

REPERCUSIÓN DEL CICLISMO EN LA ESTRUCTURA ÓSEA DE JÓVENES ADOLESCENTES

Alejandro Gómez Bruton

TRABAJO FIN DE MÁSTER 2012

MÁSTER EN INICIACIÓN A LA INVESTIGACIÓN EN MEDICINA

TRABAJO TUTORIZADO POR :

GERARDO RODRIGUEZ MARTINEZ



**Facultad de Medicina
Universidad Zaragoza**

Índice

1. Introducción.....	3
2. Material y métodos.....	5
2.1 Selección de participantes.....	5
2.2 Consentimiento informado.....	5
2.3 Perfil nutricional.....	5
2.4 Métodos de evaluación de la estructura ósea.....	6
2.4.1 Ultrasonidos (QUS).....	6
2.4.2 Tomografía axial computerizada.....	7
2.5 Estadística.....	9
3. Resultados.....	10
3.1 Características descriptivas de la muestra.....	10
3.2 Perfil nutricional.....	10
3.3 QUS.....	10
3.4 pQCT.....	12
4. Discusión.....	13
5. Conclusión.....	17
6. Bibliografía.....	18
7. Anexos	

Introducción

La Organización Mundial de la Salud define la osteoporosis como una enfermedad esquelética sistémica de hombres y mujeres caracterizada por baja densidad ósea, deterioro de la microarquitectura del tejido óseo y aumento del riesgo de fractura⁽¹⁾. Puede parecer que esta enfermedad solo afecte a mujeres postmenopáusicas, sin embargo los niños y los jóvenes adultos también la pueden desarrollar⁽²⁾, aunque suele estar asociada con mayor edad, especialmente en mujeres debido a cambios hormonales⁽³⁾ y una disminución de la actividad física⁽⁴⁾.

Está generalmente aceptado por la comunidad científica que el ejercicio físico presenta importantes beneficios para la salud de la masa ósea, así como para la prevención y el tratamiento de la baja densidad mineral ósea (DMO)^(5, 6); o la mejora de la adquisición de capital óseo durante el crecimiento⁽⁷⁾.

Para que el ejercicio tenga un efecto osteogénico evidente necesita de una duración y una intensidad mínimas (para revisión ver ⁽⁷⁻⁹⁾); también necesita de impactos y cargas mecánicas que desencadenen los procesos de modelado y remodelado óseo necesarios para adecuar el hueso a las nuevas demandas y que dan como resultado el aumento del contenido (CMO) y densidad mineral ^(10, 11), y posiblemente adaptaciones estructurales y de la microarquitectura trabecular ⁽¹²⁾. Sin embargo, existe poca información sobre la sección transversal del hueso y de su expansión endocortical y a nivel de periostio en los adolescentes ^(12, 13). Unos huesos más grandes, con una arquitectura más eficaz, son más resistentes a la fractura ^(12, 13). La hipertrofia ósea, al contrario de la masa ósea, se mantiene a lo largo de la vida ⁽⁷⁾.

Existen ciertos deportes que por sus características se han descrito como especialmente osteogénicos. Las principales características de estos deportes son que conllevan fuerzas de reacción importantes debidas al propio peso corporal en distintos ejes, como las producidas por los saltos, los cambios bruscos de dirección, las aceleraciones y frenadas o paradas bruscas, etc. ^(7, 14). De esta forma, deportes como el fútbol, baloncesto, gimnasia deportiva, voleibol o el hockey han mostrado importantes beneficios sobre la acumulación de masa ósea durante el crecimiento ⁽⁷⁾ (para revisión ver ⁽⁷⁾).

Por otra parte, existen deportes como el ciclismo o la natación que no se asocian con incrementos de masa ósea o que incluso han sido asociados con una disminución de esta^(8, 18, 39-54). Pero los datos en población adolescente son escasos ^(18, 40, 44, 45, 50, 54, 55), al igual que los referentes al efecto de estos deportes sobre la estructura ⁽⁴⁵⁾ y metabolismo ⁽⁵⁶⁾ del hueso en crecimiento. Aunque no están definitivamente claros los mecanismos que lo producen, parece que entre otros, el hecho de estos deportistas descargar a los huesos del peso corporal favorece que no haya estímulo suficiente para producir osteogénesis en los mismos ^(11, 41, 46).

El ciclismo puede ser considerado como un deporte saludable, ya que incrementa la condición física y previene la acumulación de grasa^(57, 58). La adolescencia es una etapa especialmente sensible para la adquisición del capital óseo ⁽⁵⁹⁾, y estudios epidemiológicos sugieren que el incremento del pico de masa ósea alcanzado durante el crecimiento puede disminuir el riesgo de sufrir osteoporosis y fracturas por fragilidad ósea en la edad adulta y en la vejez ^(12, 60). Por estos motivos es crucial asegurarnos por una parte que el entrenamiento y la práctica del ciclismo no comprometen el desarrollo y crecimiento (endo y pericortical) óseo y la adquisición de un BMC y BMD óptimos durante la adolescencia.

Otro aspecto clave es la perdurabilidad en el tiempo de los beneficios producidos por el ejercicio en el hueso durante la pubertad. Existen estudios que apuntan a que las tensiones mecánicas extras producidas en el hueso durante la adolescencia podrían producir no solo aumento de la BMD ⁽⁷⁾, sino también expansión cortical ⁽⁶¹⁾ (hipertrofia ósea) definitiva. Sin embargo, aun no está claro cuánto duran los aumentos en densidad mineral. Algunos autores

sugieren que un periodo similar al de entrenamiento ⁽⁶²⁾, otros que podrían mantenerse hasta la edad adulta ⁽¹³⁾ y otros que las ganancias en BMD en zonas específicas como el cuello femoral se pierden rápidamente tras la supresión de la actividad que lo produjo ⁽⁶³⁾.

Se han llevado a cabo diversos estudios realizados con densitometría dual de rayos-X (DXA) que valoran la DMO en ciclistas adolescentes⁽⁶⁴⁻⁶⁶⁾, adultos^(67, 68), y mayores⁽³⁹⁾ comparándolos con controles y mostrando valores menores en ciclistas.

Nuestro propio grupo de investigación GENUUD realizó un estudio recientemente valorando la CMO y DMO en ciclistas adolescentes observando valores inferiores en ciclistas que en controles⁽⁶⁴⁾. Estos resultados fueron presentados como trabajo final, en el máster de iniciación a la investigación en medicina en Junio de 2011. A primera vista puede parecer que estos valores inferiores conlleven un hueso más débil, sin embargo, el DXA no permite obtener información precisa sobre las dimensiones internas y propiedades biomecánicas del hueso ⁽⁴⁵⁾, importantes valores para determinar la fuerza ósea. Para ello la tomografía cuantitativa computerizada periférica (pQCT) es una técnica densitométrica que ofrece importantes ventajas, como la medición de la densidad mineral volumétrica y las características geométricas transversales del hueso, siendo capaz de distinguir entre hueso cortical y trabecular ⁽⁶⁹⁾. Todo ello es de una gran trascendencia porque la DMO cortical se relaciona con las características de dureza y solidez del hueso ⁽⁷⁰⁾, la DMO trabecular se relaciona con la fortaleza y fuerza de compresibilidad del hueso ⁽⁷¹⁾, la sección transversal y el grosor cortical se relacionan con la resistencia mecánica a la fractura ^(12, 13).

Además del pQCT los ultrasonidos (QUS) también han sido frecuentemente utilizados para medir el hueso de los deportistas, aunque hasta la fecha no hemos encontrado estudios con ciclistas que utilicen esta técnica que permite un diagnóstico rápido sin radiación y con un precio relativamente bajo⁽⁷²⁾. Además, los QUS pueden pronosticar el riesgo de fractura debido a la osteoporosis⁽⁷³⁻⁷⁵⁾. El calcáneo es el hueso por excelencia para realizar esta técnica debido a sus características: corto, hueso trabecular con zona cortical fina⁽⁷⁶⁾ que además tiene un remodelado óseo parecido al de la espina lumbar y, debido a sus características mecánicas, el calcáneo soporta fuerzas estáticas y dinámicas. Aun así no existe consenso sobre la validez y precisión del uso de QUS en el calcáneo para identificar pacientes con osteoporosis.

Material y métodos

Selección de participantes

La población del estudio estaba formada por un total de 37 sujetos con una media de edad de 16.65 ± 1.76 años de los que 17 eran controles que realizaban de 2 a 3 horas de actividad física a la semana. Los ciclistas entrenaban más de 8 horas semanales y llevaban entrenando un mínimo de 3 años, además declararon no realizar otro tipo de deportes complementarios ni tomar cualquier tipo de medicación que pudiera afectar al hueso. Para conseguir la muestra de estudio nos pusimos en contacto con un club de Barcelona y diversos entrenadores de Zaragoza. El estudio se llevó a cabo en sujetos de sexo masculino debido a la escasez de deportistas femeninas que practiquen este deporte de manera regular. Los sujetos acudían un día al laboratorio de composición corporal, en el que se les realizaba un pQCT, una prueba de ultrasonidos, y un cuestionario de hábitos nutricionales (YANA-C)⁽⁷⁷⁾. Las pruebas duraban un total de unas 2 horas por sujeto y se llevaron a cabo a mitad de la temporada de los ciclistas. Las características descriptivas de los sujetos están presentadas en la tabla 1.

Consentimiento informado

Todos los participantes tuvieron que firmar un consentimiento informado (Anexo 1) en el que se les informaba de los riesgos y características del estudio, además del uso y publicación de los datos conseguidos. Los padres o tutores también firmaban dicho consentimiento. El investigador estaba presente mientras leían el consentimiento para poder resolver cualquier duda presentada.

Perfil nutricional

Se utilizó un recuerdo de 24 horas del día anterior, si el día anterior era día festivo o fin de semana se le pedía que recordase el último día lectivo. Para ello usamos el programa YANA-C⁽⁷⁷⁾. Con este programa informático, el participante indica al investigador lo que ha comido y a qué hora, el investigador introduce el alimento en el programa y aparecen una serie de fotos con platos de distintas cantidades de comida. El participante elige la foto que considere más apropiada. A partir de la foto seleccionada el propio programa crea un bloc de notas en el que indica el alimento y los códigos del alimento. Cada alimento que introduce el investigador se va añadiendo en el bloc de notas automáticamente. Cada sujeto tendrá su propio archivo "bloc de notas". Posteriormente realizamos una sintaxis con el programa SPSS, que relaciona lo escrito por el YANA-C en el bloc de notas y con otra base de datos (Anexo 2). Con la información recolectada por el programa YANA-C se podría realizar un estudio independiente valorando y comparando el perfil nutricional de los ciclistas con el del grupo control. Nosotros decidimos ceñirnos a los factores que afectan al hueso por eso solo valoramos la ingesta de calcio y vitamina D, debido a que ambos influyen en el modelado y remodelado óseo.

*Métodos de evaluación de la estructura ósea.*QUS

El QUS utiliza ultrasonidos de baja frecuencia para medir propiedades óseas con dos parámetros diferentes:

1) Velocidad del sonido (SOS), que representa el tiempo que necesita el ultrasonido para atravesar el calcáneo. Este tiempo se compara con la velocidad del ultrasonido en el agua y da un valor con un margen de error de 4 metros por segundo, siendo un valor normal 1520 metros por segundo. Su resultado parece depender de la elasticidad y densidad ósea.

2) Atenuación del ultrasonido (BUA), que mide la reducción de la intensidad de diferentes frecuencias cuando pasan por el calcáneo, es decir la absorción de la energía del sonido a través del calcáneo en decibelios por megahercios. Estas reducciones producidas por el calcáneo son comparadas con las que ocurren en el agua, dando unos valores netos, un valor normal es de unos 110 dB/MHz. Con esos valores se produce una regresión lineal y una curva de atenuación que aporta datos sobre la densidad ósea y la cantidad, estructura y orientación de las trabéculas.

Con estos dos valores se obtiene el Índice Stiffness que combina BUA y SOS, reduciendo así el margen de error ya que estas variables varían de manera opuesta con la temperatura. Siendo la siguiente fórmula la resultante:

$$\text{Índice Stiffness: } (0,67 * \text{BUA} + 0,28 * \text{SOS}) - 420$$

Con este índice el propio fabricante establece unos valores apropiados teniendo en cuenta el sexo, edad, talla y peso del sujeto y dando a partir de estos valores un T-score y un Z-score.

Protocolo de actuación QUS

Antes de realizar el examen a los sujetos se calibra el QUS siguiendo el protocolo indicado por el fabricante. Una vez calibrado, el investigador realiza una medición de unos 3 minutos de duración en cada pierna. Para realizar la medición se rocían tanto las membranas (Figura 1) del aparato como el calcáneo y tobillo del sujeto con alcohol isopropílico al 70% para facilitar la transmisión del sonido. Previamente habremos introducido la edad, sexo, altura y peso del sujeto.

Figura 1



Membranas que se hinchan y envían/reciben las ondas de sonido

pQCT

Con la utilización de este método podemos reconstruir volumétricamente la distribución de densidades en el hueso a partir de la aplicación de rayos-X en cortes multiseccionales. De esta manera, la densidad mineral ósea se presenta en gr/cc. (Densidad volumétrica) en lugar de gr/cm^2 como en el DXA.

El pQCT separa el hueso trabecular y cortical permitiendo observar mínimas pérdidas o ganancias en ambos componentes y de esta forma nos proporciona un valor más relevante para el diagnóstico y la monitorización de intervenciones.

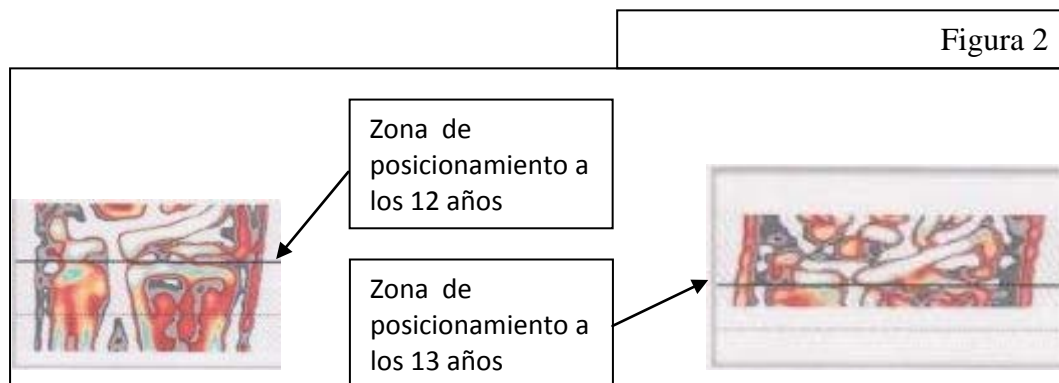
El pQCT realiza la exploración en el radio distal (principalmente hueso trabecular) del antebrazo (normalmente el no dominante) y de la tibia (normalmente la no dominante)

Protocolo actuación pQCT

El procedimiento es fácil y cómodo para el paciente. En total se emplean unos 7 minutos para el radio y otros 7 para la tibia. Por otro lado, no requiere ninguna instalación de protección radiológica dado que las dosis están localizadas en el lugar de la exploración (antebrazo) y son prácticamente despreciables.

El lugar del análisis se determina previamente con una exploración plana (figura 2) en el antebrazo o tibia distal. Indica donde debemos colocar el primer corte es decir donde comenzará la tomografía axial y variará según la edad.

Después del posicionamiento, el equipo realiza automáticamente una tomografía axial computerizada de la zona elegida, y una vez concluida ésta, avanza unos centímetros para realizar un 2º y 3º corte, obteniendo datos de densidad volumétrica trabecular, cortical y conjunta de diferentes cortes, además de grosores y cálculos de índices de fuerza.



Una vez realizado el protocolo completo se presentan una serie de datos e imágenes (Figura 3). Estas imágenes muestran cada uno de los cortes seleccionados (rodeados con círculos rojos en la figura 3) realizados automáticamente a distintos niveles o porcentajes de la longitud total medida previamente (rodeada con círculo azul en la figura 3). No son imágenes para realizar un diagnóstico, para ello son más apropiados los datos que se presentan junto a ellas entre los que destacan:

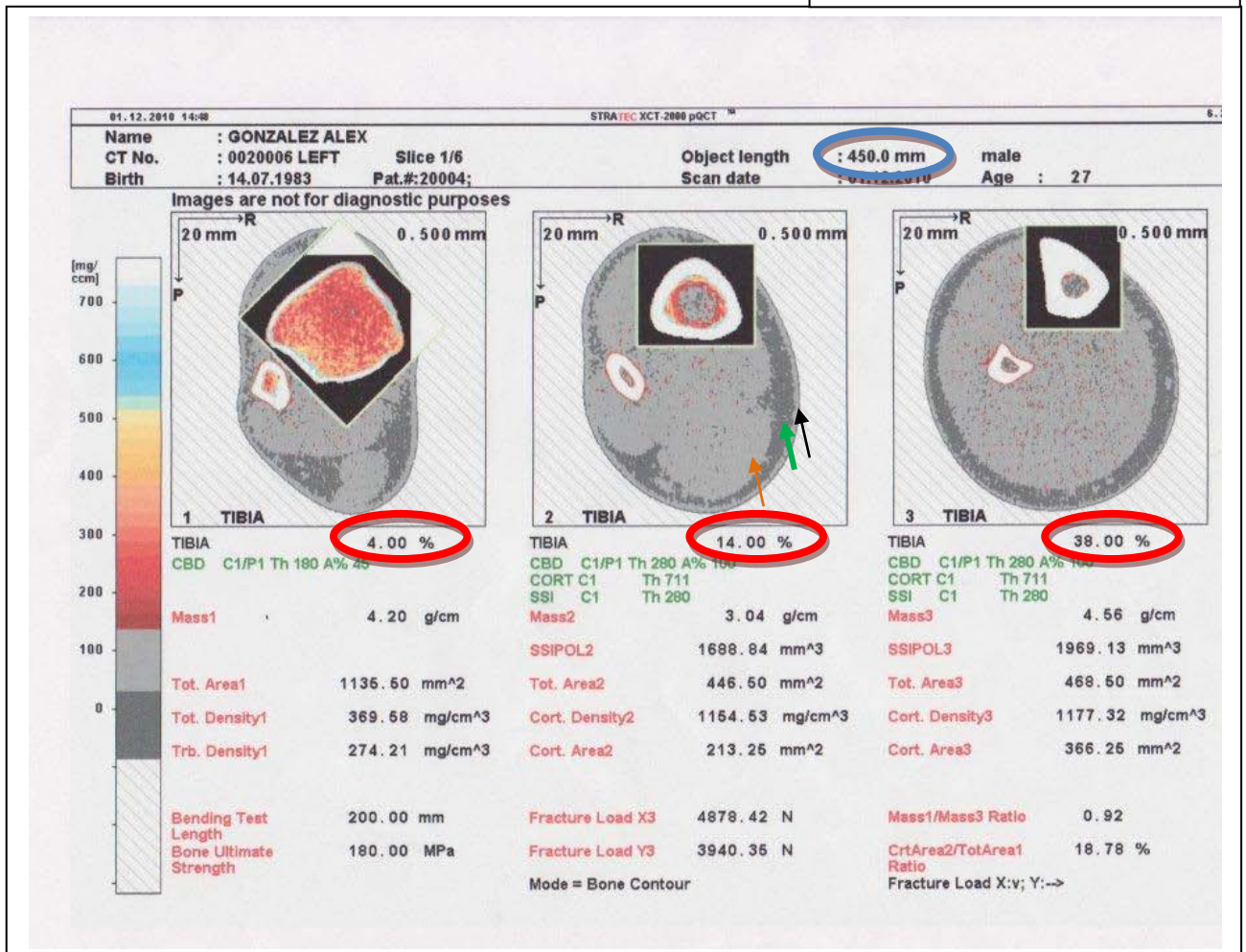
- a. Tot. Area: Nos indica el área del hueso total juntando hueso cortical y trabecular. Varía en función del corte.
- b. Tot. Density: Nos indica la densidad total juntando hueso cortical y hueso trabecular. Varía en función del corte. Con estos dos datos podemos calcular

el índice de fuerza del hueso (BSI) que es igual al cuadrado de la Tot. Density por el Tot. Area.⁽⁶¹⁾

- c. Trb. Density: Densidad trabecular.
- d. Crt. Density: Densidad cortical.
- e. Fracture load X e Y: Índices de fractura en el eje X y en el eje Y, cuanto mayor sea este índice mayor resistencia a la fractura.
- f. SSIPOL: Índice de torsión que aguanta el hueso.

En función de la altura a la que se ejecute el corte, en la imagen tan solo aparecerá una u otra densidad (trabecular o cortical) para cada corte, pero el pQCT proporcionará ambas y una suma de datos mayor de los que aparecen en la imagen.

Figura 3



Se observan distintos tipos de tejido en función de la altura del corte, habiendo un mayor contenido de hueso trabecular (en la imagen la zona roja) en el corte del 4%, que en el del 14 y

38% donde tan solo se aprecia hueso cortical (zona blanca) y tuétano (zona gris en el interior de la zona cortical). El contorno de la imagen en un gris más claro es la piel (flecha negra al 14%), encontrándose por debajo la grasa en un gris más oscuro (flecha verde al 14%) y por último el musculo (flecha naranja al 14%) otra vez en un gris más claro.

Estadística

Se utilizó el paquete estadístico SPSS versión 15.0. En primer lugar se realizó la prueba *Kolmogorov-Smirnov* para comprobar la normalidad. Posteriormente se realizó un *test T de student* (figura 5) para comparar las medias de los grupos. Además se realizó un ANCOVA (figura 4) introduciendo la edad, peso y talla como covariables sin que estas llegaran a modificar los resultados observados con la prueba *T de student*. Por ello tan solo se muestran los resultados obtenidos con la *T de Student*.

Figura 4

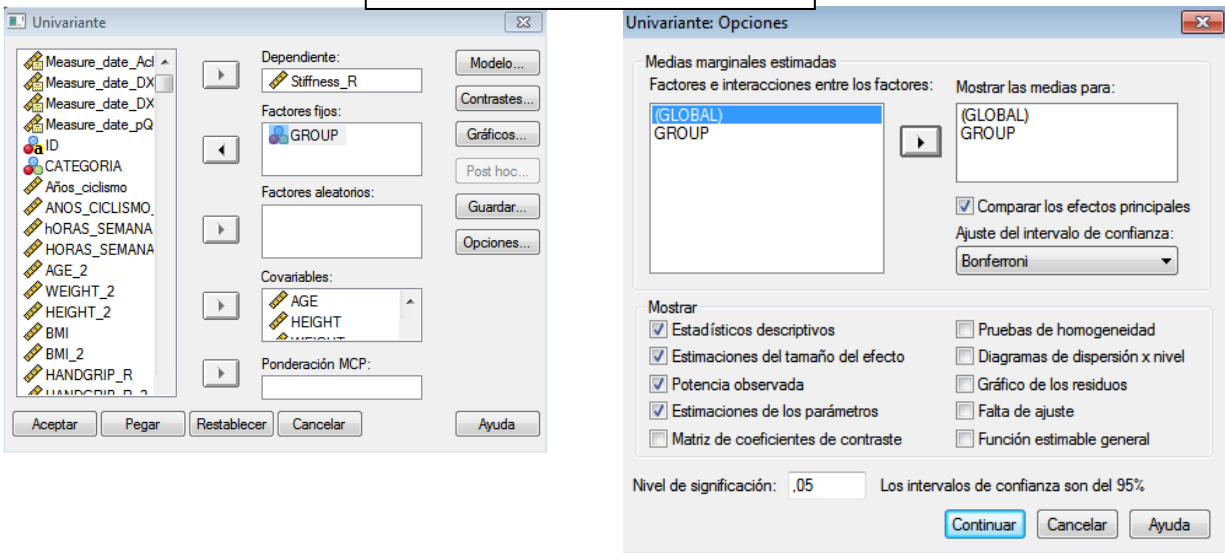


Figura 5



Resultados

Características descriptivas

No se observaron diferencias significativas en altura, peso, IMC y edad entre grupos, estas características están reflejadas en la tabla 1.

Tabla 1. Características de los sujetos según grupo.

	Ciclistas (n=20)	Controles (n=17)
Edad (años)	16.53 ± 1.07	16.80 ± 2.36
Altura (centímetros)	176.55 ± 6.30	176.82 ± 8.48
Peso (kilogramos)	65.70 ± 8.37	73.06 ± 16.54
IMC	21.38 ± 2.92	23.40 ± 4.99
Ingesta calcio	797.41 ± 402.68	1150 ± 1288.54
Ingesta vitamina D	4.33 ± 7.66	5.33 ± 11.84

Medias ± Desviaciones estándar. Sin diferencias significativas entre los grupos en todas las variables estudiadas. IMC=Índice de masa corporal.

Perfil nutricional

No se observaron diferencias significativas entre los ciclistas y el grupo control en la ingesta de calcio y vitamina D (tabla 1) ambos importantes para el remodelado óseo⁽⁷⁸⁾.

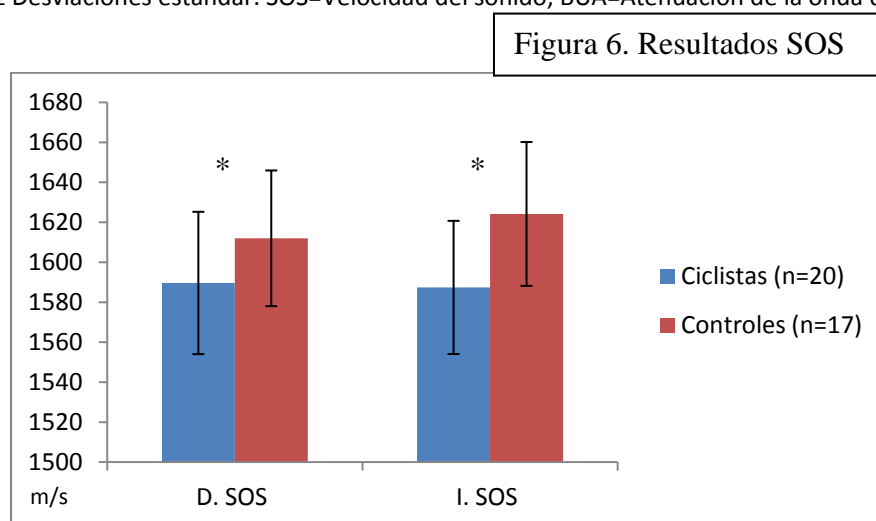
QUS

Los ciclistas mostraron valores inferiores en SOS, STIFFNESS y BUA que el grupo control. Tabla 2 y figuras 4, 5 y 6.

Tabla 2. Medias de QUS comparando grupos.

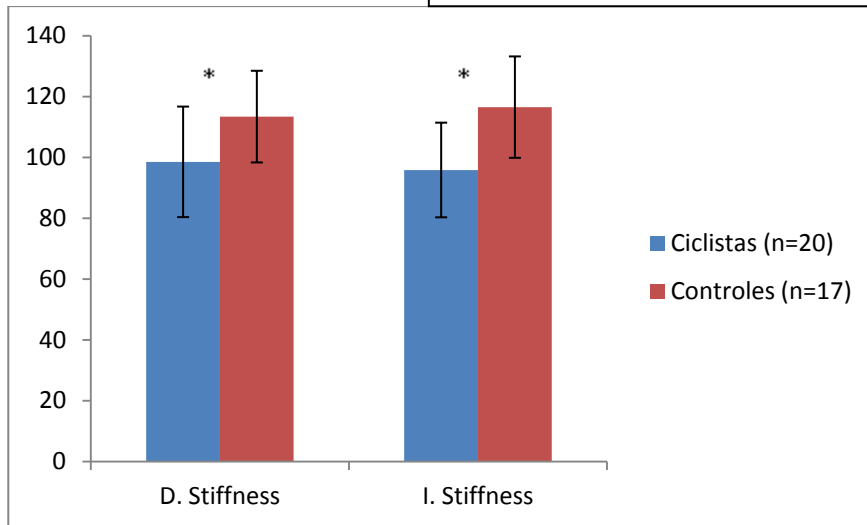
	Ciclistas (n=20)	Controles (n=17)	P
Stiffness derecho	98,54 ± 18,17	113,41 ± 15,07	0,01
SOS derecho	1589,65 ± 35,61	1612 ± 33,95	0,05
BUA derecho	110,45 ± 13,89	122,76 ± 10,76	0,005
Stiffness izquierdo	95,86 ± 15,56	116,53 ± 16,67	0,001
SOS izquierdo	1587,42 ± 33,32	1624,1765 ± 36,00	0,003
BUA izquierdo	107,37 ± 12,44	122,65 ± 12,65	0,001

Medias ± Desviaciones estándar. SOS=Velocidad del sonido; BUA=Atenuación de la onda de sonido.



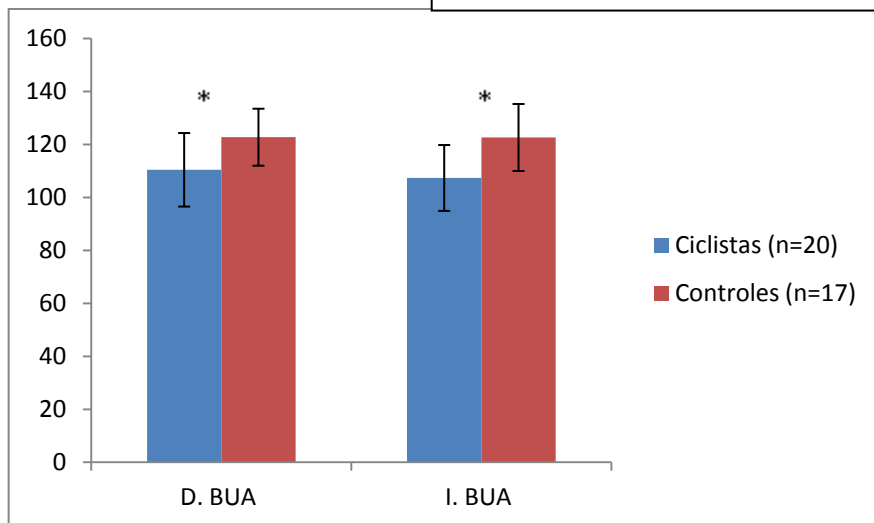
*=Diferencias significativas; D=Derecho; I=Izquierdo

Figura 7. Resultados Stiffness



*=Diferencias significativas; D=Derecho; I=Izquierdo

Figura 8. Resultados de BUA



*=Diferencias significativas; D=Derecho; I=Izquierdo

pQCT

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 4.

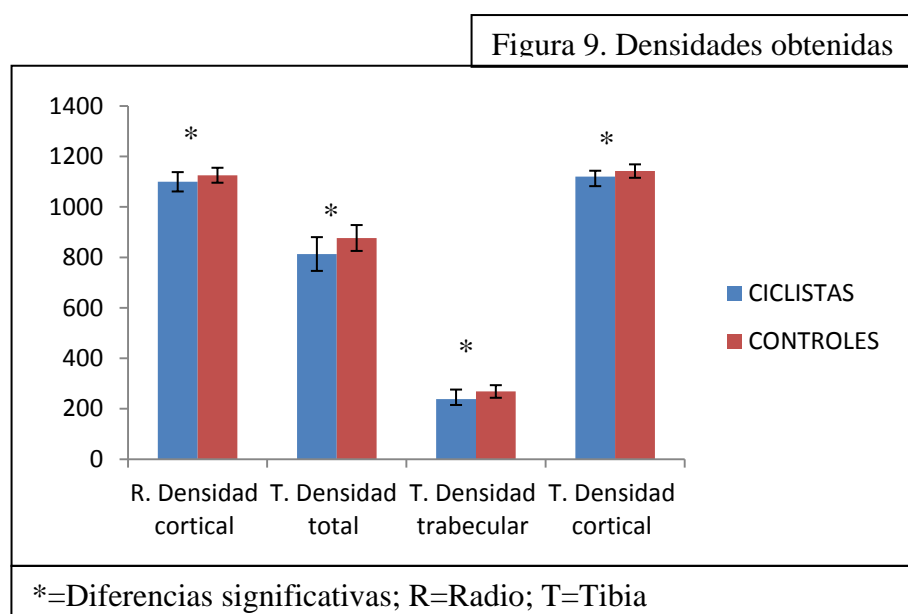
Tabla 4. Resultados pQCT.

	Ciclistas (n=20)	Controles (n=17)	P
R. Area total	151,73 ± 39,89	154,06 ± 25,86	0,832
R. Densidad total	721,58 ± 87,67	759,22 ± 65,30	0,144
R. Densidad trabecular	214,65 ± 37,02	232,52 ± 38,94	0,164
R. Densidad cortical	1099,66 ± 38,34	1125,60 ± 29,67	0,029
R. Grosor cortical	2,26 ± 0,26	2,51 ± 0,38	0,026
R. Carga de fractura X	603,81 ± 194,95	668,32 ± 180,19	0,303
R. Carga de fractura Y	668,32 ± 195,15	762,18 ± 221,23	0,179
R. SSIPOL	300,43 ± 91,53	351,66 ± 87,90	0,093
R. SSIX	167,72 ± 54,15	185,75 ± 50,05	0,303
R. SSIY	185,65 ± 54,20	211,72 ± 61,45	0,179
R. BSI	76,05 ± 17,34	89,33 ± 21,61	0,046
T. Area total	468,87 ± 58,55	490,81 ± 96,14	0,408
T. Densidad total	813,34 ± 66,93	876,89 ± 51,32	0,003
T. Densidad trabecular	238,29 ± 23,35	268,47 ± 24,99	0,001
T. Densidad cortical	1120,15 ± 37,77	1142,12 ± 26,65	0,050
T. Grosor cortical	4,79 ± 1,26	5,82 ± 0,62	0,004
T. Carga de fractura X	4354,43 ± 714,19	5092,66 ± 1742,49	0,118
T. Carga de fractura Y	3467 ± 560,69	4091 ± 1056,02	0,040
T. SSIPOL	1880,03 ± 302,80	2160,27 ± 614,93	0,102
T. SSIX	1209,57 ± 198,38	1414,62 ± 484,02	0,118
T. SSIY	963,15 ± 155,75	1136,39 ± 293,34	0,040
T. BSI	309,01 ± 44,28	377,23 ± 74,43	0,002

BSI=Índice de fuerza del hueso; R=Radio; SSIPOL=Índice de fuerza de torsión polar; SSIX=Índice de presión en el eje X; SSIY=Índice de presión en el eje Y; T=Tibia;

Respecto al radio, los ciclistas mostraron valores significativamente inferiores en la densidad y grosor corticales además de un BSI menor.

Respecto a la tibia, los ciclistas mostraron valores significativamente inferiores en la densidad total, trabecular y cortical (figura 4.) además de en el grosor cortical, en la resistencia de carga de fractura en el eje X, en el índice de presión del eje Y, y en el índice de fuerza del hueso.



Discusión

El principal resultado del estudio transversal realizado es que la estructura ósea de los ciclistas es más débil que la del grupo control.

Los ciclistas mostraron valores inferiores de SOS BUA e índice STIFFNESS que el grupo control para ambos pies. Estos resultados pueden indicar que las propiedades cuantitativas y cualitativas del hueso se ven afectadas negativamente por el ciclismo.

Estudios previos realizados en ciclistas con DXA^(8, 39, 65, 69) ya habían demostrado una menor DMO y por lo tanto un hueso más débil. Sin embargo, el DXA no nos da información sobre la estructura ósea y las propiedades mecánicas del hueso. El QUS si que permite de una manera portable, relativamente barata y libre de radiación la evaluación de estas propiedades.

La ausencia de estudios previos que utilicen esta técnica hace imposible la comparación de resultados con una muestra similar. Estudios previos con otro tipo de muestra como el de Lehtonen-Vernomaa⁽⁷⁹⁾ demostraron que los parámetros de QUS incrementaron en el siguiente orden: controles, corredores y gimnastas, es decir; de la ausencia de actividad física a la actividad física con mayor impacto. Al igual que Lehtonen-Vernomaa, Falk y colaboradores^(80, 81) también encontraron valores inferiores en nadadores, que carecen de impacto en su práctica deportiva, siendo los gimnastas y futbolistas los que mejores valores presentaron.

Parece ser que los deportistas presentan mejores valores de QUS cuanto mayor impacto conlleva el deporte que practican. Esto es debido a que las principales fuerzas aplicadas a nivel del calcáneo son fuerzas de reacción (FR) producidas cuando el talón golpea durante la locomoción⁽⁸²⁾. Basándonos en esta FR tendríamos los siguientes valores; Ciclismo (FR < 1 x Peso corporal), baile (FR de 1 a 4 x Peso corporal), fútbol (FR > 4 x Peso corporal)⁽⁸³⁾. Por lo que podríamos clasificar los deportes en: deportes de alto, medio o bajo impacto, siendo este un determinante importante de la respuesta adaptativa del hueso demostrado tanto en humanos como en animales⁽⁸⁴⁾. La relación entre la carga soportada y el hueso se puede explicar mediante la teoría mecanostática de Frost⁽⁸⁵⁾, a partir de la cual se intuye que si se impone una carga al hueso, este se adaptara alterando su masa, geometría externa y micro-arquitectura interna. Los valores inferiores en ciclistas que en el grupo control pueden ser debidos a las elevadas horas de entrenamiento que dedican estos deportistas, llegando en algunos casos de la muestra estudiada a las 20 horas por semana. Este volumen de entrenamiento siempre en bicicleta hace que los ciclistas no practiquen otro tipo de actividad complementaria como podría ser jugar a fútbol con los amigos o ir a correr, ya que al no ser profesionales y ser menores de edad tienen otras responsabilidades como el estudio. Debido a la fatiga acumulada por el entrenamiento y a la escasez de tiempo pensamos que este tipo de deportistas pasa un elevado número de horas en sedestación. Esto es tan solo una hipótesis ya que no incluimos ni acelerometría ni cuestionarios de sedentarismo en el estudio para poder evaluar esta variable. Además, tenemos que valorar el hecho de que el grupo control no era un grupo totalmente sedentario, ya que algunos de los participantes seguían en el instituto donde realizaban 2 horas por semana de actividad física, además otros tantos declararon practicar deporte de manera recreacional esporádicamente.

Además de los valores inferiores de QUS, los ciclistas también presentaron valores inferiores en índices de fuerza, densidades y grosores que el grupo control cuando fueron medidos utilizando el pQCT. Estos resultados también se pueden deber a la falta de impacto que conlleva el ciclismo y la ausencia de actividades complementarias practicadas por estos deportistas. Los valores encontrados van en contra de lo explicado por Wilks⁽⁶⁹⁾ que también estudio a ciclistas y los comparó con controles, observando mejores índices de fuerza en los ciclistas que en los controles, viendo que los ciclistas de sprint y en menor medida los de largas distancias tenían índices de fuerza en tibia y radio mayores que los controles, sugiriendo por lo

tanto que la competición y el entrenamiento del ciclismo podría estar asociado con una mejora del hueso y sobre todo con un buen mantenimiento de este en edad adulta.

La divergencia de los resultados encontrados por Wilks y nuestro estudio radica principalmente en la edad de la muestra siendo en nuestro caso adolescentes de 13 a 18 años y en el caso de Wilks de 30 a 82 años. Además del tipo de ciclistas, ya que nuestros ciclistas practicaban carreras y entrenamientos de larga distancia mientras que los ciclistas incluidos en el estudio de Wilks eran principalmente *sprinters*, y las principales diferencias encontradas en su estudio se daban entre *sprinters* y controles. Esto es debido a la fuerza y potencia aplicadas en gestos explosivos y al tipo de utilización de fibras musculares. Al realizar un movimiento explosivo generamos tensiones elevadas que parecen ser capaces de afectar a la remodelación ósea, mientras que si realizamos un movimiento de manera suave y controlada como puede ser una carrera continua como la que realizan los maratonianos o una carrera de ciclismo de larga distancia con un ritmo constante, el tipo de fibras musculares que intervienen y las fuerzas producidas son menores, siendo por lo tanto incapaces de incrementar o mejorar el hueso. Un ejemplo de lo anterior se puede encontrar en el estudio realizado por Magkos y cols.⁽⁸⁶⁾ en el que los atletas de resistencia mostraron valores inferiores de DMO que los de velocidad. De hecho la carrera a pie en la mayoría de sus modalidades presenta beneficios en la DMO^(39, 87), pero en algunos casos se han observado valores inferiores de DMO en corredores de larga distancia que en controles^(88, 89).

Otro estudio publicado que también estudió la estructura ósea de ciclistas utilizando una resonancia magnética fue el realizado por Duncan⁽⁹⁰⁾ y cols. Estos investigadores encontraron que los sujetos que practicaban deportes sin impacto como el ciclismo y la natación tenían unas cavidades medulares mayores (medidas en fémur) que las del resto de deportes de impacto estudiados (Corredores, triatletas). Estas cavidades medulares repercutían en una menor área cortical en los nadadores y ciclistas. Estos resultados se asemejan a los nuestros ya que los ciclistas estudiados también mostraron un menor grosor cortical en tibia y radio que el grupo control. Duncan y cols. no observaron diferencias entre el grupo control y los ciclistas. Esta carencia de diferencias puede ser debida al elevado grado de sedentarismo de su grupo control, dado que un criterio de exclusión del estudio fue que el grupo control realizase menos de dos horas de actividad física a la semana, mientras que en nuestro estudio la mayoría de los sujetos incluidos en el grupo control realizaban un mínimo de 2 horas de actividad física en el colegio. Además los ciclistas incluidos en estudio de Duncan entrenaban una media de 8 horas, siendo inferior a la media de entrenamiento de los ciclistas de nuestro estudio. Otro factor relevante que puede haber influido en los distintos resultados encontrados es el sexo de las muestras, en nuestro caso hombres y en el caso de Duncan mujeres adolescentes, habiendo claros dimorfismos en el desarrollo óseo entre ambos^(91, 92).

Duncan afirmó que la menor área cortical encontrada en el fémur de ciclistas, puede desembocar en un hueso más ligero, con su masa distribuida de manera distal. Estas características geométricas se podrían traducir en un aumento en la resistencia a la flexión, la principal característica del fémur en ciclistas.

Los valores inferiores de BSI encontrados en nuestros ciclistas se asemejan con los encontrados por Duncan⁽⁹⁰⁾ que también encontró valores inferiores en ciclistas cuando fueron comparados con corredores.

Puntos fuertes y limitaciones de nuestro estudio

Respecto al registro nutricional, hubiera sido mejor realizar un recuerdo de 3 días o una semana obteniendo así una información más completa. El problema del estudio de 24 horas es que si el día anterior se come algo inhabitual o se cambia de hábitos, se registran unos valores

que no representan su ingesta normal, por eso preguntábamos si el tipo de ingesta realizada estaba dentro de parámetros normales para el individuo.

La inclusión de acelerómetros en el estudio hubiera sido un punto a favor, ya que hubiéramos podido saber el tipo de actividad que realizaban durante cada momento. La dificultad radicaba en que gran parte de la muestra provenía de Barcelona, por lo que solo acudían un día a Zaragoza a realizar las pruebas en el laboratorio de composición corporal, por lo que no podíamos registrar la actividad de los participantes con acelerometría ya que se necesitan 4 días (3 de semana y 1 de fin de semana) para que los datos proporcionados por los acelerómetros fueran válidos. Otro método que podríamos haber utilizado para registrar la actividad física son los cuestionarios de sedentarismo. El problema en este caso es que disponíamos de un tiempo limitado, ya que los ciclistas de Barcelona vinieron en un autobús, por lo que en un día se les tuvo que realizar todas las pruebas de composición corporal, además de una prueba de esfuerzo y diversos cuestionarios. La limitación de tiempo nos obligó a reducir al mínimo las pruebas descartando por lo tanto un cuestionario de sedentarismo y reduciendo las preguntas a las estrictamente necesarias.

La muestra no es tan grande como nos hubiera gustado inicialmente, pero hay que decir que el ciclismo es un deporte que por lo general se practica de manera autónoma, por lo que muy pocos ciclistas entrenan en equipo bajo las órdenes de un entrenador y de manera regular. Aun así con una muestra relativamente pequeña hemos encontrado diferencias significativas entre los grupos.

El hecho de que sea un estudio transversal hace posible que se produzcan sesgos de selección por lo que sería interesante realizar un estudio longitudinal midiendo el hueso y los marcadores óseos y ver como se modifican ambos con el paso del tiempo.

A favor de nuestro estudio hemos de decir que es el primero que evalúa la estructura ósea en ciclistas adolescentes mediante pQCT. Esperamos que a partir de los resultados encontrados se realicen nuevos estudios con el mismo tipo de población que corroboren nuestros hallazgos. Estudios recientes han intentado contrarrestar los efectos negativos que presenta el ciclismo sobre la DMO con suplementación de calcio^(42, 93, 94), encontrando beneficios sobre el hueso. Sin embargo, a día de hoy no se ha llevado a cabo ningún estudio de intervención con entrenamientos específicos que puedan ayudar a los ciclistas adolescentes a mejorar su DMO y su estructura ósea.

Debido a la dificultad que supone encontrar una muestra de ciclistas que entrene de manera regular decidimos cambiar la muestra de estudio para futuras investigaciones, empezando este año a medir nadadores. La natación al igual que el ciclismo es un deporte sin impacto y por lo tanto no osteogénico. Los nadadores presentan valores óseos parecidos a los ciclistas, pero a diferencia de estos, realizan sus entrenamientos de manera regular bajo la supervisión de un entrenador, resultando por lo tanto más fácil obtener una muestra mayor en nadadores que ciclistas. Este año hemos comenzado un estudio longitudinal que durará 3 años, en el que realizaremos una intervención, dividiendo a los nadadores en 3 grupos; El primer grupo realizará el entrenamiento normal sin intervención. El segundo grupo realizará un entrenamiento pliométrico (de saltos), 3 veces por semana durante 5 minutos en cada ocasión antes de realizar el entrenamiento. El tercer grupo realizará un entrenamiento con plataforma vibratoria 5 minutos al día 3 veces por semana durante un año.

Hemos elegido saltos debido a que algunas intervenciones muy sencillas y de corta duración han producido resultados muy llamativos en el aumento de CMO y DMO durante el desarrollo. Por ejemplo, tan solo 12 minutos dedicados a realizar saltos 3 veces por semana durante 28 semanas han reflejado aumentos de DMO de hasta un 2% comparado con niños controles⁽¹⁵⁾. Datos que se han corroborado también en niñas⁽¹⁶⁾ y de forma longitudinal⁽¹⁷⁾. Además,

parece que estos incrementos perduran, al menos a corto plazo ⁽¹⁸⁾, posiblemente porque incorporan mejoras en la arquitectura y sección transversal del hueso.

La elección de la intervención en el tercer grupo a partir de las plataformas vibratorias o en terminología anglosajona “*whole-body vibration*” (WBV) se ha elegido debido a que se considera beneficioso en el entrenamiento ⁽¹⁹⁻²²⁾ y la rehabilitación ⁽²³⁻²⁶⁾. Estudios previos indican que las vibraciones mecánicas directamente aplicadas al vientre muscular producen contracciones musculares reflejas resultando en el denominado reflejo tónico vibratorio o “*tonic vibration reflex*” (TVR), mediado por mecanismos mono y polisinápticos ⁽²⁷⁻²⁹⁾. El entrenamiento con plataformas vibratorias ha sido utilizado tanto en deportistas como en sedentarios con el objetivo de mejorar el rendimiento físico y/o la función neuromuscular y composición corporal ⁽³⁰⁻³²⁾ y como método de recuperación ⁽³²⁾. Aunque en población no deportista se ha utilizado sobre todo en personas mayores ^(26, 33). También ha demostrado su eficacia mejorando la movilidad ⁽³⁴⁾, función muscular ⁽³⁵⁾ y masa ósea ⁽³⁶⁾ en niños y adolescentes con diferentes patologías. Trabajos recientes han mostrado que el estímulo mediante vibraciones del cuerpo entero con frecuencias y amplitud bajas son seguras y efectivas sobre el sistema musculoesquelético ⁽³⁰⁾. Una de las principales ventajas de este método es que las sesiones son de una duración muy reducida, parece que 10 minutos podrían ser suficientes para producir estímulos osteogénicos. En mujeres jóvenes con densidad mineral baja, 12 meses de WBV (10 minutos, 30 Hz, 0.3 g) produjo un aumento en el hueso trabecular en la espina lumbar y un incremento en el área cortical del fémur ⁽³⁷⁾. En niños con discapacidad, 6 meses de vibraciones produjeron un aumento del 6% en la densidad volumétrica trabecular (vTBMD), mientras que la vTBMD disminuyó un 12% en los chicos que trabajaron con aparatos placebo ⁽³⁶⁾. Sin embargo, WBV aplicada 3-5 veces a la semana (4 minutos al día, 25-45 Hz) en una plataforma oscilante (aceleración de 2-8 g) no mostró ningún efecto en el esqueleto de adultos jóvenes sanos ⁽³⁸⁾.

A estos 3 grupos de nadadores bien definidos les realizaremos 3 evaluaciones durante el año, para observar cómo cambia el hueso y los marcadores óseos. Al cabo de un año se dejará de realizar la intervención para observar el cambio producido con el paso del tiempo sin la intervención. Si se observan mejoras en los valores óseos de los nadadores con un entrenamiento complementario de solo 15 minutos a la semana podremos recomendar este tipo de entrenamiento tanto a ciclistas como a nadadores evitando así problemas óseos en el futuro de esta población.

Conclusiones

Además de una menor DMO encontrada en ciclistas adolescentes en investigaciones previas^(65, 66, 95), hemos encontrado que los ciclistas presentan una estructura ósea diferente a la de un grupo control que realiza actividad física recreacional ocasionalmente. Esta estructura ósea tiene como resultado unos índices de fuerza menores en ciclistas que en controles, viéndose por lo tanto aumentado el riesgo de fractura de los ciclistas. El ciclismo *per se* ya está asociado a un riesgo de caída lo que en muchas ocasiones se asocia con una fractura. Además una peor estructura y menor DMO puede repercutir de manera negativa en el futuro de los ciclistas produciendo osteoporosis y fracturas asociadas a esta patología. El ciclismo presenta numerosos beneficios como son una mejora del sistema cardio-respiratorio, una disminución del riesgo de mortalidad por problemas cardiacos y cáncer y una disminución de la grasa corporal⁽⁹⁶⁾ entre otros factores, por estos motivos y muchos otros factores sociales el ciclismo practicado regularmente es beneficioso para el individuo. El problema radica en que este tipo de deporte puede tener un contra; y es que el hueso de los deportistas que realizan ciclismo de manera regular sin complementarlo con ningún otro tipo de actividad puede terminar siendo más débil debido a cambios en la estructura y densidad del mismo. Este hecho puede repercutir en el presente y futuro del individuo de manera negativa. Por eso recomendamos la práctica de algún otro tipo de deporte o actividad complementaria como puede ser una sesión de saltos de 5 minutos antes de cada entrenamiento.

Bibliografía

1. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis. *Am J Med.* 1993 Jun;94(6):646-50.
2. Diagnosis of osteoporosis in men, premenopausal women, and children. *J Clin Densitom.* 2004 Spring;7(1):17-26.
3. Al-Azzawi F, Palacios S. Hormonal changes during menopause. *Maturitas.* 2009 Jun 20;63(2):135-7.
4. Slingerland AS, van Lenthe FJ, Jukema JW, Kamphuis CB, Looman C, Giskes K, et al. Aging, retirement, and changes in physical activity: prospective cohort findings from the GLOBE study. *Am J Epidemiol.* 2007 Jun 15;165(12):1356-63.
5. Gass M, Dawson-Hughes B. Preventing osteoporosis-related fractures: an overview. *Am J Med.* 2006 Apr;119(4 Suppl 1):S3-S11.
6. 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 Nov;36(11):1985-96.
7. Vicente-Rodriguez G. How does exercise affect bone development during growth? *Sports Med.* 2006;36(7):561-9.
8. Nikander R, Sievanen H, Uusi-Rasi K, Heinonen A, Kannus P. Loading modalities and bone structures at nonweight-bearing upper extremity and weight-bearing lower extremity: A pQCT study of adult female athletes. *Bone.* 2006;39(4):886-94.
9. Guadalupe-Grau A, Fuentes T, Guerra B, Calbet JAL. Exercise and bone mass in adults. *Sports Medicine.* 2009;39(6):439-68.
10. Wolff I, van Croonenborg JJ, Kemper HC, Kostense PJ, Twisk JW. The effect of exercise training programs on bone mass: a meta-analysis of published controlled trials in pre- and postmenopausal women. *Osteoporos Int.* 1999;9(1):1-12.
11. Bergmann P, Body JJ, Boonen S, Boutsen Y, Devogelaer JP, Goemaere S, et al. Loading and skeletal development and maintenance. *J Osteoporos.* 2010;2011:786752.
12. Young N, Formica C, Szmukler G, Seeman E. Bone density at weight-bearing and nonweight-bearing sites in ballet dancers: the effects of exercise, hypogonadism, and body weight. *J Clin Endocrinol Metab.* 1994 Feb;78(2):449-54.
13. Basseij EJ. Exercise for prevention of osteoporotic fracture. *Age and Ageing.* 2001;30(SUPPL. 4):29-31.
14. Gustavsson A, Thorsen K, Nordstrom P. A 3-year longitudinal study of the effect of physical activity on the accrual of bone mineral density in healthy adolescent males. *Calcif Tissue Int.* 2003 Aug;73(2):108-14.
15. MacKelvie KJ, McKay HA, Petit MA, Moran O, Khan KM. 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.* 2002;17(5):834-44.
16. Mackelvie KJ, McKay HA, Khan KM, Crocker PR. A school-based exercise intervention augments bone mineral accrual in early pubertal girls. *J Pediatr.* 2001;139(4):501-8.
17. MacKelvie KJ, Khan KM, Petit MA, Janssen PA, McKay HA. A school-based exercise intervention elicits substantial bone health benefits: a 2-year randomized controlled trial in girls. *Pediatrics.* 2003 Dec;112(6 Pt 1):e447.
18. Cassell C, Benedict M, Specker B. Bone mineral density in elite 7- to 9-yr-old female gymnasts and swimmers. *Med Sci Sports Exerc.* 1996 Oct;28(10):1243-6.

19. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 2003 Jun;35(6):1033-41.
20. Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res.* 2010 Mar;24(3):871-8.
21. Petit PD, Pensini M, Tessaro J, Desnuelle C, Legros P, Colson SS. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Dec;20(6):1186-95.
22. Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res.* 2010 Feb;24(2):548-56.
23. Herrero AJ, Menendez H, Gil L, Martin J, Martin T, Garcia-Lopez D, et al. Effects of whole-body vibration on blood flow and neuromuscular activity in spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2010 Nov 2.
24. Bogaerts AC, Delecluse C, Claessens AL, Troosters T, Boonen S, Verschueren SM. Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). *Age Ageing.* 2009 Jul;38(4):448-54.
25. Totosty de Zepetnek JO, Giangregorio LM, Craven BC. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(4):529-42.
26. Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports.* 2010 Apr;20(2):200-7.
27. Gillies JD, Burke DJ, Lance JW. Supraspinal control of tonic vibration reflex. *J Neurophysiol.* 1971 Mar;34(2):302-9.
28. Gillies JD, Burke DJ, Lance JW. The supraspinal control of the tonic vibration reflex. *Proc Aust Assoc Neurol.* 1971;8:143-6.
29. Kossev A, Siggelkow S, Kapels H, Dengler R, Rollnik JD. Crossed effects of muscle vibration on motor-evoked potentials. *Clin Neurophysiol.* 2001 Mar;112(3):453-6.
30. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med.* 2005 Sep;39(9):585-9; discussion 9.
31. Issurin VB. Vibrations and their applications in sport. A review. *J Sports Med Phys Fitness.* 2005 Sep;45(3):324-36.
32. Marin PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2011.
33. Gusi N, Raimundo A, Leal A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;7:92.
34. Semler O, Fricke O, Vezyroglou K, Stark C, Stabrey A, Schoenau E. Results of a prospective pilot trial on mobility after whole body vibration in children and adolescents with osteogenesis imperfecta. *Clin Rehabil.* 2008 May;22(5):387-94.
35. Rietschel E, van Koningsbruggen S, Fricke O, Semler O, Schoenau E. Whole body vibration: a new therapeutic approach to improve muscle function in cystic fibrosis? *Int J Rehabil Res.* 2008 Sep;31(3):253-6.
36. Ward K, Alsop C, Caulton J, Rubin C, Adams J, Mughal Z. Low magnitude mechanical loading is osteogenic in children with disabling conditions. *J Bone Miner Res.* 2004 Mar;19(3):360-9.

37. Gilsanz V, Wren TA, Sanchez M, Dorey F, Judex S, Rubin C. Low-level, high-frequency mechanical signals enhance musculoskeletal development of young women with low BMD. *J Bone Miner Res.* 2006 Sep;21(9):1464-74.
38. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *J Bone Miner Res.* 2003 May;18(5):876-84.
39. Stewart AD, Hannan J. Total and regional bone density in male runners, cyclists, and controls. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Aug;32(8):1373-7.
40. Rico H, Gonzalez-Riola J, Revilla M, Villa LF, Gomez-Castresana F, Escribano J. Cortical versus trabecular bone mass: influence of activity on both bone components. *Calcif Tissue Int.* 1994 Jun;54(6):470-2.
41. Warner SE, Shea JE, Miller SC, Shaw JM. Adaptations in cortical and trabecular bone in response to mechanical loading with and without weight bearing. *Calcified Tissue International.* 2006;79(6):395-403.
42. Barry DW, Kohrt WM. BMD decreases over the course of a year in competitive male cyclists. *J Bone Miner Res.* 2008 Apr;23(4):484-91.
43. Nichols JF, Palmer JE, Levy SS. Low bone mineral density in highly trained male master cyclists. *Osteoporos Int.* 2003 Aug;14(8):644-9.
44. 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;34(2):286-94.
45. Duncan CS, Blimkie CJ, Kemp A, Higgs W, Cowell CT, Woodhead H, et al. Mid-femur geometry and biomechanical properties in 15- to 18-yr-old female athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(4):673-81.
46. Fehling PC, Alekel L, Clasey J, Rector A, Stillman RJ. A comparison of bone mineral densities among female athletes in impact loading and active loading sports. *Bone.* 1995 Sep;17(3):205-10.
47. Medelli J, Lounana J, Menuet JJ, Shabani M, Cordero-MacIntyre Z. Is osteopenia a health risk in professional cyclists? *J Clin Densitom.* 2009 Jan-Mar;12(1):28-34.
48. Medelli J, Shabani M, Lounana J, Fardellone P, Campion F. Low bone mineral density and calcium intake in elite cyclists. *J Sports Med Phys Fitness.* 2009 Mar;49(1):44-53.
49. 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.
50. Bellew JW, Gehrig L. A comparison of bone mineral density in adolescent female swimmers, soccer players, and weight lifters. *Pediatr Phys Ther.* 2006 Spring;18(1):19-22.
51. Yung PS, Lai YM, Tung PY, Tsui HT, Wong CK, Hung VWY, et al. Effects of weight bearing and non-weight bearing exercises on bone properties using calcaneal quantitative ultrasound. *British Journal of Sports Medicine.* 2005;39(8):547-51.
52. Emslander HC, Sinaki M, Muhs JM, Chao EYS, Wahner HW, Bryant SC, et al. Bone mass and muscle strength in female college athletes (runners and swimmers). *Mayo Clinic Proceedings.* 1998;73(12):1151-60.
53. Taaffe DR, Snow-Harter C, Connolly DA, Robinson TL, Brown MD, Marcus R. Differential effects of swimming versus weight-bearing activity on bone mineral status of eumenorrheic athletes. *J Bone Miner Res.* 1995 Apr;10(4):586-93.
54. 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.
55. Falk B, Bronshtein Z, Zigel L, Constantini N, Eliakim A. Higher tibial quantitative ultrasound in young female swimmers. *Br J Sports Med.* 2004 Aug;38(4):461-5.
56. Derman O, Cinemre A, Kanbur N, Dogan M, Kilic M, Karaduman E. Effect of swimming on bone metabolism in adolescents. *Turk J Pediatr.* 2008 Mar-Apr;50(2):149-54.
57. de Geus B, Van Hoof E, Aerts I, Meeusen R. Cycling to work: influence on indexes of health in untrained men and women in Flanders. *Coronary heart disease and quality of life. Scand J Med Sci Sports.* 2008 Aug;18(4):498-510.
58. Matthews CE, Jurj AL, Shu XO, Li HL, Yang G, Li Q, et al. Influence of exercise, walking, cycling, and overall nonexercise physical activity on mortality in Chinese women. *Am J Epidemiol.* 2007 Jun 15;165(12):1343-50.
59. McCulloch RG, Bailey DA, Whalen RL, Houston CS, Faulkner RA, Craven BR. Bone Density and Bone Mineral Content of Adolescent Soccer Athletes and Competitive Swimmers. *Pediatric Exercise Science.* 1992;4(4):319-30.
60. Nordstrom A, Karlsson C, Nyquist F, Olsson T, Nordstrom P, Karlsson M. Bone loss and fracture risk after reduced physical activity. *J Bone Miner Res.* 2005 Feb;20(2):202-7.
61. Kontulainen SA, Johnston JD, Liu D, Leung C, Oxland TR, McKay HA. Strength indices from pQCT imaging predict up to 85% of variance in bone failure properties at tibial epiphysis and diaphysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2008 Oct-Dec;8(4):401-9.
62. Fuchs RK, Snow CM. Gains in hip bone mass from high-impact training are maintained: a randomized controlled trial in children. *J Pediatr.* 2002;141(3):357-62.
63. Gustavsson A, Olsson T, Nordstrom P. Rapid loss of bone mineral density of the femoral neck after cessation of ice hockey training: a 6-year longitudinal study in males. *J Bone Miner Res.* 2003 Nov;18(11):1964-9.
64. Olmedillas H, Gonzalez-Aguero A, Moreno LA, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Bone related health status in adolescent cyclists. *PLoS One.* 6(9):e24841.
65. Rico H, Revilla M, Hernandez ER, Gomez-Castresana F, Villa LF. Bone mineral content and body composition in postpubertal cyclist boys. *Bone.* 1993 Mar-Apr;14(2):93-5.
66. Rico H, Revilla M, Villa LF, Gomez-Castresana F, Alvarez del Buergo M. Body composition in postpubertal boy cyclists. *J Sports Med Phys Fitness.* 1993 Sep;33(3):278-81.
67. Heinonen A, Oja P, Kannus P, Sievanen H, Manttari A, Vuori I. Bone mineral density of female athletes in different sports. *Bone Miner.* 1993 Oct;23(1):1-14.
68. Sabo D, Bernd L, Pfeil J, Reiter A. Bone quality in the lumbar spine in high-performance athletes. *Eur Spine J.* 1996;5(4):258-63.
69. Wilks DC, Gilliver SF, Rittweger J. Forearm and tibial bone measures of distance- and sprint-trained master cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Mar;41(3):566-73.
70. Ferretti JL, Cointry GR, Capozza RF, Frost HM. Bone mass, bone strength, muscle-bone interactions, osteopenias and osteoporoses. *Mech Ageing Dev.* 2003;124(3):269-79.
71. Braun MJ, Meta MD, Schneider P, Reiners C. Clinical evaluation of a high-resolution new peripheral quantitative computerized tomography (pQCT) scanner for the bone densitometry at the lower limbs. *Phys Med Biol.* 1998 Aug;43(8):2279-94.

72. Vu TT, Nguyen CK, Nguyen TL, Le BM, NguyenTrung Le D, Bui TN, et al. Determining the prevalence of osteoporosis and related factors using quantitative ultrasound in Vietnamese adult women. *Am J Epidemiol*. 2005 May 1;161(9):824-30.
73. Camozzi V, De Terlizzi F, Zangari M, Luisetto G. Quantitative bone ultrasound at phalanges and calcaneus in osteoporotic postmenopausal women: influence of age and measurement site. *Ultrasound Med Biol*. 2007 Jul;33(7):1039-45.
74. El Maghraoui A, Morjane F, Mounach A, Ghazi M, Nouijai A, Achemlal L, et al. Performance of calcaneus quantitative ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry in the discrimination of prevalent asymptomatic osteoporotic fractures in postmenopausal women. *Rheumatol Int*. 2009 Mar;29(5):551-6.
75. Nayak S, Olkin I, Liu H, Grabe M, Gould MK, Allen IE, et al. Meta-analysis: accuracy of quantitative ultrasound for identifying patients with osteoporosis. *Ann Intern Med*. 2006 Jun 6;144(11):832-41.
76. Frost ML, Blake GM, Fogelman I. Does the combination of quantitative ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry improve fracture discrimination? *Osteoporos Int*. 2001;12(6):471-7.
77. Vereecken CA, Covents M, Matthys C, Maes L. Young adolescents' nutrition assessment on computer (YANA-C). *Eur J Clin Nutr*. 2005 May;59(5):658-67.
78. Prentice A, Bonjour JP, Branca F, Cooper C, Flynn A, Garabedian M, et al. PASSCLAIM - Bone health and osteoporosis. *Eur J Nutr*. 2003 Mar;42 Suppl 1:I28-49.
79. Lehtonen-Veromaa M, Mottonen 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.
80. Falk B, Bronshtein Z, Zigel L, Constantini NW, Eliakim A. Quantitative ultrasound of the tibia and radius in prepubertal and early-pubertal female athletes. *Arch Pediatr Adolesc Med*. 2003 Feb;157(2):139-43.
81. Falk B, Galili Y, Zigel L, Constantini N, Eliakim A. A cumulative effect of physical training on bone strength in males. *Int J Sports Med*. 2007 Jun;28(6):449-55.
82. Mayoux-Benhamou MA, Roux C, Rabourdin JP, Revel M. Plantar flexion force is related to calcaneus bone ultrasonic parameters in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int*. 1998 May;62(5):462-4.
83. Bakker I, Twisk JW, Van Mechelen W, Roos JC, Kemper HC. Ten-year longitudinal relationship between physical activity and lumbar bone mass in (young) adults. *J Bone Miner Res*. 2003 Feb;18(2):325-32.
84. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int*. 1985 Jul;37(4):411-7.
85. Frost HM. Why do bone strength and "mass" in aging adults become unresponsive to vigorous exercise? Insights of the Utah paradigm. *J Bone Miner Metab*. 1999;17(2):90-7.
86. Magkos F, Yannakoulia M, Kavouras SA, Sidossis LS. The type and intensity of exercise have independent and additive effects on bone mineral density. *Int J Sports Med*. 2007 Sep;28(9):773-9.
87. Brahm H, Strom 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.
88. Bilanin JE, Blanchard MS, Russek-Cohen E. Lower vertebral bone density in male long distance runners. *Med Sci Sports Exerc*. 1989 Feb;21(1):66-70.

89. Hetland ML, Haarbo J, Christiansen C. Low bone mass and high bone turnover in male long distance runners. *J Clin Endocrinol Metab.* 1993 Sep;77(3):770-5.
90. Duncan CS, Blimkie CJR, Kemp A, Higgs W, Cowell CT, Woodhead H, et al. Mid-femur geometry and biomechanical properties in 15- to 18-yr-old female athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2002;34(4):673-81.
91. Loomba-Albrecht LA, Styne DM. Effect of puberty on body composition. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes.* 2009 Feb;16(1):10-5.
92. Wells JC. Sexual dimorphism of body composition. *Best Pract Res Clin Endocrinol Metab.* 2007 Sep;21(3):415-30.
93. Barry DW, Hansen KC, van Pelt RE, Witten M, Wolfe P, Kohrt WM. Acute calcium ingestion attenuates exercise-induced disruption of calcium homeostasis. *Med Sci Sports Exerc.* Apr;43(4):617-23.
94. Brown RC, Cox CM, Goulding A. High-carbohydrate versus high-fat diets: effect on body composition in trained cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Mar;32(3):690-4.
95. Heinonen A, Oja P, Kannus P, Sievanen H, Haapasalo H, Manttari A, et al. Bone mineral density in female athletes representing sports with different loading characteristics of the skeleton. *Bone.* 1995 Sep;17(3):197-203.
96. Oja P, Titze S, Bauman A, de Geus B, Krenn P, Reger-Nash B, et al. Health benefits of cycling: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* Aug;21(4):496-509.