mass (kg)	10.399 ± 3.854	2.698	0.009
<b>Dependent variable: WB BMD (<math>R^2 = 0.481</math>)</b>			
Constant	1.016 ± 0.0567	17.939	<0.001
Maximum power (W)	0.0000658 ± 0.0000354	1.861	0.069
Lean mass (kg)	0.00224 ± 0.00118	1.897	0.064
<b>Dependent variable: L1–L4 BMC (<math>R^2 = 0.543</math>)</b>			
Constant	54.162 ± 6.947	7.797	<0.001
Maximum power (W)	0.017 ± 0.00435	3.901	<0.001
Lean mass (kg)	-0.0178 ± 0.145	-0.124	0.902
<b>Dependent variable: L1–L4 BMD (<math>R^2 = 0.248</math>)</b>			
Constant	1.087 ± 0.081	13.416	<0.001
Maximum power (W)	0.0000759 ± 0.0000505	1.502	0.139
Lean mass (kg)	0.000112 ± 0.00169	0.0664	0.947
<b>Dependent variable: L1–L4 TBS (<math>R^2 = 0.0924</math>)</b>			
Constant	1.449 ± 0.0705	20.557	<0.001
Maximum power (W)	0.0000124 ± 0.000044	0.283	0.779
Lean mass (kg)	-0.000958 ± 0.00147	-0.652	0.517
<b>Dependent variable: TH BMC (<math>R^2 = 0.565</math>)</b>			
Constant	24.629 ± 3.569	6.902	<0.001
Maximum power (W)	0.00572 ± 0.00223	2.568	0.013
Lean mass (kg)	0.158 ± 0.0744	2.119	0.039
<b>Dependent variable: TH BMD (<math>R^2 = 0.220</math>)</b>			
Constant	0.99 ± 0.0856	11.563	<0.001
Maximum power (W)	0.0000436 ± 0.0000534	0.816	0.418
Lean mass (kg)	0.0013 ± 0.00178	0.729	0.469
<b>Dependent variable: FN BMC (<math>R^2 = 0.423</math>)</b>			
Constant	4.319 ± 0.533	8.1	<0.001
Maximum power (W)	0.000451 ± 0.000333	1.356	0.181
Lean mass (kg)	0.0204 ± 0.0111	1.833	0.073
<b>Dependent variable: FN BMD (<math>R^2 = 0.256</math>)</b>			
Constant	0.933 ± 0.094	9.918	<0.001
Maximum power (W)	-0.00000433 ± 0.0000587	-0.0738	0.942
Lean mass (kg)	0.00318 ± 0.00196	1.625	0.111
<b>Dependent variable: FN CSA (<math>R^2 = 0.431</math>)</b>			
Constant	135.835 ± 16.231	8.369	<0.001
Maximum power (W)	0.0116 ± 0.0101	1.143	0.258
Lean mass (kg)	0.708 ± 0.338	2.092	0.041
<b>Dependent variable: FN CSMI (<math>R^2 = 0.592</math>)</b>			
Constant	7049.766 ± 1971.804	3.575	<0.001
Maximum power (W)	2.931 ± 1.23	2.382	0.021
Lean mass (kg)	108.954 ± 41.103	2.651	0.011
<b>Dependent variable: FN Z (<math>R^2 = 0.550</math>)</b>			
Constant	412.049 ± 169.309	2.434	0.024
Maximum power (W)	0.176 ± 0.123	1.43	0.168
Lean mass (kg)	5.69 ± 2.919	1.949	0.065
<b>Dependent variable: BR (<math>R^2 = 0.159</math>)</b>			
Constant	7.166 ± 2.265	3.164	0.005

(continued)

Table 4 (Continued)

Men (n = 53)	Coefficient ± SE	t value	p value
Maximum power (W)	-0.0000561 ± 0.00165	-0.0341	0.973
Lean mass (kg)	-0.026 ± 0.039	-0.666	0.513
<b>Dependent variable: FN SI (<math>R^2 = 0.258</math>)</b>			
Constant	1.973 ± 0.301	6.558	<0.001
Maximum power (W)	-0.000263 ± 0.000188	-1.401	0.168
Lean mass (kg)	-0.00207 ± 0.00627	-0.33	0.743

WB, whole body; BMC, bone mineral content; BMD, bone mineral density; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; FN, femoral neck; CSA, cross-sectional area; CSMI, cross-sectional moment of inertia; Z, section modulus; BR, buckling ratio; SI, strength index.

Table 5  
Multiple Linear Regressions in Women

Women (n = 148)	Coefficient ± SE	t value	p value
<b>Dependent variable: WB BMC (<math>R^2 = 0.795</math>)</b>			
Constant	834.234 ± 96.659	8.631	<0.001
Maximum power (W)	0.175 ± 0.143	1.228	0.222
Lean mass (kg)	34.61 ± 2.763	12.527	<0.001
<b>Dependent variable: WB BMD (<math>R^2 = 0.586</math>)</b>			
Constant	0.823 ± 0.0344	23.94	<0.001
Maximum power (W)	-0.0000345 ± 0.0000508	-0.68	0.498
Lean mass (kg)	0.00751 ± 0.000982	7.643	<0.001
<b>Dependent variable: L1-L4 BMC (<math>R^2 = 0.592</math>)</b>			
Constant	27.291 ± 3.94	6.927	<0.001
Maximum power (W)	0.00341 ± 0.00572	0.596	0.552
Lean mass (kg)	0.797 ± 0.111	7.194	<0.001
<b>Dependent variable: L1-L4 BMD (<math>R^2 = 0.309</math>)</b>			
Constant	0.975 ± 0.05	19.505	<0.001
Maximum power (W)	-0.0000464 ± 0.0000739	-0.628	0.531
Lean mass (kg)	0.00512 ± 0.00143	3.582	<0.001
<b>Dependent variable: L1-L4 TBS (<math>R^2 = 0.150</math>)</b>			
Constant	1.396 ± 0.0421	33.172	<0.001
Maximum power (W)	-0.0000901 ± 0.0000622	-1.449	0.15
Lean mass (kg)	0.00207 ± 0.0012	1.717	0.088
<b>Dependent variable: TH BMC (<math>R^2 = 0.755</math>)</b>			
Constant	8.122 ± 1.612	5.04	<0.001
Maximum power (W)	0.00116 ± 0.00238	0.487	0.627
Lean mass (kg)	0.523 ± 0.0461	11.346	<0.001
<b>Dependent variable: TH BMD (<math>R^2 = 0.451</math>)</b>			
Constant	0.734 ± 0.0446	16.44	<0.001
Maximum power (W)	-0.0000297 ± 0.000066	-0.45	0.654
Lean mass (kg)	0.00682 ± 0.00128	5.341	<0.001
<b>Dependent variable: FN BMC (<math>R^2 = 0.642</math>)</b>			
Constant	1.621 ± 0.305	5.312	<0.001
Maximum power (W)	0.000708 ± 0.000451	1.569	0.119
Lean mass (kg)	0.0654 ± 0.00872	7.492	<0.001
<b>Dependent variable: FN BMD (<math>R^2 = 0.526</math>)</b>			
Constant	0.632 ± 0.0475	13.318	<0.001

(continued)

Table 5 (Continued)

Women (n = 148)	Coefficient ± SE	t value	p value
Maximum power (W)	0.000294 ± 0.0000702	0.419	0.676
Lean mass (kg)	0.00815 ± 0.00136	6.011	<0.001
<b>Dependent variable: FN CSA (R<sup>2</sup> = 0.725)</b>			
Constant	55.11 ± 7.826	7.042	<0.001
Maximum power (W)	0.00516 ± 0.0116	0.446	0.656
Lean mass (kg)	2.319 ± 0.224	10.367	<0.001
<b>Dependent variable: FN CSMI (R<sup>2</sup> = 0.716)</b>			
Constant	-2287.192 ± 1080.394	-2.117	0.036
Maximum power (W)	0.356 ± 1.597	0.223	0.824
Lean mass (kg)	316.221 ± 30.882	10.24	<0.001
<b>Dependent variable: FN Z (R<sup>2</sup> = 0.733)</b>			
Constant	122.028 ± 76.25	1.6	0.115
Maximum power (W)	-0.00768 ± 0.128	-0.06	0.952
Lean mass (kg)	12.987 ± 2.013	6.452	<0.001
<b>Dependent variable: BR (R<sup>2</sup> = 0.345)</b>			
Constant	8.314 ± 1.698	4.895	<0.001
Maximum power (W)	0.00485 ± 0.00285	1.7	0.095
Lean mass (kg)	-0.119 ± 0.0448	-2.664	0.01
<b>Dependent variable: FN SI (R<sup>2</sup> = 0.158)</b>			
Constant	1.946 ± 0.171	11.37	<0.001
Maximum power (W)	-0.00022 ± 0.000253	-0.872	0.385
Lean mass (kg)	-0.00471 ± 0.00489	-0.964	0.337

WB, whole body; BMC, bone mineral content; BMD, bone mineral density; TBS, trabecular bone score; TH, total hip; FN, femoral neck; CSA, cross-sectional area; CSMI, cross-sectional moment of inertia; Z, section modulus; BR, buckling ratio; SI, strength index.

these authors suggested that adipose tissue is not beneficial to bone structure in young men (41). In line with these results, a recent study conducted on a group of young overweight and obese men did not find any positive correlation between FM and bone variables (39).

The type of FM may differently affect bone tissue. The relation between visceral adipose tissue (VAT) and bone has been previously documented in many studies. A study conducted on young women suggests that VAT was negatively correlated with BMD, while subcutaneous adipose tissue (SAT) was positively correlated with BMD (42). Similarly, another study conducted by Choi et al (43) showed that VAT was negatively correlated with BMD, while SAT was positively correlated with BMD in Korean men and women, after adjusting for body weight. In addition, Yamaguchi et al (44) confirmed that SAT was positively correlated with BMD in men with type 2 diabetes.

Our study shows that LM is positively correlated to WB BMC, WB BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z in young men. Regarding women, our results also show that LM is positively correlated to WB BMC, WB BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z. LM remained positively correlated to WB BMC, TH BMC, FN CSA, and FN CSMI after adjusting for maximum power in young men, whereas LM remained positively correlated to WB BMC, WB BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z, after adjusting

for maximum power in young women. Our results are in accordance with those of many previous studies (18–25). A study conducted on a group of young overweight and obese men found a positive correlation between LM and several bone variables such as WB BMC, WB BMD, FN CSA, and FN Z (45). Zakhem et al showed that LM was positively correlated to WB BMC and WB BMD in both young women and men (40). Several previous studies have shown that LM was a strong determinant of bone variables (39,46–54). Accordingly, LM is a positive determinant of bone variables in young adults and this relation is valid in both sexes. El Hage et al conducted a study on a group of adolescent girls and boys (35 girls and 65 boys). In boys, they showed that LM was strongly correlated to WB BMD and L1–L4 BMD and that FM was not positively correlated to BMD and was negatively correlated to WB bone mineral apparent density. In girls, they found that LM and FM were positively correlated to WB BMD, while only FM was correlated to L1–L4 BMD. They suggested that LM is a strong determinant of WB BMD and L1–L4 BMD in boys, and that FM is a stronger determinant of WB BMD than LM in girls (55).

Our study had some limitations. First, the cross-sectional nature of the present study is a limitation because it cannot evaluate the confounding variables. The second limitation is the 2-dimensional nature of DXA (56,57).

The third limitation is the low number of subjects especially in the male group. Finally, maximum power was not directly measured but indirectly calculated using a formula after performing a vertical jump test. However, to our knowledge, the present study is one of few studies that aimed at exploring the relationships between maximum power and many bone variables such as BMD, BMC, and hip geometric indices in young adults. Vertical jump and maximum power are easily calculated when performing a simple physical test. Interestingly, our results showed that the relationships between maximal power and bone variables in young adults are sex-dependent and seem to be stronger in men compared to women.

In conclusion, the current study suggests that maximum power is a positive determinant of BMC, WB BMD, FN CSA, and FN CSMI in young men. It also suggests that maximum power is a positive determinant of WB BMC, WB BMD, TH BMD, FN BMD, FN CSA, FN CSMI, and FN Z in young women. In addition, our study shows that maximum power is an independent determinant of WB BMC and L1–L4 BMC in young men. Our study is one of very few studies that demonstrated positive correlations between maximum power and bone variables in young adults. Thus, implementing strategies to increase maximum power of the lower limbs in young adults may be useful for preventing osteoporosis later in life. Finally, our study may be useful for the prevention and early detection of osteoporosis and osteopenia.

### Acknowledgments

This study was supported by a grant from the research council of the University of Balamand, Lebanon.

### References

- Kirchengast S. 2015 Bone loss and physical activity - a bio anthropological perspective. *J Osteopor Phys Act* 4:1.
- Cooper C, Campion G, Melton 3rd. LJ. 1992 Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporos Int* 2:285–289.
- Anon. 1994. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO study group. *World Health Organ Tech Rep Ser* 843:1–129.
- Giangregorio LM, Papaioannou A, Macintyre NJ, et al. 2014 Too fit to fracture: exercise recommendations for individuals with osteoporosis or osteoporotic vertebral fracture. *Osteoporos Int* 25:821–835.
- Ainsworth BE, Youmans CP. 2002 Tools for physical activity counseling in medical practice. *Obes Res* 10(1):69S–75S.
- Söderman K, Bergström E, Lorentzon R, Alfredson H. 2000 Bone mass and muscle strength in young female soccer players. *Calcif Tissue Int* 67:297–303.
- Nikander R, Sievänen H, Heimonen A, Kannus P. 2005 Femoral neck structure in adult female athletes subjected to different loading modalities. *J Bone Miner Res* 20:520–528.
- Krustrup P, Hansen PR, Andersen LJ, et al. 2010 Long-term musculoskeletal and cardiac health effects of recreational football and running for premenopausal women. *Scand J Med Sci Sports* 20:58–71.
- Ferry B, Duclos M, Burt L, Therre P, Le Gall F, Jaffré C. 2011 Bone geometry and strength adaptations to physical constraints inherent in different sports: comparison between elite female soccer players and swimmers. *J Bone Miner Metab* 29:342–351.
- El Hage R. 2012 Geometric indices of hip bone strength in obese, overweight, and normal-weight adolescent boys. *Osteoporos Int* 23(5):1593–1600.
- Frost HM. 2003 Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 275:1081–1101.
- Hart KJ, Shaw JM, Vajda E, et al. 2001 Swim-trained rats have greater bone mass, density, strength, and dynamics. *J Appl Physiol* 91:1663–1668.
- Warner SE, Shea JE, Miller SC, Shaw JM. 2006 Adaptations in cortical and trabecular bone in response to mechanical loading with and without weight bearing. *Calcif Tissue Int* 79:395–403.
- Petit MA, Beck TJ, Shults J. 2005 Proximal femur bone geometry is appropriately adapted to lean mass in overweight children and adolescents. *Bone* 36:568–576.
- Cobayashi F, Lopes L, Taddei J. 2005 Bone mineral density in overweight and obese adolescents. *J Pediatr (Rio J)* 81:337–342.
- Henderson NK, Price RI, Cole JH, et al. 1995 Bone density in young women is associated with body weight and muscle strength but not dietary intakes. *J Bone Miner Res* 10:384–393.
- El Hage R, Zakhem E, Theunynck D, et al. 2014 Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J Clin Densitom* 17:320–324.
- Vicente-Rodriguez G, Urzanqui A, Mesena SI, et al. 2008 Physical fitness effect on bone mass in mediated by the independent association between lean mass and bone mass through adolescence: a cross-section study. *J Bone Miner Metab* 26:288–294.
- Doyle F, Brown J, Lachance C. 1970 Relation between bone mass and muscle weight. *Lancet* 1:391–393.
- Perez-Gomez J, Rodriguez GV, Ara I, et al. 2008 Role of muscle mass on sprint performance: gender differences? *Eur J Appl Physiol* 102:685–694.
- Haydari M, Rahnama N, Khayambashi K, Marandi M. 2010 Relationship between bone mineral content, bone mineral density and anaerobic power in professional jumpers. *Brit J Sport Med* doi:10.1136/bjism.2010.078725.13.
- Vicente-Rodriguez G, Jimenez-Ramirez J, Ara I, et al. 2003 Enhanced bone mass and physical fitness in prepubescent footballers. *Bone* 33:853–859.
- Ara I, Vicente-Rodriguez G, Perez-Gomez J, et al. 2013 Influence of extracurricular sport activities on body composition and physical fitness in boys: a 3-year longitudinal study. *Int J Obesity* 30:1062–1071.
- Calbet JAL, Moysi JS, Dorado C, Rodriguez LP. 1998 Bone mineral content and density in professional tennis players. *Calcified Tissue Int* 62:491–496.
- Witzke KA, Snow CM. 1999 Lean body mass and leg power best predict bone mineral density in adolescent girls. *Med Sci Sports Exerc* 31:1558–1563.
- Vicente-Rodriguez G, Dorado C, Perez-Gomez J, et al. 2004 Enhanced bone mass and physical fitness in young female handball players. *Bone* 35:1208–1215.
- Dixon WG, Lunt M, Pye SR, et al. 2005 Low grip strength is associated with bone mineral density and vertebral fracture in women. *Rheumatology (Oxford)* 44:642–646.

28. Sirola J, Rikkinen T, Tuppurainen M, et al. 2008 Grip strength may facilitate fracture prediction in perimenopausal women with normal BMD: a 15-year population based study. *Calcif Tissue Int* 83:93–100.
29. Sherk VD, Palmer JJ, Bembien MG, Bembien DA. 2009 Relationships between body composition, muscular strength, and bone mineral density in estrogen-deficient postmenopausal women. *J Clin Densitom* 12:292–298.
30. Berro AJ, Al Rassy N, Ahmaidi S, et al. 2018 Physical performance variables and bone parameters in a group of young overweight and obese women. *J Clin Densitom* doi:10.1016/j.jocd.2018.09.008; pii: S1094-6950(18)30191-4 [Epub ahead of print].
31. World Health Organization. 2000 Obesity: preventing and managing the global epidemic (No. 894). World Health Organization Technical Report Series, Geneva.
32. Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, et al. 1990 Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. *Invest Radiol* 25(1):6–18.
33. Silva BC, Broy SB, Boutroy S, et al. 2015 Fracture risk prediction by non-BMD DXA measures: the 2015 ISCD Official Positions Part 2: trabecular bone score. *J Clin Densitom*. 18(3):309–330.
34. Harvey NC, Glüer CC, Binkley N, et al. 2015 Trabecular bone score (TBS) as a new complementary approach for osteoporosis evaluation in clinical practice. *Bone* 78: 216–224.
35. El Hage R, Bachour F, Sebaalt A, et al. 2014 The influence of weight status on radial bone mineral density in Lebanese women. *Calcif Tissue Int* 94(4):465–467.
36. El Hage R, Bachour F, Khairallah W, et al. 2014 The influence of obesity and overweight on hip bone mineral density in Lebanese women. *J Clin Densitom* 17(1):216–217.
37. Zakhem E, Ayoub MI, Zunquin G, et al. 2015 Physical performance and trabecular bone score in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom* 18:271–272.
38. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, et al. 1991 Estimation of human power output from vertical jump. *JASS* 5 (3):116–120.
39. El Khoury C, Pinti A, Lespessailles E, et al. 2018 Physical performance variables and bone mineral density in a group of young overweight and obese men. *J Clin Densitom* 21 (1):41–47.
40. Zakhem E, El Khoury G, Feghaly L, et al. 2016 Performance physique et densité minérale osseuse chez de jeunes adultes libanais. *J Med Liban* 64(4):193–199.
41. Janicka A, Wren TA, Sanchez MM, et al. 2007 Fat mass is not beneficial to bone in adolescents and young adults. *J Clin Endocrinol Metab* 92(1):143–147.
42. Gilsanz V, Chalfant J, Mo AO, et al. 2009 Reciprocal relations of subcutaneous and visceral fat to bone structure and strength. *JCEM* 94:3387–3393.
43. Choi HS, Kim KJ, Kim KM, et al. 2010 Relationship between visceral adiposity and bone mineral density in Korean adults. *Calcified Tissue Int* 87:218–225.
44. Yamaguchi T, Kanazawa I, Yamamoto M, et al. 2009 Associations between components of the metabolic syndrome versus bone mineral density and vertebral fractures in patients with type 2 diabetes. *Bone* 45:174–179.
45. El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, et al. 2017 Bone variables in active overweight/obese men and sedentary overweight/obese men. *J Clin Densitom* 20(2):239–246.
46. El Hage R, Jacob C, Moussa E, et al. 2009 Effects of 12 weeks of endurance training on bone mineral content and bone mineral density in obese, overweight and normal weight adolescent girls. *Sci Sports* 24(3–4):210–213.
47. El Hage R. 2012 Geometric indices of hip bone strength in obese, overweight, and normal-weight adolescent boys. *Osteoporos Int* 23(5):1593–1600.
48. El Hage R. 2013 Geometric indices of hip bone strength in young female football players. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 13(2):206–212.
49. Madeira E, Mafort TT, Madeira M, et al. 2014 Lean mass as a predictor of bone density and microarchitecture in adult obese individuals with metabolic syndrome. *Bone* 59:89–92.
50. Petit MA, Beck TJ, Hughes JM, et al. 2008 Proximal femur mechanical adaptation to weight gain in late adolescence: a six-year longitudinal study. *J Bone Miner Res* 23:180–188.
51. MacKellvie KJ, McKay HA, Petit MA, et al. 2002 Bone mineral response to a 7-month randomized controlled, school-based jumping intervention in 121 prepubertal boys: associations with ethnicity and body mass index. *J Bone Miner Res* 17(5):834–844.
52. Bonjour JP, Chevalley T, Rizzoli R, et al. 2007 Gene environment interactions in the skeletal response to nutrition and exercise during growth. *Med Sport Sci* 51:64–80.
53. El Hage Z, Theunynck D, Jacob C, et al. 2011 Hip bone strength indices in overweight and control adolescent boys. *J Bone Miner Metab* 29(6):691–698.
54. El Hage Z, Theunynck D, Jacob C, et al. 2013 Bone mineral content and density in obese, overweight and normal weight adolescent boys. *J Med Liban* 61(3):148–154.
55. El Hage R, Courteix D, Benhamou CL, et al. 2009 Relative importance of lean and fat mass on bone mineral density in a group of adolescent girls and boys. *Eur J Appl Physiol* 105 (5):759–764.
56. Beck TJ. 2003 Measuring the structural strength of bones with dual-energy X-ray absorptiometry: principles, technical limitations, and future possibilities. *Osteoporos Int* 14 (Suppl 5):S81–S88.
57. Beck TJ. 2007 Extending DXA beyond bone mineral density: understanding hip structure analysis. *Curr Osteoporos Rep* 5(2):49–55.

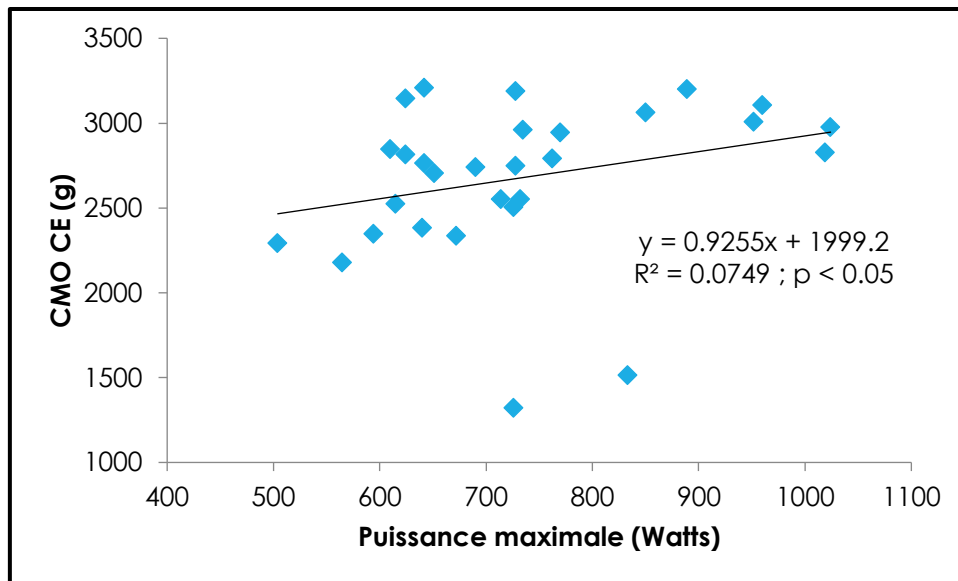
## **ÉTUDE PRINCIPALE 2**

**RELATIONS ENTRE LA PUISSANCE MAXIMALE ET LES  
PARAMÈTRES DE SANTÉ OSSEUSE CHEZ DE JEUNES ADULTES  
LIBANAIS**

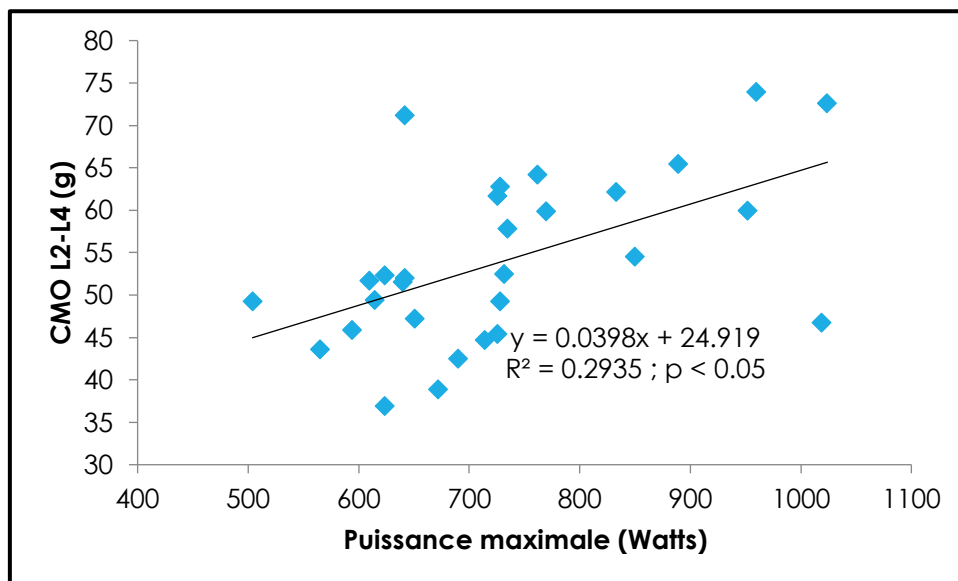


## RÉSUMÉ

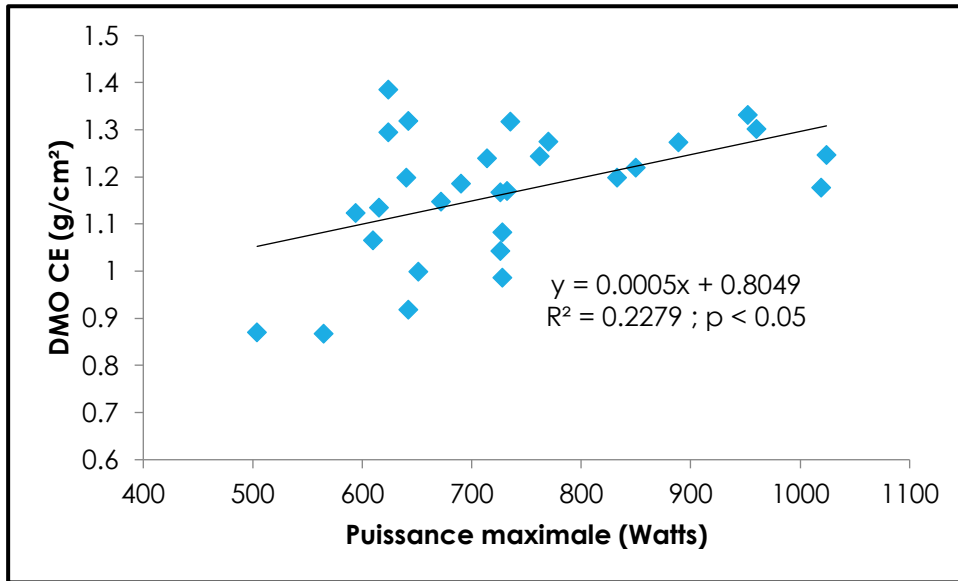
Le but de cette étude était d'explorer les relations entre la puissance maximale des membres inférieurs et les paramètres osseux (le contenu minéral osseux (CMO), la densité minérale osseuse (DMO), les indices géométriques de la hanche et le score de l'os trabéculaire (TBS)) chez de jeunes adultes Libanais. 29 jeunes hommes et 31 jeunes femmes dont l'âge est compris entre 18 et 32 ans ont participé à cette étude. Le poids et la taille ont été mesurés, et l'indice de masse corporelle (IMC) a été calculé. La composition corporelle et les paramètres osseux ont été évalués par DXA. La DMO a été évaluée au niveau du corps entier, du rachis lombaire, de la hanche entière et du col fémoral. Les paramètres géométriques de la hanche mesurés étaient les suivants : la surface de section transversale (CSA), le moment d'inertie de la surface transversale (CSMI), le module de section (Z), l'indice de résistance osseuse (SI) et le buckling ratio (BR). Le TBS a été également mesuré par DXA. La détente horizontale, la détente verticale (test de Sargent), la puissance maximale calculée à partir du test de Sargent, la puissance maximale calculée par le test de charge-vitesse et la performance au 20 mètres sprint ont été mesurés ou calculés. Chez les hommes, le pourcentage de masse grasse était négativement corrélé à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA, au CSMI, au Z et au SI. Chez les femmes, le poids, l'IMC, la masse maigre et la masse grasse étaient positivement corrélés au CMO CE, au CSMI et au Z. Concernant les paramètres de performance physique, la détente horizontale et la puissance maximale évaluée par le test de charge-vitesse étaient positivement corrélés à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA et au Z chez les hommes. La puissance maximale calculée à partir du test de Sargent était positivement corrélée au CMO CE chez les femmes. La performance au 20 mètres sprint était corrélée à la DMO CF, à la CSA, au Z et au SI chez les hommes. En conclusion, cette étude montre principalement que la puissance maximale évaluée par le test de charge-vitesse est un déterminant positif de la DMO et des indices géométriques de la hanche chez les hommes mais pas chez les femmes.



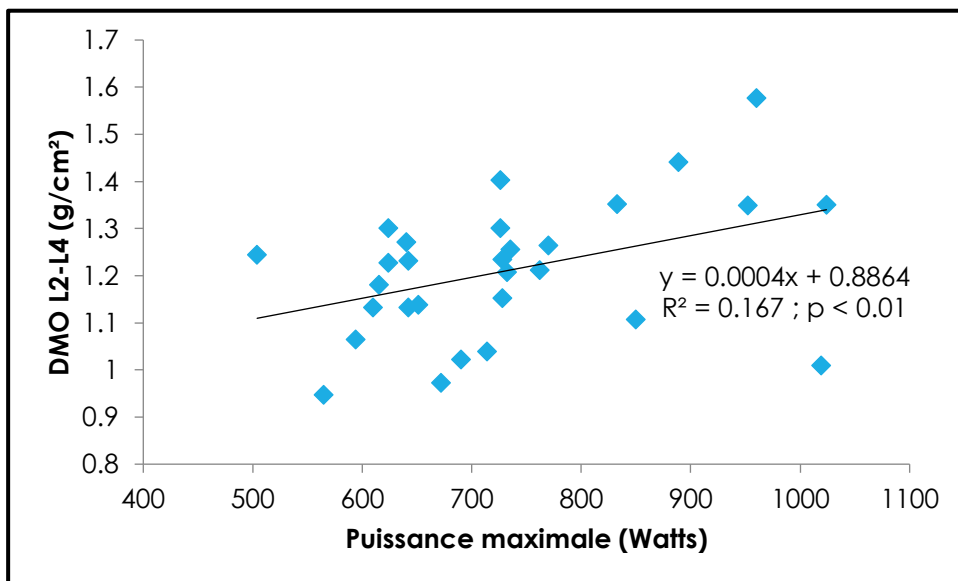
**FIGURE 17.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et le CMO au niveau du corps entier chez les hommes.



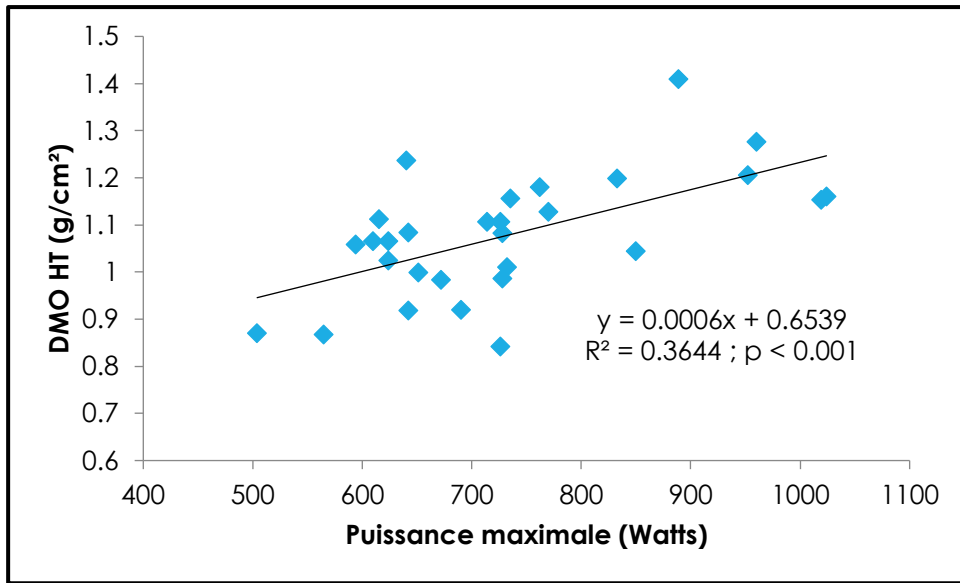
**FIGURE 18.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et le CMO au niveau du rachis lombaire (L2-L4) chez les hommes.



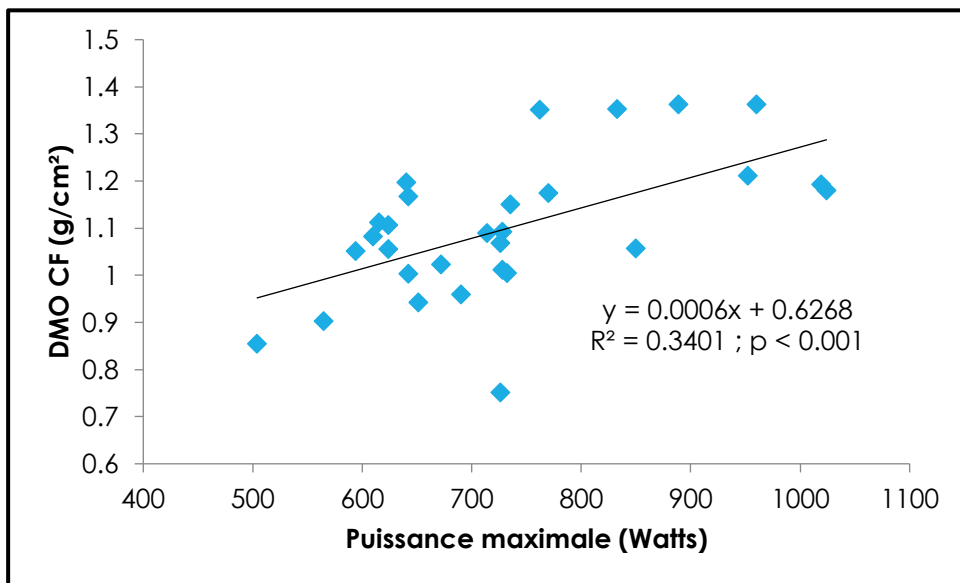
**FIGURE 19.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et la DMO au niveau du corps entier chez les hommes.



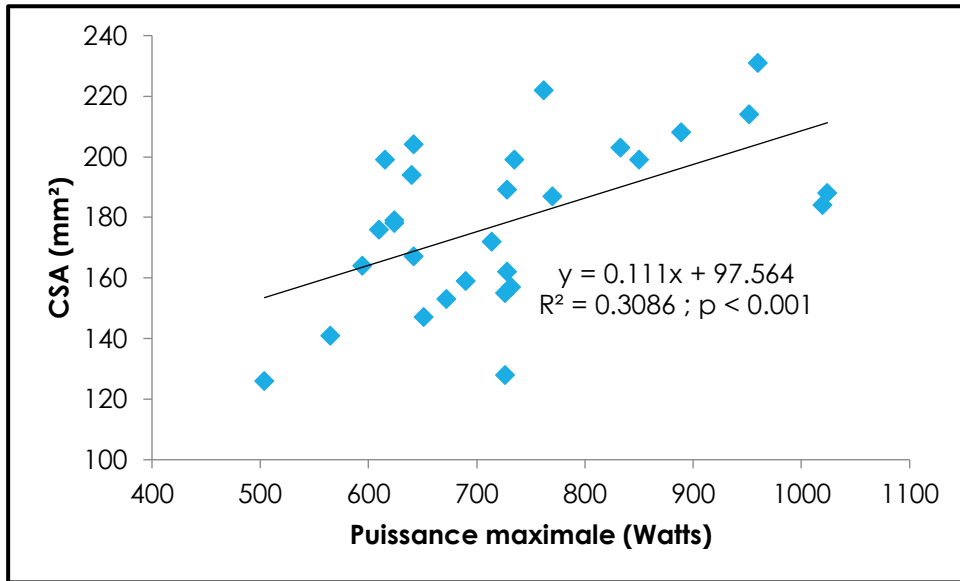
**FIGURE 20.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et la DMO au niveau du rachis lombaire (L2-L4) chez les hommes.



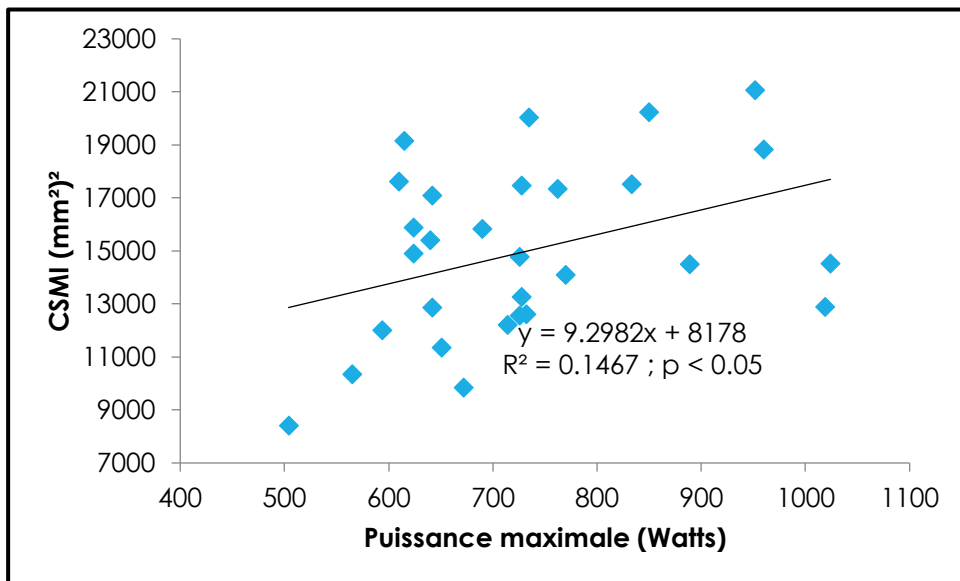
**FIGURE 21.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et la DMO au niveau de la hanche totale chez les hommes.



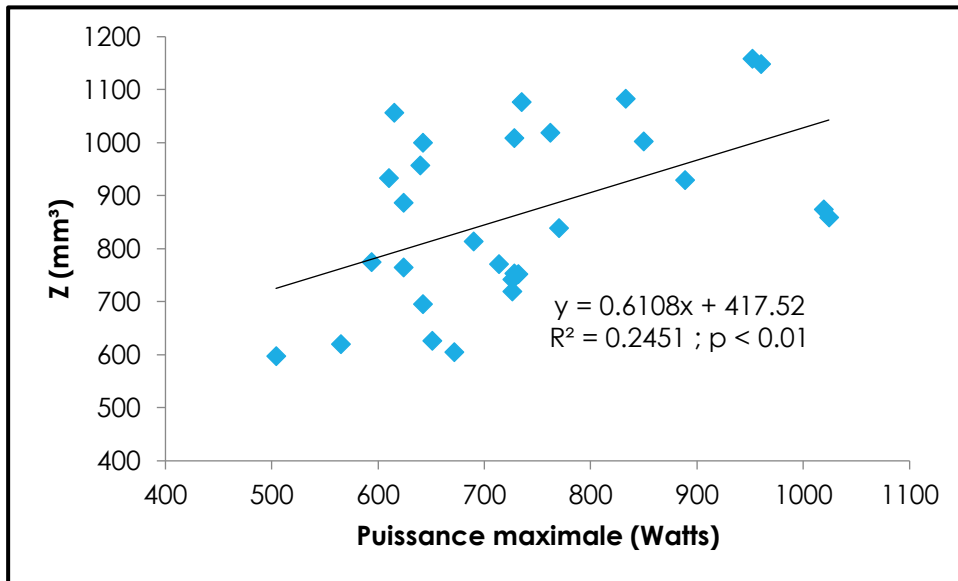
**FIGURE 22.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et la DMO au niveau du col fémoral chez les hommes.



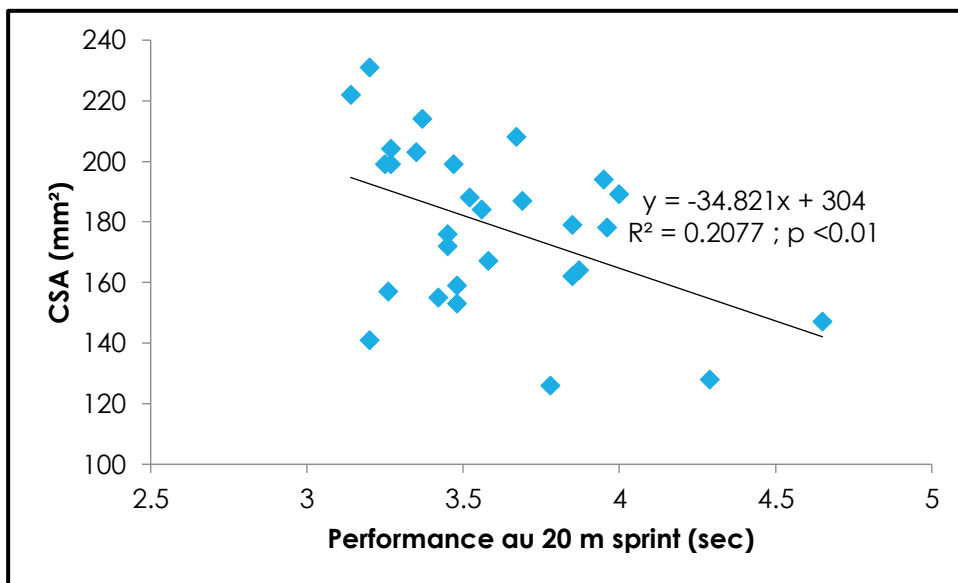
**FIGURE 23.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et la surface de la section transversale du col fémoral chez les hommes.



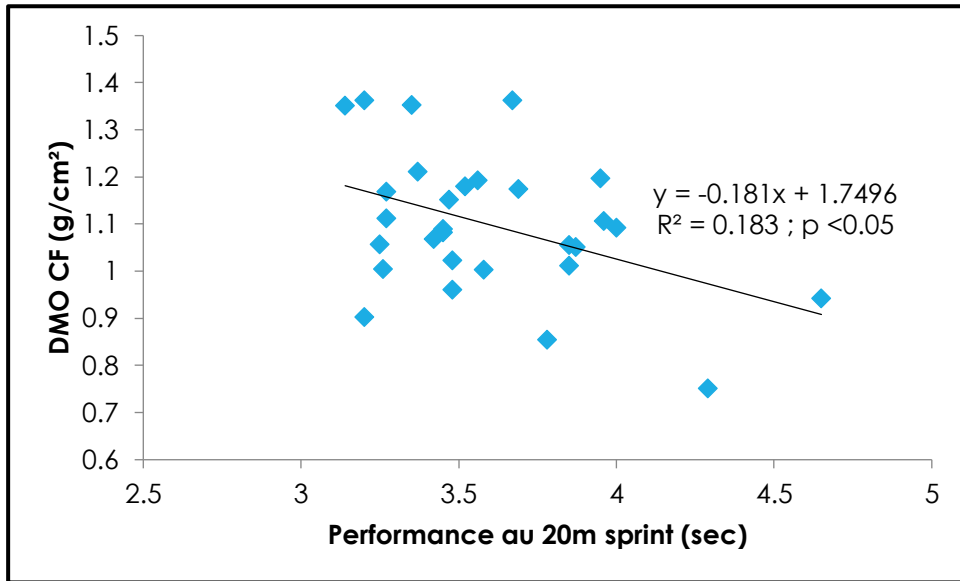
**FIGURE 24.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et le moment d'inertie de la section transversale du col fémoral chez les hommes.



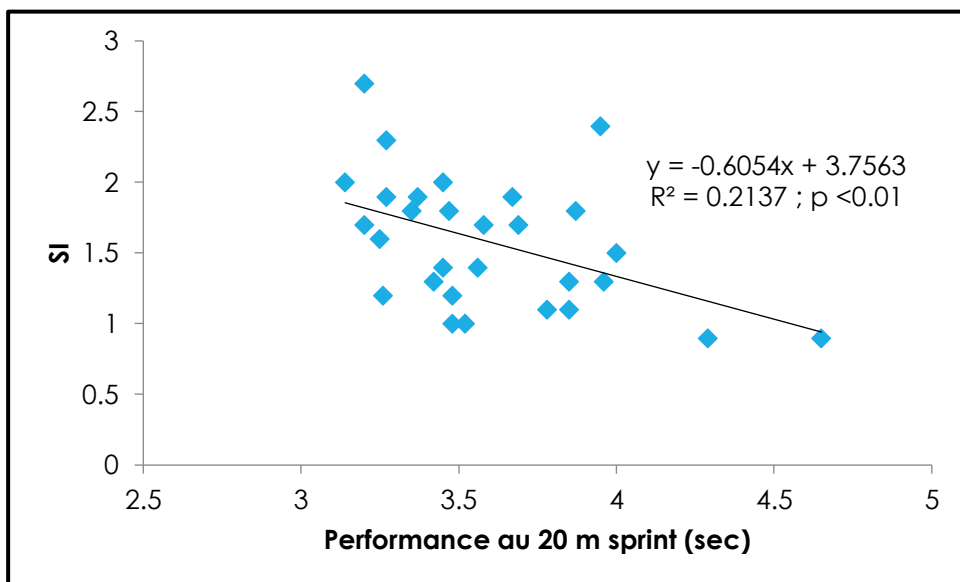
**FIGURE 25.** Relation entre la puissance maximale évaluée par le test charge-vitesse et le module de section du col fémoral chez les hommes.



**FIGURE 26.** Relation entre la performance au 20 mètres sprint et la surface de la section transversale au niveau du col fémoral chez les hommes.



**FIGURE 27.** Relation entre la performance au 20 mètres sprint et la densité minérale osseuse du col fémoral chez les hommes.



**FIGURE 28.** Relation entre la performance au 20 mètres sprint et le *strength index* du col fémoral chez les hommes.



## Relationships Between Muscular Power and Bone Health Parameters in a Group of Young Lebanese Adults

Patchina Sabbagh<sup>1,2</sup>, Pierre Kamlé<sup>1,3</sup>, Antonio Pinti<sup>4</sup>✉,  
Georgette Farah<sup>1</sup>, Hayman Saddick<sup>1,3</sup>, Eddy Zakhem<sup>1</sup>,  
Boutros Finianos<sup>1,5</sup>, Gautier Zunquin<sup>5,6</sup>, Georges Baquet<sup>2</sup>,  
and Rawad El Hage<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Physical Education, Faculty of Arts and Social Sciences, University of Balamand, El-Koura, Lebanon

<sup>2</sup> University of Lille, EA 7369 - URePSSS - Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport Santé Société, Ronchin, France

<sup>3</sup> I3MTO Laboratory, EA 4708, University of Orléans, 45067 Orléans, France

<sup>4</sup> DeVisu-Design, Visuel, Urbain, EA 2445, UPHF, Valenciennes, France  
antonio.pinti@uphf.fr

<sup>5</sup> EA 7369 - URePSSS - Unité de recherche pluridisciplinaire sport santé société, Université Littoral Côte d'Opale, Dunkerque, France

<sup>6</sup> Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé (UPRES EA 4445), Département STAPS, Université de Pau et des Pays de l'Adour, Tarbes, France

**Abstract.** The aim of the current study was to explore the relationships between lower limb muscular power and bone variables (bone mineral content (BMC), bone mineral density (BMD), hip geometry indices and trabecular bone score (TBS)) in a group of young Lebanese adults. 29 young Lebanese men and 31 young Lebanese women whose ages range between 18 and 32 years participated in this study. Body weight and height were measured, and body mass index (BMI) was calculated. Body composition and bone variables were measured by DXA. DXA measurements were completed for the whole body (WB), lumbar spine (L2–L4), total hip (TH) and femoral neck (FN). Hip geometry parameters including cross-sectional area (CSA), cross-sectional moment of inertia (CSMI), section modulus (Z), strength index (SI) and buckling ratio (BR) were derived by DXA. Trabecular bone score was also derived by DXA. Horizontal jump (HJ), vertical jump, vertical jump maximum power, force-velocity maximum power and 20-m sprint performance were measured or calculated by using validated fitness tests. In men, fat mass percentage was negatively correlated to TH BMD, FN BMD, CSA, CSMI, Z and SI. In women, weight, BMI, lean mass and fat mass were positively correlated to WB BMC, CSMI and Z. Regarding physical performance variables, horizontal jump performance and force-velocity maximal power were positively correlated to TH BMD, FN BMD, CSA and Z in men. Vertical jump maximal power was positively correlated to WB BMC in women. 20-m sprint performance was negatively correlated to FN BMD, CSA, Z and SI in men. In conclusion, the current study suggests that force-velocity maximum power is a positive determinant of BMD and hip geometry indices in men but not in women.



**Keywords:** Muscular performance · Peak bone mass · DXA · Gender differences · Hip geometry

## 1 Introduction

Bone strength is influenced by several components such as bone mineral density (BMD), bone geometry, bone texture and bone microarchitecture [1–5]. BMD, hip geometry indices and trabecular bone score are indices of bone strength and can predict fracture risk in the elderly [6–17]. BMD remains the strongest predictor of bone strength and fracture risk [1–4]. Peak BMD attained at the third decade is considered as a strong predictor of fracture risk later in life [9–13]. Implementing strategies to increase peak BMD are useful for the prevention of osteoporosis [9–13]. Identifying determinants of peak BMD is clinically important especially in the Lebanese population in which mean BMD values are lower than American/European subjects [17–24]. This may be in part explained by low daily calcium intake and serum vitamin D levels as well as inactivity [25–31]. We have previously shown several positive correlations between several physical performance variables and BMD in several populations [32–41]. However, it is unclear whether the positive correlations between muscular power and bone variables in young adults are gender-specific. The aim of the current study was to explore the relationships between lower limb muscular power and bone variables (bone mineral content (BMC), BMD, hip geometry indices and TBS) in a group of young Lebanese adults.

## 2 Materials and Methods

### 2.1 Subjects and Study Design

Sixty young Lebanese adults whose ages ranged from 18 to 32 years voluntarily participated in the present study. They were divided into 2 groups: 29 young men and 31 young women. All participants were nonsmokers and had no history of major orthopedic problems or other disorders known to affect bone metabolism or physical tests of the study. Women who were pregnant, amenorrheic and/or taking medications that may affect bone and calcium metabolism (corticosteroid or anticonvulsant therapy) were excluded from the study. Other inclusion criteria included no diagnosis of comorbidities and no history of fracture. An informed written consent was obtained from the participants. All participants completed an interview about medical history including menstrual history and medication use. The work described has been carried out in accordance with the declaration of Helsinki (regarding human experimentation developed for the medical community by the World Medical Association).

### 2.2 Anthropometrical Measurements and Body Composition

Height and body weight were measured using a mechanic scale (precision of 100 g) and a standard stadiometer (upright position to the nearest 1 mm). The participants were weighed wearing light clothing and had their shoes removed. BMI was calculated

as body weight divided by height squared ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). Body composition (lean mass, fat mass and bone mineral content) was evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA; GE Healthcare, Lunar iDXA System, version 13.60).

### 2.3 Bone Variables

BMD measurements were completed for the whole body (WB), the lumbar spine (L2–L4), the total hip (TH) and the femoral neck (FN) using the instrument described earlier (DXA; GE Healthcare, Lunar iDXA System, version 13.60). Geometric indices of femoral neck (FN) strength [cross-sectional area (CSA), cross-sectional moment of inertia (CSMI), section modulus (Z), strength index (SI) and buckling ratio (BR)] were derived by DXA. Analyses of TBS based on gray level analysis of bidimensional DXA images were performed using the TBS iNsight software (version 2.1; Medimaps, Merignac, France). The same certified technician (holder of a Bachelor of Science in medical imaging sciences) performed all analyses using the same technique for all measurements. The coefficients of variation were  $<1\%$  for BMC and BMD in our laboratory [32–41].

### 2.4 Physical Performance Variables

All subjects participated in a familiarizing session before evaluation. Testing was done on two non-consecutive days. All the assessments were performed in the following order. During day one, horizontal jump performance was assessed, vertical jump was measured by using the Sargent test and vertical jump maximal power was calculated by using the Lewis Formula [42], and lastly time of the twenty-meter sprint was measured by using photoelectric cells (BROWER Timing Systems) [43]. On the second day, the force-velocity test was performed on a cycle ergometer using a technique adopted from the study of Vandewalle et al. [44]. Force-velocity maximum power was accordingly calculated as previously described [44–46].

### 2.5 Statistical Analysis

The means and standard deviations were calculated for all clinical data and for the bone measurements. Comparisons between the 2 groups (men and women) were made after checking for Gaussian distribution. If Gaussian distribution was found, parametric unpaired *t*-tests were used. In other cases, Mann-Whitney *U*-tests were used. Correlations between clinical characteristics and bone data were given as Pearson correlation coefficients. Multiple linear regressions were used to test the relationships of BMD with age, force-velocity maximum power and fat mass, and  $r^2$  were reported. Data were analyzed with Number Cruncher Statistical System (NCSS, 2001; NCSS, Kaysville, UT). A level of significance of  $p < 0.05$  was used.

### 3 Results

#### 3.1 Clinical Characteristics and Bone Data and Physical Performance Variables of the Study Population

Age, BMI, L2–L4 BMD, SI and BR were not significantly different between the two groups. Body weight, height, lean mass, WB BMC, WB BMD, TBS, TH BMD, FN BMD, CSA, CSMI, Z, horizontal jump, vertical jump, vertical jump maximum power and force-velocity maximum power were significantly higher in men compared to women. Fat mass and fat mass percentage were higher in women compared to men. 20-m sprint performance was significantly different between the two groups (Table 1).

**Table 1.** Clinical characteristics and bone variables of the study population.

	Men (n = 29)	Women (n = 31)
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD
Age (years)	20.7 $\pm$ 3.2	21.5 $\pm$ 2.9
Weight (kg)	75.966 $\pm$ 11.746***	60.132 $\pm$ 10.550
Height (m)	1.74 $\pm$ 0.06***	1.61 $\pm$ 0.05
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	24.4 $\pm$ 3.9	22.9 $\pm$ 4.3
Lean mass (kg)	52.390 $\pm$ 11.164***	34.739 $\pm$ 3.757
Fat mass (kg)	20.890 $\pm$ 9.513***	23.331 $\pm$ 7.530
Fat mass (%)	27.5 $\pm$ 8.1***	38.8 $\pm$ 5.6
WB BMC (g)	2676 $\pm$ 455***	2062 $\pm$ 192
WB BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.165 $\pm$ 0.139**	1.077 $\pm$ 0.078
L2–L4 BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.121 $\pm$ 0.488	1.135 $\pm$ 0.099
TBS	1.49 $\pm$ 0.09***	1.41 $\pm$ 0.06
TH BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.077 $\pm$ 0.129***	0.925 $\pm$ 0.098
FN BMD (g/cm <sup>2</sup> )	1.099 $\pm$ 0.149***	0.916 $\pm$ 0.102
CSA (mm <sup>2</sup> )	178 $\pm$ 26***	133 $\pm$ 15
CSMI (mm <sup>3</sup> ) <sup>2</sup>	14982 $\pm$ 3267***	8690 $\pm$ 2590
Z (mm <sup>3</sup> )	864 $\pm$ 166***	562 $\pm$ 126
SI	1.57 $\pm$ 0.46	1.71 $\pm$ 0.46
BR	3.46 $\pm$ 1.72	3.05 $\pm$ 1.02
Horizontal jump (m)	1.92 $\pm$ 0.33***	1.48 $\pm$ 0.47
Vertical jump (cm)	53.5 $\pm$ 8.7***	35.5 $\pm$ 5.0
Vertical jump P max (watts)	1195 $\pm$ 156***	773 $\pm$ 128
Force-velocity P max (watts)	731 $\pm$ 134***	404 $\pm$ 95
20 m sprint performance (s)	3.59 $\pm$ 0.35***	4.46 $\pm$ 0.45

SD: standard deviation; BMI: body mass index; WB: whole body; BMD: bone mineral density; L2–L4: lumbar spine; TBS: trabecular bone score; TH: total hip; FN: femoral neck; CSA: cross-sectional area; CSMI: cross-sectional moment of inertia; Z: section modulus; SI: strength index; BR: buckling ratio; P max: maximum power; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001.

**3.2 Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Data in Men**

Age was negatively correlated to FN BMD but positively correlated to BR. Weight was negatively correlated to SI. Height was positively correlated to WB BMC but negatively correlated to TBS. Lean mass was positively correlated to WB BMD, CSMI and Z. Fat mass was negatively correlated to SI. Fat mass percentage was negatively correlated to TH BMD, FN BMD, CSA, CSMI, Z and SI (Table 2).

**Table 2.** Correlations between clinical characteristics and bone data in men.

	WB BMC (g)	WB BMD (kg/m <sup>3</sup> )	L2-L4 BMD (kg/m <sup>3</sup> )	TBS	TH BMD (kg/m <sup>3</sup> )	FN BMD (kg/m <sup>3</sup> )	CSA (mm <sup>2</sup> )	CSMI (mm <sup>4</sup> )	Z (mm <sup>3</sup> )	SI	BR
Age (years)	0.15	0.09	-0.13	0.10	-0.35	-0.39*	-0.25	0.12	-0.08	-0.36	0.54**
Weight (kg)	0.35	0.13	0.00	-0.05	-0.08	-0.09	-0.03	0.09	0.01	-0.42*	0.13
Height (m)	0.47**	0.18	0.00	-0.45*	0.00	0.09	0.25	0.37	0.27	-0.16	0.06
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0.16	0.30	-0.02	0.08	-0.03	-0.06	-0.08	0.00	-0.05	-0.41	0.11
LM (kg)	0.34	0.38*	0.14	-0.07	0.21	0.25	0.34	0.43*	0.40*	0.00	0.09
FM (kg)	0.20	0.04	-0.16	-0.10	-0.17	-0.18	-0.24	-0.19	-0.23	-0.48**	0.16
FM %	-0.02	-0.21	-0.35	-0.18	-0.52**	-0.49**	-0.54**	-0.42*	-0.50**	-0.62***	0.22

WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2-L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck; CSA: cross-sectional area; CSMI: cross-sectional moment of inertia; Z: section modulus; SI: strength index; BR: buckling ratio; BMI: Body mass index; LM: lean mass; FM: fat mass; FM %: fat mass percentage; \*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001

**3.3 Correlations Between Physical Performance Variables and Bone Data in Men**

Horizontal jump was positively correlated to TH BMD, FN BMD, CSA, Z and SI. Vertical jump was positively correlated to SI. Vertical jump maximum power was positively correlated to WB BMC. Force-velocity maximum power was positively correlated to WB BMD, L2-L4 BMD, TH BMD, FN BMD, CSA, CSMI and Z. 20-m sprint performance was negatively correlated to FN BMD, CSA, Z and SI (Table 3).

**Table 3.** Correlations between physical performance variables and bone data in men.

	WB BMC (g)	WB BMD (kg/m <sup>3</sup> )	L2-L4 BMD (kg/m <sup>3</sup> )	TBS	TH BMD (kg/m <sup>3</sup> )	FN BMD (kg/m <sup>3</sup> )	CSA (mm <sup>2</sup> )	CSMI (mm <sup>4</sup> )	Z (mm <sup>3</sup> )	SI	BR
HJ (m)	-0.05	0.30	0.23	0.02	0.47**	0.42*	0.41*	0.29	0.40*	0.46*	-0.30
Vertical jump (cm)	-0.04	0.16	0.20	0.12	0.36	0.30	0.31	0.18	0.31	0.52**	-0.19
Vertical jump P max (watts)	0.39*	0.25	0.12	-0.03	0.12	0.08	0.17	0.24	0.22	-0.16	0.01
Force-velocity P max (watts)	0.27	0.47**	0.39*	-0.02	0.60***	0.58***	0.55**	0.38*	0.49**	0.13	-0.33
20 m sprint performance (s)	0.06	-0.27	-0.15	0.04	-0.25	-0.42*	-0.45*	-0.32	-0.40*	-0.46*	0.27

WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2-L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck; CSA: cross-sectional area; CSMI: cross-sectional moment of inertia; Z: section modulus; SI: strength index; BR: buckling ratio; HJ: Horizontal jump; P max: maximum power; \*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001.

### 3.4 Correlations Between Clinical Characteristics and Bone Data in Women

Age was positively correlated to TBS, CSMI and Z. Weight was positively correlated to WB BMC, CSA, CSMI and Z. Height was negatively correlated to TBS but positively correlated to CSMI and Z. BMI was positively correlated to WB BMC, CSMI and Z. Lean mass was positively correlated to WB BMC, L2–L4 BMD, CSA, CSMI and Z. Fat mass was positively correlated to WB BMC, CSMI and Z. Fat mass percentage was positively correlated to WB BMC (Table 4).

**Table 4.** Correlations between clinical characteristics and bone data in women.

	WB BMC (g)	WB BMD (kg/m <sup>3</sup> )	L2–L4 BMD (kg/m <sup>3</sup> )	TBS	TH BMD (kg/m <sup>3</sup> )	FN BMD (kg/m <sup>3</sup> )	CSA (mm <sup>2</sup> )	CSMI (mm <sup>4</sup> )	Z (mm <sup>3</sup> )	SI	BR
Age (years)	0.31	0.30	0.16	0.45*	-0.27	-0.25	0.19	0.53**	0.46**	0.29	0.01
Weight (kg)	0.61***	0.26	0.33	0.16	-0.04	0.01	0.36*	0.49**	0.46**	-0.30	0.06
Height (m)	0.30	0.04	-0.11	-0.52**	-0.06	-0.05	0.29	0.41*	0.39*	-0.03	0.06
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0.44**	0.18	0.33	0.39	-0.04	0.04	0.27	0.37*	0.37*	-0.27	-0.07
LM (kg)	0.61***	0.21	0.38*	0.18	0.11	0.09	0.44*	0.49**	0.49**	-0.15	0.08
FM (kg)	0.55**	0.24	0.26	0.14	-0.10	-0.03	0.30	0.46**	0.42*	-0.31	-0.02
FM %	0.42*	0.17	0.10	0.04	-0.17	-0.06	0.19	0.34	0.30	-0.33	-0.08

WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2–L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck; CSA: cross-sectional area; CSMI: cross-sectional moment of inertia; Z: section modulus; SI: strength index; BR: buckling ratio; BMI: Body mass index; LM: lean mass; FM: fat mass; FM %: fat mass percentage; \*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001.

### 3.5 Correlations Between Physical Performance Variables and Bone Data in Women

Horizontal jump was negatively correlated to CSMI and Z. Vertical jump maximum power was positively correlated to WB BMC but negatively correlated to SI. 20-m sprint performance was positively correlated to CSMI and Z (Table 5).

**Table 5.** Correlations between physical performance variables and bone data in women.

	WB BMC (g)	WB BMD (kg/m <sup>3</sup> )	L2–L4 BMD (kg/m <sup>3</sup> )	TBS	TH BMD (kg/m <sup>3</sup> )	FN BMD (kg/m <sup>3</sup> )	CSA (mm <sup>2</sup> )	CSMI (mm <sup>4</sup> )	Z (mm <sup>3</sup> )	SI	BR
HJ (m)	-0.35	0.03	-0.06	0.00	0.00	0.10	-0.32	-0.42*	-0.37*	-0.10	0.01
Vertical jump (cm)	-0.18	-0.1	-0.04	0.16	0.18	0.20	-0.06	-0.33	-0.29	-0.07	-0.02
Vertical jump P max (watts)	0.57***	0.27	0.32	0.25	0.05	0.12	0.35	0.34	0.33	-0.37*	0.04
Force-velocity P max (watts)	0.30	0.12	0.01	-0.14	0.08	0.14	0.24	0.13	0.15	-0.33	0.17
20 m sprint performance (s)	0.37	0.11	0.10	0.05	-0.20	-0.16	0.17	0.42*	0.36*	0.04	-0.17

WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2–L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck; CSA: cross-sectional area; CSMI: cross-sectional moment of inertia; Z: section modulus; SI: strength index; BR: buckling ratio; HJ: Horizontal jump; P max: maximum power; \*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001.

### 3.6 Multiple Linear Regression Models in Men

Force-velocity maximum power remained positively correlated to WB BMD, L2–L4 BMD, TH BMD and FN BMD after adjusting for age and fat mass (Table 6).

**Table 6.** Multiple linear regression models in men.

	Coefficient ± SE	<i>t</i> -value	<i>p</i> -value
Dependent variable: WB BMD ( $R^2 = 0.27$ )			
Constant	0.602 ± 0.223	2.69	<i>p</i> = 0.012
Age (years)	0.010 ± 0.008	1.17	<i>p</i> = 0.25
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 ± 0.000	2.98	<i>p</i> = 0.006
Fat mass (kg)	-0.000 ± 0.000	-0.76	<i>p</i> = 0.45
Dependent variable: L2–L4 BMD ( $R^2 = 0.21$ )			
Constant	0.870 ± 0.250	3.43	<i>p</i> = 0.002
Age (years)	0.002 ± 0.009	0.26	<i>p</i> = 0.79
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 ± 0.000	2.41	<i>p</i> = 0.02
Fat mass (kg)	-0.000 ± 0.000	-1.24	<i>p</i> = 0.22
Dependent variable: TH BMD ( $R^2 = 0.47$ )			
Constant	0.860 ± 0.170	4.87	<i>p</i> < 0.001
Age (years)	-0.007 ± 0.006	-1.10	<i>p</i> = 0.27
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 ± 0.000	4.00	<i>p</i> < 0.001
Fat mass (kg)	-0.000 ± 0.000	-1.05	<i>p</i> = 0.30
Dependent variable: FN BMD ( $R^2 = 0.47$ )			
Constant	0.920 ± 0.200	4.50	<i>p</i> < 0.001
Age (years)	-0.011 ± 0.007	-1.41	<i>p</i> = 0.16
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 ± 0.000	3.80	<i>p</i> < 0.001
Fat mass (kg)	-0.000 ± 0.000	-0.94	<i>p</i> = 0.35

SE: Standard error; WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2–L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck.

### 3.7 Multiple Linear Regression Models in Women

Force-velocity maximum power was not correlated to BMD values after adjusting for age and fat mass (Table 7).

**Table 7.** Multiple linear regression models in women.

	Coefficient $\pm$ SE	t-value	p-value
Dependent variable: WB BMD ( $R^2 = 0.12$ )			
Constant	0.840 $\pm$ 0.140	6.01	p < 0.001
Age (years)	0.008 $\pm$ 0.006	1.36	p = 0.18
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 $\pm$ 0.000	0.64	p = 0.52
Fat mass (kg)	-0.000 $\pm$ 0.000	0.17	p = 0.86
Dependent variable: L2-L4 BMD ( $R^2 = 0.07$ )			
Constant	1.084 $\pm$ 0.180	6.01	p < 0.001
Age (years)	0.000 $\pm$ 0.000	0.04	p = 0.96
Force-velocity maximum power (watts)	-0.000 $\pm$ 0.000	-0.52	p = 0.60
Fat mass (kg)	0.000 $\pm$ 0.000	1.23	p = 0.23
Dependent variable: TH BMD ( $R^2 = 0.08$ )			
Constant	1.085 $\pm$ 0.180	6.03	p < 0.001
Age (years)	-0.008 $\pm$ 0.007	-1.09	p = 0.28
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 $\pm$ 0.000	0.31	p = 0.75
Fat mass (kg)	-0.000 $\pm$ 0.000	-0.10	p = 0.91
Dependent variable: FN BMD ( $R^2 = 0.08$ )			
Constant	1.060 $\pm$ 0.180	5.81	p < 0.001
Age (years)	-0.009 $\pm$ 0.007	-1.17	p = 0.25
Force-velocity maximum power (watts)	0.000 $\pm$ 0.000	0.39	p = 0.69
Fat mass (kg)	0.000 $\pm$ 0.000	0.21	p = 0.83

SE: Standard error; WB: whole body; BMC: bone mineral content; BMD: bone mineral density; L2-L4: Lumbar spine; TH: total hip; FN: femoral neck.

#### 4 Discussion

The current study conducted on a group of young Lebanese adults mainly shows that maximum power calculated by the force-velocity test is a positive determinant of BMD and hip geometry indices in men but not in women. The study also shows that lean mass is a positive determinant factor of BMD and hip geometry indices in women. Fat mass percentage was negatively correlated to several bone variables in men. Fat mass excess seems to negatively influence bone variables in men. Fat mass excess is usually associated with lower testosterone and growth hormone levels in men; this may in part explain the negative correlations between fat mass percentage and bone variables. Lean mass was positively correlated to WB BMD, CSMI and Z. Our results confirm those of previous studies conducted on men [32–34]. Regarding physical performance variables, maximum power evaluated by the force-velocity test was the strongest factor associated with bone variables in men. Importantly, the positive associations between force-velocity maximum power and BMD values remained significant after adjustment for age and fat mass. Accordingly, implementing strategies to reduce fat mass percentage and to increase lean mass and maximum power in men would be interesting to prevent osteopenia and osteoporosis later in life. Sprint performance was significantly correlated to FN BMD, CSA, Z and SI in men. Our results are in line with those of two

previous studies that studied the relationships between sprint performance and bone variables [43, 47]. Weight, BMI, lean mass and fat mass were positively correlated to WB BMC, CSMI and Z in women. These results are in accordance with those of several studies previously conducted on women [35–37]. Regarding physical performance variables, we noted only one positive association between vertical jump maximum power and WB BMC. Maximum power evaluated by the force-velocity test was not correlated to bone variables. This result is in contrast with those reported by Witzke et al. [48]. The reasons that may explain the different results obtained may be due to the age and characteristics of the studied population. Overall, lean mass was the strongest factor associated with bone variables in women. Consequently, implementing strategies to increase lean mass in women would be interesting to prevent osteopenia and osteoporosis later in life. The present study has several limitations such as its cross-sectional nature, the relatively low number of subjects, the two-dimensional nature of the DXA measurement, and the lack of measurement of many bone determinants (hormones, vitamin D and nutritional intakes). However, up to our knowledge, it is one of very few studies that aimed at studying the relationships between maximum power and bone health parameters in young Lebanese adults.

## 5 Conclusion

In conclusion, the current study suggests that lean mass is the strongest determinant of bone variables in adult women while maximum power evaluated by the force-velocity test seems to be the strongest determinant of bone variables in adult men. Physical training programs should be designed and executed accordingly in order to prevent the occurrence of osteopenia and osteoporosis later in life.

**Conflicts of Interest.** The authors state that they have no conflicts of interest.

## References

1. Beck, T.J.: Extending DXA beyond bone mineral density: understanding hip structure analysis. *Curr. Osteoporos. Rep.* **5**(2), 49–55 (2007)
2. Friedman, A.W.: Important determinants of bone strength: beyond bone mineral density. *J. Clin. Rheumatol.* **12**(2), 70–77 (2006)
3. Ammann, P., Rizzoli, R.: Bone strength and its determinants. *Osteoporos. Int.* **14**(Suppl 3), S13–S18 (2003)
4. Fonseca, H., Moreira-Gonçalves, D., Coriolano, H.J., Duarte, J.A.: Bone quality: the determinants of bone strength and fragility. *Sports Med.* **44**(1), 37–53 (2014)
5. Rizzoli, R., Bonjour, J.P., Ferrari, S.L.: Osteoporosis, genetics and hormones. *J. Mol. Endocrinol.* **26**(2), 79–94 (2001)
6. Beck, B.R., Snow, C.M.: Bone health across the lifespan—exercising our options. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **31**(3), 117–122 (2003)
7. Petit, M.A., Beck, T.J., Kontulainen, S.A.: Examining the developing bone: what do we measure and how do we do it? *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* **5**(3), 213–224 (2005)
8. Goltzman, D.: The aging skeleton. *Adv. Exp. Med. Biol.* **1164**, 153–160 (2019)



9. Min, S.K., et al.: Position statement: exercise guidelines to increase peak bone mass in adolescents. *J. Bone Metab.* **26**(4), 225–239 (2019)
10. Monge, M.C.: Optimizing bone health in adolescents. *Curr. Opin. Obstet. Gynecol.* **30**(5), 310–315 (2018)
11. Bonjour, J.P., Chevalley, T., Rizzoli, R., Ferrari, S.: Gene-environment interactions in the skeletal response to nutrition and exercise during growth. *Med. Sport Sci.* **51**, 64–80 (2007)
12. Bonjour, J.P., Chevalley, T., Ferrari, S., Rizzoli, R.: The importance and relevance of peak bone mass in the prevalence of osteoporosis. *Salud Publica Mex.* **51**(Suppl 1), S5–S17 (2009)
13. Bonjour, J.P., Chevalley, T.: Pubertal timing, bone acquisition, and risk of fracture throughout life. *Endocr. Rev.* **35**(5), 820–847 (2014)
14. El Hage, R., Jacob, C., Moussa, E., Jaffré, C., Baddoura, R.: Bone mass in a group of Lebanese girls from Beirut and French girls from Orleans. *J. Med. Liban.* **59**(3), 131–135 (2011)
15. El Hage, R., Baddoura, R.: Anthropometric predictors of geometric indices of hip bone strength in a group of Lebanese postmenopausal women. *J. Clin. Densitom.* **15**(2), 191–197 (2012)
16. El Hage, R., Jacob, C., Moussa, E., Baddoura, R.: Relative importance of lean mass and fat mass on bone mineral density in a group of Lebanese postmenopausal women. *J. Clin. Densitom.* **14**(3), 326–331 (2011)
17. Ayoub, M.L., et al.: DXA-based variables and osteoporotic fractures in Lebanese postmenopausal women. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **100**(8), 855–858 (2014)
18. El Hage, R., Bachour, F., Sebaaly, A., Issa, M., Zakhem, E., Maalouf, G.: The influence of weight status on radial bone mineral density in Lebanese women. *Calcif. Tissue Int.* **94**(4), 465–467 (2014)
19. El Hage, R., et al.: Influence of age, morphological characteristics, and lumbar spine bone mineral density on lumbar spine trabecular bone score in Lebanese women. *J. Clin. Densitom.* **17**(3), 434–435 (2014)
20. Maalouf, G., et al.: Epidemiology of hip fractures in Lebanon: a nationwide survey. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **99**(6), 675–680 (2013)
21. El Hage, R., Mina, F., Ayoub, M.L., Theunynck, D., Baddoura, R.: Relative importance of lean mass and fat mass on bone mineral density in a group of Lebanese elderly men. *J. Med. Liban.* **60**(3), 136–141 (2012)
22. El Hage, R., Theunynck, D., Rocher, E., Baddoura, R.: Geometric indices of hip bone strength in overweight and control elderly men. *J. Med. Liban.* **62**(3), 150–155 (2014)
23. El-Hajj Fuleihan, G., Baddoura, R., Awada, H., Salam, N., Salamoun, M., Rizk, P.: Low peak bone mineral density in healthy Lebanese subjects. *Bone* **31**(4), 520–528 (2002)
24. Arabi, A., et al.: Bone mineral density by age, gender, pubertal stages, and socioeconomic status in healthy Lebanese children and adolescents. *Bone* **35**(5), 1169–1179 (2004)
25. El Hage, R., Jacob, C., Moussa, E., Jaffré, C., Benhamou, C.L.: Daily calcium intake and body mass index in a group of Lebanese adolescents. *J. Med. Liban.* **57**(4), 253–257 (2009)
26. Salamoun, M.M., et al.: Low calcium and vitamin D intake in healthy children and adolescents and their correlates. *Eur. J. Clin. Nutr.* **59**(2), 177–184 (2005)
27. Gannagé-Yared, M.H., Chemali, R., Yaacoub, N., Halaby, G.: Hypovitaminosis D in a sunny country: relation to lifestyle and bone markers. *J. Bone Miner. Res.* **15**(9), 1856–1862 (2000)
28. Gannagé-Yared, M.H., Chemali, R., Sfeir, C., Maalouf, G., Halaby, G.: Dietary calcium and vitamin D intake in an adult Middle Eastern population: food sources and relation to lifestyle and PTH. *Int. J. Vitam. Nutr. Res.* **75**(4), 281–289 (2005)

29. Fazah, A., Jacob, C., Moussa, E., El-Hage, R., Youssef, H., Delamarche, P.: Activity, inactivity and quality of life among Lebanese adolescents. *Pediatr. Int.* **52**(4), 573–578 (2010)
30. Nasreddine, L., et al.: Dietary, lifestyle and socio-economic correlates of overweight, obesity and central adiposity in Lebanese children and adolescents. *Nutrients* **6**(3), 1038–1062 (2014)
31. Naja, F., Hwalla, N., Itani, L., Karam, S., Sibai, A.M., Nasreddine, L.: A Western dietary pattern is associated with overweight and obesity in a national sample of Lebanese adolescents (13–19 years): a cross-sectional study. *Br. J. Nutr.* **114**(11), 1909–1919 (2015)
32. El Hage, Z., et al.: Bone mineral content and density in obese, overweight and normal weight adolescent boys. *J. Med. Liban.* **61**(3), 148–154 (2013)
33. El Hage, R.: Geometric indices of hip bone strength in obese, overweight, and normal-weight adolescent boys. *Osteoporos. Int.* **23**(5), 1593–1600 (2012)
34. Khawaja, A., et al.: Does muscular power predict bone mineral density in young adults? *J. Clin. Densitom.* **22**(3), 311–320 (2019)
35. Berro, A.J., et al.: Physical performance variables and bone parameters in a group of young overweight and obese women. *J. Clin. Densitom.* **22**(2), 293–299 (2019)
36. Al Rassy, N., et al.: The relationships between bone variables and physical fitness across the BMI spectrum in young adult women. *J. Bone Miner. Metab.* **37**(3), 520–528 (2019)
37. Nasr, R., et al.: Muscular maximal strength indices and bone variables in a group of elderly women. *J. Clin. Densitom.* (2018). pii: S1094-6950(18)30014-3. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2018.03.003>
38. El Khoury, G., et al.: Bone variables in active overweight/obese men and sedentary overweight/obese men. *J. Clin. Densitom.* **20**(2), 239–246 (2017)
39. El Khoury, C., et al.: Physical performance variables and bone mineral density in a group of young overweight and obese men. *J. Clin. Densitom.* **21**(1), 41–47 (2018)
40. Zakhem, E., et al.: Performance physique et densité minérale osseuse chez de jeunes adultes libanais. *J. Med. Liban.* **64**(4), 193–199 (2016)
41. El Hage, R., et al.: Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J. Clin. Densitom.* **17**(2), 320–324 (2014)
42. Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N., Rosenstein, R.M., Kraemer, W.J.: Estimation of human power output from vertical jump. *J. Strength Cond. Res.* **5**(3), 116–120 (1991)
43. Finianos, B., Sabbagh, P., Zunquin, G., El Hage, R.: Muscular power and maximum oxygen consumption predict bone density in a group of middle-aged men. *J. Musculoskelet. Neuronal. Interact.* **20**(1), 53–61 (2020)
44. Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., Monod, H.: Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer Correlation with the height of a vertical jump. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **56**(6), 650–656 (1987)
45. Vandewalle, H., Pérès, G., Monod, H.: Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med.* **4**(4), 268–289 (1987)
46. Driss, T., Vandewalle, H.: The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *Biomed. Res. Int.* **2013**, 589361 (2013)
47. Vicente-Rodriguez, G., Dorado, C., Perez-Gomez, J., Gonzalez-Henriquez, J.J., Calbet, J.A.: Enhanced bone mass and physical fitness in young female handball players. *Bone* **35**(5), 1208–1215 (2004)
48. Witzke, K.A., Snow, C.M.: Lean body mass and leg power best predict bone mineral density in adolescent girls. *Med. Sci. Sports Exerc.* **31**(11), 1558–1563 (1999)

## **DISCUSSION GÉNÉRALE**

Le but principal de notre travail était d'étudier les corrélations entre plusieurs tests de performance physique à dominante anaérobie et les paramètres osseux chez les jeunes adultes Libanais. L'objectif final est de définir les tests physiques les plus prédictifs des paramètres osseux dans cette population. L'identification des tests physiques les plus prédictifs des paramètres osseux pourrait avoir des applications pratiques dans le domaine de la prévention de l'ostéoporose.

Dans cette thèse, nous avons évalué la DMO ainsi que d'autres paramètres osseux prédictifs de la fracture ostéoporotique comme notamment les indices géométriques du col fémoral (CSA, CSMI, Z, SI et BR), les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) et le score de l'os trabéculaire (TBS).

Dans le cadre de ce travail, nous avons mené plusieurs études préliminaires qui avaient pour objectifs :

- D'étudier les relations entre la consommation maximale d'oxygène et les valeurs de DMO chez de jeunes adultes Libanais ;
- De comparer les indices de résistance osseuse du col fémoral des hommes en surpoids actifs par rapport aux hommes en surpoids inactifs ;
- D'étudier les relations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez des jeunes hommes en surpoids et obèses.

Ainsi, l'étude préliminaire 1 portait sur les relations entre la consommation maximale d'oxygène ( $VO_2$  max) et les paramètres osseux chez des jeunes adultes. Cette étude a démontré que la  $VO_2$  max absolue (L/min) est un déterminant important du CMO et de la DMO dans les deux sexes. De plus, ces corrélations ont persisté après ajustement pour la masse maigre. Chez les hommes, la  $VO_2$  max absolue (L/min) était un meilleur déterminant positif de la DMO CE, de la DMO L1-L4, de la DMO HE et de la DMO CF que la masse maigre.

Chez les femmes, la masse maigre était un meilleur déterminant positif de la DMO CE, de la DMO L1-L4, de la DMO HE et de la DMO CF que la VO<sub>2</sub> max (L/min). L'importance relative de la masse maigre et de la VO<sub>2</sub> max (L/min) sur le CMO et la DMO semble varier en fonction du sexe. Dans les deux sexes, la VO<sub>2</sub> max relative (ml/min/kg) n'était pas corrélée aux paramètres osseux. Ainsi dans nos prochains travaux, nous essaierons de comprendre les mécanismes qui lient la VO<sub>2</sub> max (L/min) et les paramètres osseux. La mise en place de stratégies visant à augmenter la VO<sub>2</sub> max absolue (L/min) chez les adultes pourrait donc aider à prévenir l'ostéoporose et à réduire le risque de fracture plus tard dans la vie. Les professionnels de santé devraient ainsi encourager la pratique de la musculation et des exercices aérobies intermittents de haute intensité étant donné leur effet important sur l'augmentation de la VO<sub>2</sub> max (L/min). En conclusion, l'étude préliminaire 1 montre principalement que la VO<sub>2</sub> max (L/min) est un déterminant important du CMO et de la DMO chez les jeunes adultes.

L'étude préliminaire 2 a porté sur l'influence du niveau d'activité physique sur les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) chez des jeunes hommes adultes en surpoids. Nous avons exploré les corrélations entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) chez 96 hommes en surpoids. Dans ce travail, nous avons comparé le CSI, le BSI et l'ISI entre deux sous-groupes : 70 hommes actifs en surpoids et 26 hommes inactifs en surpoids.

Les analyses de corrélations réalisées sur la population entière (n = 96) ont montré que le volume hebdomadaire d'activité physique (h/sem) était positivement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI. La comparaison entre les deux groupes a montré que le CSI, le BSI et l'ISI étaient significativement supérieurs ( $p < 0,05$ ) chez le groupe « actif » par rapport au groupe « inactif ». A notre connaissance, c'est la première étude à montrer des différences significatives au niveau des indices de résistance osseuse du col fémoral entre hommes actifs en surpoids et hommes inactifs en surpoids. Le poids était négativement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI. Ce résultat est en accord avec ceux de plusieurs études menées chez les adultes et les personnes âgées. En effet, l'obésité et les paramètres du syndrome métabolique sont associés à une diminution des indices de résistance osseuse du col fémoral (Srikanthan et al., 2014 ; Ahn et al., 2016 ; Kim et al., 2017). Après ajustement pour l'âge, la masse maigre et le niveau d'activité physique, la plupart des différences au niveau des paramètres osseux a disparu entre les deux groupes. En effet, seul le CSI est resté significativement supérieur chez

le groupe « actif » par rapport au groupe « inactif » alors que toutes les autres différences ont disparu. Nos résultats sont en accord avec ceux de Mori et al. (2014) qui ont mené leur étude sur des femmes adultes. Nos résultats sont également avec ceux de Sardinha et al. (2008) qui ont montré que la pratique quotidienne de 25 minutes d'activités physiques intenses améliore les indices de résistance osseuse du col fémoral chez les enfants.

Notre étude possède des applications cliniques car elle suggère que le fait d'être actif (le fait de pratiquer plus de 150 minutes d'activité physique modérée par semaine) permet d'augmenter les indices de résistance osseuse du col fémoral chez les sujets en surpoids chez qui ces indices sont significativement inférieurs par rapport aux sujets normo-pondérés comme démontré par deux études antérieures (El Khoury et al., 2017 ; Berro et al., 2018). De plus, cette étude nous permet de comprendre l'effet positif de l'activité physique sur le CSI, le BSI et l'ISI indépendamment de la masse maigre (la masse maigre n'étant pas significativement différente entre les deux groupes malgré le fait que leur niveau d'activité physique était sensiblement différent). En effet, plusieurs types d'activités physiques (à dominante pliométrique) peuvent avoir des effets positifs sur la DMO du col fémoral sans pour autant avoir des effets similaires sur la masse maigre (Kemper et al., 2002 ; Dolan et al., 2006).

En conclusion, l'étude préliminaire 2 montre principalement que le fait d'être actif est associé à une augmentation des indices de résistance osseuse du col fémoral chez les hommes en surpoids.

L'étude préliminaire 3 s'est intéressée aux relations entre le niveau d'activité physique, la consommation maximale d'oxygène et les indices de résistance osseuse du col fémoral chez 80 jeunes hommes en surpoids ou obèses.

Dans cette étude transversale, nous avons réalisé des corrélations simples et des régressions linéaires multiples afin de répondre à l'objectif. En ce qui concerne les caractéristiques anthropométriques, nous avons démontré que le poids, l'IMC, la masse grasse et le pourcentage de masse grasse étaient négativement corrélés au CSI, au BSI et à l'ISI. Ces résultats sont en accord avec ceux de deux études antérieures (El Khoury et al., 2017 ; Berro et al., 2018). D'autre part, le volume hebdomadaire d'activité physique était positivement corrélé au CSI, au BSI et à l'ISI alors que la VO<sub>2</sub> max (ml/min/kg) était positivement corrélée au CSI et à l'ISI. Les corrélations positives entre le volume hebdomadaire d'activité physique

et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont persisté après ajustement pour le poids corporel. Cette étude suggère qu'il faille augmenter le niveau d'activité physique chez les hommes en surpoids et obèses pour garder une meilleure santé osseuse. Cependant, toutes ces corrélations ont disparu après ajustement pour la masse grasse. L'excès de masse grasse semble ainsi être un déterminant négatif des indices de résistance osseuse du col fémoral chez les hommes en surpoids et obèses. La mise en place de stratégies visant à réduire l'excès de masse grasse chez les hommes en surpoids et obèses devrait être envisagée. Notons aussi que la corrélation positive entre la VO<sub>2</sub> max (ml/mn/kg) et le CSI a persisté après ajustement pour le poids ou l'IMC. Nos résultats sont en accord avec ceux de deux études qui ont déjà démontré des corrélations positives entre la VO<sub>2</sub> max (ml/mn/kg) et les indices de résistance osseuse du col fémoral (Berro et al., 2017 ; El Khoury et al., 2018). Les différentes corrélations retrouvées soulignent la nécessité de mettre en œuvre des stratégies qui visent à augmenter la VO<sub>2</sub> max, la vitesse, la force maximale et la puissance maximale des membres inférieurs chez les jeunes adultes dans le but de prévenir l'ostéoporose plus tard dans la vie. La mise en place de programmes d'entraînement physique adaptés visant à augmenter la performance physique chez les adultes pourrait donc aider à réduire le risque de fracture ultérieure.

D'autres études antérieures ont également montré des corrélations positives entre la VO<sub>2</sub> max (ml/mn/kg) et le TBS (Zakhem et al., 2015 ; Zakhem et al., 2016a). Les mécanismes sous-jacents ne sont pas complètement élucidés mais peuvent inclure une meilleure vascularisation du tissu osseux (El Hage et al., 2014a).

En conclusion, l'étude préliminaire 3 montre principalement que la masse grasse et l'IMC sont des déterminants négatifs des indices de résistance osseuse du col fémoral chez les hommes en surpoids et obèses. En revanche, le niveau d'activité physique (h/semaine) semble être un déterminant positif de ces indices osseux dans cette population.

Ces trois études préliminaires ont introduit deux études principales : l'étude principale 1 et l'étude principale 2.

L'étude principale 1 a étudié les corrélations entre la puissance maximale des membres inférieurs et les paramètres osseux chez des jeunes adultes Libanais. La puissance a été calculée à partir d'un test de Sargent qui évalue la détente verticale. La population a été divisée en deux groupes selon le sexe : hommes et femmes.

Ainsi, la détente verticale était positivement corrélée au CMO CE et au CSMI chez les hommes et au SI chez les femmes. Ces corrélations étaient relativement faibles dans les deux sexes. Chez les femmes, la puissance maximale des membres inférieurs était positivement corrélée au CMO CE, à la DMO CE, à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA, au CSMI et au Z. Chez les hommes, la puissance maximale des membres inférieurs était positivement corrélée au CMO CE, à la DMO CE, à la CSA et au CSMI. La plupart de ces corrélations a disparu après ajustement pour la masse maigre. Cette étude suggère que la puissance maximale des membres inférieurs évaluée par le test de Sargent est un déterminant positif des paramètres osseux dans les deux sexes. En conséquence, les programmes d'entraînement physique devraient être adaptés pour une meilleure prévention contre l'ostéoporose.

L'étude principale 2 constitue le cœur de cette thèse. Dans cette étude, nous avons étudié les corrélations entre plusieurs tests de performance physique et les paramètres osseux chez de jeunes adultes Libanais. La population a été divisée en deux groupes selon le sexe.

L'âge, la taille et l'IMC n'étaient pas significativement différents entre les deux groupes. Cependant, le CMO CE, la DMO CE, le TBS, la DMO HE, la DMO CF, la CSA, le CSMI, le Z et les performances physiques aux plusieurs tests de performance (détente horizontale, détente verticale, test de charge-vitesse) étaient significativement supérieurs chez les hommes par rapport aux femmes. En effet, il est bien admis que les hommes ont une DMO surfacique plus élevée que les femmes du fait de plusieurs facteurs y compris le profil hormonal (Seeman, 2003 ; Russo et al., 2006). Les hommes ont aussi des os plus larges et plus résistants par rapport aux femmes (Duan et al., 2003 ; Russo et al., 2006). En parallèle, les hommes sont en général plus forts, plus puissants et plus rapides que les femmes (Lewis et al., 1986).

Chez les hommes, la détente horizontale était positivement corrélée à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA, au Z et au SI. Notre étude est l'une des rares études ayant démontré ce genre de corrélations. La détente verticale était positivement corrélée au SI. Parmi toutes les variables étudiées, la détente verticale était le meilleur déterminant positif du SI. Ce résultat est en accord avec ceux de notre étude originale 1. La puissance maximale évaluée par le test de Sargent était positivement corrélée au CMO CE.

La puissance maximale évaluée par le test de charge-vitesse était positivement corrélée à la DMO CE, à la DMO L2-L4, à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA, au CSMI et au Z.

Parmi toutes les variables étudiées, cette puissance était le déterminant le plus important de la DMO CE, de la DMO L2-L4, de la DMO HE, de la DMO CF, de la CSA et du Z. A notre connaissance, c'est la première étude à démontrer que ce type de test permet de nous donner le facteur le plus corrélable à la DMO chez les jeunes hommes. Les corrélations positives entre la puissance maximale mesurée par le test de charge-vitesse et la DMO ont persisté après ajustement pour l'âge et la masse grasse. La performance au 20 mètres sprint était négativement corrélée à la DMO CF, à la CSA, au Z et au SI. Ces résultats sont en accord avec ceux de 2 études précédentes (Vicente-Rodriguez et al., 2004 ; Finianos et al., 2020). La performance au sprint reflète le rapport puissance musculaire/poids corporel. Concernant les corrélations entre les caractéristiques morphologiques et les paramètres osseux, la masse maigre était positivement corrélée à la DMO CE, au CSMI et au Z alors que la masse grasse était négativement corrélée au SI. Ces résultats sont en accord avec ceux de plusieurs études menées chez les hommes (El Hage et al., 2011 ; El Hage Z et al., 2013). Le pourcentage de masse grasse était négativement corrélé à la DMO HE, à la DMO CF, à la CSA, au CSMI, au Z et au SI. L'excès de masse grasse est généralement associé à une diminution des concentrations sanguines de testostérone et de GH chez les hommes ; ceci peut en partie expliquer les corrélations négatives entre le pourcentage de masse grasse et les valeurs de DMO.

Chez les femmes, la détente horizontale était négativement corrélée au CSMI et au Z. La puissance maximale évaluée par le test de Sargent était positivement corrélée au CMO CE mais négativement corrélée au SI. La performance au 20 mètres sprint était positivement corrélée au CSMI et au Z. On peut penser dans ce cas que les femmes plus lourdes ont une DMO plus élevée mais une performance moins bonne.

En effet, ces corrélations ont disparu après ajustement pour le poids. Concernant les corrélations entre les caractéristiques morphologiques et les paramètres osseux, le poids et la masse maigre étaient positivement corrélés au CMO CE, à la CSA, au CSMI et au Z. La masse maigre était positivement corrélée au CMO CE, au CSMI et au Z. Le pourcentage de masse grasse était positivement corrélé au CMO CE. La puissance maximale des membres inférieurs évaluée par le test de charge-vitesse n'était pas corrélée à la DMO après ajustement pour l'âge et la masse grasse. Les résultats de cette étude suggèrent qu'il faille augmenter la masse maigre chez les femmes pour une prévention contre l'ostéoporose. Chez les femmes ayant un faible niveau d'activité physique, le poids, la masse maigre et la masse grasse



semblent exercer une influence beaucoup plus importante sur les paramètres osseux que les performances physiques obtenues aux différents tests.

Cette thèse possède plusieurs limites :

- Premièrement, la nature transversale des études constitue une limite méthodologique car ce type d'études ne permet pas d'affirmer un lien de causalité entre les paramètres de performance physique mesurés et les variables osseuses.
- Deuxièmement, la nature bidimensionnelle de la DXA est une limite car la vraie nature de l'os est tridimensionnelle.
- Troisièmement, plusieurs déterminants de la santé osseuse (hormones et autres déterminants) n'ont pas été contrôlés dans toutes les études.
- Dernièrement, le nombre de sujets dans la dernière étude était relativement faible et pourrait être responsable du manque de significativité dans certains cas. Cependant, malgré toutes ces limites, ce travail est l'un des rares travaux à identifier un nouveau paramètre de performance corrélable à la DMO qui est la puissance maximale des membres inférieurs évaluée par le test de charge-vitesse.

Cette thèse a permis de mettre en évidence l'importance de l'activité physique pour les indices de résistance osseuse du col fémoral chez les hommes en surpoids chez qui ces indices sont relativement inférieurs par rapport aux hommes normo-pondérés. Cette thèse a aussi mis en évidence de fortes corrélations entre la  $VO_2$  max (L/min) et la DMO dans les deux sexes. Enfin, signalons que les forces d'associations entre les paramètres de performance physique et les paramètres osseux étaient différentes entre les deux sexes. Plusieurs points forts dans cette thèse méritent d'être signalés : le nombre important de participants aux différentes études, l'utilisation de plusieurs paramètres osseux et de nombreux tests de performance physique.

## **CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES**

Cette thèse menée chez de jeunes adultes Libanais a mis en évidence les points suivants :

- La VO<sub>2</sub> max absolue (L/min) est un facteur corrélé au CMO et à la DMO dans les deux sexes. Chez les hommes, la VO<sub>2</sub> max absolue (L/min) semble être un meilleur déterminant positif de la DMO que la masse maigre.
- Le fait d'être actif (pratiquer plus de 150 minutes d'activité physique par semaine) est associé à des meilleurs indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) chez les hommes en surpoids.
- Le volume hebdomadaire d'activité physique et la VO<sub>2</sub> max (ml/min/kg) sont des facteurs corrélables aux indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) chez les hommes en surpoids et obèses.
- La puissance maximale des membres inférieurs évaluée à l'aide d'un test de Sargent est un facteur corrélé au CMO, à la DMO et à quelques indices géométriques du col fémoral dans les deux sexes. Toutefois, la plupart de ces corrélations semble disparaître après ajustement pour la masse maigre. Globalement, ces associations diffèrent selon le sexe.
- La puissance maximale des membres inférieurs évaluée à l'aide du test charge-vitesse est un facteur corrélé à la DMO et à plusieurs indices géométriques du col fémoral chez les hommes. La performance en 20 mètres sprint et la détente horizontale sont aussi corrélés à la DMO CF et à plusieurs indices géométriques du col fémoral chez les hommes. Il existait très peu de corrélations entre les tests de performance physique et les paramètres osseux chez les femmes.

Cette thèse a pu définir de nouveaux facteurs de performance physique corrélables à la DMO et aux indices géométriques de la hanche comme la puissance maximale évaluée à l'aide du test charge-vitesse, la puissance maximale évaluée à l'aide du test de Sargent, la détente horizontale et la performance en sprint (20 mètres). Ces corrélations étaient différentes entre hommes et femmes.

Aux vues de ces résultats, il serait logique de proposer plusieurs perspectives qui complètent ce travail et qui permettent de répondre aux limites précédemment évoqués. Dans

un premier temps, il serait intéressant d'explorer les relations entre les tests de performance physique utilisés dans cette thèse et les paramètres osseux chez des personnes âgées dont la DMO est relativement abaissée. Dans un deuxième temps, une étude longitudinale de 18 mois pourrait être menée sur une même population de jeunes adultes dans laquelle on comparera les effets de deux modalités d'entraînement (pliométrie vs. Entraînement en puissance maximale) sur les paramètres osseux. Dans un troisième temps, il s'agirait d'explorer les effets de 18 mois d'entraînement en sprint sur les paramètres osseux chez de jeunes adultes en surpoids. Une dernière étude pourrait s'intéresser aux effets de 12 mois d'entraînement en puissance maximale sur la composition corporelle, les paramètres osseux, la performance physique et la qualité de vie chez des personnes âgées ayant le syndrome ostéo-sarcopénique.

## **RÉFÉRENCES**

Aaron JE, Shore PA, Shore RC, Beneton M, Kanis JA. Trabecular architecture in women and men of similar bone mass with and without vertebral fracture: II. Three-dimensional histology Bone. 2000 Aug; 27(2):277-82.

Abd El-Kader SM, Saiem Al-Dahr MH. Weight loss improves biomarkers endothelial function and systemic inflammation in obese postmenopausal Saudi women. Afr Health Sci. 2016 Jun;16(2):533-41.

Abi Nader P, Majed L, Sayegh S, Hadla R, Borgi C, Hawa Z, Mattar L, Fares EJ, Chamieh MC, Mourad CH, Bélanger M. Results from Lebanon's 2018 Report Card on Physical Activity for Children and Youth. J Phys Act Health. 2018 Nov 1;15(S2): S379-S381.

Ackerman A, Thornton JC, Wang J, Pierson RN Jr, Horlick M. Sex difference in the effect of puberty on the relationship between fat mass and bone mass in 926 healthy subjects, 6 to 18 years old. Obesity (Silver Spring). 2006 May;14(5):819-25.

Ahedi H, Aitken D, Scott D, Blizzard L, Cicuttini F, Jones G. The association between hip muscle cross-sectional area, muscle strength, and bone mineral density. Calcif Tissue Int. 2014 Jul; 95(1):64-72.

Ahlborg HG, Johnell O, Turner CH, Rannevik G, Karlsson MK. Bone loss and bone size after menopause. N Engl J Med. 2003 Jul 24;349(4):327-34.

Ahn SH, Lee S, Kim H, Lee SH, Kim BJ, Koh JM. Higher serum ferritin level and lower femur neck strength in women at the stage of bone loss ( $\geq 45$  years of age): The Fourth Korea National Health and Nutrition Examination Survey (KNHANES IV). Endocr Res. 2016 Nov;41(4):334-342.

Al Rassy N, Bakouny Z, Matta J, Frenn F, Maalouf G, Rizkallah M, Bachour F, Sebaaly A, Hardouin P, Chauveau C, El Hage R. The relationships between bone variables and physical fitness across the BMI spectrum in young adult women. J Bone Miner Metab. 2019 May;37(3):520-528.

Alfredson H, Nordström P, Lorentzon R. Total and regional bone mass in female soccer players. *Calcif Tissue Int.* 1996 Dec;59(6):438-42.

Allison SJ, Poole KE, Treece GM, Gee AH, Tonkin C, Rennie WJ, Folland JP, Summers GD, Brooke-Wavell K. The Influence of High-Impact Exercise on Cortical and Trabecular Bone Mineral Content and 3D Distribution Across the Proximal Femur in Older Men: A Randomized Controlled Unilateral Intervention. *J Bone Miner Res.* 2015 Sep;30(9):1709-16.

Allolio B. Risk factors for hip fracture not related to bone mass and their therapeutic implications. *Osteoporos Int.* 1999;9 Suppl 2:S9-S16.

Amrein K, Amrein S, Drexler C, Dimai HP, Dobnig H, Pfeifer K, Tomaschitz A, Pieber TR, Fahrleitner-Pammer A. Sclerostin and its association with physical activity, age, gender, body composition, and bone mineral content in healthy adults. *J Clin Endocrinol Metab.* 2012 Jan;97(1):148-54.

Armstrong T, Bull F. Development of the world health organization global physical activity questionnaire (GPAQ). *Journal of Public Health.* 2006 Apr 1;14(2):66-70.

Angevaren M, Aufdemkampe G, Verhaar HJ, Aleman A, Vanhees L. Physical activity and enhanced fitness to improve cognitive function in older people without known cognitive impairment. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008 Jul 16;(3):CD005381.

Arabi A, Baddoura R, Awada H, Salamoun M, Ayoub G, El-Hajj Fuleihan G. Hypovitaminosis D osteopathy: is it mediated through PTH, lean mass, or is it a direct effect? *Bone.* 2006 Aug;39(2):268-75.

Arazi H, Eghbali E. The relationship of maximal oxygen consumption to bone mineral density in Iranian young women. *Am J Hum Biol.* 2018 Sep;30(5): e23172.

Ardawi MS, Rouzi AA, Qari MH. Physical activity in relation to serum sclerostin, insulin-like growth factor-1, and bone turnover markers in healthy premenopausal women: a cross-sectional and a longitudinal study. *J Clin Endocrinol Metab.* 2012 Oct 1;97(10):3691-9.

Ashby RL, Adams JE, Roberts SA, Mughal MZ, Ward KA. The muscle-bone unit of peripheral and central skeletal sites in children and young adults. *Osteoporos Int.* 2011 Jan;22(1):121-32.

Ashe MC, Liu-Ambrose TY, Cooper DM, Khan KM, McKay HA. Muscle power is related to tibial bone strength in older women. *Osteoporos Int*. 2008 Dec;19(12):1725-32.

Ashe MC, Gorman E, Khan KM, Brasher PM, Cooper DM, McKay HA, Liu-Ambrose T. Does frequency of resistance training affect tibial cortical bone density in older women? A randomized controlled trial. *Osteoporos Int*. 2013 Feb;24(2):623-32.

Ayoub ML, Maalouf G, Bachour F, Barakat A, Cortet B, Legroux-Gérot I, Zunquin G, Theunynck D, Nehme A, El Hage R. DXA-based variables and osteoporotic fractures in Lebanese postmenopausal women. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2014 Dec 1;100(8):855-8.

Baddoura R, Okais J, Awada H. Incidence fracturaire après 50 ans et implications en termes d'ostéoporose dans la population libanaise [Incidence of fractures after the age of 50 years in the Lebanese population and implications in terms of osteoporosis]. *Rev Epidemiol Sante Publique*. 2001 Feb;49(1):27-32. French. PMID: 11226916.

Bailey CA, Kukuljan S, Daly RM. Effects of lifetime loading history on cortical bone density and its distribution in middle-aged and older men. *Bone*. 2010 Sep;47(3):673-80.

Bailey DA, McKay HA, Mirwald RL, Crocker PR, Faulkner RA. A six-year longitudinal study of the relationship of physical activity to bone mineral accrual in growing children: the university of Saskatchewan bone mineral accrual study. *J Bone Miner Res*. 1999 Oct;14(10):1672-9.

Banfi G, Lombardi G, Colombini A, Lippi G. Bone metabolism markers in sports medicine. *Sports Med*. 2010 Aug 1;40(8):697-714.

Barondess DA, Nelson DA, Schlaen SE. Whole body bone, fat, and lean mass in black and white men. *J Bone Miner Res*. 1997 Jun;12(6):967-71.

Barrack MT, Rauh MJ, Nichols JF. Cross-sectional evidence of suppressed bone mineral accrual among female adolescent runners. *J Bone Miner Res*. 2010 Aug;25(8):1850-7.

Bass SL, Eser P, Daly R. The effect of exercise and nutrition on the mechanostat. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2005 Jul-Sep;5(3):239-54.

Baumgartner RN, Stauber PM, Koehler KM, Romero L, Garry PJ. Associations of fat and muscle masses with bone mineral in elderly men and women. *Am J Clin Nutr.* 1996 Mar;63(3):365-72.

Baxter-Jones AD, Faulkner RA, Forwood MR, Mirwald RL, Bailey DA. Bone mineral accrual from 8 to 30 years of age: an estimation of peak bone mass. *J Bone Miner Res.* 2011 Aug;26(8):1729-39.

Beaudart C, Zaaria M, Pasleau F, Reginster JY, Bruyère O. Health Outcomes of Sarcopenia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PLoS One.* 2017 Jan 17;12(1):e0169548.

Beaudoin C, Moore L, Gagné M, Bessette L, Ste-Marie LG, Brown JP, Jean S. Performance of predictive tools to identify individuals at risk of non-traumatic fracture: a systematic review, meta-analysis, and meta-regression. *Osteoporos Int.* 2019 Apr;30(4):721-740.

Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW Jr, Rao GU. Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. *Invest Radiol.* 1990 Jan;25(1):6-18. doi: 10.1097/00004424-199001000-00004. PMID: 2298552.

Beck TJ, Petit MA, Wu G, LeBoff MS, Cauley JA, Chen Z. Does obesity really make the femur stronger? BMD, geometry, and fracture incidence in the women's health initiative-observational study. *J Bone Miner Res.* 2009 Aug;24(8):1369-79.

Beck TJ, Fuerst T, Gaither KW, Sutradhar S, Levine AB, Hines T, Yu CR, Williams R, Mirkin S, Chines AA. The effects of bazedoxifene on bone structural strength evaluated by hip structure analysis. *Bone.* 2015 Aug; 77:115-9. bone.2015.04.027. Epub 2015 Apr 23. PMID: 25917574.

Bell KL, Loveridge N, Power J, Garrahan N, Meggitt BF, Reeve J. Regional differences in cortical porosity in the fractured femoral neck. *Bone.* 1999 Jan;24(1):57-64.

Bell KL, Loveridge N, Reeve J, Thomas CD, Feik SA, Clement JG. Super-osteons (remodeling clusters) in the cortex of the femoral shaft: influence of age and gender. *Anat Rec.* 2001 Dec 1;264(4):378-86.

Bemben DA, Bemben MG. Dose-response effect of 40 weeks of resistance training on bone mineral density in older adults. *Osteoporos Int.* 2011 Jan;22(1):179-86.

Bennell KL, Malcolm SA, Khan KM, Thomas SA, Reid SJ, Brukner PD, Ebeling PR, Wark JD. Bone mass and bone turnover in power athletes, endurance athletes, and controls: a 12-month longitudinal study. *Bone*. 1997 May;20(5):477-84.

Bensimhon DR, Kraus WE, Donahue MP. Obesity and physical activity: a review. *Am Heart J*. 2006 Mar;151(3):598-603.

Berro AJ, Fayad N, Pinti A, El Khoury G, Ahmaidi S, Zouhal H, Maalouf G, El Hage R. Maximal oxygen consumption and composite indices of femoral neck strength in a group of young women. In *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2017 Apr 26* (pp. 369-75). Springer, Cham.

Berro AJ, Alwan A, Zouhal H, Maalouf G, Rizkallah M, El Hage R. Vitamin D Level and Composite Indices of Femoral Neck Strength in a Group of Young Lebanese Women. *J Clin Densitom*. 2018 Apr - Jun;21(2):308-309.

Berro AJ, Rassy NA, Ahmaidi S, Sabbagh P, Khawaja A, Maalouf G, El Hage R. Physical Performance Variables and Bone Parameters in a Group of Young Overweight and Obese Women. *J Clin Densitom*. 2019 Apr-Jun;22(2):293-299. doi: 10.1016/j.jocd.2018.09.008. Epub 2018 Sep 22. PMID: 30352782.

Bielemann RM, Ramires VV, Wehrmeister FC, Gonçalves H, Assunção MCF, Ekelund U, Horta BL. Is vigorous-intensity physical activity required for improving bone mass in adolescence? Findings from a Brazilian birth cohort. *Osteoporos Int*. 2019 Jun;30(6):1307-1315.

Biver E, Perréard Lopreno G, Hars M, van Rietbergen B, Vallée JP, Ferrari S, Besse M, Rizzoli R. Occupation-dependent loading increases bone strength in men. *Osteoporos Int*. 2016 Mar;27(3):1169-79.

Black DM, Bouxsein ML, Marshall LM, Cummings SR, Lang TF, Cauley JA, Ensrud KE, Nielson CM, Orwoll ES; Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Research Group. Proximal femoral structure and the prediction of hip fracture in men: a large prospective study using QCT. *J Bone Miner Res*. 2008 Aug;23(8):1326-33.



Blain H, Jaussent A, Thomas E, Micallef JP, Dupuy AM, Bernard PL, Mariano-Goulart D, Cristol JP, Sultan C, Rossi M, Picot MC. Appendicular skeletal muscle mass is the strongest independent factor associated with femoral neck bone mineral density in adult and older men. *Exp Gerontol*. 2010 Sep;45(9):679-84.

Blake GM, Fogelman I. The role of DXA bone density scans in the diagnosis and treatment of osteoporosis. *Postgraduate medical journal*. 2007 Aug 1;83(982):509-17.

Blasimme A. Physical frailty, sarcopenia, and the enablement of autonomy: philosophical issues in geriatric medicine. *Aging Clin Exp Res*. 2017 Feb;29(1):59-63.

Bledsoe L, Alessi K, Toro JB, Giordano B, Hanypsiak BT. Fragility Fractures: Diagnosis and Treatment. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*. 2018 Dec;47(12).

Boivin G, Meunier PJ. Changes in bone remodeling rate influence the degree of mineralization of bone. *Connect Tissue Res*. 2002;43(2-3):535-7.

Bonaiuti D. The conclusions of the systematic revision with the results from the major clinical and experimental studies. *Eura Medicophys*. 2004 Sep;40(3):239-46.

Bonfoh N, Novinyo E, Lipinski P. Modeling of bone adaptative behavior based on cells activities. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2011 Oct 1;10(5):789-98.

Bonjour JP, Chevalley T, Rizzoli R, Ferrari S. Gene-environment interactions in the skeletal response to nutrition and exercise during growth. *Med Sport Sci*. 2007 ; 51 :64-80. doi : 10.1159/000103005.

Bonjour JP, Brandolini-Bunlon M, Boirie Y, Morel-Laporte F, Braesco V, Bertiere MC, Souberbielle JC. Inhibition of bone turnover by milk intake in postmenopausal women. *British journal of nutrition*. 2008 Oct;100(4):866-74.

Bonjour JP, Chevalley T, Ferrari S, Rizzoli R. The importance and relevance of peak bone mass in the prevalence of osteoporosis. *Salud Publica Mex*. 2009;51 Suppl 1: S5-17.

Bonjour JP. Protein intake and bone health. *Int J Vitam Nutr Res*. 2011 Mar ;81(2-3) :134-42.

Bonjour JP, Chevalley T, Ferrari S, Rizzoli R. Peak bone mass and its regulation. In *Pediatric bone* 2012 Jan 1 (pp. 189-221). Academic Press.

Bono CM, Einhorn TA. Overview of osteoporosis: pathophysiology and determinants of bone strength. *Eur Spine J*. 2003 Oct;12 Suppl 2: S90-6.

Bousson V, Bergot C, Meunier A, Barbot F, Parlier-Cuau C, Laval-Jeantet AM, Laredo JD. CT of the middiaphyseal femur: cortical bone mineral density and relation to porosity. *Radiology*. 2000 Oct;217(1):179-87.

Bousson V, Peyrin F, Bergot C, Hausard M, Sautet A, Laredo JD. Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. *J Bone Miner Res*. 2004 May;19(5):794-801.

Bousson V, Bergot C, Sutter B, Levitz P, Cortet B. Trabecular bone score (TBS): available knowledge, clinical relevance, and future prospects. *Osteoporosis International*. 2012 May 1;23(5):1489-501.

Bouxsein ML. Bone quality: where do we go from here? *Osteoporos Int*. 2003 Sep;14 Suppl 5: S118-27. Epub 2003 Aug 29.

Bouxsein ML. Determinants of skeletal fragility. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2005 Dec;19(6):897-911.

Bouxsein ML, Karasik D. Bone geometry and skeletal fragility. *Curr Osteoporos Rep*. 2006 Jun; 4(2):49-56. Review

Braam LA, Knapen MH, Geusens P, Brouns F, Vermeer C. Factors affecting bone loss in female endurance athletes: a two-year follow-up study. *Am J Sports Med*. 2003 Nov-Dec;31(6):889-95.

Bradney M, Pearce G, Naughton G, Sullivan C, Bass S, Beck T, Carlson J, Seeman E. Moderate exercise during growth in prepubertal boys: changes in bone mass, size, volumetric density, and bone strength: a controlled prospective study. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1998 Dec;13(12):1814-21.

Brahm H, Ström H, Piehl-Aulin K, Mallmin H, Ljunghall S. Bone metabolism in endurance trained athletes: a comparison to population-based controls based on DXA, SXA, quantitative ultrasound, and biochemical markers. *Calcif Tissue Int.* 1997 Dec;61(6):448-54.

Brännström A, Yu JG, Jonsson P, Åkerfeldt T, Stridsberg M, Svensson M. Vitamin D in relation to bone health and muscle function in young female soccer players. *Eur J Sport Sci.* 2017 Mar;17(2):249-56.

Brandou F, Savy-Pacaux AM, Marie J, Bauloz M, Maret-Fleuret I, Borrocoso S, Mercier J, Brun JF. Impact of high- and low-intensity targeted exercise training on the type of substrate utilization in obese boys submitted to a hypocaloric diet. *Diabetes Metab.* 2005 Sep;31(4 Pt 1):327-35.

Briggs AM, Greig AM, Wark JD The vertebral fracture cascade in osteoporosis: a review of aetiopathogenesis. *Osteoporos Int.* 2007 May;18(5):575-84. Epub 2007 Jan 6.

Briot K, Audran M, Cortet B, Fardellone P, Marcelli C, Orcel P, Vellas B, Thomas T, Roux C. Vitamine D : effet osseux et extra-osseux ; recommandations de bon usage [Vitamin D: skeletal and extra skeletal effects; recommendations for good practice]. *Presse Med.* 2009 Jan;38(1):43-54.

Briot K. Evaluation du risque fracturaire : où en est-on ? Service de Rhumatologie, Hôpital Cochin, PARIS. 2012.

Brotto M, Bonewald L. Bone and muscle: Interactions beyond mechanical. *Bone.* 2015 Nov; 80:109-114.

Brown TD. Techniques for mechanical stimulation of cells in vitro: a review. *J Biomech.* 2000 Jan;33(1):3-14.

Brun JF, Varlet-Marie E, Connes P, Aloulou I. Hemorheological alterations related to training and overtraining. *Biorheology.* 2010;47(2):95-115. doi: 10.3233/BIR-2010-0563.

Burghardt AJ, Buie HR, Laib A, Majumdar S, Boyd SK. Reproducibility of direct quantitative measures of cortical bone microarchitecture of the distal radius and tibia by HR-pQCT. *Bone.* 2010 Sep;47(3):519-28.

Burr DB. The contribution of the organic matrix to bone's material properties. *Bone*. 2002 Jul;31(1):8-11.

Buysse DJ, Reynolds CF 3rd, Monk TH, Berman SR, Kupfer DJ. The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry Res*. 1989 May;28(2):193-213.

Calbet JA, Moysi JS, Dorado C, Rodríguez LP. Bone mineral content and density in professional tennis players. *Calcif Tissue Int*. 1998 Jun;62(6):491-6.

Campos RM, de Mello MT, Tock L, Silva PL, Masquio DC, de Piano A, Sanches PL, Carnier J, Corgosinho FC, Foschini D, Tufik S. Aerobic plus resistance training improves bone metabolism and inflammation in adolescents who are obese. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014 Mar 1;28(3):758-66.

Carballido-Gamio J, Majumdar S. Clinical utility of microarchitecture measurements of trabecular bone. *Curr Osteoporos Rep*. 2006 Jun;4(2):64-70.

Carballido-Gamio J, Harnish R, Saeed I, Streeper T, Sigurdsson S, Amin S, Atkinson EJ, Therneau TM, Siggeirsdottir K, Cheng X, Melton LJ 3rd, Keyak J, Gudnason V, Khosla S, Harris TB, Lang TF. Proximal femoral density distribution and structure in relation to age and hip fracture risk in women. *J Bone Miner Res*. 2013 Mar;28(3):537-46.

Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*. 1977 Oct;59(7):954-62.

Chalhoub D, Boudreau R, Greenspan S, Newman AB, Zmuda J2, Frank-Wilson AW, Nagaraj N, Hoffman AR, Lane NE, Stefanick ML, Barrett-Connor E, Dam T, Cawthon PM, Orwoll ES, Cauley JA. Associations Between Lean Mass, Muscle Strength and Power, and Skeletal Size, Density and Strength in Older Men. *J Bone Miner Res*. 2018 Sep; 33(9):1612-1621.

Chappard D, Baslé MF, Legrand E, Audran M. Trabecular bone microarchitecture: a review. *Morphologie*. 2008 Dec;92(299):162-70.

Chastin SF, Mandrichenko O, Skelton DA. The frequency of osteogenic activities and the pattern of intermittence between periods of physical activity and sedentary behaviour affects

bone mineral content: the cross-sectional NHANES study. *BMC Public Health*. 2014 Jan 6; 14:4.

Chen Y, Ma HT, Liang L, Zhang C, Griffith JF, Leung PC. A simulation study on marrow fat effect on biomechanics of vertebra bone. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015; 2015:3921-4.

Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Nijs J, Dequeker J. Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry. *Bone*. 1997 Mar;20(3):213-8.

Cheng S, Sipilä S, Taaffe DR, Puolakka J, Suominen H. Change in bone mass distribution induced by hormone replacement therapy and high-impact physical exercise in post-menopausal women. *Bone*. 2002 Jul;31(1):126-35.

Cheung CL, Tan KC, Bow CH, Soong CS, Loong CH, Kung AW. Low handgrip strength is a predictor of osteoporotic fractures: cross-sectional and prospective evidence from the Hong Kong Osteoporosis Study. *Age (Dordr)*. 2012 Oct;34(5):1239-48.

Chevalley T, Bonjour JP, Ferrari S, Rizzoli R. Deleterious effect of late menarche on distal tibia microstructure in healthy 20-year-old and premenopausal middle-aged women. *J Bone Miner Res*. 2009 Jan;24(1):144-52.

Chevalley T, Bonjour JP, van Rietbergen B, Ferrari S, Rizzoli R. Tracking of environmental determinants of bone structure and strength development in healthy boys: an eight-year follow up study on the positive interaction between physical activity and protein intake from prepuberty to mid-late adolescence. *J Bone Miner Res*. 2014 Oct;29(10):2182-92.

Chevalley T, Bonjour JP, Audet MC, Merminod F, van Rietbergen B, Rizzoli R, Ferrari S. Prepubertal Impact of Protein Intake and Physical Activity on Weight-Bearing Peak Bone Mass and Strength in Males. *J Clin Endocrinol Metab*. 2017 Jan 1;102(1):157-66.

Chilibeck PD, Calder A, Sale DG, Webber CE. Twenty weeks of weight training increases lean tissue mass but not bone mineral mass or density in healthy, active young women. *Can J Physiol Pharmacol*. 1996 Oct;74(10):1180-5

Cianferotti L, Brandi ML. Muscle-bone interactions: basic and clinical aspects. *Endocrine*. 2014 Mar;45(2):165-77.

Clark EM, Tobias JH, Ness AR. Association between bone density and fractures in children: a systematic review and meta-analysis. *Pediatrics*. 2006 Feb;117(2): e291-7. Review.

Clynes MA, Edwards MH, Buehring B, Dennison EM, Binkley N, Cooper C. Definitions of Sarcopenia: Associations with Previous Falls and Fracture in a Population Sample. *Calcif Tissue Int*. 2015 Nov ;97(5) :445-52.

Cobayashi F, Lopes LA, Taddei JA. Bone mineral density in overweight and obese adolescents. *J Pediatr (Rio J)*. 2005 Jul-Aug;81(4):337-42.

Cole RE. Improving clinical decisions for women at risk of osteoporosis: dual-femur bone mineral density testing. *The Journal of the American Osteopathic Association*. 2008 Jun 1;108(6):289-95. Holroyd CR, Mackay KR. Referral for DXA scanning: Which risk factors are most predictive for osteoporosis. *In RHEUMATOLOGY* 2006 Apr 1 (Vol. 45, pp. 186-186). GREAT CLARENDON ST, OXFORD OX2 6DP, ENGLAND: OXFORD UNIV PRESS.

Cole JH, van der Meulen MC. Whole bone mechanics and bone quality. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Aug;469(8):2139-49.

Compston JE. Sex steroids and bone. *Physiol Rev*. 2001 Jan;81(1):419-47. Review.

Cosman F. Long-term treatment strategies for postmenopausal osteoporosis. *Current opinion in rheumatology*. 2018 Jul 1;30(4):420-6.

Cordey J, Schneider M, Belendez C, Ziegler WJ, Rahn BA, Perren SM. Effect of bone size, not density, on the stiffness of the proximal part of normal and osteoporotic human femora. *J Bone Miner Res*. 1992 Dec;7 Suppl 2:S437-44.

Cortet B, Marchandise X. Bone microarchitecture and mechanical resistance. *Joint Bone Spine*. 2001 Jun 1;68(4):297-305.

Courteix D, Lespessailles E, Peres SL, Obert P, Germain P, Benhamou CL. Effect of physical training on bone mineral density in prepubertal girls: a comparative study between impact-

loading and non-impact-loading sports. *Osteoporos Int.* 1998;8(2):152-8. doi: 10.1007/BF02672512.

Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, Cauley J, Black D, Vogt TM. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med.* 1995 Mar 23;332(12):767-73.

Currey JD. What determines the bending strength of compact bone? *J Exp Biol.* 1999 Sep;202(Pt 18):2495-503.

Currey JD. The structure of bone tissue. *Bones: Structure and mechanics.* 2002:3-26.

Currey JD. The many adaptations of bone. *J Biomech.* 2003 Oct;36(10):1487-95.

Dalle Carbonare L, Giannini S. Bone microarchitecture as an important determinant of bone strength. *J Endocrinol Invest.* 2004 Jan;27(1):99-105.

Daly RM, Dunstan DW, Owen N, Jolley D, Shaw JE, Zimmet PZ. Does high-intensity resistance training maintain bone mass during moderate weight loss in older overweight adults with type 2 diabetes? *Osteoporos Int.* 2005 Dec ;16(12) :1703-12.

Daly RM. Exercise and nutritional approaches to prevent frail bones, falls and fractures: an update. *Climacteric.* 2017 Apr;20(2):119-124.

Dennison EM, Harvey NC, Cooper C. Programming of osteoporosis and impact on osteoporosis risk. *Clin Obstet Gynecol.* 2013 Sep;56(3):549-55.

Denny BJ. Does Mean Osteon Size Change with Age, Sex Or Handedness? Analysis of the Second Metacarpal in a 19th Century Sample from Belleville, Ontario, Canada [Mémoire de Maîtrise]: Boise State University. 2010.

Desoutter J, Mentaverri R, Brazier M, Kamel S. Le remodelage osseux normal et pathologique. *Revue francophone des laboratoires.* 2012 Nov 1;2012(446):33-42.

Di Monaco M, Vallero F, Di Monaco R, Tappero R. Prevalence of sarcopenia and its association with osteoporosis in 313 older women following a hip fracture. *Archives of gerontology and geriatrics.* 2011 Jan 1;52(1):71-4.

Dixon WG, Lunt M, Pye SR, Reeve J, Felsenberg D, Silman AJ, O'Neill TW; European Prospective Osteoporosis Study Group. Low grip strength is associated with bone mineral density and vertebral fracture in women. *Rheumatology (Oxford)*. 2005 May;44(5):642-6.

Dolan SH, Williams DP, Ainsworth BE, Shaw JM. Development and reproducibility of the bone loading history questionnaire. *Med Sci Sports Exerc*. 2006 Jun;38(6):1121-31.

Dominguez VM, Agnew AM. Examination of Factors Potentially Influencing Osteon Size in the Human Rib. *Anat Rec (Hoboken)*. 2016 Mar;299(3):313-24.

Dook JE1, James C, Henderson NK, Price RI. Exercise and bone mineral density in mature female athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 1997 Mar;29(3):291-6.

Dregelid B. The Association between Physical Fitness, Body Composition and Bone Mineral Density among Female Athletes (Master's thesis, Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, Fakultet for samfunnsvitenskap og teknologiledelse, Institutt for bevegelsesvitenskap).2013.

Duan Y, Beck TJ, Wang XF, Seeman E. Structural and biomechanical basis of sexual dimorphism in femoral neck fragility has its origins in growth and aging. *J Bone Miner Res*. 2003 Oct;18(10):1766-74. PMID: 14584886.

Ducher G, Courteix D, Mème S, Magni C, Viala JF, Benhamou CL. Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: a quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone*. 2005 Oct ;37(4) :457-66.

Ducher G, Blimkie CJ. Non invasive methods to study the effects of exercise on bone geometry and trabecular bone microarchitecture in vivo: applications and limits in humans. *SCIENCE ET SPORTS*. 2006 Jan 1;21(5):255-67.

Duclos M, Duché P, Guezennec CY, Richard R, Rivière D, Vidalin H. Position de consensus: activité physique et obésité chez l'enfant et chez l'adulte. *Science & sports*. 2010 Sep 1;25(4):207-25.

Finianos B, Sabbagh P, Zunquin G, El Hage R. Muscular power and maximum oxygen consumption predict bone density in a group of middle-aged men. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2020 Mar 3;20(1):53-61.



Ferry B, Duclos M, Burt L, Therre P, Le Gall F, Jaffré C, Courteix D. Bone geometry and strength adaptations to physical constraints inherent in different sports: comparison between elite female soccer players and swimmers. *J Bone Miner Metab.* 2011 May;29(3):342-51.

Duncan CS, Blimkie CJ, Cowell CT, Burke ST, Briody JN, Howman-Giles R. Bone mineral density in adolescent female athletes: relationship to exercise type and muscle strength. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 Feb; 34(2):286-94.

Eastell R, Szulc P. Use of bone turnover markers in postmenopausal osteoporosis. *The Lancet Diabetes & Endocrinology.* 2017 Nov 1;5(11):908-23.

Edwards MH, Ward KA, Ntani G, Parsons C, Thompson J, Sayer AA, Dennison EM, Cooper C. Lean mass and fat mass have differing associations with bone microarchitecture assessed by high resolution peripheral quantitative computed tomography in men and women from the Hertfordshire Cohort Study. *Bone.* 2015 Dec; 81:145-151.

Egan E, Reilly T, Giacomoni M, Redmond L, Turner C. Bone mineral density among female sports participants. *Bone.* 2006 Feb;38(2):227-33.

Eisman JA. Genetics of osteoporosis. *Endocr Rev.* 1999 Dec;20(6):788-804.

El-Hajj Fuleihan G, Baddoura R, Awada H, Arabi A, Okais J. First update of the Lebanese guidelines for osteoporosis assessment and treatment. *J Clin Densitom.* 2008 Jul-Sep;11(3):383-96.

El Hage R, Jacob C, Moussa E, Groussard C, Pineau JC, Benhamou CL, Jaffré C. Influence of the weight status on bone mineral content and bone mineral density in a group of Lebanese adolescent girls. *Joint Bone Spine.* 2009 Dec ;76(6) :680-4.

El Hage R, El Hage Z, Jacob C, Moussa E, Theunynck D, Baddoura R. Bone mineral content and density in overweight and control adolescent boys. *J Clin Densitom.* 2011 Apr-Jun;14(2):122-8. Epub 2011 Apr 6. PMID: 21474351.

El Hage R, Theunynck D, Jacob C, Moussa E, Zunquin G, Baddoura R. Anthropometric predictors of bone mineral density in healthy Lebanese subjects aged 13 to 25 years. *Science & sports.* 2012a Sep 1;27(4):241-5.

El Hage R. Relations between birth weight and hip bone strength indices in a group of adolescent girls. *J Med Liban*. 2013a Jul-Sep;61(3):138-43.

El Hage R, El Hage Z, Moussa E, Jacob C, Zunquin G, Theunynck D. Geometric indices of hip bone strength in obese, overweight, and normal-weight adolescent girls. *J Clin Densitom*. 2013b Jul-Sep;16(3):313-319.

El Hage R, Zakhem E, Theunynck D, Zunquin G, Bedran F, Sebaaly A, Bachour F, Maalouf G. Maximal oxygen consumption and bone mineral density in a group of young Lebanese adults. *J Clin Densitom*. 2014a Apr-Jun; 17(2):320-4.

El Hage R, Bachour F, Khairallah W, Bedran F, Maalouf N, Zakhem E, Issa M, Adib G, Maalouf G. The influence of obesity and overweight on hip bone mineral density in Lebanese women. *J Clin Densitom*. 2014b Jan-Mar;17(1):216-7.

El Hage R, Zakhem E, Zunquin G, Theunynck D. Geometric indices of hip bone strength in male professional soccer players. *J Med Liban*. 2014c Oct-Nov; 62(4):207-12.

El Hage R. Composite indices of femoral neck strength in adult female soccer players. *J Clin Densitom*. 2014 d Jan-Mar;17(1):212-3.

El Hage R, Zakhem E, Zunquin G, Theunynck D, Moussa E, Maalouf G. Does soccer practice influence compressive strength, bending strength, and impact strength indices of the femoral neck in young men? *J Clin Densitom*. 2014 e Jan-Mar;17(1):213-4.

El Hage R, El Khoury C, Berro AJ, Khawaja A, Maalouf G. Effects of 12 months of resistance training vs. Endurance training on bmd, hip geometry indices and trabecular bone score in a group of young overweight men. *Inosteoporosis international* 2018 apr 1 (vol. 29, pp. S393-s393). 236 grays inn rd, 6th floor, london wc1x 8hl, england: springer london ltd.

El Hage Z, Theunynck D, Jacob C, Moussa E, Baddoura R, Zunquin G, El Hage R. Bone mineral content and density in obese, overweight and normal weight adolescent boys. *J Med Liban*. 2013 Jul-Sep;61(3):148-54. PMID: 24422365.

El Khoury C, Toumi H, Lespessailles E, Pinti A, El Khoury G, Maalouf G, Zakhem E, Ayoub ML, Watelain E, El Hage R. Decreased Composite Indices of Femoral Neck Strength in Young Obese Men. *J Clin Densitom*. 2017 Apr-Jun;20(2):268-270.

El Khoury C, Pinti A, Lespessailles E, Maalouf G, Watelain E, El Khoury G, Berro AJ, Ayoub ML, Toumi H, El Hage R. Physical Performance Variables and Bone Mineral Density in a Group of Young Overweight and Obese Men. *J Clin Densitom.* 2018a Jan-Mar;21(1):41-47.

El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, El Khoury C, Rizkallah M, Maalouf G, El Hage R. Bone Variables in Active Overweight/ Obese Men and Sedentary Overweight/ Obese Men. *J Clin Densitom.* 2017 Apr - Jun; 20(2):239-246.

El Khoury G, Zouhal H, Cabagno G, Maalouf G, El Khoury C, Zakhem E, Berro AJ, El Hage R. Maximal Oxygen Consumption and Composite Indices of Femoral Neck Strength in a Group of Young Overweight and Obese Men. *J Clin Densitom.* 2018b Apr - Jun; 21(2):310-311.

Engelke K, Kemmler W, Lauber D, Beeskow C, Pintag R, Kalender WA. Exercise maintains bone density at spine and hip EFOPS: a 3-year longitudinal study in early postmenopausal women. *Osteoporos Int.* 2006 Jan;17(1):133-42.

Farr JN, Blew RM, Lee VR, Lohman TG, Going SB. Associations of physical activity duration, frequency, and load with volumetric BMD, geometry, and bone strength in young girls. *Osteoporos Int.* 2011 May;22(5):1419-30. doi: 10.1007/s00198-010-1361-8. Epub 2010 Aug 7. PMID: 20694457; PMCID: PMC3152197.

Fabre C, Chamari K, Mucci P, Massé-Biron J, Préfaut C. Improvement of cognitive function by mental and/or individualized aerobic training in healthy elderly subjects. *Int J Sports Med.* 2002 Aug; 23(6):415-21.

Fardellone P, Sebert JL, Bouraya M, Bonidan O, Leclercq G, Doutrelot C, Bellony R, Dubreuil A. Evaluation de la teneur en calcium du régime alimentaire par autoquestionnaire fréquentiel [Evaluation of the calcium content of diet by frequential self-questionnaire]. *Rev Rhum Mal Osteoartic.* 1991 Feb;58(2):99-103. French. PMID: 2042014.

Fares A. Pharmacological and non-pharmacological means for prevention of fractures among elderly. *International journal of preventive medicine.* 2018;9.

Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Glüer CC, Genant HK. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures. *Journal of bone and mineral research*. 1993 Oct;8(10):1211-7.

Faulkner RA, Bailey DA. Osteoporosis: a pediatric concern? *Med Sport Sci*. 2007;51:1-12.

Fazah A. Physical activity and obesity in Lebanese adolescents: prevalences, measurements and associations (Doctoral dissertation).2010.

Fedarko NS, Vetter UK, Weinstein S, Robey PG. Age-related changes in hyaluronan, proteoglycan, collagen, and osteonectin synthesis by human bone cells. *J Cell Physiol*. 1992 May; 151(2):215-27.

Feik SA, Thomas CD, Bruns R, Clement JG. Regional variations in cortical modeling in the femoral mid-shaft: sex and age differences. *Am J Phys Anthropol*. 2000 Jun ;112(2) :191-205.

Ferrari S. Remodelage osseux: nouvelles approches thérapeutiques [Bone remodeling: new therapeutic approaches]. *Rev Med Suisse*. 2009 Jun 10;5(207):1325-8. French. PMID: 19626933.

Fields AJ, Lee GL, Liu XS, Jekir MG, Guo XE, Keaveny TM. Influence of vertical trabeculae on the compressive strength of the human vertebra. *J Bone Miner Res*. 2011 Feb; 26(2):263-9.

Follet H, Boivin G, Rumelhart C, Meunier PJ. The degree of mineralization is a determinant of bone strength: a study on human calcanei. *Bone*. 2004 May; 34(5):783-9.

Forwood MR, Turner CH. Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. *Bone*. 1995 Oct; 17(4 Suppl):197S-205S.

Fratzl P, Schreiber S, Klaushofer K. Bone mineralization as studied by small-angle x-ray scattering. *Connect Tissue Res*. 1996;34(4):247-54. Review.

Fredericson M, Chew K, Ngo J, Cleek T, Kiratli J, Cobb K. Regional bone mineral density in male athletes: a comparison of soccer players, runners and controls. *Br J Sports Med*. 2007 Oct; 41(10):664-8; discussion 668

Frost HM. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner.* 1987 Apr;2(2):73-85.

Frost HM, Jee WS. Perspectives: applications of a biomechanical model of the endochondral ossification mechanism. *The Anatomical Record.* 1994 Dec;240(4):447-55.

Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2003 Dec;275(2):1081-101.

Gast U, Belavý DL, Armbrecht G, Kusy K, Lexy H, Rawer R, Rittweger J, Winwood K, Zieliński J, Felsenberg D. Bone density and neuromuscular function in older competitive athletes depend on running distance. *Osteoporos Int.* 2013 Jul;24(7):2033-42.

Genant HK, Delmas PD, Chen P, Jiang Y, Eriksen EF, Dalsky GP, Marcus R, San Martin J. Severity of vertebral fracture reflects deterioration of bone microarchitecture. *Osteoporos Int.* 2007 Jan; 18(1):69-76.

Gibson JH, Mitchell A, Harries MG, Reeve J. Nutritional and exercise-related determinants of bone density in elite female runners. *Osteoporos Int.* 2004 Aug ;15(8):611-8.

Goliath JR. Variation in osteon circularity and its impact on estimating age at death (Doctoral dissertation, The Ohio State University).2010.

Gourrier A, Reiche I. Chapitre 3 L'os : morphologie, structure et composition chimique.2015.

Goodpaster BH, Costill DL, Trappe SW, Hughes GM. The relationship of sustained exercise training and bone mineral density in aging male runners. *Scand J Med Sci Sports.* 1996 Aug; 6(4):216-21.

Grabner B, Landis WJ, Roschger P, Rinnerthaler S, Peterlik H, Klaushofer K, Fratzl P. Age- and genotype-dependence of bone material properties in the osteogenesis imperfecta murine model (oim). *Bone.* 2001 Nov; 29(5):453-7.

Gracia-Marco L, Moreno LA, Ortega FB, León F, Sioen I, Kafatos A, Martinez-Gomez D, Widhalm K, Castillo MJ, Vicente-Rodríguez G; HELENA Study Group. Levels of physical activity that predict optimal bone mass in adolescents: the HELENA study. *Am J Prev Med.* 2011 Jun;40(6):599-607.

Gray M, Di Brezzo R, Fort IL. The effects of power and strength training on bone mineral density in premenopausal women. *J Sports Med Phys Fitness*. 2013 Aug;53(4):428-36.

Green S, Dawson B. Measurement of anaerobic capacities in humans. Definitions, limitations and unsolved problems. *Sports Med*. 1993 May;15(5):312-27.

Grynblas M. Age and disease-related changes in the mineral of bone. *Calcif Tissue Int*. 1993;53 Suppl 1: S57-64. Review.

Guadalupe-Grau A, Fuentes T, Guerra B, Calbet JA. Exercise and bone mass in adults. *Sports Med*. 2009 ;39(6):439-68. doi: 10.2165/00007256-200939060-00002. Review

Guincestre JY, Sesboue B, Cavellier V, Hulet C. Principes, usages, mésusages et risques du renforcement musculaire. *Journal de traumatologie du sport*. 2005 Dec 1;22(4):236-42.

Gustafson B, Smith U. The WNT inhibitor Dickkopf 1 and bone morphogenetic protein 4 rescue adipogenesis in hypertrophic obesity in humans. *Diabetes*. 2012 May; 61(5):1217-24

Gutin B, Kasper MJ. Can vigorous exercise play a role in osteoporosis prevention? A review. *Osteoporos Int*. 1992 Mar; 2(2):55-69.

Hamaguchi K, Kurihara T, Fujimoto M, Iemitsu M, Sato K, Hamaoka T, Sanada K. The effects of low-repetition and light-load power training on bone mineral density in postmenopausal women with sarcopenia: a pilot study. *BMC Geriatr*. 2017 May 2;17(1):102.

Hamill J, Bates BT, Knutzen KM, Sawhill JA. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science*. 1983 Jun 1;2(1-2):47-56.

Hans DB, Kanis JA, Baim S, Bilezikian JP, Binkley N, Cauley JA, Compston JE, Cooper C, Dawson-Hughes B, Fuleihan GE, Leslie WD. Joint Official Positions of the International Society for Clinical Densitometry and International Osteoporosis Foundation on FRAX®: Executive Summary of the 2010 Position Development Conference on Interpretation and Use of FRAX® in Clinical Practice. *Journal of Clinical Densitometry*. 2011 Jul 1;14(3):171-80.

Hanson ED, Leigh S, Mynark RG. Acute effects of heavy- and light-load squat exercise on the kinetic measures of vertical jumping. *J Strength Cond Res*. 2007 Nov ;21(4) :1012-7.

Harrar K, Hamami L. Quantification de la Porosité par Analyse des Images Osseuses pour la Détection de l'Ostéoporose.2010.

Hars M, Trombetti A. Body composition assessment in the prediction of osteoporotic fractures. *Curr Opin Rheumatol*. 2017 Jul;29(4):394-401.

Hart NH, Nimphius S, Rantalainen T, Ireland A, Siafarikas A, Newton RU. Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2017 Sep 1; 17(3):114-139.

Harvey NC, Glüer CC, Binkley N, McCloskey EV, Brandi ML, Cooper C, Kendler D, Lamy O, Laslop A, Camargos BM, Reginster JY, Rizzoli R, Kanis JA. Trabecular bone score (TBS) as a new complementary approach for osteoporosis evaluation in clinical practice. *Bone*. 2015 Sep;78:216-24. doi: 10.1016/j.bone.2015.05.016. Epub 2015 May 16. PMID: 25988660; PMCID: PMC4538791.

Harvey NC, Odén A, Orwoll E, Lapidus J, Kwok T, Karlsson MK, Rosengren BE, Ribom E, Cooper C, Cawthon PM, Kanis JA, Ohlsson C, Mellström D, Johansson H, McCloskey E. Measures of Physical Performance and Muscle Strength as Predictors of Fracture Risk Independent of FRAX, Falls, and aBMD: A Meta-Analysis of the Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Study. Version 2. *J Bone Miner Res*. 2018 Dec;33(12):2150-2157.

Hawkins SA, Schroeder ET, Wiswell RA, Jaque SV, Marcell TJ, Costa K. Eccentric muscle action increases site-specific osteogenic response. *Med Sci Sports Exerc*. 1999 Sep; 31(9):1287-92.

Haydari M, Rahnama N, Khayambashi K, Marandi M. Relationship between bone mineral content, bone mineral density and anaerobic power in professional jumpers. *British Journal of Sports Medicine*. 2010 Sep 1;44(Suppl 1): i5-.

Hazelwood SJ, Castillo AB. Simulated effects of marathon training on bone density, remodeling, and microdamage accumulation of the femur. *International journal of fatigue*. 2007 Jun 1;29(6):1057-64.

Heaney RP, Abrams S, Dawson-Hughes B, Looker A, Marcus R, Matkovic V, Weaver C. Peak bone mass. *Osteoporosis international*. 2000 Dec 1;11(12):985.

He H, Liu Y, Tian Q, Papasian CJ, Hu T, Deng HW. Relationship of sarcopenia and body composition with osteoporosis. *Osteoporos Int.* 2016 Feb; 27(2):473-82.

Heinonen A, Oja P, Kannus P, Sievänen H, Haapasalo H, Mänttari A, Vuori I. Bone mineral density in female athletes representing sports with different loading characteristics of the skeleton. *Bone.* 1995 Sep; 17(3):197-203.

Heinonen A, Kannus P, Sievänen H, Oja P, Pasanen M, Rinne M, Uusi-Rasi K, Vuori I. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet.* 1996 Nov 16; 348(9038):1343-7.

Heinonen A, Oja P, Sievänen H, Pasanen M, Vuori I. Effect of two training regimens on bone mineral density in healthy perimenopausal women: a randomized controlled trial. *J Bone Miner Res.* 1998 Mar; 13(3):483-90.

Heinonen A, Sievänen H, Kyröläinen H, Perttunen J, Kannus P. Mineral mass, size, and estimated mechanical strength of triple jumpers' lower limb. *Bone.* 2001 Sep; 29(3):279-85.

Heinonen A, Sievänen H, Kannus P, Oja P, Vuori I. Site-specific skeletal response to long-term weight training seems to be attributable to principal loading modality: a pQCT study of female weightlifters. *Calcif Tissue Int.* 2002 Jun; 70(6):469-74.

Hernandez CJ, Lambers FM, Widjaja J, Chapa C, Rimnac CM. Quantitative relationships between microdamage and cancellous bone strength and stiffness. *Bone.* 2014 Sep; 66:205-13.

Hervas G, Ruiz-Litago F, Irazusta J, Fernández-Atutxa A, Fraile-Bermúdez AB, Zarrazquin I. Physical Activity, Physical Fitness, Body Composition, and Nutrition Are Associated with Bone Status in University Students. *Nutrients.* 2018 Jan 10;10(1):61.

Hida T, Shimokata H, Sakai Y, Ito S, Matsui Y, Takemura M, Kasai T, Ishiguro N, Harada A. Sarcopenia and sarcopenic leg as potential risk factors for acute osteoporotic vertebral fracture among older women. *Eur Spine J.* 2016 Nov;25(11):3424-3431.

Högström GM, Pietilä T, Nordström P, Nordström A. Body composition and performance: influence of sport and gender among adolescents. *J Strength Cond Res.* 2012 Jul;26(7):1799-804.



Holloway KL, Brennan SL, Kotowicz MA, Bucki-Smith G, Timney EN, Dobbins AG, Williams LJ, Pasco JA. Prior fracture as a risk factor for future fracture in an Australian cohort. *Osteoporos Int*. 2015 Feb;26(2):629-35. doi: 10.1007/s00198-014-2897-9. Epub 2014 Sep 18. PMID: 25231678.

Holroyd CR, Mackay KR. Referral for DXA scanning: Which risk factors are most predictive for osteoporosis. In *RHEUMATOLOGY* 2006 Apr 1 (Vol. 45, pp. I86-I86). GREAT CLARENDON ST, OXFORD OX2 6DP, ENGLAND: OXFORD UNIV PRESS.

Holroyd C, Cooper C, Dennison E. Epidemiology of osteoporosis. *Best practice & research Clinical endocrinology & metabolism*. 2008 Oct 1;22(5):671-85.

Ho-Pham LT, Nguyen UD, Nguyen TV. Association between lean mass, fat mass, and bone mineral density: a meta-analysis. *J Clin Endocrinol Metab*. 2014 Jan;99(1):30-8.

Howe TE, Rochester L, Jackson A, Banks PM, Blair VA. Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007 Oct 17; (4):CD004963.

Hunter GR, Plaisance EP, Fisher G. Weight loss and bone mineral density. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes*. 2014 Oct;21(5):358-62.

Iida T, Ikeda H, Shiokawa M, Aoi S, Ishizaki F, Harada T, Ono Y. Longitudinal study on physical fitness parameters influencing bone mineral density reduction in middle-aged and elderly women: bone mineral density in the lumbar spine, femoral neck, and femur. *Hiroshima J Med Sci*. 2012 Jun;61(2):23-8.

Janicka A, Wren TA, Sanchez MM, Dorey F, Kim PS, Mittelman SD, Gilsanz V. Fat mass is not beneficial to bone in adolescents and young adults. *J Clin Endocrinol Metab*. 2007 Jan;92(1):143-7.

Janz KF, Burns TL, Levy SM; Iowa Bone Development Study. Tracking of activity and sedentary behaviors in childhood: The Iowa Bone Development Study. *Am J Prev Med*. 2005 Oct;29(3):171-8.

Janz KF, Letuchy EM, Burns TL, Francis SL, Levy SM. Muscle Power Predicts Adolescent Bone Strength: Iowa Bone Development Study. *Med Sci Sports Exerc*. 2015

Oct;47(10):2201-6. doi: 10.1249/MSS.0000000000000648. PMID: 25751769; PMCID: PMC4549233.

Javaid MK, Cooper C. Prenatal and childhood influences on osteoporosis. Best practice & research Clinical endocrinology & metabolism. 2002 Jun 1;16(2):349-67.

Jiang Y, Zhao JJ, Mitlak BH, Wang O, Genant HK, Eriksen EF. Recombinant human parathyroid hormone (1-34) [teriparatide] improves both cortical and cancellous bone structure. J Bone Miner Res. 2003 Nov; 18(11):1932-41.

Johansson H, Kanis JA, Odén A, McCloskey E, Chapurlat RD, Christiansen C, Cummings SR, Diez-Perez A, Eisman JA, Fujiwara S, Glüer CC, Goltzman D, Hans D, Khaw KT, Krieg MA, Kröger H, LaCroix AZ, Lau E, Leslie WD, Mellström D, Melton LJ, O'Neill TW, Pasco JA, Prior JC, Reid DM, Rivadeneira F, van Staa T, Yoshimura N, Zillikens MC. A meta-analysis of the association of fracture risk and body mass index in women. J Bone Miner Res. 2014 Jan;29(1):223-33.

Johnson JL, Slentz CA, Houmard JA, Samsa GP, Duscha BD, Aiken LB, McCartney JS, Tanner CJ, Kraus WE. Exercise training amount and intensity effects on metabolic syndrome (from Studies of a Targeted Risk Reduction Intervention through Defined Exercise). Am J Cardiol. 2007 Dec;100(12):1759–1766. 2007 Dec 15;100(12):1759-66.

Judex S, Carlson KJ. Is bone's response to mechanical signals dominated by gravitational loading? Med Sci Sports Exerc. 2009 Nov; 41(11):2037-43.

Kamper SJ, Henschke N, Hestbaek L, Dunn KM, Williams CM. Musculoskeletal pain in children and adolescents. Braz J Phys Ther. 2016 Feb 16;20(3):275-84.

Kanis JA, Harvey NC, Johansson H, Liu E, Vandenput L, Lorentzon M, Leslie WD, McCloskey EV. A decade of FRAX: how has it changed the management of osteoporosis? Aging Clin Exp Res. 2020 Feb;32(2):187-196.

Kaptoge S, Beck TJ, Reeve J, Stone KL, Hillier TA, Cauley JA, Cummings SR. Prediction of incident hip fracture risk by femur geometry variables measured by hip structural analysis in the study of osteoporotic fractures. J Bone Miner Res. 2008 Dec; 23(12):1892-904.

Karinkanta S, Piirtola M, Sievänen H, Uusi-Rasi K, Kannus P. Physical therapy approaches to reduce fall and fracture risk among older adults. *Nat Rev Endocrinol.* 2010 Jul; 6(7):396-407.

Karkkainen M, Rikkinen T, Kröger H, Sirola J, Tuppurainen M, Salovaara K, Arokoski J, Jurvelin J, Honkanen R, Alhava E. Physical tests for patient selection for bone mineral density measurements in postmenopausal women. *Bone.* 2009 Apr;44(4):660-5.

Karlamangla AS, Barrett-Connor E, Young J, Greendale GA. Hip fracture risk assessment using composite indices of femoral neck strength: The Rancho Bernardo study. *Osteoporos Int.* 2004 Jan;15(1):62-70.

Karlsson MK, Linden C, Karlsson C, Johnell O, Obrant K, Seeman E. Exercise during growth and bone mineral density and fractures in old age. *Lancet.* 2000 Feb 5;355(9202):469-70.

Keaveny TM, Kopperdahl DL, Melton LJ, Hoffmann PF, Amin S, Riggs BL, Khosla S. Age-dependence of femoral strength in white women and men. *J Bone Miner Res.* 2010 May; 25(5):994-1001.

Kelley GA, Kelley KS. Exercise and bone mineral density at the femoral neck in postmenopausal women: a meta-analysis of controlled clinical trials with individual patient data. *Am J Obstet Gynecol.* 2006 Mar; 194(3):760-7.

Kelley GA, Kelley KS, Kohrt WM. Exercise and bone mineral density in premenopausal women: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Endocrinol.* 2013;2013:741639. Epub 2013 Jan 17. Erratum in: *Int J Endocrinol.* 2013;2013:583217. PMID: 23401684; PMCID: PMC3563173.

Kemmler W, Engelke K, Baumann H, Beeskow C, Von Stengel S, Weineck J, Kalender WA. Bone status in elite male runners. *Eur J Appl Physiol.* 2006 Jan; 96(1):78-85.

Kemper HC, Bakker I, Twisk JW, van Mechelen W. Validation of a physical activity questionnaire to measure the effect of mechanical strain on bone mass. *Bone.* 2002 May;30(5):799-804.

Kerr D, Morton A, Dick I, Prince R. Exercise effects on bone mass in postmenopausal women are site-specific and load-dependent. *J Bone Miner Res.* 1996 Feb; 11(2):218-25.

Khawaja A, Sabbagh P, Prioux J, Zunquin G, Baquet G, Maalouf G, El Hage R. Does Muscular Power Predict Bone Mineral Density in Young Adults? *J Clin Densitom.* 2019 Jul-Sep;22(3):311-320.

Khazzani H, Allali F, Bennani L, Ichchou L, El Mansouri L, Abourazzak FE, Abouqal R, Hajjaj-Hassouni N. The relationship between physical performance measures, bone mineral density, falls, and the risk of peripheral fracture: a cross-sectional analysis. *BMC Public Health.* 2009 Aug 18; 9:297.

Khosla S, Atkinson EJ, Riggs BL, Melton LJ. Relationship between body composition and bone mass in women. *J Bone Miner Res.* 1996 Jun; 11(6):857-63.

Khosla S, Riggs BL, Atkinson EJ, Oberg AL, McDaniel LJ, Holets M, Peterson JM, Melton LJ. Effects of sex and age on bone microstructure at the ultradistal radius: a population-based noninvasive in vivo assessment. *J Bone Miner Res.* 2006 Jan;21(1):124-31.

Kim SH, Lee SJ, Kang ES, Kang S, Hur KY, Lee HJ, Ahn CW, Cha BS, Yoo JS, Lee HC. Effects of lifestyle modification on metabolic parameters and carotid intima-media thickness in patients with type 2 diabetes mellitus. *Metabolism.* 2006 Aug; 55(8):1053-9.

Kim YS, Nam JS, Yeo DW, Kim KR, Suh SH, Ahn CW. The effects of aerobic exercise training on serum osteocalcin, adipocytokines and insulin resistance on obese young males. *Clinical endocrinology.* 2015 May;82(5):686-94

Kim H, Lee SH, Kim BJ, Koh JM. Association between obesity and femoral neck strength according to age, sex, and fat distribution. *Osteoporos Int.* 2017 Jul;28(7):2137-2146.

Kohrt WM, Ehsani AA, Birge SJ Jr. Effects of exercise involving predominantly either joint reaction or ground-reaction forces on bone mineral density in older women. *J Bone Miner Res.* 1997 Aug; 12(8):1253-61.

Kohrt WM, Bloomfield SA, Little KD, Nelson ME, Yingling VR; American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Nov; 36(11):1985-96.

Korhonen MT, Heinonen A, Siekkinen J, Isolehto J, Alén M, Kiviranta I, Suominen H. Bone density, structure and strength, and their determinants in aging sprint athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2012 Dec;44(12):2340-9.

Krogh J, Nordentoft M, Sterne JA, Lawlor DA. The effect of exercise in clinically depressed adults: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Clin Psychiatry.* 2011 Apr;72(4):529-38.

Kusy K, Zieliński J. Sprinters versus long-distance runners: how to grow old healthy. *Exerc Sport Sci Rev.* 2015 Jan; 43(1):57-64.

Kukuljan S, Nowson CA, Sanders KM, Nicholson GC, Seibel MJ, Salmon J, Daly RM. Independent and combined effects of calcium-vitamin D3 and exercise on bone structure and strength in older men: an 18-month factorial design randomized controlled trial. *J Clin Endocrinol Metab.* 2011 Apr;96(4):955-63.

Kwon J, Suzuki T, Yoshida H, Kim H, Yoshida Y, Iwasa H, Sugiura M, Furuna T. Association between change in bone mineral density and decline in usual walking speed in elderly community-dwelling Japanese women during 2 years of follow-up. *J Am Geriatr Soc.* 2007 Feb;55(2):240-4.

LaCroix AZ, Beck TJ, Cauley JA, Lewis CE, Bassford T, Jackson R, Wu G, Chen Z. Hip structural geometry and incidence of hip fracture in postmenopausal women: what does it add to conventional bone mineral density?. *Osteoporosis International.* 2010 Jun 1;21(6):919-29.

Lad SE, Daegling DJ, McGraw WS. Bone remodeling is reduced in high stress regions of the cercopithecoid mandible. *Am J Phys Anthropol.* 2016 Nov;161(3):426-435.

Langdahl BL. Overview of treatment approaches to osteoporosis. *British Journal of Pharmacology.* 2020 Feb 14.

Layne JE, Nelson ME. The effects of progressive resistance training on bone density: a review. *Med Sci Sports Exerc.* 1999 Jan; 31(1):25-30.

Lee TC, Staines A, Taylor D. Bone adaptation to load: microdamage as a stimulus for bone remodelling. *J Anat.* 2002 Dec; 201(6):437-46.

Legrand E, Chappard D, Pascaretti C, Duquenne M, Krebs S, Rohmer V, Basle MF, Audran M. Trabecular bone microarchitecture, bone mineral density, and vertebral fractures in male osteoporosis. *J Bone Miner Res.* 2000 Jan; 15(1):13-9.

Lehtonen-Veromaa M, Möttönen T, Nuotio I, Heinonen OJ, Viikari J. Influence of physical activity on ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry bone measurements in peripubertal girls: a cross-sectional study. *Calcif Tissue Int.* 2000 Apr;66(4):248-54.

Leme LE, do Carmo Sitta M. Bone Mineral Density and High-Performance Aerobic Activity in Older Adults Experience in Brazil. *Topics in Osteoporosis.* 2013 May 15:193.

Lemes IR, Ferreira PH, Linares SN, Machado AF, Pastre CM, Netto J Júnior. Resistance training reduces systolic blood pressure in metabolic syndrome: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med.* 2016 Dec; 50(23):1438-1442.

Leppänen OV, Sievänen H, Jokihaara J, Pajamäki I, Kannus P, Cooper DM, Järvinen TL. The effects of loading and estrogen on rat bone growth. *J Appl Physiol (1985).* 2010 Jun ;108(6):1737-44.

Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine.* 2006 May;73(3):254-61.

Leslie WD, Pahlavan PS, Tsang JF, Lix LM, Manitoba Bone Density Program. Prediction of hip and other osteoporotic fractures from hip geometry in a large clinical cohort. *Osteoporosis international.* 2009 Oct 1;20(10):1767-74.

Leslie WD, Morin SN. Osteoporosis epidemiology 2013: implications for diagnosis, risk assessment, and treatment. *Current opinion in rheumatology.* 2014 Jul 1;26(4):440-6.

Lester ME, Urso ML, Evans RK, Pierce JR, Spiering BA, Maresh CM, Hatfield DL, Kraemer WJ, Nindl BC. Influence of exercise mode and osteogenic index on bone biomarker responses during short-term physical training. *Bone.* 2009 Oct; 45(4):768-76.

Lewis DA, Kamon E, Hodgson JL. Physiological differences between genders implications for sports conditioning. *Sports medicine.* 1986 Sep 1;3(5):357-69.

Li YZ, Zhuang HF, Cai SQ, Lin CK, Wang PW, Yan LS, Lin JK, Yu HM. Low Grip Strength is a Strong Risk Factor of Osteoporosis in Postmenopausal Women. *Orthop Surg.* 2018 Feb; 10(1):17-22.

Lindsey C, Brownbill RA, Bohannon RA, Ilich JZ. Association of physical performance measures with bone mineral density in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005 Jun;86(6):1102-7.

Lindström J, Ilanne-Parikka P, Peltonen M, Aunola S, Eriksson JG, Hemiö K, Hämäläinen H, Härkönen P, Keinänen-Kiukaanniemi S, Laakso M, Louheranta A, Mannelin M, Paturi M, Sundvall J, Valle TT, Uusitupa M, Tuomilehto J, Finnish Diabetes Prevention Study Group. Sustained reduction in the incidence of type 2 diabetes by lifestyle intervention: follow-up of the Finnish Diabetes Prevention Study. *Lancet.* 2006 Nov 11; 368(9548):1673-9.

Liu PY, Ilich JZ, Brummel-Smith K, Ghosh S. New insight into fat, muscle and bone relationship in women: determining the threshold at which body fat assumes negative relationship with bone mineral density. *Int J Prev Med.* 2014 Nov;5(11):1452-63.

Lochmüller EM, Groll O, Kuhn V, Eckstein F. Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius. *Bone.* 2002 Jan;30(1):207-16

Locquet M, Beaudart C, Durieux N, Reginster JY, Bruyère O. Relationship between the changes over time of bone mass and muscle health in children and adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Sep 14;20(1):429.

Lombardi G, Sanchis-Gomar F, Perego S, Sansoni V, Banfi G. Implications of exercise-induced adipo-myokines in bone metabolism. *Endocrine.* 2016 Nov; 54(2):284-305.

Ma HT, Griffith JF, Yang Z, Kwok AW, Leung PC, Lee RY. Kinematics of the lumbar spine in elderly subjects with decreased bone mineral density. *Med Biol Eng Comput.* 2009 Jul;47(7):783-9.

Ma HT, Ren R, Chen Y, Griffith JF, Leung PC, Zhang P. A simulation study of marrow fat effect on bone biomechanics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2014; 2014:4030-3. doi: 10.1109/EMBC.2014.6944508.

Maalouf G, Bachour F, Hlais S, Maalouf NM, Yazbeck P, Yaghi Y, Yaghi K, El Hage R, Issa M. Epidemiology of hip fractures in Lebanon: a nationwide survey. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013 Oct;99(6):675-80.

MacDougall JD, Webber CE, Martin J, Ormerod S, Chesley A, Younglai EV, Gordon CL, Blimkie CJ. Relationship among running mileage, bone density, and serum testosterone in male runners. *J Appl Physiol* (1985). 1992 Sep; 73(3):1165-70.

MacKelvie KJ, Taunton JE, McKay HA, Khan KM. Bone mineral density and serum testosterone in chronically trained, high mileage 40-55 years old male runners. *Br J Sports Med.* 2000 Aug; 34(4):273-8.

Maddalozzo GF, Snow CM. High intensity resistance training: effects on bone in older men and women. *Calcif Tissue Int.* 2000 Jun; 66(6):399-404.

Marin-Puyalto J, Mäestu J, Gomez-Cabello A, Lätt E, Rimmel L, Purge P, Casajús JA, Vicente-Rodríguez G, Jürimäe J. Vigorous physical activity patterns affect bone growth during early puberty in boys. *Osteoporos Int.* 2018 Dec;29(12):2693-2701.

Marin RV, Pedrosa MAC, Moreira-Pfrimer LDF, Matsudo SMM, Lazaretti-Castro M. Association between lean mass and handgrip strength with bone mineral density in physically active postmenopausal women. *J Clin Densitom.* 2010 Jan-Mar;13(1):96-101.

Martinez-Gomez D, Ruiz JR, Ortega FB, Veiga OL, Moliner-Urdiales D, Mauro B, Galfo M, Manios Y, Widhalm K, Béghin L, Moreno LA, Molnar D, Marcos A, Sjöström M, HELENA Study Group. Recommended levels of physical activity to avoid an excess of body fat in European adolescents: the HELENA Study. *Am J Prev Med.* 2010 Sep; 39(3):203-11.

Martyn-St James M, Carroll S. Meta-analysis of walking for preservation of bone mineral density in postmenopausal women. *Bone.* 2008 Sep;43(3):521-31.

Marwick TH, Hordern MD, Miller T, Chyun DA, Bertoni AG, Blumenthal RS, Philippides G, Rocchini A. Council on Clinical Cardiology, American Heart Association Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention Committee; Council on Cardiovascular Disease in the Young; Council on Cardiovascular Nursing; Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism; Interdisciplinary Council on Quality of Care and Outcomes Research. Exercise training for



type 2 diabetes mellitus: impact on cardiovascular risk: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2009 Jun 30; 119(25):3244-62.

Matheson GO, Clement DB, McKenzie DC, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, MacIntyre JG. Stress fractures in athletes. A study of 320 cases. *Am J Sports Med*. 1987 Jan-Feb;15(1):46-58.

Maud PJ, Pollock ML, Foster C, Anholm JD, Guten G, Al-Nouri M, Hellman C, Schmidt DH. Fifty years of training and competition in the marathon: Wally Hayward, age 70--a physiological profile. *S Afr Med J*. 1981 Jan 31; 59(5):153-7.

McCartney N, Hicks AL, Martin J, Webber CE. A longitudinal trial of weight training in the elderly: continued improvements in year 2. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1996 Nov;51(6):B425-33

McCormick RK. Osteoporosis: integrating biomarkers and other diagnostic correlates into the management of bone fragility. *Altern Med Rev*. 2007 Jun;12(2):113-45.

McGuigan FE, Murray L, Gallagher A, Davey-Smith G, Neville CE, Van't Hof R, Boreham C, Ralston SH. Genetic and environmental determinants of peak bone mass in young men and women. *J Bone Miner Res*. 2002 Jul; 17(7):1273-9.

Melton LJ, Riggs BL, Keaveny TM, Achenbach SJ, Hoffmann PF, Camp JJ, Rouleau PA, Bouxsein ML, Amin S, Atkinson EJ, Robb RA, Khosla S. Structural determinants of vertebral fracture risk. *J Bone Miner Res*. 2007 Dec; 22(12):1885-92.

Miles L. Physical activity and health. *Nutrition bulletin*. 2007 Dec;32(4):314-63.

Merlijn T, Swart KMA, van der Horst HE, Netelenbos JC, Elders PJM. Fracture prevention by screening for high fracture risk: a systematic review and meta-analysis. *Osteoporos Int*. 2020 Feb;31(2):251-257.

Min H, Sheng J, Huang J, Hou X, Yu Y. Relationship between bone mineral values and leg anaerobic power in professional wrestlers. *Biomedical Research*. 2017; 28(3): 1266-1271.

Moayeri A. Comment on Kanis et al.: the use of clinical risk factors enhances the performance of BMD in the prediction of hip and osteoporotic fractures in men and women. *Osteoporos Int.* 2008 Apr ;19(4) :591-2;

Mori T, Ishii S, Greendale GA, Cauley JA, Sternfeld B, Crandall CJ, Han W, Karlamangla AS. Physical activity as determinant of femoral neck strength relative to load in adult women: findings from the hip strength across the menopause transition study. *Osteoporos Int.* 2014 Jan;25(1):265-72.

Morin P, Herrmann F, Ammann P, Uebelhart B, Rizzoli R. A rapid self-administered food frequency questionnaire for the evaluation of dietary protein intake. *Clin Nutr.* 2005 Oct;24(5):768-74.

Mosti MP, Kaehler N, Stunes AK, Hoff J, Syversen U. Maximal strength training in postmenopausal women with osteoporosis or osteopenia. *J Strength Cond Res.* 2013 Oct;27(10):2879-86.

Mosti MP, Carlsen T, Aas E, Hoff J, Stunes AK, Syversen U. Maximal strength training improves bone mineral density and neuromuscular performance in young adult women. *J Strength Cond Res.* 2014 Oct; 28(10):2935-45.

Mudd LM, Fornetti W, Pivarnik JM. Bone mineral density in collegiate female athletes: comparisons among sports. *J Athl Train.* 2007 Jul-Sep; 42(3):403-8.

Mulhern DM, Uebelaker DH. Bone microstructure in juvenile chimpanzees. *Am J Phys Anthropol.* 2009 Oct;140(2):368-75.

Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech.* 1987;20(2):147-55.

Nichols JF, Palmer JE, Levy SS. Low bone mineral density in highly trained male master cyclists. *Osteoporos Int.* 2003 Aug; 14(8):644-9.

Nichols JF, Rauh MJ, Barrack MT, Barkai HS. Bone mineral density in female high school athletes: interactions of menstrual function and type of mechanical loading. *Bone.* 2007 Sep; 41(3):371-7.

Nickols-Richardson SM, Miller LE, Wootten DF, Ramp WK, Herbert WG. Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. *Osteoporos Int.* 2007 Jun;18(6):789-96.

Nielson CM, Marshall LM, Adams AL, LeBlanc ES, Cawthon PM, Ensrud K, Stefanick ML, Barrett-Connor E, Orwoll ES; Osteoporotic Fractures in Men Study Research Group. BMI and fracture risk in older men: the osteoporotic fractures in men study (MrOS). *J Bone Miner Res.* 2011 Mar;26(3):496-502.

NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA.* 2001 Feb 14;285(6):785-95.

Nikander R, Sievänen H, Heinonen A, Kannus P. Femoral neck structure in adult female athletes subjected to different loading modalities. *J Bone Miner Res.* 2005 Mar;20(3):520-8.

Nikander R, Sievänen H, Heinonen A, Daly RM, Uusi-Rasi K, Kannus P. Targeted exercise against osteoporosis: A systematic review and meta-analysis for optimising bone strength throughout life. *BMC Med.* 2010 Jul 21; 8:47.

Nilsson M, Ohlsson C, Mellström D, Lorentzon M. Sport-specific association between exercise loading and the density, geometry, and microstructure of weight-bearing bone in young adult men. *Osteoporos Int.* 2013 May;24(5):1613-22.

Nilsson M, Sundh D, Ohlsson C, Karlsson M, Mellström D, Lorentzon M. Exercise during growth and young adulthood is independently associated with cortical bone size and strength in old Swedish men. *J Bone Miner Res.* 2014 Aug;29(8):1795-804.

Nindl BC, Harman EA, Marx JO, Gotshalk LA, Frykman PN, Lammi E, Palmer C, Kraemer WJ. Regional body composition changes in women after 6 months of periodized physical training. *J Appl Physiol* (1985). 2000 Jun; 88(6):2251-9.

Nitz JC, Stock L, Khan A. Health-related predictors of falls and fractures in women over 40. *Osteoporos Int.* 2013 Feb;24(2):613-21.

NOF N. America's Bone Health: The State of Osteoporosis and Low Bone Mass in Our Nation. Washington, DC: National Osteoporosis Foundation. Anais. 2002.

NOF Guide Committee. Clinician's Guide to Prevention and Treatment of Osteoporosis National Osteoporosis Foundation.2008.

Nordström P, Thorsen K, Bergström E, Lorentzon R. High bone mass and altered relationships between bone mass, muscle strength, and body constitution in adolescent boys on a high level of physical activity. *Bone*. 1996 Aug; 19(2):189-95.

Nowak A, Straburzyńska-Lupa A, Kusy K, Zieliński J, Felsenberg D, Rittweger J, Karolkiewicz J, Straburzyńska-Migaj E, Pilaczyńska-Szcześniak L. Bone mineral density and bone turnover in male masters athletes aged 40-64. *Aging Male*. 2010 Jun; 13(2):133-41.

Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *J Biomech Eng*. 2015 Jan; 137(1).

Ozcivici E, Luu YK, Adler B, Qin YX, Rubin J, Judex S, Rubin CT. Mechanical signals as anabolic agents in bone. *Nat Rev Rheumatol*. 2010 Jan; 6(1):50-9.

Ozgocmen S, Karaoglan B, Cimen OB, Yorgancioglu ZR. Relation between grip strength and hand bone mineral density in healthy women aged 30-70. *Singapore Med J*. 2000 Jun;41(6):268-70..

Paillard T. Comparaison de différentes méthodes d'exercice musculaire dans le cadre de la prévention des effets du vieillissement chez la femme (Doctoral dissertation, Rennes 2, 2001).

Paillard T, Lafont C, Costes-Salon MC, Dupui P. Comparison between three strength development methods on body composition in healthy elderly women. *J Nutr Health Aging*. 2003 ;7(2) :117-9.

Paillard T. Vieillesse et condition physique. 2009.

Parfitt AM. Trabecular bone architecture in the pathogenesis and prevention of fracture. *Am J Med*. 1987 Jan 26; 82(1B):68-72.

Parfitt AM. The two faces of growth: benefits and risks to bone integrity. *Osteoporos Int*. 1994 Nov; 4(6):382-98.

Pasco JA, Holloway KL, Brennan-Olsen SL, Moloney DJ, Kotowicz MA. Muscle strength and areal bone mineral density at the hip in women: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015 May 24; 16:124.

Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's "law": ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Am J Phys Anthropol*. 2004; Suppl 39:63-99.

Perez-Gomez J, Rodriguez GV, Ara I, Olmedillas H, Chavarren J, González-Henriquez JJ, Dorado C, Calbet JA. Role of muscle mass on sprint performance: gender differences? *Eur J Appl Physiol*. 2008 Apr; 102(6):685-94.

Perri MG, Anton SD, Durning PE, Ketterson TU, Sydeman SJ, Berlant NE, Kanasky WF Jr, Newton RL Jr, Limacher MC, Martin AD. Adherence to exercise prescriptions: effects of prescribing moderate versus higher levels of intensity and frequency. *Health Psychol*. 2002 Sep; 21(5):452-8.

Pescatello LS, Franklin BA, Fagard R, Farquhar WB, Kelley GA, Ray CA, American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and hypertension. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Mar; 36(3):533-53.

Pescatello LS. Exercise and hypertension: recent advances in exercise prescription. *Curr Hypertens Rep*. 2005 Aug; 7(4):281-6.

Petersen BA, Hastings B, Gottschall JS. Low load, high repetition resistance training program increases bone mineral density in untrained adults. *J Sports Med Phys Fitness*. 2017 Jan-Feb;57(1-2):70-76.

Petit MA, Beck TJ, Shults J, Zemel BS, Foster BJ, Leonard MB. Proximal femur bone geometry is appropriately adapted to lean mass in overweight children and adolescents. *Bone*. 2005 Mar; 36(3):568-76.

Pfeiffer S, Crowder C, Harrington L, Brown M. Secondary osteon and Haversian canal dimensions as behavioral indicators. *Am J Phys Anthropol*. 2006 Dec; 131(4):460-8.

Piasecki J, Ireland A, Piasecki M, Cameron J, McPhee JS, Degens H. The strength of weight-bearing bones is similar in amenorrheic and eumenorrheic elite long-distance runners. *Scand J Med Sci Sports*. 2018 May;28(5):1559-1568.

Pitukcheewanont P, Austin J, Chen P, Punyasavatsut N. Bone health in children and adolescents: risk factors for low bone density. *Pediatr Endocrinol Rev.* 2013 Mar-Apr;10(3):318-35.

Pluijm SM, Visser M, Smit JH, Popp-Snijders C, Roos JC, Lips P. Determinants of bone mineral density in older men and women: body composition as mediator. *Bone Miner Res.* 2001 Nov; 16(11):2142-51.

Pocock NA, Eisman JA, Yeates MG, Sambrook PN, Eberl S. Physical fitness is a major determinant of femoral neck and lumbar spine bone mineral density. *J Clin Invest.* 1986 Sep;78(3):618-21.

Premaor MO, Compston JE, Fina Avilés F, Pagès-Castellà A, Nogués X, Díez-Pérez A, Prieto-Alhambra D. The association between fracture site and obesity in men: a population-based cohort study. *J Bone Miner Res.* 2013 Aug;28(8):1771-7.

Prendergast PJ, Van der Meulen MC. Mechanics of bone regeneration. *Bone Mechanics Handbook.* 2001:32-1. Pruitt LA, Taaffe DR, Marcus R. Effects of a one-year high-intensity versus low-intensity resistance training program on bone mineral density in older women. *J Bone Miner Res.* 1995 Nov; 10(11):1788-95.

Pruitt LA, Taaffe DR, Marcus R. Effects of a one-year high-intensity versus low-intensity resistance training program on bone mineral density in older women. *Journal of bone and mineral research.* 1995 Nov;10(11):1788-95.

Qi Y, Wang Y, Yan W, Li H, Shi Z, Pan Z. Combined mesenchymal stem cell sheets and rhBMP-2-releasing calcium sulfate-rhBMP-2 scaffolds for segmental bone tissue engineering. *Cell Transplant.* 2012;21(4):693-705.

Rantalainen T, Nikander R, Heinonen A, Suominen H, Sievänen H. Direction-specific diaphyseal geometry and mineral mass distribution of tibia and fibula: a pQCT study of female athletes representing different exercise loading types. *Calcif Tissue Int.* 2010 Jun; 86(6):447-54.

Rantalainen T, Nikander R, Daly RM, Heinonen A, Sievänen H. Exercise loading and cortical bone distribution at the tibial shaft. *Bone.* 2011a Apr 1; 48(4):786-91.

Rantalainen T, Nikander R, Heinonen A, Daly RM, Sievanen H. An open source approach for regional cortical bone mineral density analysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2011b Sep; 11(3):243-8.

Rantalainen T, Duckham RL, Suominen H, Heinonen A, Alén M, Korhonen MT. Tibial and fibular mid-shaft bone traits in young and older sprinters and non-athletic men. *Calcif Tissue Int.* 2014 Aug;95(2):132-40.

Rector RS, Rogers R, Ruebel M, Hinton PS. Participation in road cycling vs running is associated with lower bone mineral density in men. *Metabolism.* 2008 Feb; 57(2):226-32.

Reid IR, Plank LD, Evans MC. Fat mass is an important determinant of whole body bone density in premenopausal women but not in men. *J Clin Endocrinol Metab.* 1992 Sep; 75(3):779-82.

Reid IR. Relationships among body mass, its components, and bone. *Bone.* 2002 Nov; 31(5):547-55.

Reid IR. Fat and bone. *Arch Biochem Biophys.* 2010 Nov 1;503(1):20-7.

Riggs BL, Melton LJ, Robb RA, Camp JJ, Atkinson EJ, McDaniel L, Amin S, Rouleau PA, Khosla S. A population-based assessment of rates of bone loss at multiple skeletal sites: evidence for substantial trabecular bone loss in young adult women and men. *J Bone Miner Res.* 2008 Feb; 23(2):205-14.

Rizzoli R, Bonjour JP. Determinants of peak bone mass and mechanisms of bone loss. *Osteoporosis international.* 1999 Apr 1;9: S17.

Rizzoli R. Microarchitecture in focus. *Osteoporos Int.* 2010 Jun;21 Suppl 2:S403-6. Epub 2010 May 13. PMID: 20464373.

Robling, A. G. Histomorphometric assessment of mechanical loading history from human skeletal remains: the relation between micromorphology and macromorphology at the femoral midshaft (Doctoral dissertation, University of Missouri-Columbia). 1998.

Robling AG, Stout SD. Histomorphology, geometry, and mechanical loading in past populations. In *Bone loss and osteoporosis 2003* (pp. 189-205). Springer, Boston, MA.

Robling AG, Castillo AB, Turner CH. Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2006 Aug 15; 8:455-98.

Rocher E, El Hage R, Chappard C, Portier H, Rochefort GY, Benhamou CL. Bone mineral density, hip bone geometry, and calcaneus trabecular bone texture in obese and normal-weight children. *J Clin Densitom.* 2013 Apr-Jun; 16(2):244-9.

Rosa N, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT. From mechanical stimulus to bone formation: A review. *Med Eng Phys.* 2015 Aug; 37(8):719-28.

Rosas A, Martinez-Maza C. Bone remodeling of the Homo heidelbergensis mandible; the Atapuerca-SH sample. *J Hum Evol.* 2010 Feb; 58(2):127-37.

Rosen CJ, Bouxsein ML. Mechanisms of disease: is osteoporosis the obesity of bone? *Nat Clin Pract Rheumatol.* 2006 Jan;2(1):35-43.

Roux CH, Guillemin F, Boini S, Longuetaud F, Arnault N, Hercberg S, Briançon S. Impact of musculoskeletal disorders on quality of life: an inception cohort study. *Ann Rheum Dis.* 2005 Apr;64(4):606-11.

Roux JP, Wegrzyn J, Boutroy S, Bouxsein ML, Hans D, Chapurlat R. The predictive value of trabecular bone score (TBS) on whole lumbar vertebrae mechanics: an ex vivo study. *Osteoporosis International.* 2013 Sep 1;24(9):2455-60.

Ruff CB. Body mass prediction from skeletal frame size in elite athletes. *Am J Phys Anthropol.* 2000 Dec;113(4):507-17.

Russo CR, Lauretani F, Seeman E, Bartali B, Bandinelli S, Di Iorio A, Guralnik J, Ferrucci L. Structural adaptations to bone loss in aging men and women. *Bone.* 2006 Jan;38(1):112-8. bone.2005.07.025. PMID: 16242391.

Ryan AS, Ivey FM, Hurlbut DE, Martel GF, Lemmer JT, Sorkin JD, Metter EJ, Fleg JL, Hurley BF. Regional bone mineral density after resistive training in young and older men and women. *Scand J Med Sci Sports.* 2004 Feb;14(1):16-23.



Salamoun MM, Kizirian AS, Tannous RI, Nabulsi MM, Choucair MK, Deeb ME, El-Hajj Fuleihan GA. Low calcium and vitamin D intake in healthy children and adolescents and their correlates. *Eur J Clin Nutr.* 2005 Feb;59(2):177-84.

Sardinha LB, Baptista F, Ekelund U. Objectively measured physical activity and bone strength in 9-year-old boys and girls. *Pediatrics.* 2008 Sep;122(3): e728-36.

Schoenau E, Frost HM. The "muscle-bone unit" in children and adolescents. *Calcif Tissue Int.* 2002 May; 70(5):405-7.

Schoenau E, Fricke O. Mechanical influences on bone development in children. *Eur J Endocrinol.* 2008 Dec;159 Suppl 1:S27-31.

Schroeder ET, Hawkins SA, Jaque SV. Musculoskeletal adaptations to 16 weeks of eccentric progressive resistance training in young women. *J Strength Cond Res.* 2004 May; 18(2):227-35.

Schuit SC, Van der Klift M, Weel AE, de Laet CE, Burger H, Seeman E, Hofman A, Uitterlinden AG, van Leeuwen JP, Pols HA. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone.* 2004 Jan; 34(1):195-202.

Schwarz P, Jørgensen N, Nielsen B, Laursen AS, Linneberg A, Aadahl M. Muscle strength, power and cardiorespiratory fitness are associated with bone mineral density in men aged 31-60 years. *Scand J Public Health.* 2014 Dec; 42(8):773-9.

Seeman E. Growth in bone mass and size--are racial and gender differences in bone mineral density more apparent than real? *J Clin Endocrinol Metab.* 1998 May; 83(5):1414-9.

Seeman E. During aging, men lose less bone than women because they gain more periosteal bone, not because they resorb less endosteal bone. *Calcif Tissue Int.* 2001 Oct; 69(4):205-8.

Seeman E. Pathogenesis of bone fragility in women and men. *Lancet.* 2002 May 25; 359(9320):1841-50.

Seeman E. The structural and biomechanical basis of the gain and loss of bone strength in women and men. *Endocrinol Metab Clin North Am.* 2003 Mar;32(1):25-38. PMID: 12699291.

Seref-Ferlengez Z, Kennedy OD, Schaffler MB. Bone microdamage, remodeling and bone fragility: how much damage is too much damage? *Bonekey Rep.* 2015 Mar 18; 4:644.

Shaw NJ, Bishop NJ. Mineral accretion in growing bones--a framework for the future? *Arch Dis Child.* 1995 Feb;72(2):177-9.

Sherk VD, Palmer IJ, Bembem MG, Bembem DA. Relationships between body composition, muscular strength, and bone mineral density in estrogen-deficient postmenopausal women. *J Clin Densitom.* 2009 Jul-Sep;12(3):292-8.

Shin MH, Zmuda JM, Barrett-Connor E, Sheu Y, Patrick AL, Leung PC, Kwok A, Kweon SS, Nam HS, Cauley JA; Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Research Group. Race/ethnic differences in associations between bone mineral density and fracture history in older men. *Osteoporos Int.* 2014 Mar;25(3):837-45.

Sievanen H, Heinonen A, Kannus P. Adaptation of bone to altered loading environment: a biomechanical approach using X-ray absorptiometric data from the patella of a young woman. *Bone.* 1996 Jul; 19(1):55-9.

Silva BC, Broy SB, Boutroy S, Schousboe JT, Shepherd JA, Leslie WD. Fracture Risk Prediction by Non-BMD DXA Measures: the 2015 ISCD Official Positions Part 2: Trabecular Bone Score. *J Clin Densitom.* 2015 Jul-Sep;18(3):309-30. doi: 10.1016/j.jocd.2015.06.008. PMID: 26277849.

Sinaki M, Wahner HW, Bergstralh EJ, Hodgson SF, Offord KP, Squires RW, Swee RG, Kao PC. Three-year controlled, randomized trial of the effect of dose-specified loading and strengthening exercises on bone mineral density of spine and femur in nonathletic, physically active women. *Bone.* 1996 Sep; 19(3):233-44.

Singer K, Edmondston S, Day R, Breidahl P, Price R. Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone.* 1995 Aug;17(2):167-74.

Sjöblom S, Suuronen J, Rikkonen T, Honkanen R, Kröger H, Sirola J. Relationship between postmenopausal osteoporosis and the components of clinical sarcopenia. *Maturitas*. 2013 Jun; 75(2):175-80.

Skaggs DL, Loro ML, Pitukcheewanont P, Tolo V, Gilsanz V. Increased body weight and decreased radial cross-sectional dimensions in girls with forearm fractures. *J Bone Miner Res*. 2001 Jul; 16(7):1337-42.

Skedros JG, Mendenhall SD, Kiser CJ, Winet H. Interpreting cortical bone adaptation and load history by quantifying osteon morphotypes in circularly polarized light images. *Bone*. 2009 Mar;44(3):392-403.

Skedros JG, Keenan KE, Williams TJ, Kiser CJ. Secondary osteon size and collagen/lamellar organization ("osteon morphotypes") are not coupled, but potentially adapt independently for local strain mode or magnitude. *J Struct Biol*. 2013 Feb;181(2):95-107.

Slemenda CW. Body composition and skeletal density--mechanical loading or something more?. *J Clin Endocrinol Metab*. 1995 Jun; 80(6):1761-3.

Soderman K, Bergström E, Lorentzon R, Alfredson H. Bone mass and muscle strength in young female soccer players. *Calcif Tissue Int*. 2000 Oct; 67(4):297-303.

Srikanthan P, Crandall CJ, Miller-Martinez D, Seeman TE, Greendale GA, Binkley N, Karlamangla AS. Insulin resistance and bone strength: findings from the study of midlife in the United States. *J Bone Miner Res*. 2014 Apr;29(4):796-803.

Srinivasan S, Gross TS, Bain SD. Bone mechanotransduction may require augmentation in order to strengthen the senescent skeleton. *Ageing Res Rev*. 2012 Jul; 11(3):353-60.

Stengel SV, Kemmler W, Pintag R, Beeskow C, Weineck J, Lauber D, Kalender WA, Engelke K. Power training is more effective than strength training for maintaining bone mineral density in postmenopausal women. *J Appl Physiol* (1985). 2005 Jul;99(1):181-8.

Stone KL, Seeley DG, Lui LY, Cauley JA, Ensrud K, Browner WS, Nevitt MC, Cummings SR; Osteoporotic Fractures Research Group. BMD at multiple sites and risk of fracture of multiple types: long-term results from the Study of Osteoporotic Fractures. *J Bone Miner Res*. 2003 Nov;18(11):1947-54.

Sudhagani RG, Wey HE, Djira GD, Specker BL. Longitudinal effects of fat and lean mass on bone accrual in infants. *Bone*. 2012 Mar;50(3):638-42.

Szulc P, Garnero P, Marchand F, Duboeuf F, Delmas PD. Biochemical markers of bone formation reflect endosteal bone loss in elderly men--MINOS study. *Bone*. 2005 Jan; 36(1):13-21.

Szulc P, Feyt C, Chapurlat R. High risk of fall, poor physical function, and low grip strength in men with fracture-the STRAMBO study. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*. 2016 Jun;7(3):299-311.

Taaffe DR, Pruitt L, Pyka G, Guido D, Marcus R. Comparative effects of high- and low-intensity resistance training on thigh muscle strength, fiber area, and tissue composition in elderly women. *Clin Physiol*. 1996 Jul; 16(4):381-92.

Taaffe DR, Robinson TL, Snow CM, Marcus R. High-impact exercise promotes bone gain in well-trained female athletes. *J Bone Miner Res*. 1997 Feb; 12(2):255-60.

Taaffe DR, Simonsick EM, Visser M, Volpato S, Nevitt MC, Cauley JA, Tylavsky FA, Harris TB, Health ABC Study. Lower extremity physical performance and hip bone mineral density in elderly black and white men and women: cross-sectional associations in the Health ABC Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2003 Oct; 58(10):M934-42.

Taaffe DR, Galvão DA, Spry N, Joseph D, Chambers SK, Gardiner RA, Hayne D, Cormie P, Shum DHK, Newton RU. Immediate versus delayed exercise in men initiating androgen deprivation: effects on bone density and soft tissue composition. *BJU Int*. 2019 Feb;123(2):261-269.

Thomas TP, Anderson DD, Marsh JL, Brown TD. A method for the estimation of normative bone surface area to aid in objective CT-based fracture severity assessment. *Iowa Orthop J*. 2008; 28:9-13.

Toppets V, Pastoret V, De Behr V, Antoine N, Dessy C, Gabriel A. Morphologie, croissance et remaniement du tissu osseux. *Ann Med Vet*. 2004;148:1-3.

Tortora GJ, Derrickson B, Forest M, Martin L. Principes d'anatomie et de physiologie. De Boeck; 2007 Jul.

Turner CH. Determinants of skeletal fragility and bone quality. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2002 Dec ;2(6) :527-8.

Ubago-Guisado E, Sánchez Sánchez J, Vila Maldonado S, Gallardo L. Effects of Zumba® and Aquagym on Bone Mass in Inactive Middle-Aged Women. *Medicina (Kaunas).* 2019 Jan 21;55(1):23.

Ucunza K, Birtane M, Durmus-Altun G, Ustun F. High bone mineral density in loaded skeletal regions of former professional football (soccer) players: what is the effect of time after active career? *Br J Sports Med.* 2005 Mar; 39(3):154-7;

Vainionpää A, Korpelainen R, Leppäluoto J, Jämsä T. Effects of high-impact exercise on bone mineral density: a randomized controlled trial in premenopausal women. *Osteoporos Int.* 2005 Feb; 16(2):191-7.

Valentin J. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values: ICRP Publication 89. *Annals of the ICRP.* 2002 Sep 1;32(3-4):1-277.

Valtuna J, Breidenassel C, Folle J, González-Gross M. Retinol,  $\beta$ -carotene,  $\alpha$ -tocopherol and vitamin D status in European adolescents; regional differences a variability: a review. *Nutr Hosp.* 2011 Mar-Apr;26(2):280-8.

Van der Meulen MC, Carter DR, Beaupré GS. Skeletal development: Mechanical consequences of growth, aging, and disease. In *Osteoporosis 2001* Jan 1 (pp. 471-488). Academic Press.

Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(6):650-6. doi: 10.1007/bf00424805. PMID: 3678217.

Vardar SA, Tezel S, Oztürk L, Kaya O. The relationship between body composition and anaerobic performance of elite young wrestlers. *J Sports Sci Med.* 2007 Oct 1;6(CSSI-2):34-8.

Velez NF, Zhang A, Stone B, Perera S, Miller M, Greenspan SL. The effect of moderate impact exercise on skeletal integrity in master athletes. *Osteoporos Int.* 2008 Oct;19(10):1457-64.

Verbruggen SW, Mc Garrigle MJ, Haugh MG, Voisin MC, McNamara LM. Altered mechanical environment of bone cells in an animal model of short- and long-term osteoporosis. *Biophys J*. 2015 Apr 7;108(7):1587-1598.

Vernejoul MC, Cohen-Solal M, Orcel P. Bone cytokines. *Curr Opin Rheumatol*. 1993 May;5(3):332-8. Review.`

Vicente-Rodriguez G, Jimenez-Ramirez J, Ara I, Serrano-Sanchez JA, Dorado C, Calbet JA. Enhanced bone mass and physical fitness in prepubescent footballers. *Bone*. 2003 Nov;33(5):853-9.

Vicente-Rodriguez G, Dorado C, Perez-Gomez J, Gonzalez-Henriquez JJ, Calbet JA. Enhanced bone mass and physical fitness in young female handball players. *Bone*. 2004 Nov;35(5):1208-15.

Vicente-Rodriguez G, Ara I, Perez-Gomez J, Dorado C, Calbet JA. Muscular development and physical activity as major determinants of femoral bone mass acquisition during growth. *Br J Sports Med*. 2005 Sep;39(9):611-6.

Vicente-Rodríguez G, Urzanqui A, Mesana MI, Ortega FB, Ruiz JR, Ezquerra J, Casajús JA, Blay G, Blay VA, Gonzalez-Gross M, Moreno LA. Physical fitness effect on bone mass is mediated by the independent association between lean mass and bone mass through adolescence: a cross-sectional study. *Journal of bone and mineral metabolism*. 2008 May 1;26(3):288-94.

Viguet-Carrin S, Garnero P, Delmas PD. The role of collagen in bone strength. *Osteoporos Int*. 2006;17(3):319-36. Epub 2005 Dec 9.

Villareal DT, Aguirre L, Gurney AB, Waters DL, Sinacore DR, Colombo E, Armamento-Villareal R, Qualls C. Aerobic or Resistance Exercise, or Both, in Dieting Obese Older Adults. *N Engl J Med*. 2017 May 18;376(20):1943-1955.

Vloebergs F. Intérêt de l'activité physique dans la prévention de l'ostéoporose post-ménopausique. In *Annales de kinésithérapie* 1998 (Vol. 25, No. 7, pp. 317-329).

Vondracek SF, Hansen LB, McDermott MT. Osteoporosis risk in premenopausal women. *Pharmacotherapy*. 2009 Mar;29(3):305-17.

Vuori IM. Health benefits of physical activity with special reference to interaction with diet. *Public Health Nutr.* 2001 Apr;4(2B):517-28. Review.

Wachter NJ, Krischak GD, Mentzel M, Sarkar MR, Ebinger T, Kinzl L, Claes L, Augat P. Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro. *Bone.* 2002 Jul; 31(1):90-5.

Warden SJ, Mantila Roosa SM, Kersh ME, Hurd AL, Fleisig GS, Pandy MG, Fuchs RK. Physical activity when young provides lifelong benefits to cortical bone size and strength in men. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2014 Apr 8;111(14):5337-42.

Watts NB. Postmenopausal osteoporosis: a clinical review. *Journal of women's health.* 2018 Sep 1;27(9):1093-6.

Weaver CM, Gordon CM, Janz KF, Kalkwarf HJ, Lappe JM, Lewis R, O'Karma M, Wallace TC, Zemel BS. The National Osteoporosis Foundation's position statement on peak bone mass development and lifestyle factors: a systematic review and implementation recommendations. *Osteoporos Int.* 2016 Apr; 27(4):1281-1386.

Weaver CM, Martin BR, Jackson GS, McCabe GP, Peacock M, Wastney M. Calcium-41: a technology for monitoring changes in bone mineral. *Osteoporos Int.* 2017;28(4):1215–1223.

Weidauer LA, Eilers MM, Binkley TL, Vukovich MD, Specker BL. Effect of different collegiate sports on cortical bone in the tibia. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2012 Jun; 12(2):68-73.

Weiler HA, Janzen L, Green K, Grabowski J, Seshia MM, Yuen KC. Percent body fat and bone mass in healthy Canadian females 10 to 19 years of age. *Bone.* 2000 Aug; 27(2):203-7.

Wihlborg A, Åkesson K, Gerdhem P. External validity of a population-based study on osteoporosis and fracture. *Acta Orthop.* 2014 Aug;85(4):433-7.

Wihlborg A, Englund M, Åkesson K, Gerdhem P. Fracture predictive ability of physical performance tests and history of falls in elderly women: a 10-year prospective study. *Osteoporos Int.* 2015 Aug; 26(8):2101-9.

Wilks DC, Winwood K, Gilliver SF, Kwiet A, Chatfield M, Michaelis I, Sun LW, Ferretti JL, Sargeant AJ, Felsenberg D, Rittweger J. Bone mass and geometry of the tibia and the radius of master sprinters, middle and long distance runners, race-walkers and sedentary control participants: a pQCT study. *Bone*. 2009 Jul; 45(1):91-7.

Winett RA, Carpinelli RN. Potential health-related benefits of resistance training. *Prev Med*. 2001 Nov; 33(5):503-13.

Winsloe C, Earl S, Dennison EM, Cooper C, Harvey NC. Early life factors in the pathogenesis of osteoporosis. *Curr Osteoporos Rep*. 2009 Dec;7(4):140-4.

Wittkowske C, Reilly GC, Lacroix D, Perrault CM. In Vitro Bone Cell Models: Impact of Fluid Shear Stress on Bone Formation. *Front Bioeng Biotechnol*. 2016 Nov 15; 4:87.

Witzke, K.A. The effects of high-impact exercise on bone mass in adolescent girls. 1998.

Witzke KA, Snow CM. Lean body mass and leg power best predict bone mineral density in adolescent girls. *Med Sci Sports Exerc*. 1999 Nov; 31(11):1558-63.

Wu SF, Du XJ. Body Mass Index May Positively Correlate with Bone Mineral Density of Lumbar Vertebra and Femoral Neck in Postmenopausal Females. *Med Sci Monit*. 2016 Jan 14; 22:145-51.

Xu J, Lombardi G, Jiao W, Banfi G. Effects of Exercise on Bone Status in Female Subjects, from Young Girls to Postmenopausal Women: An Overview of Systematic Reviews and Meta-Analyses. *Sports Med*. 2016 Aug;46(8):1165-82.

Yang Z, Scott CA, Mao C, Tang J, Farmer AJ. Resistance exercise versus aerobic exercise for type 2 diabetes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*. 2014 Apr; 44(4):487-99.

Yeni YN, Brown CU, Wang Z, Norman TL. The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone*. 1997 Nov;21(5):453-9.

Yingling VR, Webb S, Inouye C, O J, Sherwood JJ. Muscle power predicts bone strength in Division II athletes. *J Strength Cond Res*. 2017 Aug 29. doi: 10.1519/JSC.0000000000002222. Epub ahead of print. PMID: 28859012.



Yu CC, Sung RY, So RC, Lui KC, Lau W, Lam PK, Lau EM. Effects of strength training on body composition and bone mineral content in children who are obese. *J Strength Cond Res.* 2005 Aug; 19(3):667-72.

Yu N, Liu YJ, Pei Y, Zhang L, Lei S, Kothari NR, Li DY, Papasian CJ, Hamilton J, Cai JQ, Deng HW. Evaluation of compressive strength index of the femoral neck in Caucasians and chinese. *Calcif Tissue Int.* 2010 Oct;87(4):324-32.

Zakhem E, Ayoub ML, Zunquin G, Theunynck D, Bedran F, Sebaaly A, Bachour F, Maalouf G, El Hage R. Physical performance and trabecular bone score in a group of young Lebanese women. *J Clin Densitom.* 2015 Apr-Jun;18(2):271-2.

Zakhem E, El Khoury G, Feghaly L, Zunquin G, El Khoury C, Peze T, Ayoub ML, Theunynck D, El Hage R. Performance physique et densité minérale osseuse chez de jeunes adultes libanais. *J Med Liban.* 2016a Oct-Dec; 64(4):193-9.

Zakhem E, El Khoury G, Berro AJ, Zouhal H, El Khoury C, Theunynck D, Hurdziel R, Pezé T, Zunquin G, Jacob C, El Hage R. Les déterminants de santé corrélables à la densité minérale osseuse appréciée par ultrasonométrie. *Kinésithérapie, la Revue.* 2016b May 1;16(173):9-14.

Zebaze RM, Ghasem-Zadeh A, Bohte A, Iuliano-Burns S, Mirams M, Price RI, Mackie EJ, Seeman E. Intracortical remodelling and porosity in the distal radius and post-mortem femurs of women: a cross-sectional study. *Lancet.* 2010 May 15; 375(9727):1729-36

Zehnacker CH, Bemis-Dougherty A. Effect of weighted exercises on bone mineral density in post menopausal women. A systematic review. *J Geriatr Phys Ther.* 2007;30(2):79-88. PMID: 18171491.

Zengin A, Pye SR, Cook MJ, Adams JE, Rawer R, Wu FCW, O'Neill TW, Ward KA. Associations of muscle force, power, cross-sectional muscle area and bone geometry in older UK men. *J Cachexia Sarcopenia Muscle.* 2017 Aug;8(4):598-606.

Zhao R, Zhao M, Xu Z. The effects of differing resistance training modes on the preservation of bone mineral density in postmenopausal women: a meta-analysis. *Osteoporos Int.* 2015 May;26(5):1605-18.

Zhao R, Feng F, Wang X. Exercise interventions and prevention of fall-related fractures in older people: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Epidemiol*. 2017 Feb 1;46(1):149-161.

Zhu K, Briffa K, Smith A, Mountain J, Briggs AM, Lye S, Pennell C, Straker L, Walsh JP. Gender differences in the relationships between lean body mass, fat mass and peak bone mass in young adults. *Osteoporos Int*. 2014 May; 25(5):1563-70.

Zribi A, Zouch M, Chaari H, Bouajina E, Zaouali M, Nebigh A, Tabka Z. Enhanced bone mass and physical fitness in prepubescent basketball players. *J Clin Densitom*. 2014 Jan-Mar ;17(1) :156-62.

## ANNEXES

### ARTICLES PUBLIÉS DANS DES REVUES INDEXÉES :

**Sabbagh P**, Kamlé P, Pinti A, Farah G, Saddick H, Zakhem E, Finianos B, Zunquin G, Baquet G, El Hage R. Relationships Between Muscular Power and Bone Health Parameters in a Group of Young Lebanese Adults. In International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2020 May 6 (pp. 119-129). Springer, Cham.

**Sabbagh P**, Finianos B, Zunquin G, Kamlé P, Baquet G, El Hage R. Maximum oxygen consumption predicts bone mineral density in young adults. *Science et Sports*. 2020. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.01.003>

Finianos B, **Sabbagh P**, Zunquin G, El Hage R. Muscular power and maximum oxygen consumption predict bone density in a group of middle-aged men. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2020 Mar 3;20(1):53-61.

Zakhem E, **Sabbagh P**, Ghanem-Zakhem A, El Khoury C, El Khoury G, Zunquin G, Baquet G, El Hage R. Influence of Physical Activity Level on Composite Indices of Femoral Neck Strength in a Group of Young Overweight Men. *J Clin Densitom*. 2020 Jan 11. pii: S1094-6950(19)30235-5. doi: 10.1016/j.jocd.2020.01.004. [Epub ahead of print]

Khawaja A, **Sabbagh P**, Prioux J, Zunquin G, Baquet G, Maalouf G, Hage ZE, Antoun A, El Hage R. The Relationships Between Skeletal Muscle Index and Bone Variables in a Group of Young Adults. *J Clin Densitom*. 2019 Feb 27. pii: S1094-6950(19)30025-3. doi: 10.1016/j.jocd.2019.02.007. [Epub ahead of print]

Khawaja A, **Sabbagh P**, Prioux J, Zunquin G, Baquet G, Maalouf G, El Hage R. Does Muscular Power Predict Bone Mineral Density in Young Adults? *J Clin Densitom*. 2019 Jul - Sep;22(3):311-320.

Berro AJ, Rassy NA, Ahmaidi S, **Sabbagh P**, Khawaja A, Maalouf G, El Hage R. Physical Performance Variables and Bone Parameters in a Group of Young Overweight and Obese Women. J Clin Densitom. 2019 Apr - Jun;22(2):293-299.

Khawaja A, **Sabbagh P**, Prioux J, Pinti A, El Khoury G, El Hage R. Relations Between Maximal Half Squat Strength and Bone Variables in a Group of Young Overweight Men. In International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2019 May 8 (pp. 374-384). Springer, Cham.

### **ARTICLES ACCEPTÉS POUR PUBLICATION DANS DES REVUES INDEXÉES :**

Zakhem E, **Sabbagh P**, Al Khoury C, Zunquin G, Baquet G, El Hage R. Positive correlations between physical activity level and composite indices of femoral neck strength in a group of young overweight and obese men. Science et Sports (article en navette - SCISPO-D-19-00313R1).

### **ARTICLES EN NAVETTE :**

Finianos B, **Sabbagh P**, Zunquin G, El Hage R. Relationships between sprinting performance and composite indices of femoral neck strength in a group of young adults. Science et Sports (article en navette - SCISPO-D-20-00265).

### **RÉSUMÉS PUBLIÉS DANS DES ACTES DE CONGRÈS :**

**Patchina Sabbagh**, Georges Baquet, Gautier Zunquin, Boutros Finianos, Rawad El Hage. Relation entre la puissance maximale des membres inférieurs et la densité minérale osseuse chez de jeunes hommes adultes. Actes du 18<sup>ème</sup> congrès de l'ACAPS, 2019 ; page 112 (communication orale).

**Patchina Sabbagh**, Maroun Rizkallah, Maalouf G, Bachour F, Sebaaly A, Rawad El Hage.  
Correlation between maximal oxygen consumption and mineral bone parameters in a group of  
young Lebanese adults. 7th FFN Global Congress 2018, p137: PE-5-27.

---

## Résumé

Le but principal de cette thèse était d'explorer les relations entre les performances obtenues aux tests physiques anaérobies et la densité minérale osseuse chez l'adulte jeune. Pour ce faire, 3 études préliminaires et deux études principales ont été menées. La première étude préliminaire a démontré que la consommation maximale d'oxygène (L/min) est un déterminant important de la DMO chez les jeunes adultes. La deuxième étude préliminaire a démontré que le fait d'être actif (pratiquer plus de 150 minutes d'activité physique par semaine) est associé à une augmentation des valeurs de CSI, de BSI et d'ISI chez les jeunes hommes en surpoids. La troisième étude préliminaire a démontré chez des jeunes hommes en surpoids et obèses que le niveau d'activité physique est un déterminant positif des indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ; les corrélations positives entre le niveau d'activité physique et les indices de résistance osseuse du col fémoral (CSI, BSI et ISI) ont persisté après ajustement pour le poids. La première étude principale a démontré que la puissance maximale des membres évaluée par le test de détente verticale est corrélée positivement à la DMO et aux indices géométriques de résistance osseuse de la hanche chez les jeunes adultes. La deuxième étude principale a démontré que la puissance maximale évaluée par le test de charge-vitesse sur bicyclette ergométrique est corrélée positivement à la DMO chez les hommes mais pas chez les femmes. La performance au 20 mètres sprint était corrélée à la DMO du col fémoral chez les hommes. En conclusion de cette thèse, il apparaît que les performances obtenues aux tests physiques évaluant la puissance musculaire sont corrélables à la DMO chez l'adulte jeune.

Mots clés : DXA ; Pic de masse osseuse ; Prévention de l'ostéoporose ; Puissance musculaire ; Performance physique.

---

---

## Summary

The main aim of this thesis was to explore the relationships between physical performances obtained in anaerobic physical tests and bone mineral density in young adults. To do so, three preliminary studies and two principal studies were conducted. The first preliminary study showed that maximal oxygen consumption (L/min) is an important determinant of BMD in young adults. The second preliminary study demonstrated that being active (engaging in more than 150 minutes of physical activity per week) is associated with greater composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) in young overweight men. The third preliminary study demonstrated in a group of overweight and obese men that physical activity level (h/week) was positively correlated to composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI); the positive associations between physical activity and composite indices of femoral neck strength (CSI, BSI and ISI) remained significant after adjustment for body weight. The first principal study showed that maximum power of the lower limbs evaluated by the vertical jump test is positively correlated to BMD and geometric indices of hip bone strength in young adults. The second principal study demonstrated that maximum power evaluated by the force-velocity test on a cycle ergometer is a positive determinant of BMD in men but not in women. 20-meter sprint performance was positively correlated to femoral neck BMD in men. In conclusion, it seems that performances obtained in physical tests evaluating muscular power are correlated to BMD in young adults.

Keywords: DXA; Peak bone mass; Prevention of osteoporosis; Muscular power; Physical performance.

---