

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE VETERINARIA
Departamento de Medicina y Cirugía Animal



TESIS DOCTORAL

**Estudio mediante tomografía computarizada de los criterios
radiográficos aplicados al diagnóstico del síndrome navicular del
caballo**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Pablo Arias Sanz

Directores

Fidel San Román Ascaso
María Isabel García Real

Madrid, 2015

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE VETERINARIA

Departamento de Medicina y Cirugía Animal



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE LOS CRITERIOS
RADIOGRÁFICOS APLICADOS AL DIAGNÓSTICO DEL SÍNDROME NAVICULAR
DEL CABALLO.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

PABLO ARIAS SANZ

BAJO LA DIRECCIÓN DE LOS DOCTORES

Fidel San Román Ascaso María Isabel García Real

Madrid, 2015



D. Fidel San Roman Ascaso, con D.N.I 18000514R, Doctor en Veterinaria, Catedrático del Departamento de Medicina y Cirugía Animal, en la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid.

Dña. María Isabel García Real, con D.N.I 52125211N, Doctora en Veterinaria, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina y Cirugía Animal, en la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICAN:

Que D. Pablo Arias Sanz, Licenciado en Veterinaria, ha realizado bajo nuestra dirección y supervisión el trabajo titulado: "ESTUDIO MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE LOS CRITERIOS RADIOGRÁFICOS APLICADOS AL DIAGNÓSTICO DEL SÍNDROME NAVICULAR DEL CABALLO".

Revisado el presente trabajo, se considera que reúne a nuestro juicio la debida calidad y las condiciones de originalidad y rigor metodológico necesarios para su presentación y defensa ante el tribunal correspondiente para optar al título de Doctor.

En Madrid a de de 2015

Vº Bº Directores de la Tesis Doctoral

Fdo.: Fidel San Román Ascaso

Fdo.: María Isabel García Real

INDICE

ÍNDICE DE FIGURAS.....	9
AGRADECIMIENTOS	13
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	17
RESUMEN	21
INTRODUCCIÓN	23
HIPÓTESIS.....	25
OBJETIVOS	25
MATERIAL Y MÉTODO	25
RESULTADOS	27
CONCLUSIONES.....	29
SUMMARY.....	31
INTRODUCTION	33
HYPOTHESIS.....	35
OBJECTIVES.....	35
MATERIAL AND METHOD	36
RESULTS.....	37
CONCLUSIONS	39
INTRODUCCIÓN	41
LA ENFERMEDAD DEL NAVICULAR EN LA ACTUALIDAD	48
<i>Analgesia diagnóstica</i>	<i>48</i>
<i>Biomecánica del area navicular</i>	<i>52</i>
<i>Gammagrafía.....</i>	<i>59</i>
<i>Ecografía.....</i>	<i>60</i>
<i>Resonancia Magnética (RM).....</i>	<i>61</i>
<i>Radiografía.....</i>	<i>63</i>
ESPESOR DE LA CORTEZA FLEXORA, ESCLEROSIS MEDULAR Y DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR.....	79

<i>Tomografía Computarizada (TC)</i>	81
<i>Tomografía computarizada cuantitativa (TCC)</i>	83
HIPÓTESIS	91
OBJETIVOS	95
MATERIAL Y MÉTODO	99
DISEÑO	101
POBLACIÓN A ESTUDIAR	101
MUESTREO	102
TAMAÑO MUESTRAL.....	102
VARIABLES DE ESTUDIO	103
<i>Variable I: Gravedad de la lesión</i>	103
<i>Variable II: Demarcación córtico-medular</i>	106
<i>Variable III: Edad</i>	106
MATERIAL PARA MEDIR LAS VARIABLES	106
MÉTODO DE MEDIDA DE LAS VARIABLES	107
<i>Fosas sinoviales</i>	107
<i>Espesor cortical</i>	112
<i>Extensiones proximales y distales de la cortical palmar</i>	122
<i>Demarcación córtico-medular</i>	123
MÉTODO ESTADÍSTICO	139
<i>Estadística descriptiva</i>	139
<i>Estadística analítica</i>	139
RESULTADOS	141
CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA	143
MEDIAS DE LAS DENSIDADES RADIOLÓGICAS	143
DIFERENCIAS DE DENSIDAD RADIOLÓGICA	153
UNIFORMIDAD DE ESPESORES CORTICALES	166
DISCUSIÓN	171
DISCUSIÓN DEL MÉTODO	173
<i>Variable I: Gravedad de la lesión</i>	173

I.a Fosas sinoviales	173
I.b. Espesor de la corteza flexora (hueso subcondral).....	175
I.c. Extensiones proximales y distales.....	177
I.d. Otros parámetros.....	178
Entesiofitos	178
Fragmentos del borde distal del hueso navicular.....	180
Lesiones quísticas	182
Crecimiento de hueso nuevo en la cortical palmar del hueso.....	183
<i>Variable II: Demarcación córtico-medular.....</i>	<i>183</i>
<i>Variable III: Edad.....</i>	<i>184</i>
DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....	187
<i>Demarcación córtico-medular</i>	<i>187</i>
<i>Diferencias radiológicas latero-laterales (parasagitales), y centro-laterales</i> <i>(Ságito-parasagitales).....</i>	<i>194</i>
<i>Densidades radiológicas subcorticales totales.....</i>	<i>202</i>
<i>Uniformidad de espesores corticales palmares.....</i>	<i>203</i>
LIMITACIONES DEL ESTUDIO	206
CONCLUSIONES	211
BIBLIOGRAFÍA.....	215

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1- PROYECCIÓN DPR-PADIO	65
FIGURA 2- PROYECCIÓN LM.....	67
FIGURA 3-PROYECCIÓN PAPER-PADIO	68
FIGURA 4 - SI EN PLANO DORSAL TC.....	108
FIGURA 5 - SI EN PLANO TRANSVERSAL TC.....	108
FIGURA 6 - SI EN BORDE INCLINADO DE FORMA ANORMAL.....	109
FIGURA 7 - PLANO DORSAL PARA MEDICIÓN DE PROFUNDIDAD DE SI.....	110
FIGURA 8 - MEDICIÓN DE PROFUNDIDAD DE SI	110
FIGURA 9 - FORMAS ANORMALES DE SI.....	112
FIGURA 10 - PROYECCIONES RADIOGRÁFICAS LM PARA DETERMINAR LA LONGITUD PALMAR. TOMADA DE BIGGI Y DYSON ⁶²	113
FIGURA 11	114
FIGURA 12 - DETERMINACIÓN DE CUARTILES EN PLANO TRANSVERSAL.....	114
FIGURA 13 - LÍNEAS Y PUNTOS SOBRE CORTE SAGITAL.....	115
FIGURA 14 - DEFINICIÓN DE CUARTILES SOBRE B	116
FIGURA 15 - PLANO TRANSVERSAL MEDIO.....	116
FIGURA 16 - DEFINICIÓN DE PLANOS TRANSVERSALES.....	116
FIGURA 17 - MPR PARA MEDIDA DE ESPESORES PALMARES	117
FIGURA 18 (EP MED PSAGL Y EP MED PSAGML; PLANO TRANSVERSAL MEDIO).....	118
FIGURA 19 (EP PROX PSAG L Y EP PROX PSAGML; PLANO TRANSVERSAL PROXIMAL)	118
FIGURA 20 (EP DIST PSAGL Y EP DIST PSAGML; PLANO TRANSVERSAL DISTAL).....	118
FIGURA 21 - PROFUNDIDAD PARASAGITAL LATERAL (CPSAGL) Y MEDIAL (CPSAGML)	119
FIGURA 22 - UNIFORMIDAD DE ESPESORES PALMARES CORTICALES PARASAGITALES PROXIMALES, MEDIOS Y DISTALES.....	121
FIGURA 23 - MEDIDA DE EXTENSIONES; P/B Y D/B	122
FIGURA 24 - PLANOS TRANSVERSALES DEFINIDOS SOBRE LA LÍNEA B	124
FIGURA 25 - EJES PERPENDICULARES SOBRE UN CORTE TRANSVERSAL.....	125
FIGURA 26 - ROIS SAGITALES (MED, CORT Y SCORT).....	126
FIGURA 27 - ROIS PARASAGITALES (MED, CORT Y SCORT)	126
FIGURA 28 - ROIS DEL CORTE TRANSVERSAL PROXIMAL	127
FIGURA 29 - ROIS DEL CORTE TRANSVERSAL MEDIO.....	128

FIGURA 30 - ROIS DEL CORTE TRANSVERSAL DISTAL	129
FIGURA 31 - DENSIDAD TOTAL ÁREA SUBCORTICAL PLANO TM	129
FIGURA 32 - DENSIDAD TOTAL ÁREA SUBCORTICAL PLANOTD.....	129
FIGURA 33 - DENSIDAD TOTAL ÁREA SUBCORTICAL PLANO TP	130
FIGURA 34 - DENSIDAD RADIOLÓGICA CORTICAL MEDIA	131
FIGURA 35 - DIFERENCIA CÓRTICO-MEDULAR SAGITAL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL.	132
FIGURA 36 - DIFERENCIA SUBCÓRTICO-MEDULAR SAGITAL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL	133
FIGURA 37 - DIFERENCIA CÓRTICO-SUBCORTICAL SAGITAL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL	134
FIGURA 38 - DIFERENCIA MEDULAR PARASAGITAL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL ..	135
FIGURA 39- DIFERENCIA MEDULAR SAGITAL PSAGL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL.	136
FIGURA 40 - DIFERENCIA CORTICAL SAGITAL PSAGL, EN LOS PLANOS PROXIMAL, MEDIO Y DISTAL.	137
FIGURA 41- DENSIDAD RADIOLÓGICA SUBCORTICAL TOTAL MEDIA	138
FIGURA 42- DENSIDAD RADIOLÓGICA SUBCORTICAL PROXIMAL MEDIA.....	138
FIGURA 43- FOSAS SINOVIALES AUMENTADAS Y DE FORMAS ANÓMALAS EN BORDES DISTAL, PROXIMAL E INCLINADOS, EN IMAGEN DORSAL DE TC. TAMBIÉN SE APRECIA ENTESIOFITOSIS PROXIMAL Y DISTAL	175
FIGURA 44- ENTESIOFITO EN LSID EN IMAGEN SAGITAL DE TC	177
FIGURA 45- ENTESIOFITO EN LSID EN IMAGEN DORSAL DE TC.....	178
FIGURA 46- ENTESIOFITO PROXIMAL EN IMAGEN DORSAL DE TC	179
FIGURA 47- ENTESIOFITOS PROXIMALES Y DISTALES EN IMAGEN SAGITAL DE TC.....	179
FIGURA 48. ENTESIOFITO DISTAL EN IMAGEN MULTIPLANAR DE TC	179
FIGURA 49- OSTEOFITO PERIARTICULAR EN IMAGEN SAGITAL DE TC.....	180
FIGURA 50- FRAGMENTO DISTAL EN IMAGEN DORSAL DE TC	181
FIGURA 51- FRAGMENTO DISTAL EN IMAGEN SAGITAL DE TC	181
FIGURA 52- LESIONES QUÍSTICAS MEDULARES EN IMAGEN TRANSVERSAL DE TC	182
FIGURA 53- LESIÓN QUÍSTICA MEDULAR EN IMAGEN SAGITAL DE TC	182
FIGURA 54- LESIONES QUÍSTICAS MEDULARES EN IMAGEN DORSAL DE TC.....	183
FIGURA 55- COMPARACIÓN DE DENSIDADES RADIOLÓGICAS CORTICALES Y SUBCORTICALES SAGITALES, EN IMAGEN DE TC. HUESO SANO (IZQUEDA.) Y LESIONADO (DCHA.).....	191

FIGURA 56- ÁREAS FOCALES DE LISIS EN LA CORTICAL Y MEDULAR, E INCREMENTO DE DENSIDAD SUBCORTICAL. IMAGEN DE TC DE HUESO LESIONADO.	191
FIGURA 57- MEDICIÓN DE DENSIDADES RADIOLÓGICAS MEDIOLATERALES EN IMÁGENES DE TC....	195
FIGURA 58- IMAGEN TRANSVERSAL TAC DEL HUESO NAVICULAR SANO.....	198
FIGURA 59- IMAGEN TRANSVERSAL TAC DEL HUESO NAVICULAR LESIONADO	198
FIGURA 60- ROIS CORTICAL SAGITAL Y PARASAGITAL. EL ROI CORTICAL SAGITAL COINCIDE CON ÁREA RADIOLÚCIDA SEMILUNAR DE LA CRESTA SAGITAL.....	200
FIGURA 61- ROIS CORTICALES, SIN COINCIDENCIA DE ROI CORTICAL SAGITAL.....	201
FIGURA 62- ROI MEDULAR SAGITAL Y ÁREA LÍTICA COINCIDENTES.....	207
FIGURA 63- SOLAPAMIENTO DE ROIS PARASAGITALES.....	208

AGRADECIMIENTOS

Quisiera expresar mi agradecimiento más sincero al Dr. D. Fidel San Román Ascaso y a la Dra. D^a. María Isabel García Real, por la confianza que depositaron a mi trabajo desde el primer momento. Por su dedicación, sus sabios consejos y enseñanzas que me han permitido llevar a término este esfuerzo.

Al Dr. D. Carlos Gutiérrez Ortega, por su colaboración, por sus palabras de ánimo y estímulo, por su disponibilidad permanente.

Al Excmo. Sr. General Subinspector de Apoyo Veterinario de la Inspección General de la Defensa, D. Ángel Antonio Aguilera Martínez, por su ayuda y estímulo.

Al Sr. Coronel Veterinario D. Ángel Santos Ramírez, Director del Centro Militar de Veterinaria de la Defensa, bajo cuyo mando he podido culminar este proyecto.

Al Comandante Veterinario, D. Manuel Chamorro Sancho, Jefe del Servicio de Policlínica, y a todo su personal, a quienes siempre estaré agradecido por su contribución inestimable en el desarrollo de esta tesis.

A los componentes del Servicio de Medicina y Cirugía Experimental del Centro Militar de Veterinaria de la Defensa, con quienes trabajo a diario.

A mis jefes y compañeros que me enseñaron a crecer en la atención veterinaria del caballo.

A D. Javier Siegrist Ridruejo, por su consejo y su guía.

A mis padres y hermanos.

A mi mujer y a mis hijas, porque me han regalado su tiempo, su paciencia, su amor y su vida.

Y por último, infinitas gracias a Dios, porque sin Él nada sería posible.

A mi mujer Pepa, y a mis hijas Paula y María. Por su amor, su ayuda y por estar siempre a mi lado.

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AIFD:	Articulación interfalángica distal
BN:	Bolsa navicular
C:	Profundidad dorsopalmar
COMP	<i>Cartilage oligomeric matrix protein</i>
Cort PsagL:	Cortical parasagital lateral
Cort PsagML:	Cortical parasagital medial
Cort Sag:	Cortical sagittal
CPsagL:	Profundidad parasagital lateral
CPsagML:	Profundidad parasagital medial
D/B:	Medida de la extensión distal
D:	Extensión distal
DE:	Desviación estándar
DECT:	<i>Dual-energy CT</i>
DEXA:	<i>Dual energy X-ray absorptiometry</i>
Dif:	Diferencia
DIST:	Distal (plano distal)
DMO:	Densidad mineral ósea
DPa.	Dorsopalmar
DPr-PaDiO:	Dorsoproximal-palmarodistal oblicua
EP Dist PsagL:	Espesor palmar distal parasagital lateral
EP Dist PsagML:	Espesor palmar distal parasagital medial
EP Med PsagL:	Espesor palmar medio parasagital lateral
EP Med PsagML:	Espesor palmar medio parasagital medial
EP Prox PsagL:	Espesor palmar proximal parasagital lateral
EP Prox PsagML:	Espesor palmar proximal parasagital medial
EP PsagL:	Espesor palmar parasagital lateral medio

EP PsagML:	Espesor palmar parasagital medial medio
FN:	Forma normal
FA:	Forma anormal
FDP:	Flexor digital profundo
FOV:	Field of view
GAG	Glicosaminoglicanos
HA	Ácido hialurónico
IQR:	Rango intercuartílico
Kv:	Kilovoltio
LM:	Lateromedial
LSC:	Ligamento sesamoideo colateral
LSID:	Ligamento sesamoideo impar distal
Mas:	Miliamperios por segundo
Md:	Mediana
M EP PsagL:	Media de espesores palmares corticales parasagitales laterales
M EP PsagML:	Media de espesores palmares corticales parasagitales mediales
Med PsagL:	Medular parasagital lateral
Med PsagML:	Medular parasagital medial
Med Sag:	Medular sagital
MED:	Medio (plano medio)
MEP:	Media de espesor cortical palmar
MMP-2 y MMP-9	Enzimas metaloproteinasas
MPR:	Reconstrucción multiplanar
Músculo FDP:	Músculo flexor digital profundo
P:	Extensión proximal
PaPr-PaDiO:	Palmarproximal-.palmarodistal oblicua
P/B:	Medida de la extensión proximal
Pd:	Cuartil distal de la línea B

Pm:	Cuartil medio de la línea B
Pp:	Cuartil proximal de la línea B
PROX:	Proximal (plano proximal)
R:	Profundidad de fosa sinovial
RM:	Resonancia magnética
ROI	Región de interés
RP:	Estimación de riesgo
Scort PsagL:	Subcortical parasagital lateral
Scort PsagML:	Subcortical parasagital medial
Scort Sag:	Subcortical sagital
SI:	Invaginaciones sinoviales
S-W:	Shapiro Wilks
T:	Densidad radiológica subcortical total media
TC:	Tomografía computarizada
TCC:	Tomografía computarizada cuantitativa
TD:	Plano transversal distal
TFDP:	Tendón del músculo flexor digital profundo
TM:	Plano transversal medio
TP:	Plano transversal proximal
UH:	Unidades Hounsfield
WL:	<i>Window level</i> (nivel de ventana).
WW:	<i>Window width</i> (amplitud de ventana)
X:	Media aritmética

INTRODUCCIÓN

El síndrome del navicular ha sido reconocido clásicamente como una de las causas más importantes de claudicación crónica en el caballo, y se le considera responsable de la pérdida de aptitud de muchos atletas equinos, pero aún persiste controversia en cuanto a su etiología, patogénesis, lesiones y su diagnóstico.

Se trata de una enfermedad crónica y progresiva de las extremidades anteriores del caballo, que afecta al hueso sesamoideo distal, quien tenía ganado de tiempo atrás un protagonismo especial en esta patología, debido a la disponibilidad casi exclusiva de la radiografía como técnica de diagnóstico por imagen.

Sin embargo, el cambio en la interpretación de la analgesia diagnóstica, la nueva información disponible acerca de la biomecánica del área navicular, las mejoras en la técnica ecográfica, las imágenes aportadas por la escintigrafía (gammagrafía), junto con las nuevas técnicas para el diagnóstico avanzado por imagen, incluyendo la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (RM), han ido probando que el hueso navicular no es la única estructura causante de la sintomatología del síndrome palmar del pie equino. Pero al mismo tiempo confirman la limitada utilidad de la radiografía para la evaluación del síndrome navicular, aunque hoy día sigue jugando un papel importante en su diagnóstico, siendo el punto de inicio de la evaluación mediante técnicas avanzadas de imagen.

Numerosos cambios óseos han sido relacionados con el síndrome navicular, pero debido a la naturaleza proyeccional de la radiografía, muchas de las lesiones del hueso navicular no son identificadas o quedan mal definidas por ella. Incluso con múltiples proyecciones y una cuidadosa preparación, pueden no evidenciarse importantes signos patológicos

La correcta obtención de las proyecciones radiográficas del hueso navicular exige una acertada técnica radiológica, no siempre fácil de conseguir, que en su defecto puede determinar una inapropiada interpretación de la imagen. Esto puede resultar en un incremento falso de la opacidad medular, una falta de definición córtico-medular y del espesor cortical, parámetros todos ellos muy dependientes de una correcta técnica, subjetivos y muy relacionados entre sí. Obviamente, hacer un diagnóstico del síndrome navicular basado exclusivamente en los cambios radiográficos es arriesgado.

Cuando se considera la relación entre esfuerzo y eficacia la radiografía puede ser preferible a la TC, teniendo en cuenta el riesgo que implica para el paciente equino la necesaria práctica de la anestesia que conlleva esta última, por lo que no puede ser de uso habitual pero, en casos clínicos determinados, o con fines de investigación y enseñanza, la TC puede servir de referencia para la evaluación radiográfica de las lesiones del hueso navicular.

La TC es una técnica de diagnóstico por imagen que muestra la anatomía primariamente en cortes axiales, y proporciona una base de datos que puede utilizarse para la reconstrucción y análisis de las imágenes en varios planos o para realizar una reconstrucción volumétrica tridimensional. Es la mejor modalidad de imagen para la valoración de las características del hueso y de sus patologías, proporcionando una excelente diferenciación entre el hueso esclerótico y esponjoso. Pero además de la información morfológica, también proporciona información sobre la atenuación radiológica de los tejidos (tomografía computarizada cuantitativa: TCC), pudiendo medir exactamente la densidad de las regiones de interés seleccionadas, con independencia del tejido circundante, incluso separando la densidad cortical y trabecular.

La demarcación córtico-medular en su evaluación tomográfica ha sido descrita como definida o poco definida, pero no cuantificada, y en su evaluación radiográfica puede ser fácilmente considerada como un hallazgo más importante de lo que en realidad es. Ahora contamos con una tecnología capaz de definir las densidades radiológicas cortical, subcondral y medular. Por lo tanto, podemos cuantificar mediante la TCC, las variaciones de la demarcación córtico-medular que acompañan a las lesiones del hueso navicular.

HIPÓTESIS

El empleo de la disminución de la demarcación cortico-medular, como parámetro radiográfico en el diagnóstico y en la clasificación de gravedad de las lesiones del hueso navicular del caballo, ha de ser reevaluado en función de los hallazgos de la TC.

OBJETIVOS

Los objetivos de este trabajo son cuantificar las diferencias de densidad radiológica entre diversas áreas de huesos naviculares sanos y lesionados, mediante el uso de la TC, y definir las variaciones de su demarcación córtico-medular, en función del grado de lesión del mismo, así como los cambios del espesor de su corteza flexora.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la consecución de estos objetivos, se estudiaron 22 huesos naviculares, procedentes de extremidades anteriores de caballos adultos, obtenidas mediante muestreo consecutivo no probabilístico, a partir de una población de caballos de silla, de uso hípico general.

Dichos huesos se clasificaron en función de la gravedad de sus lesiones, teniendo en cuenta escalas de graduación radiológica adaptadas al examen que ofrece la representación multiplanar de la TC.

Una vez definida la graduación radiológica, se determinaron mediante TCC las medias de las diferencias de las densidades radiológicas entre las regiones corticales y medulares, subcorticales y medulares, corticales y subcorticales, de cada hueso navicular, comparándose las medias de estas diferencias que se presentan en los huesos sin lesión y con lesión.

En este estudio también se tuvieron en cuenta las diferencias de densidad radiológica entre regiones sagitales y parasagitales, proximales y distales, así como las densidades radiológicas subcorticales totales, y los espesores de la cortical palmar del hueso.

Las variables analizadas fueron la gravedad de la lesión, la demarcación córtico-medular y la edad. La primera de ellas se consideró una variable independiente dicotómica, generada por los valores que tomaron las siguientes variables primarias: número, profundidad y forma de las fosas sinoviales, espesor de la corteza flexora, tamaño de las extensiones proximales y distales, presencia de entesiofitos, fragmentos del borde distal del hueso navicular, lesiones quísticas, y crecimiento de hueso nuevo en la cortical palmar. La demarcación córtico-medular se contempló como una variable dependiente generada por los valores de densidad radiológica que tomaron las distintas regiones de interés (ROIs) seleccionadas en cada hueso. La edad se consideró como una variable de control, cuantitativa discreta, ya que se consideraron todos los huesos procedentes de caballos maduros.

Como índices de la tendencia central y de la dispersión de las variables cuantitativas se emplearon la media aritmética y la desviación estándar, o la mediana y el rango intercuartílico. Como test de hipótesis la t de Student o test U de Mann Whitney y correlación lineal de Pearson o Spearman. Como grado de significación estadística se empleó un valor de $p < 0,05$.

RESULTADOS

De los 22 huesos naviculares estudiados, 13 de ellos resultaron incluidos en el grupo sin lesión, y 9 en los del grupo con lesión, sin que las diferencias de mediana de edad fueran estadísticamente significativas.

Se obtuvieron diferencias de densidad radiológica estadísticamente significativas entre áreas córtico-medulares y córtico-subcorticales, tanto en las regiones sagitales como en las parasagitales, en huesos con y sin lesión. Sin embargo, no resultaron significativas las diferencias radiológicas subcórtico-medulares, excepto en áreas sagitales de los huesos lesionados. En estos se ha identificado un incremento de la densidad radiológica subcortical sagital que invierte la situación registrada en los huesos sin lesión, en donde es ligeramente más densa el área medular que la subcortical sagital.

En nuestra muestra, la TCC y la evaluación visual de las imágenes de TC permitieron distinguir claramente entre áreas corticales y medulares, y entre áreas corticales y subcorticales de huesos lesionados y sanos. También permitieron diferenciar las áreas subcorticales y medulares sagitales, pero sólo en el caso de los huesos lesionados, en los que se acentúa la diferencia subcórtico-medular, debido al incremento visto de la densidad radiológica subcortical sagital.

Cuando se compararon dichas demarcaciones, entre huesos con y sin lesión, sólo se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas mediante TCC, entre las demarcaciones córtico-subcorticales de áreas sagitales, siendo mayor esa diferencia de densidades en los sanos. Esto supondría la existencia de una clara defini-

ción córtico-subcortical sagital en estos huesos, que se pierde en los lesionados, debido al incremento registrado de densidad radiológica subcortical sagital. Este sería el único cambio de demarcación que permitiría distinguir radiológicamente, en nuestra muestra, entre huesos lesionados y no lesionados, coincidiendo la ubicación de este mayor grado de lesión con la descrita en estudios histopatológicos y radiográficos previos del hueso navicular.

En nuestra muestra, ni la TCC, ni la evaluación visual de las imágenes de TC, han encontrado diferencias radiológicas medulares o corticales, latero-laterales (parasagitales) en los huesos naviculares analizados. Sin embargo sí han podido identificar diferencias medulares centro-laterales (sagito-parasagitales), de forma más clara en los huesos sanos que en los lesionados, en donde tiende a reducirse esa diferencia, motivada por el incremento en la densidad medular sagital. Estas diferencias, no obstante, no han sido suficientes como para definir huesos sanos y huesos lesionados, como tampoco lo han sido las diferencias estadísticamente significativas encontradas entre las correspondientes áreas corticales parasagitales. Estos resultados también estarían conformes con la distribución preferente de las lesiones que señala la literatura.

En nuestra muestra tampoco ha sido posible distinguir entre huesos lesionados y sanos en función de la densidad radiológica subcortical total.

Las imágenes de la TC permitieron identificar una falta de uniformidad en las medidas del espesor cortical distopalmar, que podría corresponderse con las sobrecargas biomecánicas ejercidas sobre la mitad distal de la superficie palmar del hueso.

CONCLUSIONES

La distinción entre huesos naviculares sanos y lesionados, utilizando el criterio radiológico de pérdida de la demarcación córtico-medular, sólo ha sido posible, mediante la exploración por TC, en las áreas córtico-subcorticales sagitales de dicho hueso. Por ello, el empleo de dicho parámetro radiográfico, ha de ser reevaluado en su uso para la clasificación de la gravedad de las lesiones de este hueso, debiendo referirse sólo a su demarcación córtico-subcortical sagital.

El empleo de la TC cuantitativa permite estudiar las variaciones de la densidad radiológica del hueso navicular del caballo en áreas muy concretas.

La TC es capaz de cuantificar el espesor de la cortical flexora del hueso navicular y demostrar pérdidas de uniformidad de la misma.

La tomografía computarizada cuantitativa es una herramienta diagnóstica excelente para evaluar las variaciones de la densidad radiológica del hueso navicular del caballo.

Para confirmar las tendencias encontradas, y elevar a definitivos estos resultados, debería incrementarse el tamaño muestral, y redefinir la ubicación y dimensiones de las áreas de interés estudiadas.

INTRODUCCIÓN

Navicular syndrome has been classically considered as one of the most important causes of chronic lameness in horses. This syndrome is responsible for loss of function in many equine athletes. Although it has been present for centuries, there is still considerably controversy regarding its etiology, pathogenesis, lesions and diagnosis.

Navicular syndrome is a chronic and often progressive forelimb horse disease, affecting the distal sesamoid bone. This bone has gained a central role in this pathology, because of available diagnostic imaging techniques. For a long time, radiography was the only technique that could be used routinely to explore the inside of a horse's hoof. As a result, veterinarians were limited to assessing changes in the bony structures.

But the change in our approach to the interpretation of diagnostic analgesia, along with images obtained by nuclear scintigraphy, biomarkers and new information about the biomechanics of the navicular area, gradually proved that the navicular bone was indeed not the only structure causing the clinical signs.

Complementary diagnostic imaging techniques such as computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) also became available, revolutionising the diagnostic process and enabling clinicians to evaluate the navicular bone and surrounding structures from different angles. It became possible to identify different pathological entities causing clinical signs of palmar foot pain, and have tested the navicular bone is not the only cause of the symptoms of this syndrome.

Advanced diagnostic imaging techniques have shown radiography limitations too, but even today this technique continues to play an important role in diagnosis and plain radiography is still the starting point of the diagnostic imaging algorithm.

Numerous bone changes have been described in the navicular syndrome, however due to the projectional nature of radiography, many navicular lesions are ill defined or not seen. Even with multiple radiographic projections and careful technique, important lesions can be missed.

The correct acquisition of radiographic projections of the navicular bone requires an accurate imaging technique not always easy to get, so that otherwise can determine an inappropriate image interpretation. This can result in a false increase in medullary opacity, a blur corticomedullary junction and cortical thickness. These parameters are highly dependent on proper technique and highly subjective. They are also highly interrelated.

When the ratio between effort and efficacy and the risks for the patient, caused by the required general anaesthesia is considered, CT cannot be recommended as a routine diagnostic tool for examining the equine coffin joint. Thus, conventional radiography of the distal horses limb seems to be preferable when compared with CT for routine examinations. But in some clinical cases and for scientific research and veterinary education, CT images may serve as reference for a thorough radiographic evaluation of lesions of the navicular bone.

CT is an imaging technique that shows primarily anatomy in cross axial sections and provides a three-dimensional dataset that can be used for image reconstruction and analysis on several planes or three-dimensional settings. It is the best imaging modality for the evaluation of the characteristics of bone and its patholo-

gies. CT provides good anatomic resolution of bony structures as well as an excellent differentiation between spongiotic and sclerotic bone. In addition to morphologic information, CT also provides information about tissue radiological attenuation (Quantitative Computed Tomography: QCT). QCT accurately measures bone density of a simple region of interest (ROI) from which the bone is measured directly, independent of the surrounding soft tissue, and can be used to separate the trabecular bone density from the cortical one.

The corticomedullary demarcation in their tomographic evaluation has been described as distinct or indistinct, but not quantified. Based on CT, it appears that findings such as medullary sclerosis and an indistinct corticomedullary junction may be overinterpreted in the radiographs. Now we have a technology capable of defining cortical, medullary and subchondral radiological densities. Therefore, we can quantify by QCT, variations in the corticomedullary demarcation accompanying injuries of the navicular bone.

HYPOTHESIS

The use of the decrease in corticomedullary demarcation, as radiographic parameter in the diagnosis and classification of severity of injuries of the navicular bone of the horse, must be reassessed based on CT findings.

OBJETIVES

The objectives of this study were to quantify the differences in radiological density between different areas of healthy and injured navicular bones by the use of CT, and define the variations of its corticomedullary demarcation, depending on the level of bone injury. Another objective was to quantify changes in the thickness of its flexor cortex.

MATERIAL AND METHOD

To achieve these goals, 22 forefeet navicular bones from adult horses were studied. These bones were obtained by non-probabilistic consecutive sampling from a population of general riding purpose horses.

Navicular bones were classified according to the severity of their injuries, considering graduation scales adapted to the radiological examination offered by the CT multiplanar representation.

Once radiological graduation was defined, mean differences in radiological densities between cortical and medullary regions, subcortical and medullary regions, and cortical and subcortical regions from each navicular bone were determined by QCT. And the means of the differences observed between healthy and injured bones were compared.

In this study also took into account differences in radiographic density between sagittal and parasagittal regions were also taken into account, as well as the proximal and distal regions of these bones. Total subcortical radiological densities and thickness of the palmar cortex of these bones were also considered.

The variables analyzed were the severity of the injury, corticomedullary demarcation and age. The first one was considered as an independent dichotomic variable. This was generated by the values expressed by the following primary variables: number, depth and shape of synovial invaginations, thickness of the flexor cortex, size of the proximal and distal extensions, presence of proximal border enthesophytes and distal border fragments, presence of cyst-like lesions in the spongiosa, and new bone growth on the palmar cortex of the navicular bone. The corticomedullary demarcation was considered a dependent variable. This was generated by the

radiological density values of the different regions of interest (ROIs) that were selected in each bone. Age was considered as a control variable, since all the bones were obtained from mature horses.

Arithmetic mean and standard deviation, or median and interquartile range were used as measures of central tendency and dispersion for quantitative variables. Student t Test or Mann-Whitney U Test and Pearson linear correlation or Spearman were used as a hypotheses test. A value of $p < 0.05$ was used as level of statistical significance.

RESULTS

Of the 22 navicular bones studied, 13 of them were included in the group without injury, and 9 in group with injury. The median age differences were not statistically significant.

Statistically significant differences in radiological density were obtained between corticomedullary and corticosubcortical areas, both sagittal and parasagittal regions, in injured and healthy bones. However, the differences in radiological density obtained between subcorticomedullary areas were not statistically significant, except in the sagittal areas of injured bones. In these bones, an increase in the subcortical radiological density in sagittal areas has been identified, reversing the situation recorded in bones without injury. In healthy bones the sagittal medullary area is slightly denser than the sagittal subcortical one.

In our sample, QCT and visual assessment of CT images allowed us to clearly distinguish between cortical and medullary areas, and between cortical and subcortical areas of injured and healthy bones. They also allowed to differentiate the sagittal subcortical and medullary areas, but only in the case of injured bones, where the subcortico-medullary difference is accentuated, due to the increase observed in the sagittal subcortical radiological density.

When such demarcations between healthy and injured bones were compared, only statistically significant differences were obtained by QCT between the sagittal corticosubcortical demarcations. This difference in density was higher in healthy bones. This would imply the existence of a clear definition sagittal corticosubcortical in these bones. This definition would be lost in the injured bones due to the increase in the sagittal subcortical radiological density observed. In our sample this would be the only change of demarcation that distinguished the injured bones and healthy bones on radiological examination. This placement coincides with the location described in previous histopathological and radiographic studies for major injury of the navicular bone.

In our sample, neither QCT nor visual assessment of CT images have found medullary or cortical, latero-lateral (parasagittal) radiographic differences, in navicular bones analyzed. However, both techniques have identified centro-lateral (sagittal-parasagittal) medullary differences. These differences were clearer in healthy bones than in the injured bones, where this difference tends to decrease, because of the increase in sagittal medullary density. However, these differences have not been enough to distinguish healthy bones from injured bones. Statistically significant differences found between corresponding parasagittal cortical areas have not allowed making that distinction neither. These results are also consistent with the more frequent distribution of lesions that literature states.

In our sample it has not been possible to distinguish between healthy and injured bones according to total subcortical radiological density.

CT images allowed the identification of a lack of uniformity in measures of distopalmar cortical thickness, which could correspond with the mechanical stress exerted on the distal half of the palmar surface of the bone.

CONCLUSIONS

The distinction between healthy and injured navicular bone, using the radiological criteria of cortico-medullary demarcation decrease, has only been possible by CT scanning, in the sagittal corticosubcortical areas of the bone. Therefore, the use of this radiographic parameter must be reassessed to classify the severity of injuries of the bone. Therefore, it must be referred only for the sagittal corticosubcortical demarcation.

The use of QCT allows the study of variations of radiological density of the navicular bone of the horse in very specific areas.

CT is able to quantify the thickness of the navicular bone flexor cortex, and to demonstrate loss of uniformity thereof.

QCT is an excellent diagnostic tool to evaluate changes in the radiological density of the navicular bone of the horse.

To confirm the trends found, and consider these results as definitives, the sample size should be increased, and the dimensions and placements of ROIs studied should be redefined.

Desde la primera descripción en el año 1752¹ de una cojera producida por alteraciones en el hueso sesamoideo distal, el síndrome o enfermedad del navicular ha sido reconocido como una de las causas más importantes de claudicación crónica en el caballo^{2,3}, y responsable de la pérdida de aptitud de muchos atletas equinos⁴.

Este hueso sesamoideo distal, también llamado hueso navicular, se localiza entre la porción distal del tendón del músculo flexor digital profundo (TFDP) y la articulación interfalángica distal (AIFD) de la cual forma parte. Ofrece dos superficies articulares para las falanges media y distal, y está cubierto por cartílago hialino, excepto en su superficie flexora, donde se trata de fibrocartílago. Cada una de ellas posee una capa de hueso subcondral, quedando entre ellas una médula consistente en hueso trabecular con orientación regular dorsoproximal-palmarodistal de sus láminas⁵.

El síndrome navicular se trata de una enfermedad crónica y progresiva, de las extremidades anteriores del caballo, que afecta a dicho hueso y a los tejidos blandos anejos que le dan soporte. A pesar de los más de doscientos años de su reconocimiento clínico, siempre ha mantenido, y aún persiste, la controversia en cuanto a su etiología, patogénesis, lesiones responsables de la claudicación y diagnóstico^{4,6}.

En un trabajo publicado en el año 2000, Widmer *et al* señalan que la causa del síndrome navicular era todavía desconocida, aunque se creía que su patogénesis implicaba un compromiso vascular, un trauma mecánico o la producción de cambios degenerativos. Estos autores indicaban que existía una evidencia creciente de que las alteraciones patológicas del TFDP, así como del fibrocartílago de la superficie flexora del hueso navicular y de otros tejidos blandos, participaban en la patogénesis del síndrome navicular⁷.

Ya desde principio de los años 90 se sabía que la enfermedad navicular se caracterizaba por la producción, no sólo de cambios degenerativos en el cartílago y en el hueso subcondral palmar del hueso navicular, sino que también resultaban afectadas sus estructuras relacionadas. Sin embargo, en esta enfermedad el hueso navicular tenía ganado, de tiempo atrás, un protagonismo especial, debido a la disponibilidad casi exclusiva de la radiografía como técnica de diagnóstico por imagen. Esto a menudo hacía imposible diferenciar entre las distintas estructuras que pudieran ser responsables de la sintomatología⁸.

Más recientemente, en el año 2011, todavía se define la enfermedad navicular como una claudicación crónica de las extremidades anteriores, asociada a dolor procedente del hueso navicular⁹, aunque a través de estudios con resonancia magnética¹⁰ (RM) y estudios anatomopatológicos^{11,12} ya se había demostrado que en ella se producen también anomalías en los ligamentos sesamoideos colaterales (LSCs), el ligamento sesamoideo impar distal (LSID) y la bolsa navicular (BN). Estas estructuras, junto al hueso navicular (*y el ligamento anular digital distal*) conforman el aparato podotroclear, del que también forma parte el TFDP, si bien sus lesiones primarias deberán considerarse como una lesión independiente⁹.

Al no haberse reproducido experimentalmente la enfermedad del navicular, todas las etiologías propuestas son especulativas¹³. Las más tempranas teorías que sugerían una etiología vascular, con arterioesclerosis¹⁴ o trombosis resultantes en isquemia del hueso navicular¹⁵, han sido ampliamente rechazadas debido a que no se han podido demostrar lesiones isquémicas en el hueso, ni se han podido reproducir los cambios patológicos, mediante la oclusión del soporte sanguíneo óseo. Sin embargo, los estudios anatomopatológicos, realizados a partir de huesos con avanzadas anomalías radiológicas reflejan el estado final de una enfermedad compleja, en la que se ha identificado una notable **similitud entre los hallazgos patológicos de la enfermedad navicular y la osteoartritis**, tanto de los humanos, como de los caballos¹³.

Es difícil de concebir, según indican algunos autores, cómo una misma enfermedad (o lesión) puede manifestarse de forma tan variada, a veces progresando de forma insidiosa, como cojera crónica de ambas extremidades anteriores, y otras veces haciéndolo de forma aguda, como cojera severa y unilateral. Y, además, con una gran variedad de signos radiológicos, que sin embargo algunos caballos no llegan nunca a desarrollar. Es sorprendente, también, que a veces los síntomas se manifiesten en caballos jóvenes, justo cuando comienzan su actividad deportiva, a pesar de que es más común que se presenten ya en caballos maduros de deporte. Es igualmente llamativo que se manifieste en caballos con muy distintas conformaciones distales de sus extremidades⁹, incluyendo aquellas con cascos rectos y estrechos, pero también en conformaciones de talones hundidos, o en cascos con desequilibrios lateromediales o dorsopalmares.

Esta multiplicidad de presentaciones clínicas, junto a su compleja etiopatogénesis y variadas respuestas al tratamiento, llevaron a la conclusión de que el nombre de síndrome navicular, es preferible al más antiguo de enfermedad del navicular⁷.

En un estudio realizado en el año 2005, se describió cómo la RM pudo identificar una gran variedad de lesiones asociadas al dolor palmar del pie, siendo la mayoría de ellas lesiones primarias de tejidos blandos. La más frecuente fue la lesión del TFDP, que apareció en un 59% de los casos. La segunda más frecuente correspondió a la lesión de los ligamentos colaterales de la AIFD (31%). Y, tras porcentajes menores en que resultan afectadas las falanges proximal y distal, y el LSID, se sitúan las lesiones primarias del hueso navicular, con una frecuencia del 5 % de los casos.¹⁶

Según indican estos autores, el término “síndrome navicular” se ha utilizado previamente para describir cojeras aliviadas mediante la analgesia perineural de los nervios palmares digitales, con ausencia de anomalías radiológicas detectables, pero

dada la alta incidencia de las lesiones primarias de tejidos blandos, estos autores sugieren que el uso del término “síndrome navicular” es igualmente confuso y no debería usarse más¹⁶.

La amplitud de signos clínicos que abarca la enfermedad navicular, así como la combinación de la respuesta a la analgesia diagnóstica y la información que ofrecen las técnicas avanzadas de diagnóstico por imagen, permiten reconocer hoy una variedad de entidades patológicas que deben ser identificadas, individualmente o en combinación. Por tanto, la “enfermedad del navicular”, no puede ser por más tiempo un término válido para designar este complejo de lesiones. Este, sin embargo, se ajusta más a la denominación de “síndrome palmar del pie”, en el que se debería llegar a un diagnóstico definitivo a través del examen clínico y el uso de las técnicas complementarias de diagnóstico⁸.

Efectivamente, estudios con RM del año 2009, indican que la lesión primaria no se encuentra en el hueso navicular, ya que los cambios patológicos iniciales no ocurren en la BN o en el propio hueso, cuando existen lesiones múltiples en el aparato podotroclear¹⁷.

No obstante, a pesar de la controversia respecto a la nomenclatura de esta lesión, todavía podemos encontrar en la literatura científica reciente, tanto el término síndrome navicular^{4, 18}, como el de enfermedad del navicular¹⁶.

Desde el inicio del siglo XXI se había anunciado la revisión de las ideas existentes acerca de este síndrome. A pesar de este esfuerzo, y contando con la revolución que ha supuesto para el diagnóstico por imagen del pie equino la introducción de la RM, recientemente, en el año 2012, se ha afirmado que nuestro conocimiento sobre los procesos patológicos que afectan al hueso navicular son aun limitados¹⁹. A pesar de disponer de estudios que combinan el análisis histopatológico con las imá-

genes de RM de huesos naviculares lesionados^{20,11}, habiendo incluso encontrado respaldo histológico en lesiones identificadas mediante dicha técnica en la médula del hueso navicular, sin embargo, la progresión y la fisiopatología de algunas de las lesiones identificadas en las imágenes permanece aún sin clarificar¹⁹.

A pesar también de las esperanzas puestas en la RM, todavía queda por determinar la contribución de las lesiones encontradas en el aparato podotroclear, al dolor palmar del casco. Y así, en el año 2000 se señalaba que, aunque se había encontrado cómo el estasis del flujo sanguíneo medular causaba un incremento en la presión medular y dolor, posiblemente el uso de la RM podría ayudar a identificar caballos con lesiones activas y dolorosas del hueso navicular⁷.

Teniendo en cuenta los hallazgos sobre la presencia de vénulas y sinusoides atrapados en la médula de huesos naviculares lesionados²¹, y las mediciones de la presión intraósea navicular²², en el año 2006 se pensaba que el dolor asociado a la enfermedad navicular podría deberse a la congestión venosa del hueso navicular o proceder de la distensión de la bolsa navicular¹³. Así mismo, también las terminaciones nerviosas que alcanzan a los LSCs y al LSID, podrían participar probablemente en la manifestación de dolor²³.

No obstante, a pesar de haberse establecido estas relaciones entre las imágenes RM y los exámenes *postmortem*, un estudio realizado con RM más reciente (2011) señala, que la contribución de algunas lesiones, como la fragmentación del borde distal palmar del hueso navicular, al dolor y la claudicación, debe ser clarificada²⁴.

Por todo ello, podemos concluir afirmando que los factores causantes del dolor del aparato navicular, no están aun suficientemente definidos⁹.

LA ENFERMEDAD DEL NAVICULAR EN LA ACTUALIDAD

El cambio en la interpretación de la **analgesia diagnóstica**, la nueva información disponible acerca de la **biomecánica** del área navicular, junto con las nuevas técnicas para el diagnóstico avanzado por imagen, incluyendo la **tomografía computarizada** (TC) y la **RM**, han ido probando, de forma gradual, a lo largo de la última década, que el hueso navicular no es la única estructura causante de la sintomatología del síndrome palmar del pie equino.

Además, también las mejoras en la **técnica ecográfica**, las imágenes aportadas por la **gammagrafía** y el uso común de la **radiografía**, han permitido alcanzar un mejor abordaje diagnóstico del aparato podotroclear, haciendo posible identificar diferentes entidades patológicas causantes de síntomas clínicos en dicho síndrome⁸.

A pesar de estos avances, la radiología básica sigue siendo el punto de inicio de la evaluación mediante diagnóstico por imagen⁸ y, según señalan diversos autores en el año 2012, la radiografía sigue jugando un papel esencial en el diagnóstico de la enfermedad del navicular, aunque se limite a valorar los cambios óseos del aparato podotroclear¹⁸.

ANALGESIA DIAGNÓSTICA

El diagnóstico presuntivo del síndrome navicular se ha basado en la historia y evaluación clínica, e incluye la demostración del dolor palmar del casco, con el alivio de la claudicación mediante la analgesia regional.

La mayoría de los caballos aquejados de esta patología son presentados al reconocimiento veterinario con una historia de evolución insidiosa de disminución del rendimiento, acortamiento del tranco, o cojera unilateral y alternativa de las extre-

midades anteriores, que es más evidente en círculo y sobre terreno duro. Es común la falta de acción del animal, la rigidez en los movimientos, las defensas en el salto y la incapacidad para alargar el tranco. Es menos frecuente la presentación aguda, con cojera de moderada a severa, normalmente unilateral, aunque a veces bilateral, de las extremidades anteriores. A veces se manifiesta con dolor en el reposo, siendo un signo variable que el caballo apunte, alternativamente, con las lumbres de los cascos de las extremidades anteriores. Puede haber pulso digital aumentado y, para algunos autores, la respuesta dolorosa a la exploración de la ranilla con las pinzas de casco es característica de este síndrome. También es variable la respuesta a los test de flexión del dedo, y, aunque no es patognomónico, la elevación de las lumbres, forzando la extensión de la articulación interfalángica distal (AIFD), puede incrementar la cojera⁹.

Sin embargo, aunque los resultados de la **analgesia diagnóstica**, ya sea por el empleo del bloqueo nervioso o la infiltración articular o intratecal, han sido tenidos muy en cuenta, la interpretación de la desensibilización viene siendo discutida desde muchos años atrás.

Algunos investigadores desafiaron el dogma de la respuesta a la analgesia diagnóstica, lo que resultó en una mejor comprensión de la validez de esta técnica y, por tanto, en una mejor valoración de sus resultados en el examen clínico.

Clásicamente, la mayoría de los caballos que respondían positivamente a la analgesia de los nervios palmares digitales, se creía que padecían el síndrome navicular, pero este bloqueo desensibiliza muchas estructuras del interior y exterior del casco²⁵.

Algunos autores afirman en el año 2010 que aunque el bloqueo de los nervios palmares digitales es útil para el diagnóstico del síndrome navicular, no es específi-

co, y caballos con síndrome navicular no siempre muestran mejoría significativa de su cojera después de su realización⁴.

Se trata de una cojera que se consideraba aliviada parcialmente con el bloqueo de la sensibilidad de los nervios palmares digitales, y eliminada con el bloqueo de los nervios palmares^{26,27}. Pero estos resultados distan mucho de ser específicos. Sólo el **bloqueo de los nervios digitales palmares** alivia o elimina el dolor provocado por hasta otras 21 patologías más²⁵. La **analgesia intra-articular de la AIFD** puede aliviar el dolor asociado al hueso navicular, a los 5 minutos de la inyección²⁶, pero tampoco esta es una respuesta específica, ya que existen otras 14 patologías que ofrecen este resultado²⁵. Una respuesta negativa tampoco excluye la enfermedad, ya que el 20% de los caballos responde de esta manera a este bloqueo y, sin embargo, responden de forma positiva a la **analgesia intratecal de la BN**²⁵. Precisamente, un resultado positivo a esta infiltración usualmente refleja dolor primario procedente del hueso navicular o de su bolsa, o lesión primaria del TFDP. Por otro lado, una respuesta negativa a ambos bloqueos (intra-articular e intratecal), hace improbable que el caballo padezca la enfermedad del navicular⁹.

Algunos autores ya afirmaban en 1993 que existía controversia acerca de la interpretación de una respuesta positiva a la analgesia intra-articular de la articulación interfalángica distal, ya que podría haber difusión entre ella y la BN, concluyendo que era útil, con fines diagnósticos, el realizar la analgesia de la AIFD y la BN, aunque de forma separada. El resultado de la analgesia de la AIFD, por sí solo, podría ser difícil de interpretar²⁷.

Estos mismos autores señalaban también que la analgesia de los nervios digitales palmares no es específica, ya que alivia el dolor procedente de todas las estructuras de la mitad palmar del pie, no sólo del hueso navicular, e incluso también de la porción dorsal del casco, de la articulación interfalángica distal, bursa y vaina digital.

La localización del dolor mediante la anestesia de los nervios digitales palmares, de la AIFD, o de la BN, de forma aislada o secuencial, es considerada como parte importante del examen de cojeras en el caballo. Pero la analgesia de dichas estructuras es incapaz de localizar el dolor en un área específica del pie del caballo²⁸.

La interpretación de los efectos de la analgesia diagnóstica, que previamente se habían considerado evidentes, se volvió más complicada. La interpretación de la fuente del dolor en la porción distal de la extremidad no es fácil, debido a la disposición compacta de articulaciones, tendones y ligamentos, en el interior del estuche córneo.

Los estudios anatómicos han mostrado la presencia de fibras nociceptoras en las regiones dorsal y palmar de los ligamentos sesamoideos colaterales, en el interior del LSID, innervando directamente el hueso navicular, en el tejido conectivo periarticular de la AIFD y en áreas medulares de la falange distal. La estrecha relación anatómica de estas estructuras y el paquete vasculonervioso digital palmar con la cápsula de la AIFD, las hace susceptibles de ser desensibilizadas mediante soluciones anestésicas inyectadas en el interior de la articulación²⁵.

Por lo tanto, aunque la analgesia diagnóstica había sido considerada relativamente segura, los estudios más recientes han mostrado sus limitaciones. Sin embargo, si entendemos esas limitaciones, la analgesia diagnóstica puede aún proporcionar información útil sobre el origen del dolor. El resultado de la analgesia regional (nerviosa, intra-articular e intratecal) debe ser valorado teniendo en cuenta el tiempo transcurrido tras la inyección, y el volumen de los anestésicos debe ser minimizado⁸.

A pesar de los avances tecnológicos aplicados a la medicina deportiva equina a lo largo de las últimas 3 décadas, la analgesia diagnóstica sigue siendo la más va-

liosa herramienta del veterinario clínico para localizar la causa del dolor en la cojera, aunque esta técnica precisa una completa comprensión de la anatomía, dominio de habilidades básicas y experiencia clínica²⁵.

BIOMECÁNICA DEL AREA NAVICULAR

Muchas de las hipótesis relativas a la etiopatogenia de este síndrome coinciden en que cargas biomecánicas elevadas y anormales causan una **remodelación excesiva del componente trabecular y cortical del hueso navicular**⁷.

Una de las etiologías propuestas para este síndrome es la repetición de fuerzas biomecánicas. La presión continua entre el TFDP y la superficie flexora del hueso, conduce a cambios degenerativos de estas estructuras, debidos a la remodelación de la esponjosa subyacente al fibrocartílago flexor⁴.

Sabemos que la situación anatómica del hueso navicular le permite actuar como un hueso sesamoideo entre el TFDP y la tercera y segunda falanges, con las cuales se articula. Esto sugiere que su función primaria es la de actuar distribuyendo fuerzas entre dichas estructuras anatómicas, y manteniendo igualmente, de forma constante, el ángulo de inserción del tendón, y por tanto su función mecánica²⁹.

El hueso navicular, y en particular su porción distal, tiene que soportar grandes fuerzas, especialmente durante la fase de propulsión del tranco³⁰. Esto ocurre durante la extensión de la AIFD, momento en que se produce el mayor incremento de la presión que ejerce el TFDP sobre la superficie palmar del hueso navicular²⁹.

Según afirman diversos autores³¹, existe una gran diferencia en la distribución de la carga de la porción distal del miembro, a lo largo de la fase de apoyo del tranco, entre caballos sanos y caballos con dolor palmar. Así en los caballos sanos la

presión sobre el hueso navicular se incrementa en un 85% a lo largo de la fase de apoyo, hasta este máximo justo antes de la elevación de los talones. Esto se debe a la presión ejercida por el TFDP en la máxima extensión de la AIFD, en la última fase del apoyo. Sin embargo, aunque la presión máxima media es similar, en los caballos con síndrome navicular esa presión máxima se inicia en una fase anterior durante la fase de apoyo, y se mantiene casi constante hasta la elevación de los talones. Esto resulta en una mayor carga sobre el hueso, pudiendo ser **responsable de su remodelación**.

Esa anticipación en las máximas presiones sobre el navicular se debe a que cuando el caballo percibe el dolor palmar, intenta compensarlo con el apoyo inicial de lumbres característico de esta lesión, descargando el peso de los talones al inicio de la fase del apoyo para evitar la “concusión palmar”. Para ello se produce un incremento en la tensión del TFDP en la fase inicial y media del apoyo gracias a una contracción del músculo FDP. Estos autores aportan como evidencia de este fenómeno el hecho de que la analgesia de los nervios palmares digitales hace disminuir la fuerza ejercida por el tendón en esas fases iniciales del apoyo, ya que entonces no siente dolor³¹.

Desafortunadamente, este mecanismo compensatorio origina una mayor fuerza del tendón sobre el hueso navicular, y podría ser responsable de que caballos con dolor palmar crónico desarrollen cambios radiológicos en el hueso navicular. Pero no está probado que tales incrementos de carga causen la enfermedad navicular²⁹.

Este mecanismo podría explicar también la susceptibilidad de desarrollar esta patología en caballos con el eje podofalángico desplazado hacia atrás, ya que el tendón se tensa más. Además, sería responsable de la presentación de cascos de paredes rectas y talones elevados y contraídos, como muestra de la eficacia de ese mecanismo de protección palmar, en aquellos con evolución crónica de la lesión²⁹.

Aunque se creyó inicialmente que una conformación del casco de talones hundidos podría estar asociada al síndrome del navicular³⁰, no se ha encontrado una correlación significativa entre la fuerza máxima ejercida sobre el hueso navicular por el TFDP y dicha conformación, sino que aquella se relacionaba negativamente con el ángulo entre la falange distal y el suelo, y con la razón entre la altura de los talones y la pared de las lumbres. Así mismo, no se ha identificado correlación entre el ángulo de la superficie solar del tejuelo y el grado de hundimiento de los talones. Sin embargo una variación de 1º en aquel ángulo determina un incremento de 4 veces en la fuerza máxima ejercida sobre el hueso navicular. La conformación del casco, según estos autores, tiene una importante relación con las fuerzas aplicadas en él, pero esto se debe valorar con parámetros más exactos que la angulación de los talones. Las fuerzas aplicadas en el pie equino, estarían bien correlacionadas con la altura de talones y lumbres, y el ángulo de la tercera falange³².

La tercera, y más aceptada hipótesis en relación a la etiopatogenia del síndrome navicular, sugiere que se trata de un proceso similar a la osteoarthritis⁴.

Numerosos investigadores^{5, 21, 22} definen este síndrome como un **proceso degenerativo** que afecta al hueso y a sus estructuras relacionadas. Estos autores han demostrado que los cambios en el fibrocartílago de la superficie flexora, el hueso subcondral, la cavidad medular y la BN, son similares a los observados en el cartílago hialino y membranas sinoviales de las articulaciones con osteoarthritis⁴.

Caron (2011) recoge el concepto de osteoarthritis señalado por Hough *et al* (1997) y Manking *et al* (2001), definiéndolo como un proceso no inflamatorio de las articulaciones móviles, caracterizado por la degeneración y pérdida de cartílago articular y el crecimiento de hueso nuevo en las superficies y márgenes articulares³³.

En base a estudios *postmortem*, se han identificado notables parecidos entre las características patológicas de la enfermedad navicular y la osteoarthritis en per-

sonas y caballos. Todas las características comúnmente observadas en los casos clínicos de enfermedad navicular son comparables a los cambios vistos en la osteoartritis. El incremento de hueso subcondral, el adelgazamiento del cartílago articular, su reducida densidad celular, los agrupamientos de condrocitos, la fibrilación del cartílago, las erosiones subcondrales, la formación de pseudoquistes medulares y la formación de osteofitos, son todas características de la osteoartritis⁵.

Los factores biomecánicos no fisiológicos pueden promover la aparición de cambios degenerativos. Si la lesión del navicular es el resultado de una sobrecarga mecánica sobre el hueso, se podría esperar que el pico de presión sobre el hueso y el fibrocartílago fuese superior en los caballos que desarrollan dicha lesión. El hueso navicular de estos animales soporta los picos de presión de forma más temprana y mantenida a lo largo de la fase de apoyo. Sin embargo, las presiones registradas suponen el 10-20% de aquellas que provocan un fracaso del cartílago articular y hueso subcondral, en un ciclo simple de carga. Pero el hueso navicular y su fibrocartílago son también susceptibles a daños por fatiga, que se puede producir por presiones de magnitud más pequeña aplicadas de forma repetitiva³¹.

De los tres mecanismos posibles que se han señalado en la etiopatogénesis de la osteoartritis^{34, 35}, Caron señala sobre el primero de ellos que los defectos en los componentes de la matriz del cartílago no han sido identificados en el caballo, ni se ha encontrado, en el caso del segundo mecanismo propuesto, una causa-efecto que relacione el engrosamiento de la capa de hueso subcondral y la degeneración del cartílago articular. Sin embargo, señala que la hipótesis más aceptada de la patogénesis de esta enfermedad está basada en el daño mecánico causado en el cartílago sano. Las fuerzas mecánicas lesionarían la matriz, o al componente celular del cartílago, provocando la liberación de enzimas proteolíticas que causarían la fibrilación del cartílago y la rotura de la red de proteoglicanos. También afirma que aunque el cartílago es notablemente resistente a las fuerzas de torsión, sin embargo es relativamente susceptible a la repetición de impactos traumáticos. Según este autor, la repetición de microtraumas es probablemente el factor patogénico más común en la osteoartritis equina³³.

El desarrollo y mantenimiento de un cartílago articular sano se regula mediante estímulos bioquímicos y biomecánicos. La compresión y deformación mecánicas que ocurren durante el ejercicio resultan en una modulación del metabolismo de los condrocitos³⁶. La función normal del cartílago requiere de una precisa organización de la actividad anabólica y catabólica de los condrocitos. Una alteración de esta homeostasis puede contribuir al desarrollo de estos cambios degenerativos, que ocurren especialmente distocentralmente a lo largo de la cresta sagital⁸.

Estas células son las responsables de la síntesis de la matriz extracelular, incluyendo todo el colágeno y los proteoglicanos. Estos son los componentes más importantes de la matriz extracelular del cartílago, y resultan vitales para el desarrollo de la función biomecánica de este tejido, proporcionándole sus propiedades de resistencia a la compresión. Pero los condrocitos también son capaces de elaborar enzimas proteolíticas que degradan las macromoléculas de la matriz³³.

Por lo tanto, el mantenimiento de la matriz del cartílago implica a los procesos de síntesis y degradación mediados por los condrocitos, y la pérdida de cartílago en la osteoartritis puede ser atribuible a un desequilibrio a favor de la degradación de la matriz³³.

En caballos diagnosticados de enfermedad navicular se han identificado cambios en las concentraciones de algunos biomarcadores del líquido sinovial de la BN y AIFD. Y así, mientras la *cartilage oligomeric matrix protein* (COMP) se mantiene casi invariable en ambas estructuras de caballos sanos y lesionados, sin embargo en los lesionados se producen disminuciones de las concentraciones de glicosaminoglicanos, e incrementos de ácido hialurónico (HA) y enzimas metaloproteinasas (MMP-2 y MMP-9)⁶. La degeneración podría confirmarse por los cambios en la concentración de biomarcadores⁸.

Los resultados de este estudio sugieren que no es posible limitar el diagnóstico de la enfermedad navicular al propio hueso y sus estructuras relacionadas, sino que también la articulación interfalángica distal parece estar implicada en este proceso. Este estudio indicaría que, al menos funcionalmente, en la enfermedad navicular los líquidos sinoviales de la BN y la AIFD reaccionan de una forma similar.

Estos hallazgos concuerdan con la hipótesis biomecánica^{8,37}, según la cual los cambios patológicos vistos en la enfermedad navicular son promovidos por una sobrecarga ejercida por el TFDP sobre la mitad distal de la superficie flexora del hueso navicular y sus tejidos circundantes, que afecta al propio hueso navicular y a la AIFD. Si los cambios ocurren en el fibrocartílago como resultado de un incremento de presión, también se espera que se produzcan en el cartílago articular⁸.

Las teorías biomecánicas centran su atención en el hueso navicular. Sin embargo, si el síndrome palmar del pie es dividido en varias entidades patológicas, la etiopatogénesis de la lesión puede diferir para cada una de ellas, incluso aunque todas las estructuras estén situadas dentro del casco y resulten afectadas por similares influencias bioquímicas. Además, es posible que distintos caballos reaccionen de forma diferente dependiendo, por ejemplo, de la conformación del casco y de otras variaciones anatómicas; el síndrome navicular a menudo implica una combinación de estructuras con énfasis en una en particular⁸.

Dado que la capacidad del cartílago para absorber cargas es limitada, estas las transmitirá al hueso subcondral, que cuando se vea incapaz de acomodar esas presiones presentará microfracturas trabeculares. Cuando estas ocurran a un ritmo aceptable, serán reparadas determinando una reorientación del hueso subcondral, que le proporcionará un incremento de su resistencia y capacidad de absorber impactos. Pero cuando esta remodelación adaptativa se vea superada, sufrirá degeneración³³.

Un estudio que comparó la capacidad de absorción del impacto por el cartílago articular y el hueso subcondral, concluyó en que ambos lo hacen de forma comparable, pero la energía absorbida por el hueso es mayor gracias a que se producen microfracturas y colapso de las trabéculas. Esto puede proteger al cartílago de lesiones inmediatas, pero supone un riesgo para una producción de una osteoartritis secundaria, debido a que se induce una remodelación anormal del mismo³⁸.

Efectivamente, otro estudio histológico de huesos naviculares procedentes de caballos diagnosticados de síndrome navicular, encontró **hueso trabecular** compuesto por hueso laminar, y reticular, cuyas trabéculas se ordenaban irregularmente, siendo más gruesas de lo normal, presentándose recubiertas de una fina capa de tejido osteoide e incluyendo osteonas primarias. El **hueso subcondral** más profundo de la superficie flexora apareció compuesto casi por entero de hueso reticular. Estos elementos indicaban la remodelación del hueso, siendo más marcada en el área subcondral. Además, se apreciaron espacios medulares ensanchados, que contenían una matriz avascular amorfa recordando la estructura de un coágulo organizado. Incluidas en estas áreas, aparecieron zonas de tejido conectivo conteniendo vasos sanguíneos con islas de osteogénesis⁷.

Mediante un análisis morfométrico del hueso navicular³⁹ se distinguieron dos zonas en la cortical flexora. Una externa (palmar) compuesta principalmente por hueso laminar pobremente remodelado, dispuesto en dirección oblicua distoproximal, y una zona interna (dorsal), compuesta principalmente por hueso secundario, con una orientación lateromedial de sus canales haversianos, con un alto grado de remodelación, constituido mayoritariamente por osteonas secundarias. Según los autores de este estudio, se produciría un incremento del **hueso cortical** a expensas del hueso trabecular consecuencia de un menor índice de resorción y un incremento en su formación en la unión entre la cortical y el endostio. Este fenómeno se atribuiría a los incrementos de carga en el ejercicio, pero también²¹ a la enfermedad dege-

nerativa del fibrocartilago por una disminución en la capacidad de la matriz cartilaginosa de distribuir las cargas transmitidas al hueso subcondral.

La evaluación de las teorías etiopatogénicas apoya una causa mecánica para el síndrome navicular, que implica tanto a cargas anormales aplicadas sobre estructuras normales, como a estructuras anormales sujetas a cargas normales. Ambas situaciones llevan a un desequilibrio entre las fuerzas aplicadas y la habilidad de los tejidos para compensar y soportar las cargas⁴.

GAMMAGRAFÍA

La gammagrafía es un sensible indicador de renovación o recambio óseo. Constituye un método de diagnóstico por imagen que puede detectar actividad ósea anormal dentro del casco, con alta sensibilidad, pero con baja especificidad. Esta técnica muestra el incremento de actividad de los osteoblastos, puesto de manifiesto por el incremento de la captación del radiofármaco, pero ofrece una imprecisa localización anatómica, especialmente cuando está implicado un hueso de pequeño tamaño, como es el hueso navicular. La fiabilidad de este método ha sido criticada por diversos autores^{7,40} ya que a menudo ofrece resultados con falsos positivos y falsos negativos.

El incremento en la captación del radiofármaco (Tecnecio 99m) puede deberse a una lesión primaria ósea¹⁰, o a una lesión ligamentosa⁴¹. Sin embargo, no siempre identifica la causa exacta del dolor responsable de la cojera⁴⁰.

La gammagrafía también ha revelado que existe un incremento de recambio óseo asociado al síndrome navicular, incluso en ausencia de anomalías radiológicas del hueso. Sin embargo, la comparación entre la gammagrafía y la RM ha demostrado que muchos caballos con un incremento moderado a intenso de la captación del radiofármaco, presentan alteraciones en el hueso navicular detectables con la RM. El aumento de captación del radiofármaco refleja un aumento de actividad osteoblásti-

ca, que puede ser consecuencia de una adaptación funcional a la conformación del casco o pie, y de las fuerzas biomecánicas que inciden en el hueso navicular, siendo esto motivo de falso positivo. Sin embargo, puede ofrecer resultados falsos negativos, demostrando que las modificaciones patológicas del hueso navicular no están siempre asociadas con un incremento de la actividad de los osteoblastos⁴². Estos falsos negativos pueden darse en el caso de cojeras crónicas¹⁰.

ECOGRAFÍA

La ecografía tiene una limitada capacidad de uso en el diagnóstico del síndrome navicular⁴. Se trata de una técnica económica y de fácil disponibilidad, usada de forma creciente por los clínicos, como una extensión del examen físico, siendo hoy una herramienta de uso primario en muchos campos. Sin embargo, el examen del pie mediante esta técnica se encuentra condicionado por el casco. La pared, suela y ranilla, queratinizadas, limitan la superficie de contacto de la sonda, dificultando la obtención de imágenes diagnósticas de los tejidos blandos subyacentes.

La combinación de un abordaje transcutáneo a través de la región más distal de la cuartilla, y transcuneal a través de la ranilla, permitirían valorar la superficie flexora del hueso navicular, la porción distal del TFDP, el LSID, los ligamentos colaterales de la AIFD y entesiofitos de la falange distal. Sólo las regiones más laterales del aparato podotroclear no podrán ser evaluadas por esta técnica^{43, 44}. Pero no todos los autores opinan de la misma forma.

Según Widmer *et al* (2000), aunque la ecografía se utiliza ampliamente para evaluar el TFDP en su trayecto proximal al hueso navicular, ofrece un pobre acceso al tendón a la altura de la superficie flexora de este hueso, y en general el diagnóstico ecográfico, en este síndrome, tiene un valor limitado dada la pequeña ventana acústica ofrecida por el aspecto palmar del dedo⁷.

Dyson *et al* (2004), concluyen que es una técnica sencilla de realizar, pero la calidad de la imagen varía según la forma del casco y es relativamente fácil generar artefactos hipoeoicos en la exploración de los ligamentos colaterales de la falange distal⁴¹. Esta misma autora, en 2011, señala que la ecografía proporciona una información de valor limitado del aparato podotroclear, ya que las imágenes pueden presentar numerosos artefactos (debidos a la queratinización de los tejidos, y a la dificultad para orientar el transductor de forma perpendicular a las fibras del TFDP y ligamentos del aparato podotroclear) y se pueden dar resultados con un alto índice de falsos negativos, por lo que no contempla el empleo rutinario de la ecografía para la evaluación de las lesiones del hueso navicular⁹.

Sin embargo, según Jacquet y Denoix (2012), a pesar de las limitaciones para el abordaje transcuneal que suponen las conformaciones individuales con ranillas estrechas y de surcos profundos, sólo entre el 5% y el 10% de los pies no pueden ser correctamente explorados. Y, por otro lado, dada la alta sensibilidad de la ecografía para valorar la superficie ósea, algunas lesiones del hueso navicular pueden ser claramente demostradas por este abordaje. Estas incluyen el aspecto rugoso de la superficie flexora, el incremento de ecogenicidad del hueso compacto palmar, indicativo de lisis o fibrosis, e incluso la penetración del haz de ultrasonidos en la esponjosa del hueso⁴⁵.

Según estos mismos autores, las imágenes ecográficas transcuneanas, de la porción distal del aparato podotroclear, proporcionan una valiosa información diagnóstica, señalando que, incluso cuando se ha realizado un examen mediante RM, la ecografía estará indicada como complemento de esta técnica para una mejor evaluación y documentación de las lesiones de los tejidos blandos del pie⁴⁵.

RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)

Gracias a la RM, el conocimiento de las lesiones del pie equino, como el síndrome navicular, ha mejorado en gran medida⁹. Las imágenes proporcionadas por esta técnica ofrecen una información excelente de los tejidos blandos (ligamentos y

tendones), el cartílago y la médula ósea⁸. Su empleo ha permitido establecer asociaciones entre las lesiones de los tejidos blandos y las del hueso navicular³⁷.

Tanto las áreas de hueso trabecular y cortical, como las áreas quísticas medulares y las fosas sinoviales aumentadas y de formas anormales, son fácilmente detectables en las RM, siendo la intensidad de la señal de dichas áreas más compatible con tejido blando que con la infiltración de fluidos. Un examen histológico encontró, en estos espacios medulares, restos de antiguas hemorragias y formación de hueso nuevo, implicando la presencia de un proceso crónico activo⁷.

La RM tiene una alta sensibilidad y especificidad para detectar patologías en la mayoría de las estructuras del pie equino, habiéndose encontrado una gran correspondencia entre la histología y sus imágenes. El mayor grado de acuerdo se observó en las lesiones de la médula ósea del hueso navicular, así como para las lesiones de la BN, el TFDP y LSC, mientras que fue moderado para las regiones distales y palmares del hueso, regular para el LSID, y pobre para el borde proximal y superficie dorsal del navicular⁴⁶.

En lo que se refiere específicamente al hueso navicular, las alteraciones en la intensidad de la señal en las imágenes RM, tanto en el fibrocartílago, como en hueso subcondral y trabecular, representan cambios en la estructura detectados en la evaluación histológica⁴⁶.

La RM ha resultado capaz de representar cambios tisulares en la médula, como edema o necrosis del tejido adiposo, osteonecrosis, fibroplasia y pérdida de la estructura trabecular, e incremento de la vascularización. También ha demostrado correspondencia con defectos en la cortical, variaciones de su espesor, formación de entesiofitos y fragmentación del borde distal, con fibroplasia y metaplasia fibrocartilaginosa. Permite también definir irregularidades de la superficie del endostio e in-

crementos de mineralización con extensiones hacia la médula. También el espesor de esta capa de hueso subcondral en las imágenes RM se equipara con el espesor observado histológicamente. Y mantiene correspondencia histológica con la representación de defectos de la capa de fibrocartílago, frecuentemente acompañadas de fibrilación del mismo e irregularidad en el margen del hueso subcondral. Finalmente, se considera como normal en las imágenes de RM la aparición de márgenes osteocondral y endosteal suaves, y un espesor cortical uniforme⁴⁶.

La RM puede realizarse bajo anestesia general o con el caballo en estación, dependiendo de la tecnología disponible. Para la región anatómica del pie, ambas modalidades ofrecen imágenes de buena calidad, permitiendo identificar y valorar diferentes lesiones. Los equipos de alto campo (*high magnetic field magnets*) ofrecen imágenes de mayor resolución que los de bajo campo (*low magnetic field magnets*), lo que mejora la visualización y la detección de las lesiones⁴⁷.

RADIOGRAFÍA

Durante mucho tiempo, la radiografía fue la única técnica que se pudo utilizar de forma rutinaria para evaluar las estructuras internas del casco. Como consecuencia de ello, los veterinarios se limitaban a estudiar los cambios en las estructuras óseas (hueso navicular y tercera falange), en su intento de diagnosticar las patologías que asentaban en el interior del estuche córneo.

Es sabido que la radiografía proporciona sólo una valoración parcial de los tejidos mineralizados, ya que se requiere un cambio del 30% de la densidad mineral ósea para que esta pueda ser identificada mediante esta técnica. Esto significa que en una imagen radiográfica pueden pasar desapercibidos los cambios degenerativos óseos iniciales⁴⁸. Según algunos autores ese porcentaje se elevaría hasta el 50%⁴.

El empleo de técnicas de contraste, como la bursografía, para mejorar la visualización del fibrocartílago de la superficie flexora y los tejidos circundantes, han sido desestimadas, dado su escaso valor diagnóstico⁴⁹. Y por otro lado, el desarrollo de otras técnicas de imagen que ofrecen hoy una mejor visualización de los tejidos blandos, pero también del propio hueso navicular, como la RM, confirman la limitada utilidad de la radiografía para la valoración del síndrome navicular¹⁷.

También Dyson *et al* (2006) afirman que la radiografía ha sido, durante largo tiempo, la técnica de elección para el diagnóstico de las lesiones del navicular pero, de igual modo, reconocían sus limitaciones frente a los actuales medios de diagnóstico por imagen¹³.

No obstante, la aparición de la radiografía digital ha mejorado en cierta medida las capacidades diagnósticas de esta técnica, siendo posible, en la actualidad, identificar más anomalías radiológicas con posible significado clínico⁵⁰.

El empleo de la radiografía para el diagnóstico del síndrome navicular, fue descrito por primera vez en 1934⁵¹. Las proyecciones dorsoproximal-palmarodistal oblicua (**DPr-PaDiO**) (Figura 1) y lateromedial (**LM**) (Figura 2) fueron las que se usaron primero de forma habitual, aunque posteriormente se describieron otras proyecciones⁵².

Para una completa evaluación radiográfica del hueso navicular, se ha recomendado la obtención de tres proyecciones^{53, 50}: **LM**, **DPr-PaDiO** o *upright pedal view* con dos opciones de angulación, y palmarproximal-palmarodistal oblicua (**PaPr-PaDiO**) (Figura 3). Además, se puede realizar una segunda proyección **DPr-PaDiO** (*high coronary view*), para descartar artefactos, o verificar la presencia de fragmentos distales. Y en algunos casos también estará indicado realizar una proyección dorsopalmar (**DPa** o *weight bearing*).

Esta última es útil sólo ocasionalmente, para confirmar la presencia de fractura parasagital del hueso navicular, o hueso navicular bipartito. Incluso esta proyección puede ser la más sensible para la detección de entesiofitos en los extremos proximomedial y proximolateral de este hueso⁵⁰.

La correcta obtención de cada una de estas proyecciones exige un acertado posicionamiento del casco del caballo sobre moldes de uso específico, y una cuidadosa orientación del haz de rayos X, que además deberá incidir en referencias anatómicas concretas para obtener ángulos definidos. El posicionamiento en ocasiones deberá adaptarse a la conformación de la extremidad o el casco del animal. La variación de alguno de estos parámetros puede determinar una inapropiada interpretación de la imagen, o la aparición de artefactos^{50,53}.

Muchos autores utilizan 2 proyecciones dorsoproximales^{53, 26}. De ellas, la proyección que causa menor distorsión de la imagen es aquella en la que la pared dorsal del casco y su prolongación proximal por la cuartilla, forman un ángulo aproximado de 85° con la horizontal (suelo). El haz de rayos debe incidir en un plano horizontal, a 2-3 cm proximal a la banda coronaria. Esta proyección permite obtener una mejor imagen del borde distal del hueso.



Figura 1- Proyección DPr-PaDiO.

La segunda opción requiere que la pared dorsal del casco y cuartilla se mantengan verticales y el haz de rayos, también perpendicular, se centre en la banda coronaria. Esta proyección ofrece una mejor imagen del borde proximal y cuerpo del hueso, mientras que el borde distal se obtendrá superpuesto a la AIFD⁵³.

En un hueso sano esta proyección permite evaluar⁵³:

- El número, ubicación y tamaño de las áreas radiolúcidas a lo largo del borde distal.
- La presencia de pequeñas áreas radiolúcidas en el cuerpo del hueso.
- La opacidad del hueso.
- La formación de hueso nuevo en el borde proximal, correspondiéndose con entesiofitos en los ligamentos colaterales.
- El doble contorno del borde distal.

Y mientras algunos autores confían sólo en estas imágenes⁵⁴, otros enfatizan la importancia de la proyección **LM**⁵⁵, a través de la cual se puede evaluar^{50,53}:

- La superficie flexora, visualizada como dos líneas.
- El espesor y uniformidad en la opacidad de la cortical flexora desde proximal a distal.
- La demarcación entre el endostio de la cortical flexora y el patrón trabecular medular.
- La presencia de invaginaciones sinoviales en la fosa sinovial de la superficie distal del hueso.

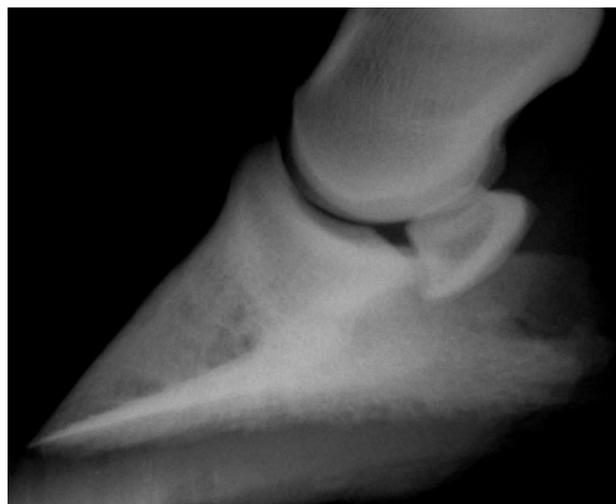


Figura 2- Proyección LM

El empleo de la proyección **PaPr-PaDiO**, fue descrito por Morgan (1972), quien afirma que los cambios iniciales ocurren en áreas adyacentes a la corteza flexora, y esta proyección es, a menudo, en la que primero pueden reflejarse⁵⁵. Sin embargo, De Clercq (2000) cree que esta proyección no es necesaria en un examen rutinario, porque las anomalías radiológicas son detectadas en las proyecciones antes citadas⁵⁶. No obstante, esta afirmación se basa en un estudio que centra su atención en huesos con cambios patológicos avanzados, mientras que otros cambios, como la presencia de áreas radiolúcidas o hueso nuevo en la corteza flexora, son sólo detectables mediante la proyección **PaPr-PaDiO**⁵⁰.

Una correcta proyección **PaPr-PaDiO** permite evaluar^{50, 53}:

- La existencia de dos corticales radiopacas evidentes, separadas de una médula menos densa de patrón trabecular, que ha de presentar una nítida separación con la cortical flexora.
- La uniformidad del espesor de la cortical flexora, en la que se puede distinguir una pequeña zona radiolúcida en la cresta sagital.
- La presencia de pequeñas áreas radiolúcidas en la médula.

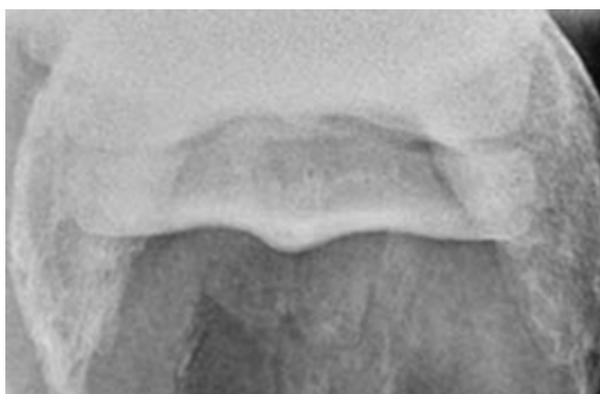


Figura 3-Proyección PaPr-PaDiO

Los cambios radiológicos típicamente asociados con el síndrome navicular, incluyen la presencia de un número mayor de fosas sinoviales aumentadas de tamaño y de formas anormales a lo largo del borde distal, e incluso en los bordes inclinados y borde proximal, el engrosamiento o la irregularidad del espesor cortical con la pérdida de su uniformidad radiológica, una remodelación del borde proximal con una típica elongación proximodistal por la presencia de extensiones proximales y distales del borde flexor (entesiofitosis), la irregularidad y fragmentación del borde distal, la existencia de lesiones radiolúcidas que afectan a la médula (quistes) o a la corteza flexora, el incremento de la opacidad medular (esclerosis) y la disminución de la demarcación córtico-medular, así como la presencia de hueso nuevo del endostio cortical que invade el hueso trabecular medular o en la superficie flexora cortical⁴.

Las áreas radiolúcidas, que se distinguen radiográficamente en el borde distal del hueso navicular, representan **invaginaciones sinoviales** de la articulación interfalángica distal⁵⁰, rellenas de sinovia y pequeños vasos sanguíneos⁷, siendo común en esta patología la aparición de fosas aumentadas y con formas anormales (matraz o botella).

Consecuencia de la aplicación de fuerzas no fisiológicas sobre el hueso navicular, se produce un aumento de tamaño de dichas invaginaciones sinoviales, como resultado de la activación de los osteoclastos en el curso de los vasos nutritivos que penetran en la esponjosa del hueso⁹. La presentación de agrupaciones de invaginaciones, combinadas con el aumento de las extensiones distales del borde palmar, refleja estrés anormal en la inserción del LSID⁵⁰. Este ligamento, que sujeta firmemente el borde distal del hueso navicular a la falange distal, estaría constituido por haces de fibras longitudinales de colágeno, entremezcladas o intercaladas con las invaginaciones sinoviales y aquellos vasos sanguíneos⁵⁷.

Si estas lesiones son detectadas en la proyección **DPr-PaDiO**, es importante inspeccionar cuidadosamente las proyecciones **LM** y **PaPr-PaDiO** para valorar su extensión⁵³.

Efectivamente, la evaluación de las invaginaciones se realiza frecuentemente de acuerdo con los sistemas de graduación radiológica, basándose en la proyección radiográfica **D45°-70°Pr-PaDiO**. Pero en la evaluación de su número, profundidad y forma, la radiografía muestra sólo parcialmente la morfología observable en la TC, subestimando aquella, la longitud de las mismas. Este defecto se acrecienta conforme las fosas son más profundas^{18, 58}.

Además, la profundidad de las fosas sinoviales con respecto al haz horizontal de rayos X, varía individualmente en función de la angulación de la pared del casco según la altura de los talones y de la orientación de las invaginaciones en el hueso. Incluso, la superposición radiográfica del hueso navicular con otras estructuras, impide la visualización del punto exacto de origen de la fosa sinovial¹⁸.

En un trabajo realizado en el año 2012, se comprobó que el diseño de una angulación específica de la proyección **DPr-PaDiO** para cada casco, que permitiera en

cada caso la valoración más óptima de las invaginaciones sinoviales, no resultaba útil en la evaluación del número y profundidad de las mismas. Además, también en este caso los resultados obtenidos fueron significativamente diferentes a los conseguidos mediante la TC⁵⁸.

En la proyección radiográfica **PaPr-PaDiO** del hueso navicular maduro, se aprecian dos **corticales** separadas por una médula menos densa. La corteza flexora posee un **espesor uniforme**. Este espesor puede variar entre razas e individuos, pero debe existir siempre un margen definido entre la cortical y la médular⁵³.

En la proyección **LM**, la corteza flexora aparece definida por dos líneas, de las que la más dorsal representa la parte principal de este hueso subcondral, y la más palmar representa la cresta sagital del hueso. También en esta proyección, la médula y la corteza flexora deben distinguirse⁵³.

En diversos estudios radiográficos la corteza flexora aparece marcadamente engrosada en huesos naviculares lesionados, tanto en la proyección **PaPr-PaDiO**, como en la **LM**^{26, 59}. En estos huesos se producirían cambios en la cantidad y elementos óseos, incluyendo variaciones en la densidad y espesor de la corteza palmar. Esta contendría hueso de mayor porosidad y sustancia osteoide⁵.

En un estudio morfométrico del hueso navicular, el aumento de espesor de la cortical palmar fue considerado como una respuesta a un incremento de la tensión del LSID y de los LSCs³⁹. No obstante, este espesamiento cortical, podría ser una respuesta adaptativa a la actividad atlética y a la degeneración del fibrocartílago⁶⁰.

Mientras que para algunos autores, el engrosamiento de la corteza flexora es un signo común en el síndrome navicular⁷ y, aun siendo variable en el caballo, un

espesor anormal de esta corteza flexora probablemente refleja cambios patológicos⁵⁰, otros autores indican que dicho síndrome podría manifestarse tanto con adelgazamiento como con engrosamiento cortical⁵⁶, o incluso con adelgazamiento localizado de la cortical, asociado a áreas de degeneración del fibrocartílago palmar, o bien, con engrosamiento uniforme que invade la médula⁵³.

En resumen, el dolor palmar del pie y la claudicación, en el caballo, estarían asociados a una remodelación de la cortical del hueso navicular, que determinaría (según demuestra un estudio microscópico) que el espesor de la cortical sagital, en casos clínicos de síndrome navicular, es menor que en los sanos. Pero el espesor cortical parasagital crece en los lesionados, superando a la parasagital de los sanos⁶¹.

En el estudio radiográfico de Biggi y Dyson (2012), se señala que la corteza palmar del hueso navicular es más gruesa en los caballos con claudicación que en los sanos⁶².

No obstante, en lo que se refiere a la evaluación radiográfica del espesor cortical, hay que tener en cuenta que ofrece resultados variables en función de la angulación del haz de rayos X en la proyección **PaPr-PaDiO**, de forma que la corteza flexora aparece más delgada cuando es mayor el ángulo de la proyección. Cuando se reduce el ángulo del haz de rayos, se produce una distorsión en la imagen de la superficie flexora, ampliándose el espacio de hueso compacto⁶⁰, lo que dificulta realizar medidas precisas.

Además de la posición del casco y de la dirección del haz de rayos X, se ha de valorar la modificación del ángulo de incidencia sobre el hueso navicular, como consecuencia de la pérdida de conformación que sufre un casco sin recortar²⁶.

Las **extensiones proximales y distales** de la superficie palmar (superficie flexora) del hueso navicular podrían representar, según diversos autores^{39, 53, 50}, la formación de entesiofitos en la inserción de los LSCs y el LSID respectivamente, debido a un incremento de tensión en este aparato suspensor del hueso, motivada por una alteración en la biomecánica del apoyo del pie en caballos con claudicación⁶².

Su aparición da lugar a la elongación dorsoproximal del hueso. Y aunque su significado clínico es cuestionable, cuanto mayor sea su extensión, y más acompañados estén de otros cambios, mayor será su importancia⁵³. Así, se ha considerado que existe una asociación entre los cambios de la superficie flexora y los que ocurren en los bordes proximal y distal del hueso navicular, tendiendo a ser más extensos distalmente¹¹.

La experiencia del empleo de la RM ha demostrado también, que las anomalías estructurales del LSID están frecuentemente asociadas con una remodelación del aspecto distal del hueso navicular, y pueden representar un signo importante y precoz en la etiopatogénesis del síndrome navicular¹³.

Se requiere una verdadera proyección radiográfica **LM** para valorar la forma del hueso navicular e identificar así las extensiones proximales y distales de la superficie flexora, si bien la formación de los entesiofitos que dan lugar a esa elongación se evalúa mejor en las proyecciones **DPr-PaDiO** y **DPa**⁵⁰.

Los **entesiofitos** en la inserción de los LSCs, que no son considerados como extensiones proximales, se identifican mejor en las proyecciones **DPr-PaDiO** y **DPa**⁶². Su presencia está bien documentada en estudios radiográficos^{26, 56} y en estudios *postmortem*^{21, 5}, tanto en caballos sanos como clínicamente lesionados. Pero las lesiones mayores en esta ubicación suelen estar asociadas a otros signos de lesión del navicular, como demuestran los estudios de RM¹⁶.

Los **fragmentos del borde distal** generalmente se presentan en los ángulos distomedial o distolateral, pudiendo afectar a los bordes inclinados. Pueden representar mineralización ectópica del LSID, fractura por avulsión del borde distal del hueso o la fractura de un entesiofito en el origen del LSID⁵⁰, o proceder de un centro de osificación independiente³⁷. Pueden estar rodeados de un área radiolúcida, como respuesta reactiva a su movimiento, y entonces estar más probablemente relacionados con cojera. Se detectan más fácilmente en la proyección radiográfica **DPr-PaDiO**, aunque es un hallazgo muy dependiente de la posición. En algunos casos podría verificarse en la proyección **PaPr-PaDiO**⁵⁰.

Su significado clínico sigue sin clarificarse definitivamente³⁷, aunque en caballos libres de claudicación los fragmentos del borde distal fueron detectados en estudios radiográficos con escasa frecuencia (13%⁵⁹ y 8,6%⁶³). Sin embargo se detectaron con una alta frecuencia (28%²⁶ y 24.1%⁶²) en caballos de mediana edad, con evidencia clínica de enfermedad navicular.

Se ha comprobado que existe una asociación significativa entre la morfología cóncava u ondulante del borde proximal del hueso, y la presencia de fragmentos distales, ya que aquella determinaría la distribución de fuerzas sobre este hueso. Estos fragmentos serían el resultado de cargas anormales en la región navicular³⁷.

La acción de fuerzas no fisiológicas sobre el hueso navicular, puede tener como resultado, además de la lesión en el fibrocartílago y la corteza flexora, la aparición de **áreas de lisis en la medular** (esponjosa), por el desarrollo de edema, congestión y fibrosis del estroma, que puede desembocar en una lesión quística^{13,56}.

La comparación de las imágenes de RM y los hallazgos histopatológicos de huesos naviculares, con signos radiográficos compatibles con enfermedad del navicular, señala como responsable de la reducción de la médula ósea del hueso, a la de-

generación o necrosis de la grasa medular, que es sustituida por tejido fibrocartilagenoso o por espacios quísticos de contenido fluidificado²⁰.

Estas lesiones se manifiestan como zonas radiolúcidas en la esponjosa (medular) del hueso navicular, más visibles en la proyección **DPr-PaDiO**, y tienen casi siempre significado clínico. Habitualmente afectan al tercio medio del hueso, desde proximal a distal. En algunos casos estas lesiones parecen alcanzar a la cortical flexora, según la proyección **PaPr-PaDiO**⁵⁰. Sin embargo, se trata de lesiones rellenas de fluido, que se extienden entre la corteza palmar y dorsal, sin que estén asociadas con alteraciones detectables en la cortical palmar, y sin relación aparente con las invaginaciones sinoviales²⁴.

Se ha encontrado una asociación significativa entre la presencia de fragmentos del borde distal y otras anomalías de esta misma zona del hueso, entre ellas la presencia de quistes e invaginaciones sinoviales aumentadas, y entre el conjunto de todas ellas y el grado total de lesión del hueso navicular²⁴.

Aunque en un estudio publicado en el año 2000 no se encontró ninguna evidencia radiográfica de **formación de hueso nuevo en la superficie flexora** o en la cresta sagital en 69 huesos naviculares analizados⁵⁶, sin embargo, la formación de hueso nuevo, así como la calcificación de la cresta sagital u otra zona de la corteza flexora, son considerados hoy como signos radiográficos apreciables en la proyección **PaPr-PaDiO**. Aquel hallazgo siempre se asocia con claudicación, pero no necesariamente se presenta junto a otras anomalías del hueso navicular⁵⁰.

Un hueso navicular normal debe mostrar un patrón trabecular bien definido en las proyecciones radiográficas **LM** y **PaPr-PaDiO**. La corteza flexora y la esponjosa normalmente se distinguen claramente en las radiografías. Se ha definido esta

demarcación córtico-medular, en la imagen radiológica del hueso sano, como nítida⁵³.

En un estudio radiográfico, realizado en el año 2011, sobre 325 caballos sanos, de edades comprendidas entre los 2 y los 4 años, se observó una demarcación córtico-medular poco definida en el 2.4% de los huesos³⁷. Este porcentaje es mucho menor que el encontrado (16%) en un estudio previo de 1992⁵⁹. Esta diferencia puede deberse a que en el primer estudio, no se empleó la proyección **PaPr-PaDiO**, lo que supone una limitación para la evaluación de la dicha demarcación³⁷.

La diferencia córtico-medular puede verse muy afectada por el grado de esclerosis medular, pero esta puede ser obviamente sobrevalorada radiográficamente⁶⁰.

La interpretación de la demarcación córtico-medular es extremadamente dependiente de la posición del pie, y de la angulación del haz de rayos X en el momento de la adquisición de la imagen⁶⁰, ya que una correcta posición del pie y de la angulación del haz son cruciales para obtener una proyección **PaPr-PaDiO** diagnóstica del hueso navicular. Lo contrario resultaría en un incremento falso de la opacidad medular, dando impresión de esclerosis medular, y una falta de definición entre el hueso trabecular y cortical^{50,53}.

La corteza flexora aparece delgada y con una clara definición entre el hueso compacto y trabecular cuando es mayor el ángulo de la proyección **PaPr-PaDiO**. Cuando se reduce el ángulo del haz de rayos, se produce una distorsión de la superficie flexora, difuminándose la demarcación córtico-medular^{60, 26}.

El incremento de la opacidad medular puede estar causado, también, por la formación de hueso nuevo en los bordes proximal y distal del hueso. Este mismo efecto puede deberse a una subexposición, al utilizar una técnica radiográfica inadecuada⁶⁰. La superficie solar gruesa y densa de un casco negligentemente rebajado, reducirá también la diferencia entre la cortical y la medular²⁶, o puede ser debido a una ranilla muy espesa, confundiéndose con una esclerosis genuina⁵⁰.

La osificación de los cartílagos colaterales de la falange distal puede oscurecer la imagen del hueso navicular, incrementando su radiopacidad, en la proyección **LM**⁶⁰. Por ello, la demarcación entre la esponjosa y la corteza flexora debe valorarse desde ambas proyecciones radiográficas⁵⁰.

Otras causas que también pueden producir esclerosis medular, y que sería necesario diferenciar, son el resultado de fracturas del hueso, o la sepsis de la BN navicular por clavos penetrantes⁵⁶**Error! Marcador no definido.**

Así pues, numerosos cambios óseos han sido relacionados con el síndrome navicular, pero debido a la naturaleza proyeccional de la radiografía, muchas de las lesiones del hueso navicular no son identificadas o quedan mal definidas mediante esta técnica. Incluso con múltiples proyecciones y una cuidadosa preparación, pueden no evidenciarse importantes signos patológicos⁷.

Algunos cambios radiográficos pueden confundir la interpretación clínica ya que representan una remodelación ósea, como respuesta a agresiones mecánicas o vasculares, más que al propio síndrome. Por ello la evaluación radiográfica muchas veces resulta inconsistente con la sintomatología⁷.

Dichos cambios no son patognomónicos del síndrome navicular, y el grado con que afectan a la sintomatología puede variar⁴. Caballos con un diagnóstico clínico de síndrome navicular pueden ser radiográficamente normales y, por el contrario,

muchos caballos con cambios radiográficos considerados propios de este síndrome, pueden aparecer como clínicamente sanos y no tener evidencia de dolor palmar del casco, en los estados iniciales de esta patología⁵⁹.

Obviamente, hacer un diagnóstico del síndrome navicular basado exclusivamente en los cambios radiográficos es arriesgado, como ya afirmaba Wright (1993), quien encontró una pobre correlación entre 118 casos de enfermedad navicular y sus características radiológicas²⁶.

En un estudio en el que se comparó el empleo de la radiografía, la TC y la RM en la evaluación del síndrome navicular del caballo, se afirmaba que la proyección radiográfica **DPr-PDiO**, subestimaba el número y tamaño de las invaginaciones sinoviales, así como la extensión y naturaleza de la fragmentación del borde distal. Además, en la proyección **LM**, como suma de la anchura de todo el hueso, podrían no verse cambios importantes, como la fragmentación distal, los quistes y las invaginaciones sinoviales aumentadas. Y aunque pueden detectarse áreas radiolúcidas de la corteza flexora y esclerosis medular en la proyección **PaPr-PaDiO**, estos cambios resultan más extensos en la TC. Aunque esta última proyección radiográfica a menudo permite la identificación de importantes cambios en la superficie flexora y en la cavidad medular del hueso, es técnicamente difícil de obtener. Las proyecciones realizadas con un inapropiado ángulo del haz de rayos pueden ser engañosas, ofreciendo una falsa impresión de esclerosis medular o una inexacta impresión del espesor de la corteza flexora, fallando incluso en demostrar erosiones de dicha superficie⁷.

De la misma forma, Dyson (2008) señala que para la proyección **PaPr-PaDiO** resulta crucial una correcta técnica radiográfica. Insiste en que de una inadecuada angulación, que es además muy dependiente de la conformación individual del pie, resulta un falso incremento de la opacidad de la esponjosa (medular) y una falta de definición entre el hueso y la cortical⁵⁰.

Pero aun así, desde hace más de una década, es constante la referencia al empleo de la radiografía como uno de los elementos más importantes para alcanzar el diagnóstico de las lesiones que afectan al hueso navicular.

Así es como lo afirmaba Ruohoniemi *et al* (1999), quien al estudiar las lesiones del pie equino mediante TC, señalaba entonces que la radiografía era el principal método de diagnóstico por imagen de esta región anatómica⁶⁰.

Más tarde, Rijkenhuizen (2006), en su revisión sobre este síndrome, indica que las radiografías siguen siendo el punto de inicio de la evaluación mediante diagnóstico por imagen⁸.

Waguespack y Hanson (2010) afirman que la radiografía es la técnica más común en que se basa el diagnóstico clínico del síndrome navicular⁴.

Más recientemente, Jacquet y Denoix (2012) afirman que, ante la sospecha de síndrome navicular, es recomendable la combinación de la radiografía y la ecografía, como primera aproximación en el diagnóstico por imagen⁴⁵.

También en 2012, Claerhoudt *et al* señalan que la evaluación radiográfica juega un papel esencial en el diagnóstico del síndrome navicular, aunque se limite a valorar los cambios óseos del aparato podotrocLEAR¹⁸. Otro trabajo publicado en ese mismo año señala que el uso de los sistemas de graduación radiográfica es común en los exámenes de compra⁵⁸.

Estos sistemas de graduación radiográfica, tuvieron su primer antecedente en las escalas diseñadas por MacGregor (1986) y, posteriormente, por Dik (1992)⁴.

Valorando las ventajas que aporta la TC y los riesgos que implica para el paciente, causados por la anestesia general, esta técnica no puede ser recomendada, según algunos autores, como herramienta habitual de diagnóstico para el examen del hueso navicular y de la articulación interfalángica distal. Según este criterio, la radiografía convencional de la porción distal de las extremidades del caballo puede ser preferible a la TC, especialmente cuando se considera la relación entre esfuerzo y eficacia. En casos determinados, y para la investigación científica, sí estaría legitimado su empleo como método altamente específico. Así mismo, resulta ser una herramienta muy eficaz para demostrar las estructuras anatómicas en el marco de la educación veterinaria⁶⁴.

ESPESOR DE LA CORTEZA FLEXORA, ESCLEROSIS MEDULAR Y DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR

En el síndrome navicular la demarcación entre el hueso compacto y la esponjosa puede estar muy poco definida. En estudios radiográficos publicados se ha informado de la existencia de una pobre definición córtico-medular en el 56% de las extremidades con manifestación clínica de lesión de navicular²⁶, y de la presencia de esclerosis de la esponjosa y pobre definición córtico-medular sólo en el 16% de caballos sanos⁵⁹.

Existe un acuerdo general en cuanto a considerar como hallazgos radiográficos importantes la esclerosis medular y otras modificaciones del patrón trabecular del hueso navicular, así como la falta de definición en la demarcación córtico-medular⁵⁶.

También se han definido como signos radiográficos típicamente asociados al síndrome navicular el incremento de la opacidad medular y el incremento del espesor de la corteza flexora⁷.

Butler *et al* (2008) afirman que, para el diagnóstico radiológico de la lesión de navicular, entre las características que deberán ser evaluadas radiográficamente en todas las imágenes figuran el espesor de la corteza flexora y la definición córtico-medular⁵³.

La definición córtico-medular, la esclerosis cortical y de la esponjosa, así como el espesor de la corteza palmar, son parámetros que tiene en cuenta la escala de graduación radiológica, para la clasificación de severidad de la lesión del hueso navicular, publicada en el año 2012⁶².

Efectivamente, las fuerzas no fisiológicas que actúan sobre este hueso pueden provocar daño en el fibrocartílago y en la corteza flexora, causando esclerosis en el hueso subcondral situado inmediatamente dorsal a ella. Se trata de una respuesta reactiva del hueso y que se manifiesta como aumento de la densidad y masa ósea del hueso subyacente al cartílago articular, que además se asocia a un incremento del espesor de las trabéculas, y la aparición de áreas locales de lisis⁵⁰ en la medular.

En algunas formas de la enfermedad del navicular existe un incremento generalizado de la radiopacidad de la esponjosa del hueso, implicando especialmente a su tercio medio desde lateral hasta medial. Alternativamente, el incremento de radiopacidad puede localizarse en el aspecto palmar del hueso, afectando al endostio (región subcortical) de la corteza flexora, pudiendo presentarse asociado a un espesor anormal de la cortical del hueso⁵⁰.

Varios hallazgos radiográficos del hueso navicular son difíciles de valorar objetivamente, y su confirmación mediante otras proyecciones radiológicas puede ser imposible por condicionantes anatómicas. Entre estos signos se encuentran la **pobre definición córtico-medular** y el **espesor de la corteza flexora**, que suelen estar sobrevalorados⁶⁰.

Diversos autores^{26, 56, 50, 53} resaltan la existencia de dificultades en la obtención de proyecciones radiográficas diagnósticas y en la interpretación de estos signos radiológicos, que son muy dependientes de una correcta técnica, subjetiva y muy relacionada entre sí.

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

La TC es una técnica de imagen que muestra la anatomía de forma tomográfica, y proporciona una base de datos que puede utilizarse para la reconstrucción y análisis de las imágenes en varios planos o para la reconstrucción tridimensional. Constituye un método ideal para el estudio de la patología ósea, incluyendo las lesiones traumáticas, degenerativas y las neoplásicas.

La exploración mediante TC ofrece una precisión en la valoración de la forma y de las estructuras internas del hueso navicular, que no puede alcanzar la radiografía⁶⁰.

Según diversos autores, la TC es la mejor modalidad para la detección y valoración, en detalle, de las características del hueso sano, y de las patologías óseas que afectan tanto a la cortical como al hueso trabecular, y está cada vez más disponible para los veterinarios^{60, 7, 65, 64, 66}.

Esta técnica es capaz de informar de valores de atenuación, en las imágenes multicorte, basadas en variaciones de densidad de los tejidos tan pequeñas como del 1%⁶⁷, por lo que muchas alteraciones óseas visibles en la TC no son evidentes en una radiografía. La forma del hueso navicular es compleja, e incluso con múltiples proyecciones radiográficas, ciertas lesiones, como los cambios intramedulares o la fragmentación del borde distal, pueden pasar desapercibidas. Esta tecnología permite valorar estos cambios y, por tanto, facilita el diagnóstico, aunque con la gran desventaja de que necesita la aplicación de anestesia general al caballo⁸.

La TC no sólo proporciona una buena resolución anatómica de las estructuras óseas, sino también una excelente diferenciación entre el hueso esclerótico y el hueso esponjoso, permitiendo además detectar osteolisis, esclerosis y formación de hueso nuevo, de forma más temprana que con la radiografía⁶⁰.

Widmer *et al* (2000) afirmaban que, comparada con la radiografía, la TC proporciona una definición superior de los cambios óseos. Según estos autores, muchos de estos cambios, apreciados de forma evidente con las imágenes de alta resolución tomográfica, no son vistos o quedan peor definidos en la radiografía. Las imágenes tomográficas de TC superan con creces la resolución espacial y de contraste de las radiografías. Esto es aplicable incluso en el caso de las imágenes de los planos dorsales y sagitales, reconstruidos a partir de los cortes transversales adquiridos directamente durante la exploración. Todo ello, según afirmaban dichos autores, facilita un diagnóstico más temprano y exacto⁷.

Con un correcto ajuste de la anchura y nivel de ventana para hueso, algunas características importantes de los cambios patológicos del hueso navicular, son fácilmente reconocidas en los planos transversal, dorsal y sagital. Entre ellas se incluyen los fragmentos del borde distal, que quedan así mejor caracterizados, resultando más importantes de lo que se suponía con la radiografía. También la presencia, el tamaño y las formas anormales de las fosas sinoviales del borde distal, e incluso del borde proximal, quedan mejor definidas en las imágenes de los planos dorsales de la TC. Así mismo, las erosiones y el espesor de la cortical flexora, la esclerosis y los cambios quísticos medulares resultan más evidentes en las imágenes tomográficas⁷.

El mayor detalle y la alta resolución de las imágenes óseas que ofrece la TC, constituyen no sólo una ventaja para el diagnóstico de las alteraciones óseas de la AIFD y del hueso navicular, sino incluso, con ciertas restricciones, de las estructuras adyacentes⁶⁴.

Más recientemente, Claerhoudt *et al* (2011 y 2012) señalaban que la posibilidad de la reconstrucción multiplanar y la alta resolución de las imágenes sin superposición de estructuras, proporcionaban una información anatómica detallada y única, que convierte a esta modalidad de diagnóstico por imagen en el *gold standard* para la evaluación del hueso sesamoideo distal. Y aunque la radiografía es todavía la tecnología de mayor disponibilidad para los veterinarios, el grado de incertidumbre que proporciona al evaluar sus cambios óseos patológicos, es mayor que en la TC^{18, 68}.

Según Claerhoudt *et al* (2011) las imágenes obtenidas por la TC pueden servir de referencia para la evaluación radiográfica de las lesiones del hueso navicular, de forma que se podría examinar el grado de correspondencia de las mismas con las descritas por el método de referencia⁶⁸.

La TC es pues una técnica muy sensible para la detección de cambios óseos sutiles, siendo necesarias más investigaciones para evaluar el significado de los cambios que ocurren en el hueso sesamoideo distal⁵⁸.

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CUANTITATIVA (TCC)

La TC, además de la información morfológica, aporta información sobre la atenuación radiológica de los tejidos y, por tanto, de la densidad de los mismos. La atenuación se mide en números TC, también denominados unidades Hounsfield (UH). La medición de la densidad ósea en UH puede utilizarse para examinar la calidad del hueso⁶⁹.

La imagen de TC se genera a partir de una matriz de vóxeles (unidades de volumen en los que se divide el objeto o materia sometidos a examen) y a cada vóxel se le asigna, en la imagen, un valor de atenuación medido en UH. La densitometría por

TC permite realizar una descripción estadística de los valores en UH en un tejido en particular. Pero para esto, es necesario que el tejido estudiado pueda separarse o segmentarse de los tejidos circundantes. Esto puede hacerse dibujando a mano las regiones de interés (ROIs), aunque hoy existen programas informáticos capaces de realizar esta segmentación de forma automática, a partir de grandes secuencias de imágenes de TC, lo que permitiría, por ejemplo, determinar el valor medio de los números TC de un pulmón⁷⁰. La exactitud de los resultados se mantiene igualmente alta, si la densidad ósea se mide en dichas ROIs⁶⁹.

Según afirman estos mismos autores, la TCC, mediante la determinación de la atenuación de los rayos X, referenciada correctamente con respecto a un patrón de calibración, y expresada en UH, permite cuantificar algunas propiedades de los tejidos, como por ejemplo la densidad ósea⁶⁹.

En las dos últimas décadas, se han investigado diversas tecnologías para evaluar la densidad y arquitectura óseas, entre las que figura la TCC convencional y la densitometría convencional⁷¹.

Todos los medios disponibles comercialmente para medir la densidad ósea hacen pasar un haz de rayos X o gamma de baja intensidad a través del paciente, y disponen de un detector de radiación situado en el lado contrario, que mide la magnitud del haz que ha sido absorbida. Parte de la radiación es absorbida por el hueso y otra parte por el tejido circundante. Cada técnica hace esta medida de forma diferente. La TCC proporciona una imagen en cortes planares o en tres dimensiones, desde la cual se mide la absorción del hueso, en este caso, de forma independiente de la absorbida por el tejido circundante⁶⁹, o por las calcificaciones extra-óseas e hiperostosis, incluso separando la densidad cortical y trabecular⁷¹.

La TCC fue uno de los métodos más precoces para medir la densidad ósea; sin embargo, por su menor disponibilidad y la mayor absorción de radiación para el

paciente⁶⁹, ha sido habitualmente reemplazada por la densitometría ósea por absorción de rayos X (DEXA; *Dual Energy X-ray Absorptiometry*). Esta técnica aporta al paciente una dosis de radiación inferior a la absorbida por una exploración radiológica torácica sencilla⁶⁹.

Las mediciones con DEXA se basan en la atenuación diferencial en los tejidos, al pasar un haz de rayos X de energía dual y, dada su naturaleza proyeccional, sus resultados se ofrecen en gramos por centímetro cuadrado (g/cm^2). Esta tecnología data de los años 80, pero el desarrollo de la tecnología de energía dual para el incremento del contraste de los tejidos, también se ha aplicado recientemente a la TC (*dual-energy CT; DECT*). Así que la TC convencional puede actuar hoy de forma similar, pero proporcionando una medida de densidad mineral ósea (DMO) volumétrica⁷⁰, expresada en g/cm^3 .

Para medir la densidad ósea mediante TCC se recomienda incluir en la exploración (y por tanto en la imagen), un fantoma que contenga distintos materiales de atenuación estándar. No obstante, la variación de los números TC es lineal con relación al incremento de la DMO, por lo que los resultados son significativos incluso sin el empleo del fantoma⁷⁰. Se ha comprobado que las UH en los equipos de TC de última generación son extremadamente estables, gracias a la aplicación de protocolos periódicos de calibración⁶⁹.

La medida de la atenuación del área de interés seleccionada apenas lleva unos segundos, realizándose con los mismos parámetros empleados en la exploración de TC, a la que se le suma un valor añadido. La atenuación expresada en una sencilla ROI aproxima la densidad ósea de una manera fácil y precisa, comparable con los resultados de la densitometría, que es el método más disponible para la determinación de la densidad mineral ósea⁷².

La media de la atenuación dentro de cada ROI, expresada en UH, mide y utiliza la densidad ósea como marcador de alteraciones metabólicas dentro del área de hueso examinada. El hueso trabecular es aproximadamente ocho veces más activo metabólicamente que el hueso cortical y, por lo tanto, esta técnica, que permite medir de forma específica la densidad trabecular, es muy sensible a los cambios que ocurren en el esqueleto⁷³.

La mayoría de los estudios existentes acerca de la determinación de la densidad ósea volumétrica en humana, centran su atención en el hueso trabecular. El hueso subcondral y cortical es mucho más denso, lo que podría influir en las medidas de la TCC, debido al llamado efecto de endurecimiento del haz de rayos. Según este, la intensidad del haz resulta reforzada al atravesar tejidos de alta densidad, pudiendo afectar a las estructuras adyacentes, ofreciendo lecturas de densidad reducidas. Sin embargo los algoritmos de reconstrucción de hueso utilizados en los equipos de TC actuales reducen estos efectos, haciéndolos adecuados para el uso clínico y la investigación⁷⁴.

Las UH están fuertemente relacionados con la densidad de los tejidos biológicos⁷⁵, por lo que la medición directa de las UH del hueso, puede ser utilizada para examinar la calidad ósea. Este método fue recomendado por algunos autores como Shapurian *et al* (2006)⁷⁶.

A cada punto o pixel de la imagen de TC representado en la pantalla, le es asignado matemáticamente un valor numérico (número TC o UH), que corresponde a la media de los valores de atenuación contenidos en el correspondiente vóxel. O lo que es lo mismo, las UH describen o representan el coeficiente de atenuación lineal de un tejido, en un volumen determinado. Los números TC son comparados con el valor de la atenuación en el agua y expuestos en una escala de unidades arbitrarias (escala Hounsfield). El rango de los números TC es de 2000 UH, aunque los equipos modernos poseen un rango más amplio, incluso superando los 4000. Habitualmente

son calibrados a 0 para el agua, -1000 para el aire, -120 para la grasa, +40 para el músculo, y desde +400 para el hueso, alcanzando las 3000 UH el hueso compacto cortical. Estos valores TC de los diferentes tejidos son relativamente estables y en alto grado independientes del espectro de rayos X utilizado en la exploración⁷⁷.

Cada número será representado por un tono de gris en el monitor y, aunque el rango de UH reconocido por el equipo informático es muy amplio, los monitores suelen ofrecer unos 250 tonos de gris, de los cuales sólo unos pocos (alrededor de 100) son discernibles para el ojo humano⁷⁸, o escasamente de 30 a 90, según otros autores⁷⁹.

Por lo tanto, para permitir al observador interpretar la imagen, sólo serán mostrados en el monitor un rango limitado de números TC. El técnico ajustará para ello una amplitud de ventana (WW) y un nivel de ventana (WL), mediante los mandos de la consola, dependiendo del tejido que esté siendo estudiado. La WW cubre todo el rango de UH de los tejidos de interés observados, y a nivel práctico se corresponde con el contraste del monitor. Se utilizará una ventana amplia cuando se examine un tejido con un amplio rango de atenuación, que combine por ejemplo aire, grasa y hueso, como en el hueso trabecular (o en la cabeza y el tórax), mientras que la ventana será más estrecha cuando se exponga un limitado rango de atenuación, y así, por ejemplo, aumentar el contraste entre tejidos de atenuación similar, como ocurre con los tejidos blandos del abdomen. El término WL, que a nivel práctico se corresponde con el brillo, representa el número TC central de todas las UH representadas en la amplitud de ventana seleccionada, y debe ser encuadrado en el nivel de densidad del órgano de interés. Tanto la WW como el WL pueden ser conformados independientemente uno del otro, pero sus valores finales afectan a la imagen mostrada. El técnico deberá seleccionar la WW y el WL para optimizar la imagen de tejidos específicos^{80, 78, 79}.

El contenido mineral del hueso es de particular interés en medicina humana, para la detección y tratamiento de la osteoporosis. Sin embargo, en los caballos la investigación en este campo es muy limitada⁷⁰.

Un estudio del metacarpo equino ya mostró que cilindros de hueso trabecular y cortical tenían una fuerte correlación con la densidad TCC⁸¹.

En otro trabajo se estudió el contenido mineral del tercer hueso metacarpiano del caballo mediante la TC, y se concluyó que este era un método eficaz para evaluarlo, habiendo encontrado una fuerte relación entre los valores de densidad cortical ofrecidas por la TCC y el contenido en cenizas (contenido mineral del hueso, expresado en gramos de cenizas obtenidas tras la incineración en horno mufla), siendo incluso capaz de detectar diferencias de densidad entre diversas áreas corticales de dicho hueso⁸².

Drum *et al* (2009) publicaron un estudio en el que demostraron la capacidad de la TCC para medir la densidad del hueso subcondral en caballos. Estos autores comprobaron cómo la densidad ofrecida por la TCC era exacta en la medición de la densidad del hueso subcondral en los cóndilos del tercer hueso metacarpiano, obtenida desde modelos tridimensionales, al compararla con la concentración de cenizas, técnica que es considerada como el método *gold standard* para la medida del contenido mineral del hueso⁸³.

Esto resulta crucial para definir la TCC como una modalidad diagnóstica válida, para evaluar enfermedades clínicas tales como la osteoartritis y otras enfermedades óseas subcondrales del caballo, como el síndrome navicular, en la que es característica la degeneración subcondral^{83, 21, 5, 7}.

Olive *et al* (2010) afirman que en el desarrollo de la osteoartritis ocurren alteraciones del contenido mineral óseo del hueso subcondral. Existen diversos estudios que relacionan la esclerosis del hueso subcondral con pérdida del cartílago articular, pareciendo ampliamente aceptado que, como en la articulación metacarpo-falangiana, la alteración subcondral es una manifestación de la osteoartritis por ciclos de sobrecarga⁷¹, que es el mismo mecanismo patogénico propuesto^{33, 31} para la lesión del hueso navicular.

Olive *et al* (2010) justifican la consideración de la TCC como método *gold standard* para la valoración de la densidad mineral en regiones subcondrales específicas. Señalan incluso que las características de la TCC, permiten su uso como método de referencia para evaluar la capacidad de la RM cuantitativa, para determinar la densidad ósea subcondral en las articulaciones metacarpo-falangianas del caballo⁷¹.

La demarcación córtico-medular ha sido calificada mediante la evaluación tomográfica del hueso navicular, como definida (*distinct*) o poco definida (*indistinct*), pero no ha sido cuantificada, y es posible que una pobre demarcación córtico-medular pueda ser fácilmente considerada como un hallazgo radiográfico más importante de lo que en realidad es⁶⁰.

Ahora contamos con una tecnología, la TC, cada vez más disponible para el examen clínico del hueso navicular del caballo, capaz de definir la densidad radiológica cortical⁸², así como la densidad radiológica subcondral^{71, 83}, y la densidad radiológica medular (trabecular)⁸¹. Por lo tanto, creemos que podemos cuantificar, mediante la TC, las variaciones de la demarcación córtico-medular que acompañan a las lesiones del hueso navicular.

El empleo de la disminución de la demarcación cortico-medular, como parámetro radiográfico en el diagnóstico y en la clasificación de gravedad de las lesiones del hueso navicular del caballo, ha de ser reevaluado en función de los hallazgos de la tomografía computarizada.

1. Cuantificar las variaciones de las diferencias de densidad radiológica entre diversas áreas corticales, subcorticales y medulares de huesos naviculares sanos y lesionados, mediante el uso de la tomografía computarizada cuantitativa (TCC).

2. Cuantificar las variaciones del espesor de la corteza flexora de huesos naviculares con distinto grado de lesión, mediante el uso de la tomografía computarizada (TC).

3. Definir las variaciones de la demarcación córtico-medular del hueso navicular del caballo, en función del grado de lesión del mismo.

Para la consecución de estos objetivos, se clasificaron los huesos naviculares según la gravedad de sus lesiones tomográficas teniendo en cuenta escalas de graduación radiológica ya publicadas, pero adaptadas al examen que ofrece la reconstrucción multiplanar de la TC.

Una vez definida la graduación radiológica, se valoró la demarcación córtico-medular. Para ello se determinó mediante TCC la densidad radiológica (expresada en UH) de 27 ROIs de cada hueso navicular. Estas se distribuyeron en 9 ROIs de hueso cortical (subcondral), 9 ROIs de hueso subcortical y 9 ROIs de hueso trabecular (medular).

A continuación se calcularon las diferencias de densidad entre regiones corticales, subcorticales y medulares para definir la evolución de la demarcación córtico-medular según el agravamiento de la condición radiológica.

En este estudio, también se tuvieron en cuenta las diferencias de densidad ósea entre regiones corticales y medulares sagitales y parasagitales, proximales y distales, así como la densidades radiológicas totales medias.

DISEÑO

Se trata de un diseño observacional de corte transversal.

POBLACIÓN A ESTUDIAR

La población a estudiar incluyó caballos de silla, de uso hípico general, procedentes de varias regiones de España, de distintas razas, como el Pura Raza Español y cruzados para deporte.

De dichos animales se desconocía su historial clínico, así como sus condiciones de manejo y estabulación.

Estos animales fueron sacrificados en matadero, o murieron en hospitales o centros veterinarios por diferentes patologías, no relacionadas con el síndrome navicular.

MUESTREO

Se realizó un muestreo consecutivo no probabilístico, rechazándose las extremidades procedentes de animales de edad desconocida o aquellas en mal estado de conservación.

TAMAÑO MUESTRAL

De ellos se admitieron un total de 22 extremidades anteriores, procedentes de animales, machos o hembras, de edades comprendidas entre los 3 y los 18 años de edad.

Se incluyeron en el estudio extremidades derechas e izquierdas, procedentes de un mismo animal (8 pares de extremidades procedentes de 8 caballos), así como 6 individuales, procedentes de otros 6 caballos.

Dichas extremidades fueron seccionadas por la articulación intercarpiana y conservadas en congelación hasta su descongelación previa a su exploración mediante TC.

VARIABLES DE ESTUDIO

- I. Gravedad de la lesión
- II. Demarcación córtico-medular
- III. Edad

VARIABLE I: GRAVEDAD DE LA LESIÓN

Para la clasificación de los distintos grados de lesión del hueso navicular, se tomó en cuenta la escala de graduación radiológica del hueso navicular⁶², modificada por Biggi y Dyson (2012), a partir de la publicada por Dyson, en el año 2008⁵⁰.

La TC es adecuada para estos sistemas de puntuación y puede ser más exacta que la radiografía⁷. Pero dada su mayor sensibilidad para evaluar algunos parámetros, el criterio para la evaluación radiográfica no puede mantenerse invariable en la evaluación tomográfica¹⁸. Por ello, ha sido necesario adaptar dicha escala (Tabla 1), para nuestra evaluación mediante la TC.

Tabla 1 - Graduación radiológica del hueso navicular

Grado	Hallazgos radiológicos
0	<p><9 invaginaciones sinoviales, de pequeña profundidad ($R \leq 0,33$) formas cónicas, en borde distal</p> <p>Buena demarcación córtico-medular*</p> <p>Espesor uniforme de la corteza palmar o engrosamiento medio sólo en un lugar</p> <p>Pequeñas extensiones proximales o distales</p>
1	<p><9 invaginaciones sinoviales de formas variables (piruleta, matraz invertido, ramificada)</p> <p>de profundidad moderada o profunda ($R > 0,33$), en el borde distal</p> <p>Ligera pérdida de demarcación córtico-medular*</p> <p>Incremento moderado e uniforme del espesor cortical, o engrosado en sólo un lugar</p> <p>Extensiones proximales o distales de tamaño medio</p> <p>Pequeños entesiofitos en la inserción de los ligamentos colaterales del hueso sesamoideo</p>
2	<p>≥ 9 invaginaciones sinoviales de formas variables (piruleta, matraz invertido, ramificada)</p> <p>de profundidad moderada o profunda ($R > 0,33$), en el borde distal</p> <p>Mineralización subcortical o esclerosis de la esponjosa*</p> <p>Engrosamiento de toda la corteza palmar</p> <p>Grandes extensiones proximales o distales de la corteza palmar</p> <p>Entesiofitos en la inserción de los ligamentos sesamoideos colaterales</p> <p>Zonas radiolúcidas y fragmentos del borde distal</p>
3	<p>Lesión quística en la esponjosa</p> <p>Grandes entesiofitos en los ligamentos sesamoideos colaterales</p> <p>Formación de hueso nuevo en la corteza palmar</p> <p>Áreas radiolúcidas en la corteza flexora</p> <p>Fractura del hueso navicular</p>

* Parámetros excluidos para la clasificación de gravedad

Para la clasificación se tuvieron en cuenta los parámetros expresados en dicha tabla, analizados en la reconstrucción multiplanar de los escáneres TC, cuantificándose además la profundidad, morfologías anormales y número de las fosas sinoviales, el espesor de la corteza flexora, y las dimensiones de las extensiones proximales y distales de la cortical palmar.

De la misma forma que hicieron Biggi y Dyson⁶², al estudiar la asociación entre los fragmentos del borde distal del hueso navicular, con otras anomalías radiológicas propias de este hueso, se excluyó para la clasificación el parámetro que se pretende estudiar, para luego establecer comparaciones entre este y las distintas categorías. Dicho parámetro ha sido la demarcación córtico-medular.

Las extremidades (huesos naviculares) se clasificaron en grados 0, 1, 2 y 3, según dicha graduación radiológica, considerándose extremidades sanas aquellas a las que se les asignaron los grados 0 ó 1, que equivalen a las condiciones de excelente, bueno y regular de la clasificación previamente publicada por Dyson⁵⁰, y extremidades lesionadas aquellas a las que se les asignaron los grados 2 y 3, equivalentes a las condiciones pobre y mala.

La gravedad de la lesión se trata, por tanto, de una variable independiente dicotómica, generada por los valores que tomaron las siguientes variables primarias:

- Fosas sinoviales (número, profundidad y forma)
- Espesor de la corteza flexora (hueso subcondral)
- Extensiones proximales y distales
- Entesiofitos
- Fragmentos del borde distal del hueso navicular

- Lesiones quísticas
- Crecimiento de nuevo hueso en la cortical palmar

VARIABLE II: DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR

Para el diagnóstico radiológico de la lesión de navicular, entre las características que deberán ser evaluadas radiográficamente en todas las proyecciones se encuentra la definición córtico-medular⁵³.

En nuestro trabajo esta es una variable dependiente generada por los valores de densidad radiológica que tomaron las distintas ROIs, que fueron seleccionadas en los planos sagitales y parasagitales de las imágenes transversales de los huesos naviculares adquiridas en la TC.

VARIABLE III: EDAD

Todas las extremidades estudiadas en nuestro trabajo, proceden de caballos que han superado su aspecto radiográfico maduro, ya que la edad mínima utilizada como criterio de inclusión es de 3 años, y se encuentran dentro de los márgenes de edad utilizados por otros autores.

Así pues, en este trabajo la edad es una variable de control cuantitativa discreta, ya que todas las muestras proceden de caballos maduros.

MATERIAL PARA MEDIR LAS VARIABLES

La exploración tomográfica fue realizada con un equipo de *TC Helicoidal Philips Mx 4000 Dual* (Philips Medical Systems, Holanda), ubicado en el Centro Militar de Veterinaria de la Defensa (Madrid).

Los datos obtenidos fueron almacenados en formato DICOM. Las imágenes fueron procesadas en una estación de trabajo Mx *Workspace*® V2.5.8 523 (Philips Medical Systems, Holanda), para el estudio de las densidades radiológicas, y se empleó el programa *View Forum R6.3V1L7* (versión Beta 2009) para la graduación de las lesiones.

Ambos programas, a partir de las imágenes transversales adquiridas durante la exploración, permitieron obtener también los planos sagitales y dorsales mediante la reconstrucción multiplanar.

MÉTODO DE MEDIDA DE LAS VARIABLES

Las extremidades fueron colocadas en el *gantry* con su eje longitudinal paralelo a la mesa del equipo de TC y perpendiculares al plano del *gantry*. Se identificaron los lados medial y lateral de la extremidad previamente a la exploración, y fueron exploradas desde distal hacia proximal.

Se adquirieron imágenes en planos transversales, perpendiculares a la corteza flexora del hueso navicular. Se realizaron exposiciones de 120 kV y 200 mas, con espesores de corte de 2.0 mm, distancia entre cortes de 1.0 mm, pitch de 1,5 y tiempo de rotación de 1 segundo. El FOV (field of view) y la matriz empleados, fueron de 78 y 768 x 768 píxeles respectivamente. Se seleccionaron un WW de 1600 UH y un WL de 550 UH.

FOSAS SINOVIALES

Para la evaluación de las fosas sinoviales (**SI**) se tuvieron en cuenta los siguientes parámetros, analizados en los cortes dorsales (Figura 4) y transversales (Figura 5) de la TC.

- Número (**NºSI**)
- Profundidad (**R**)

- Morfología de las fosas sinoviales (borde distal o bordes inclinados)



Figura 4 - SI en plano dorsal TC

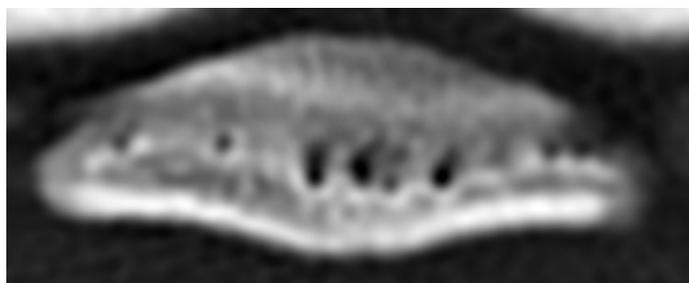


Figura 5 - SI en plano transversal TC

La TC permite la visualización de una media de 2 invaginaciones más que la radiografía, por hueso navicular¹⁸. Esta significativa diferencia entre ambas técnicas puede explicarse por la falta de superposición de estructuras, así como por la alta sensibilidad de la TC para la valoración del hueso en detalle, comparada con la radiografía⁵⁸. Por ello, en nuestro estudio hemos considerado como normal la existencia de un número menor de 9 invaginaciones sinoviales, en lugar de un número menor de 7, que se usa como referencia en la escala de clasificación utilizada⁶².

En las imágenes de TC pueden observarse pequeñas invaginaciones en los bordes inclinados en huesos normales⁶⁸, mientras que estas invaginaciones son indetectables en las radiografías⁵⁸. Por ello sólo consideramos para el recuento de SI, las ubicadas en el borde distal, y aquellas situadas en los bordes inclinados de for-

mas anómalas (Figura 6) y de profundidad aumentada: penetración moderada o profunda.

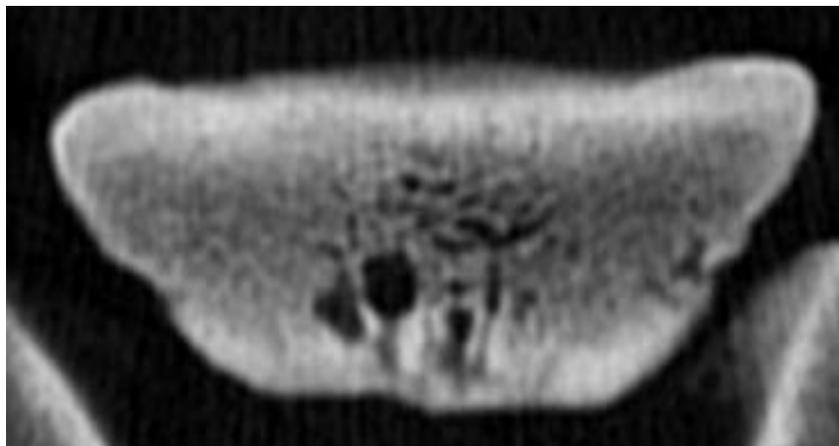


Figura 6 - SI en borde inclinado de forma anormal

Biggi y Dyson no tienen en cuenta las fosas sinoviales del borde proximal para la clasificación de la gravedad de las lesiones del navicular⁶².

Así pues, el número de SI es una variable cuantitativa continua categorizada en dos categorías: considerándose normal un N° SI < 9, y anormal un N° SI ≥ 9.



Figura 7 - Plano dorsal para medición de profundidad de SI

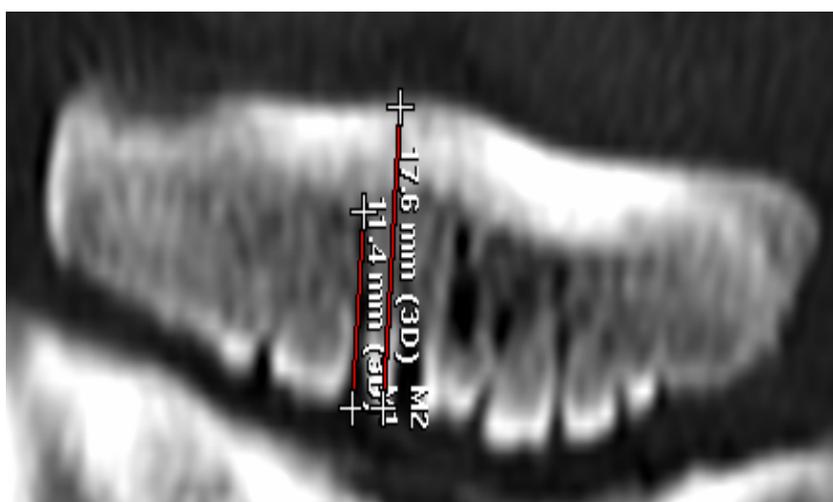


Figura 8 - Medición de profundidad de SI

La profundidad de las fosas sinoviales, es también una variable cuantitativa continua, pero categorizada en tres categorías.

Claerhoudt *et al* (2011)⁶⁸, definieron la profundidad de las fosas sinoviales, como la razón (**R**) entre la distancia de la base al extremo de la invaginación sinovial (a) y la distancia entre los extremos proximal y distal del borde flexor del hueso navicular (b), ambas medidas en centímetros (Figura 7 y Figura 8):

$$(R=a/b);$$

Se contemplaron tres categorías:

- Ligeramente penetrantes: $R \leq 0.33$ (hasta $1/3$ de distancia entre borde distal y proximal).
- Moderadamente penetrantes: $0.33 < R \leq 0.5$ (hasta $1/2$ de esa distancia).
- Profundamente penetrantes: $R > 0.5$ (superior a $1/2$ de esa distancia).

La forma de las fosas sinoviales se ha valorado en las imágenes dorsales de TC, habiéndose descrito como cónicas, lineales, en forma de piruleta o ramificadas. Se consideraron como formas normales las dos primeras, y anormales las dos segundas⁶⁸. Se trata por tanto de una variable dicotómica.

- Forma normal (cónica o lineal-ligeramente penetrante) **(FN)**
- Forma anormal (piruleta, ramificada, matraz invertido, lineal-moderadamente y lineal-profundamente penetrante) **(FA)** (Figura 7 y Figura 9)



Figura 9 - Formas anormales de SI

De acuerdo con la clasificación de Dik (2007), muchas moderadas o de algunas a muchas profundas pueden ser responsables de dolor y claudicación⁶⁸.

Para definir una forma cónica normal, se tuvo en cuenta también el criterio definido por Colles (1983), según el cual la profundidad de penetración de las fosas sinoviales normalmente es de al menos una vez y media la anchura de su base⁸⁴.

ESPESOR CORTICAL

Biggi y Dyson⁶² definieron el espesor de la corteza palmar, medido en imágenes radiográficas, como el espesor de la superposición de las corticales parasagitales sobre el punto medio (Pm), y los cuartiles proximal (Pp) y distal (Pd) de la línea B (Figura 10), que en la proyección radiográfica **LM** representa la longitud del borde palmar del hueso navicular. Descartaron por tanto el espesor cortical en la cresta sagital media.

Para determinar la longitud del borde palmar del hueso navicular, en las proyecciones radiográficas **LM**, definieron dos líneas (líneas 1 y 2) tangenciales al borde proximal y distal, respectivamente, del hueso navicular (Figura 10).

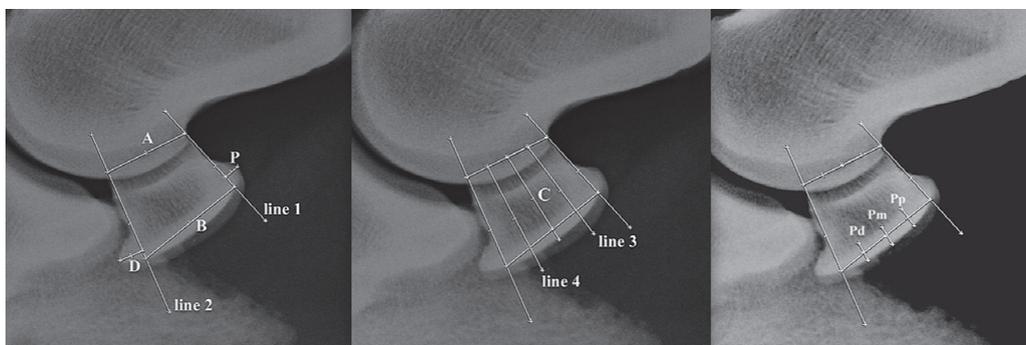


Figura 10 - Proyecciones radiográficas LM para determinar la longitud palmar. Tomada de Biggi y Dyson⁶²

La longitud de su borde palmar (B), se corresponde con la distancia existente entre las líneas 1 y 2 en su intersección con el aspecto palmar de la corteza palmar del hueso navicular (Figura 10).

Trasladando estas medidas radiográficas a los cortes tomográficos, y de la misma forma que hacen Ruohoniemi y Tervahartima⁶⁰, el espesor de la corteza flexora se midió en nuestro trabajo en los cortes transversales (**Figura 11**).

Esta medida se realizó en 6 puntos de cada hueso navicular. Y se consideró como valor de espesor la media de todas las medidas de espesor, habiéndose clasificado los espesores corticales en normales, moderadamente engrosados y engrosados (variable cuantitativa continua categorizada).

Las medidas del espesor cortical palmar se tomaron en los cuartiles parasagittales, mediales y laterales de los planos transversales proximal (TP), medio (TM) y

distal (TD) de cada hueso navicular, obteniéndose los Espesores Palmares Parasagittales Laterales medios (EP PsagL), y los Espesores Palmares Parasagittales Mediales medios (EP PsagML).

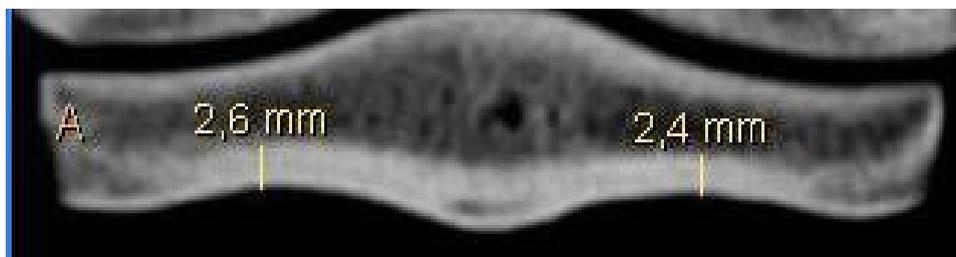


Figura 11

Para definir los puntos parasagittales, se determinaron primero los del plano TM. Para ello se determinó primero la medida del eje transversal medio, sobre dicho plano del hueso. Y sobre él se definieron los puntos parasagittales, que se corresponden con los cuartiles medial y lateral de dicho eje (Figura 12). A partir de estos puntos parasagittales, se definen los correspondientes puntos parasagittales en los planos transversales proximal y distal.

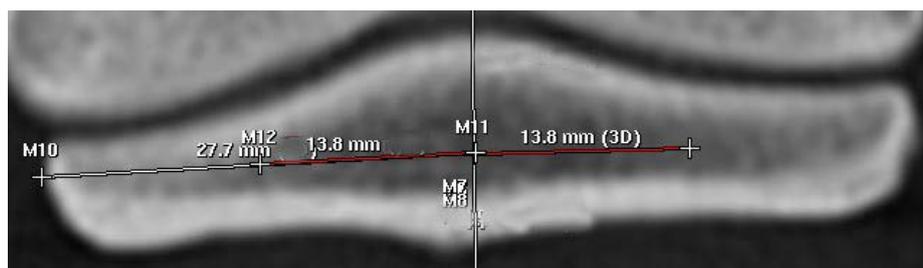


Figura 12 - Determinación de cuartiles en plano transversal

Para definir los tres planos transversales, de igual forma que Biggi y Dyson⁶² determinan los espesores en los cuartiles Pp, Pm y Pd, de la línea B antes descritos (Figura 10), en nuestro trabajo dichos planos transversales quedaron defi-

nidos por los cuartiles correspondientes señalados sobre la línea B del corte sagital medio del TC (Figura 13).

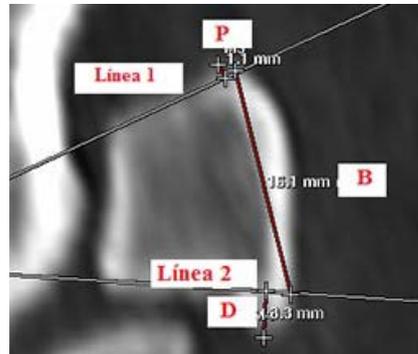


Figura 13 - Líneas y puntos sobre corte sagital

Para determinar la longitud del borde palmar del hueso navicular (B), sobre las proyecciones tomográficas sagitales, se definen también las líneas 1 y 2 (Figura 13) descritas por Biggi y Dyson⁶², como dos líneas tangenciales a los bordes proximal y distal del hueso navicular.

La longitud B, se corresponde con la distancia existente entre las líneas 1 y 2 en su intersección con el aspecto palmar de la corteza palmar del hueso navicular (Figura 13). Sobre esta, se delimitan los cuartiles (Figura 14) que delimitan los planos transversales, perpendiculares a B (Figura 15 y Figura 16) que, representados en la imagen multiplanar (MPR), permiten la medida de los espesores palmares parasagitales (Figura 17):

- Espesor Palmar Medio Parasagital lateral (**EP Med PsagL**) y Espesor Palmar Medio Parasagital Medial (**EP Med PsagML**) (Figura 18).
- Espesor Palmar proximal Parasagital Lateral (**EP Prox PsagML**) y Espesor Palmar Proximal Parasagital Medial (**EP Prox PsagML**) (Figura 19).

- Espesor Palmar Distal Parasagital Lateral (**EP Dist PsagL**) y Espesor Palmar Distal Parasagital Medial, (**EP Dist PsagML**) (Figura 20).

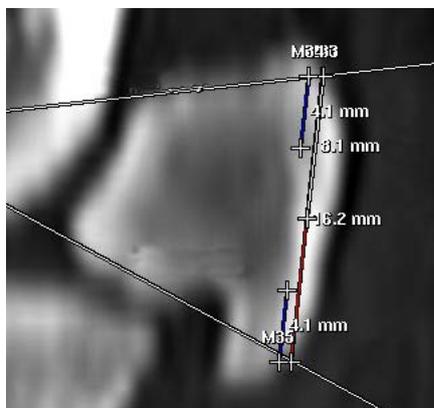


Figura 14 - Definición de cuartiles sobre B

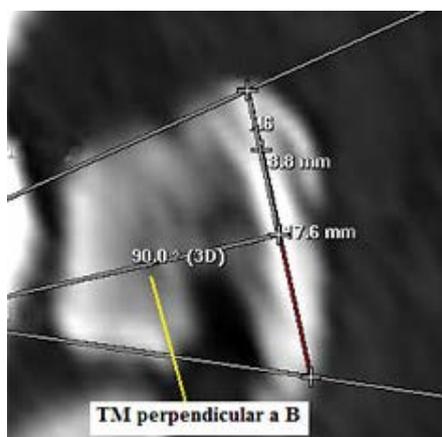


Figura 15 - Plano Transversal medio

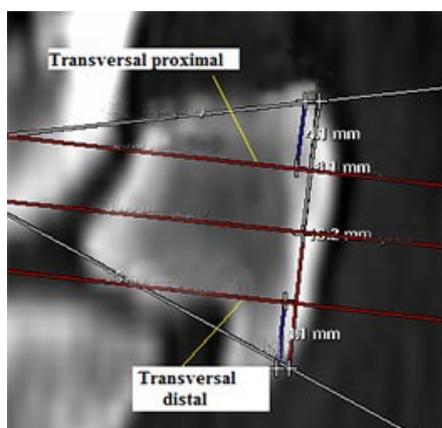


figura 16 - definición de planos transversales

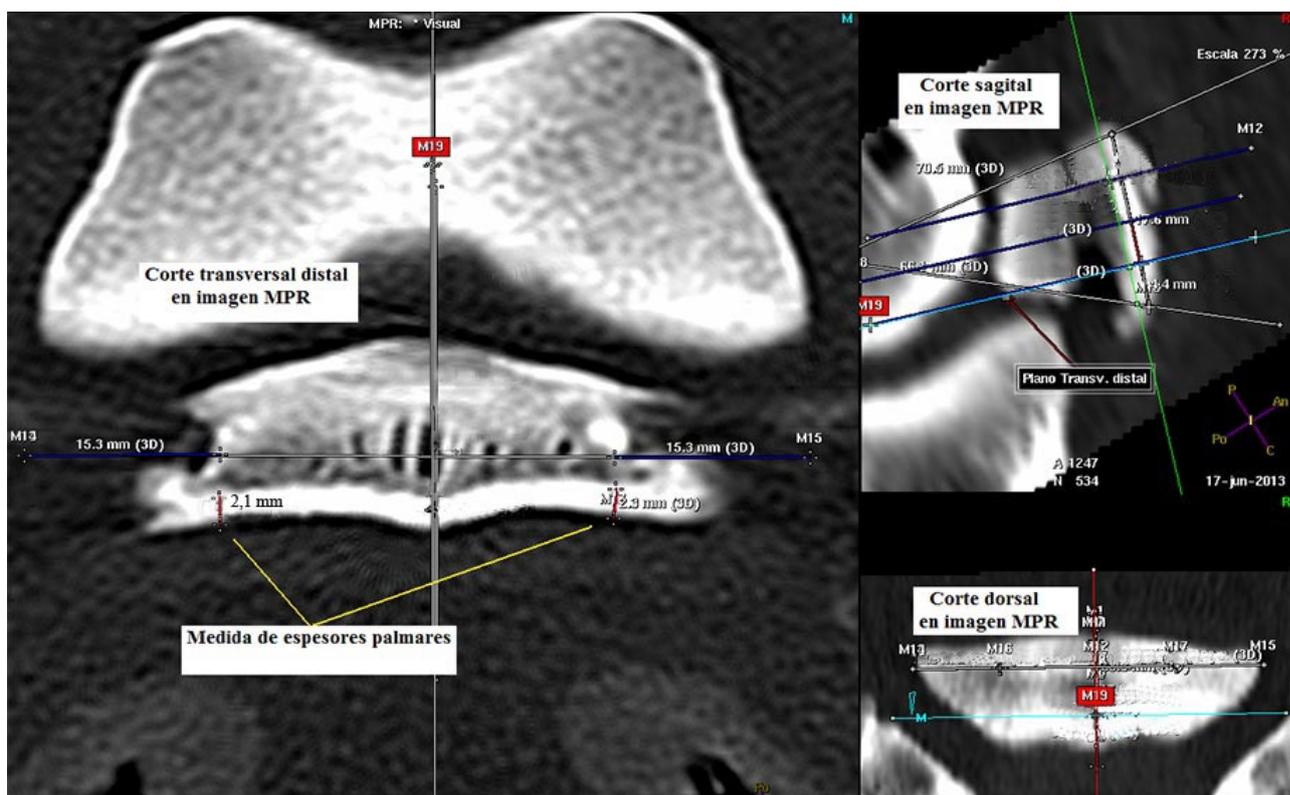


Figura 17 - MPR para medida de espesores palmares

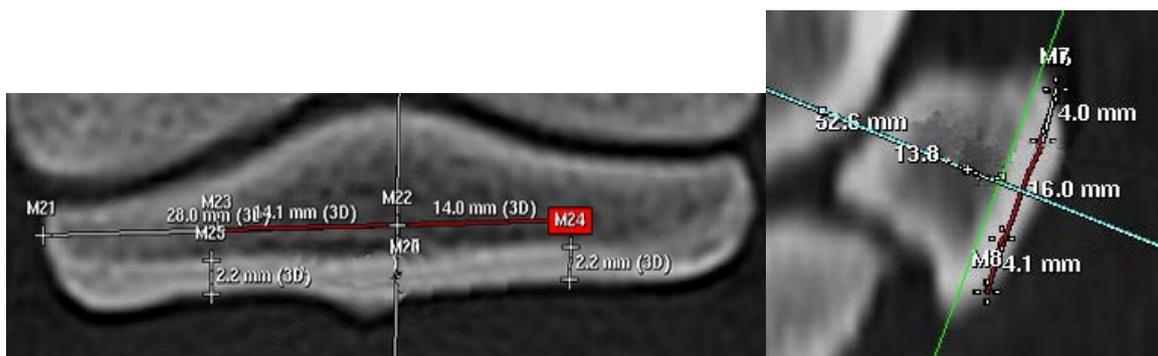


Figura 18 (EP Med PsagL y EP Med PsagML; Plano transversal medio)

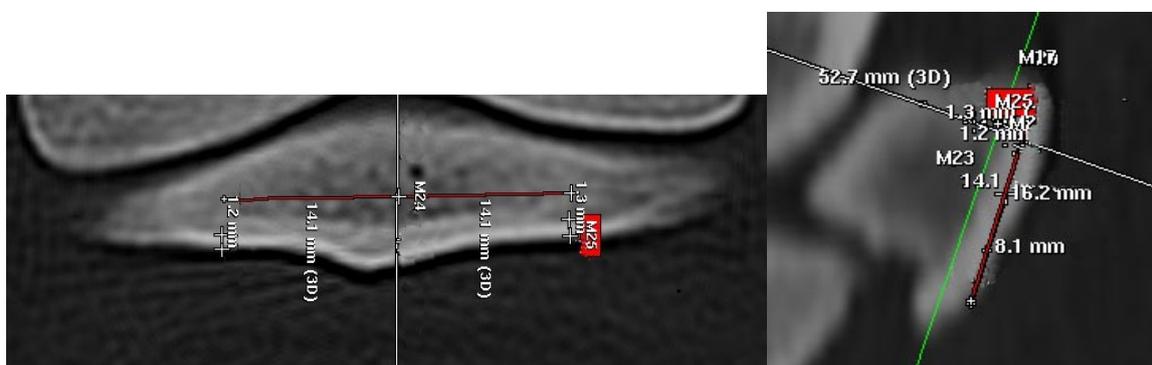


Figura 19 (EP Prox Psag L y EP Prox PsagML; Plano transversal proximal)

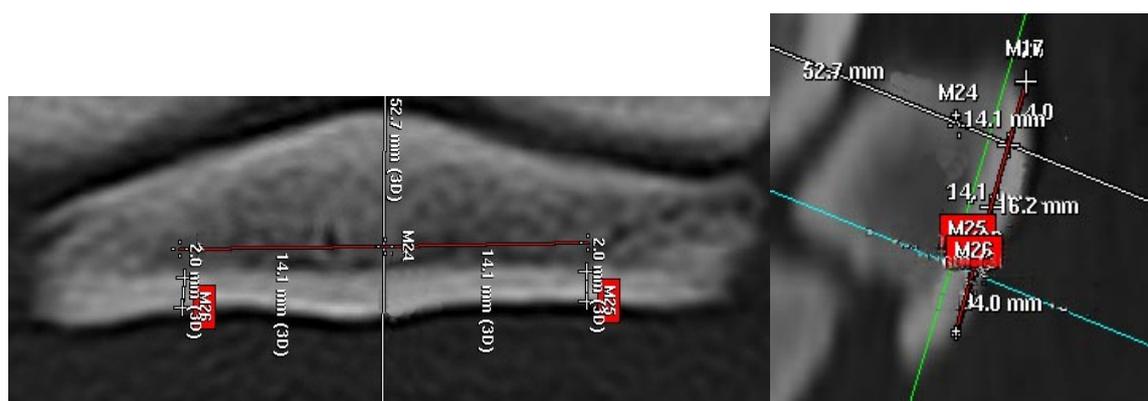


Figura 20 (EP Dist PsagL y EP Dist PsagML; Plano transversal distal)

Con la finalidad de establecer comparaciones, evitando la magnificación que en las imágenes radiográficas pudieran ofrecer el distinto tamaño de los pies de los caballos, Biggi y Dyson⁶² expresan el espesor cortical como razón entre el espesor de la corteza palmar y la profundidad dorsopalmar del hueso navicular (C), medidas en la proyección **LM** (Figura 10), como Pp/C, Pm/C and Pd/C.

En nuestro trabajo se utilizaron los cortes transversales medios de la TC, para medir la profundidad parasagital lateral (CPsagL) y medial (CPsagML), tomadas respectivamente en los cuartiles lateral y medial del eje transversal medio del hueso (Figura 21). Dichas medidas de profundidad parasagital, se utilizaron como referencia de los espesores corticales proximales, medios y distales.

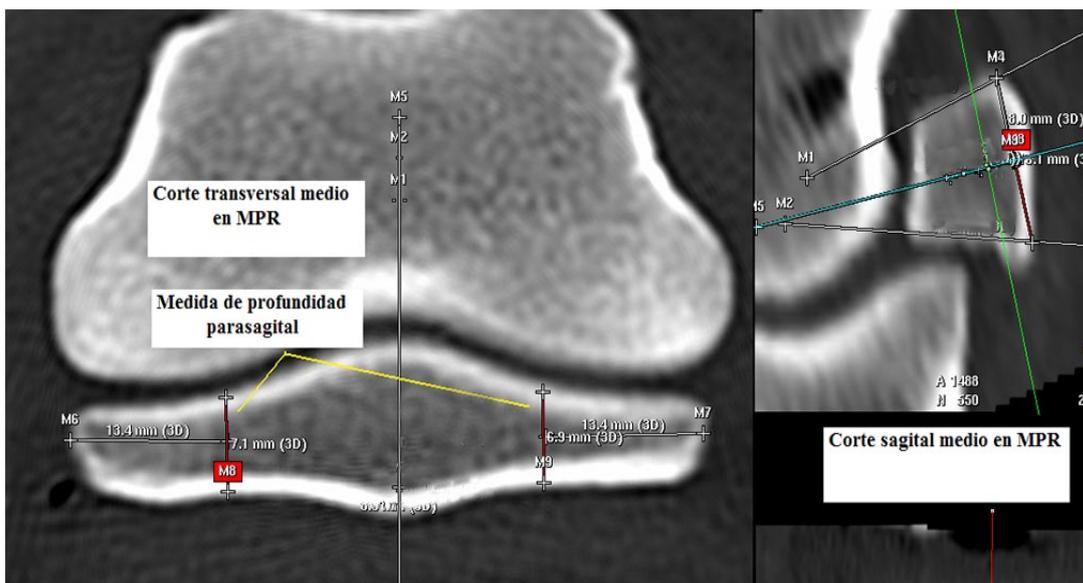


Figura 21 - Profundidad parasagital lateral (CPsagL) y medial (CPsagML)

Por tanto, la medida del espesor se establece como razón entre el espesor parasagital correspondiente de la corteza flexora (EP) en los cortes proximal, medio y distal, y la profundidad parasagital del hueso (CPsagL, CPsagML).

EP Prox PsagL/CPsagL; EP Med PsagL/CPsagL; EP Dist PsagL/CPsagL

EP Prox PsagML/ CPsagML; EP Med PsagML/CPsagML; EP Dist PsagML/CPsagML

Como valor medio de las razones de espesor cortical palmar de cada hueso navicular (MEP), se consideró la media entre la Media de los ratios del Espesor Palmar Parasagital Lateral (**M EP PsagL**) y la Media de los ratios del Espesor Parasagital Medial (**M EP PsagML**):

[(EP Prox PsagL/CPsagL + EP Med PsagL/CPsagL+ EP Dist PsagL/CPsagL) / 3]
Media de espesores palmares corticales parasagitales laterales (**M EP PsagL**)

[(EP Prox PsagML/ CPsagML + EP Med Psag ML/CPsagML + EP Dist PsagML/CPsagML) / 3]

Media de espesores palmares corticales parasagitales mediales (**M EP PsagML**)

(M EP PsagL + M EP PsagML) / 2 = MEP (Media de Espesor cortical palmar)

Este valor medio del espesor cortical palmar se empleó como parámetro para la categorización de los huesos naviculares en los diversos niveles de gravedad de lesión.

Para la interpretación de los valores que toman los espesores corticales palmares, se tomó el criterio seguido por Biggi y Dyson⁶², considerándose normales aquellos espesores menores de 0.22, moderadamente aumentados cuando se situaron entre 0.22 y 0.26, y engrosados cuando superó la razón de 0.26.

Además, también se utilizaron dichos valores medios de espesores corticales, para valorar la uniformidad de los espesores corticales palmares de los huesos naviculares ya clasificados como lesionados y no lesionados. Para ello, se compararon las medias de estas diferencias que se presentan en los huesos sin lesión y con lesión.

- Uniformidad de espesores palmares corticales parasagitales proximales, laterales y mediales: $(EP \text{ Prox PsagL}/CPsagL) - (EP \text{ Prox PsagML}/CPsagML)$ (Figura 22)
- Uniformidad de espesores corticales parasagitales medios, laterales y mediales: $(EP \text{ Med PsagL}/CPsagL - EP \text{ Med PsagML}/CPsagML)$ (Figura 22)
- Uniformidad de espesores corticales parasagitales distales, laterales y mediales: $(EP \text{ Dist PsagL}/CPsagL) - (EP \text{ Dist PsagML}/CPsagML)$ (Figura 22)

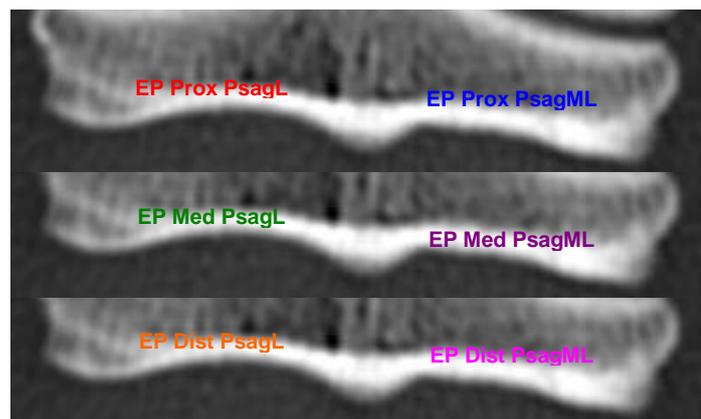


Figura 22 - Uniformidad de espesores palmares corticales parasagitales proximales, medios y distales

- Uniformidad de espesores corticales parasagitales proximales y distales, laterales y mediales (Figura 22) :

Diferencia de espesores palmares corticales proximales y distales, laterales: $(EP \text{ Prox PsagL}/CPsagL) - (EP \text{ Dist PsagL}/CPsagL)$

Diferencia de espesores palmares corticales proximales y distales, mediales $(EP \text{ Prox PsagML}/CPsagML) - (EP \text{ Dist PsagML}/CPsagML)$

EXTENSIONES PROXIMALES Y DISTALES DE LA CORTICAL PALMAR

Su medida se ha realizado según el método descrito por Biggi y Dyson⁶² para las proyecciones radiográficas **LM**. En este trabajo se ha realizado sobre los cortes sagitales medios de la TC (Figura 13, Figura 23).

Dichos autores, definen las extensiones proximal (P) y distal (D) como la longitud de las líneas perpendiculares a las líneas 1 y 2, trazadas desde estas, hasta su extremo proximal y distal respectivamente (Figura 10).

La medida de dichas extensiones, las expresan como ratios entre la medida de la longitud del borde palmar (línea B; Figura 13 y Figura 23) y la medida de cada una de las extensiones (P/B y D/B).

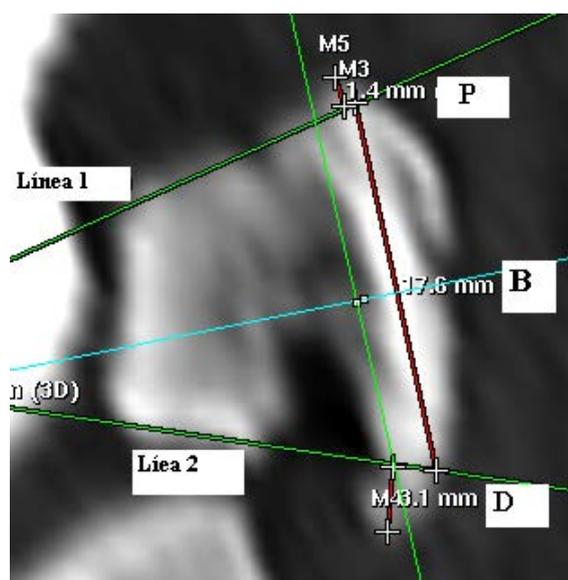


Figura 23 - Medida de extensiones; P/B y D/B

Las extensiones proximales y distales se han clasificado en grandes, medianas, pequeñas o ausentes (variable cuantitativa continuada categorizada).

Extensiones proximales y distales de la cortical palmar	
<6	Sin extensión
$\geq 0.06 < 0.12$	Extensión pequeña
$\geq 0.12 < 0.18$	Extensión mediana
≥ 0.18	Extensión grande

DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR

Se trata de una variable dependiente, generada por los valores de densidad radiológica, expresados en Unidades Hounsfield (UH), que toman las distintas regiones de interés (ROIs).

Estas mediciones se realizaron sobre los planos transversales de la TC, proximal (TP), medio (TM) y distal (TD), ya definidos previamente, para la medida de los espesores corticales (Figura 18, Figura 19 y Figura 20).

Para estandarizar los planos transversales en cada hueso navicular, estos se determinaron haciendo coincidir el plano de corte, con las líneas perpendiculares a la línea B (Figura 24), en su intersección con cada uno de sus cuartiles proximal, medio y distal. Estas líneas se definieron, sobre la imagen del plano sagital medio de la reconstrucción multiplanar.

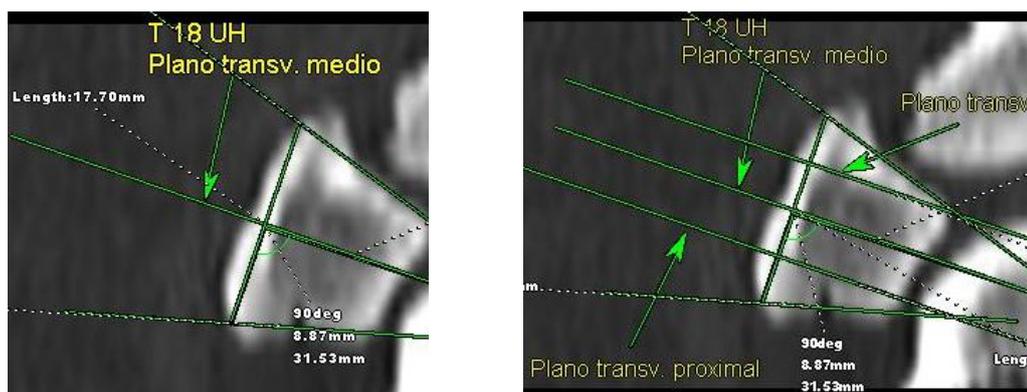


Figura 24 - Planos transversales definidos sobre la línea B

En cada uno de los planos transversales se determinarán 9 ROIs, 27 por cada hueso navicular, con su correspondiente densidad radiológica expresada en UH. Los ROIs se distribuyeron de la siguiente forma:

- Medular Sagital (**Med Sag; 5 mm²**), Subcortical Sagital (**Scort Sag; 3 mm²**), Cortical Sagital (**Cort Sag; 3 mm²**).
- Medular Parasagital Lateral (**Med PsagL; 3 mm²**), Subcortical Parasagital Lateral (**Scort PsagL; 3 mm²**), Cortical Parasagital Lateral (**Cort PsagL; 3 mm²**).
- Medular Parasagital Medial (**Med PsagML; 3 mm²**), Subcortical Parasagital Medial (**Scort PsagML; 3 mm²**), Cortical Parasagital Medial (**Cort PsagL; 3 mm²**).

Estos ROIs, son áreas circunferenciales de 3 mm², excepto los ROIs Medulares Sagitales, que se tomaron de 5 mm², dado que se ubican en la región más amplia del hueso. El resto de ROIs fueron de menor diámetro, para evitar en lo posible la superposición de estas áreas, lo que no siempre fue posible por la configuración más estrecha del hueso en sus extremos parasagitales.

Para situar cada una de las áreas de medida, en cada plano transversal se definieron dos ejes perpendiculares. El eje sagital medio divide el plano transversal en dos mitades iguales, lateral y medial. El eje transversal medio, es perpendicular al anterior, pasa por su punto medio, y divide el plano dorsal en mitades palmar y dorsal. (**Figura 25**)

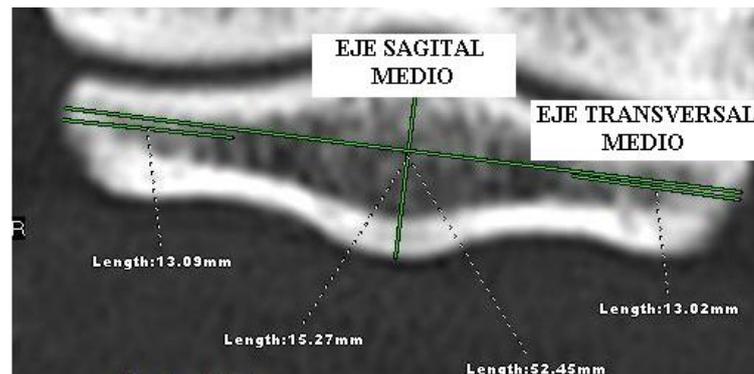


Figura 25 - Ejes perpendiculares sobre un corte transversal

El ROI Med Sag se situará en el cruce de ambos ejes. El ROI Cort Sag se situará en la cortical sobre el eje sagital medio, y el ROI Scort Sag, sobre dicho eje, en una distancia equidistante entre Med Sag y Cort Sag (**Figura 26**).

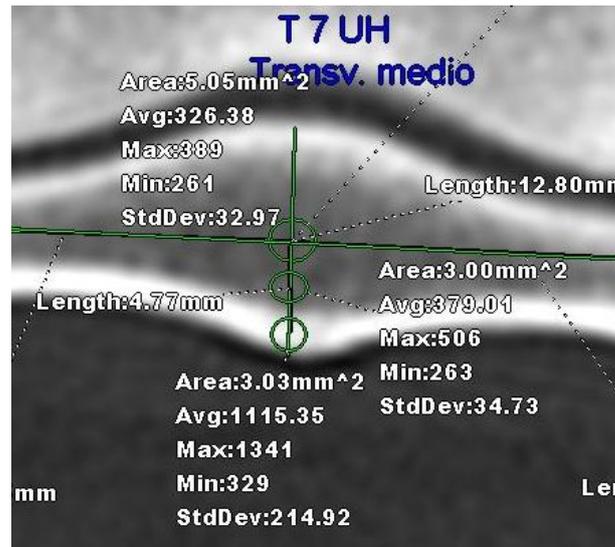


Figura 26 - ROIs sagitales (Med, Cort y Scort)

Los ROIs medulares parasagitales, laterales y mediales (Med Psag, Lateral y Medial), se sitúan en los cuartiles correspondientes del eje transversal medio. Los ROIs corticales parasagitales (Cort Psag, Lateral y Medial) sobre la cortical en el cuartil medial o lateral, y los ROIs subcorticales (Scort Psag, Lateral y Medial), equidistantes entre el medular y el cortical parasagitales (Figura 27).

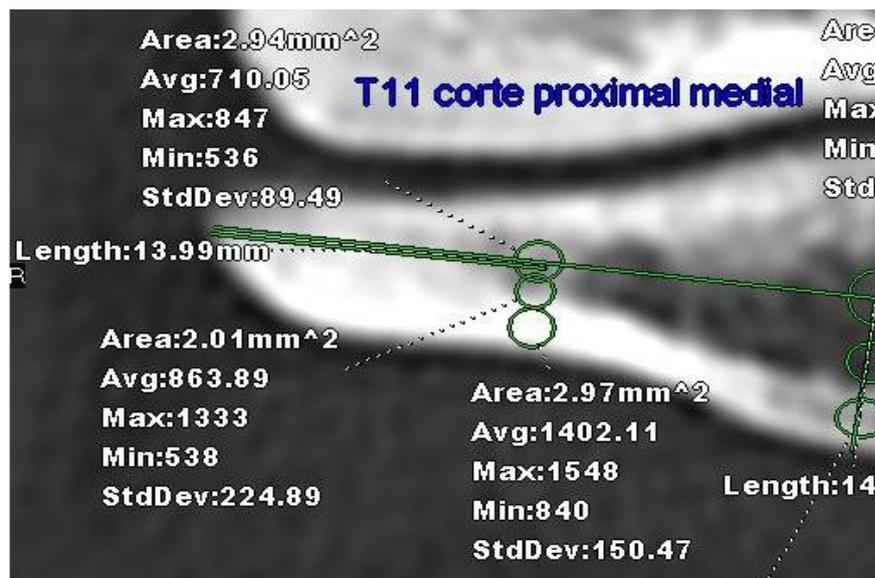


Figura 27 - ROIs parasagitales (Med, Cort y Scort)

Los ROIs de los cortes transversales proximales (TP), son los siguientes:

Medular Sagital (Med Sag PROX), Subcortical Sagital (Scort Sag PROX), Cortical Sagital (Cort Sag PROX), Medular Parasagital Lateral (Med PsagL PROX), Subcortical Parasagital Lateral (Scort PsagL PROX), Cortical Parasagital Lateral (Cort PsagL PROX), Medular Parasagital Medial (Med PsagML PROX), Subcortical Parasagital Medial (Scort PsagML PROX) y Cortical Parasagital Medial (Cort PsagML PROX) (Figura 28).

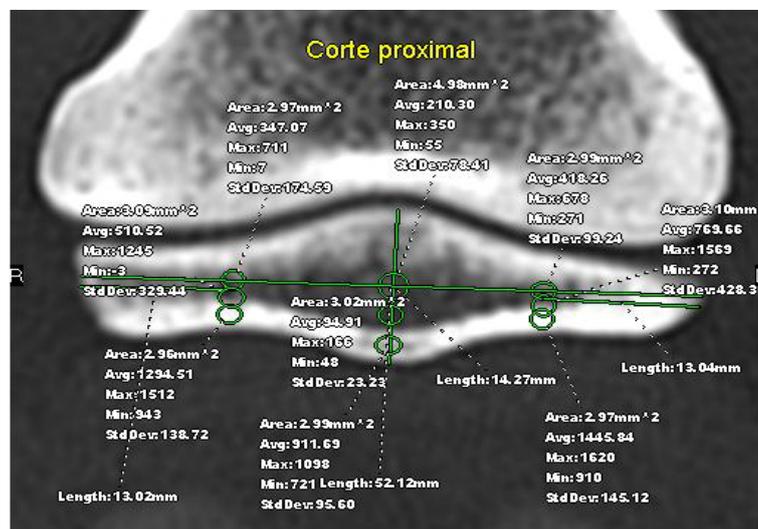


Figura 28 - ROIs del corte transversal proximal

Los ROIs de los cortes transversales medios (TM), son los siguientes:

Medular Sagital (Med Sag MED), Subcortical Sagital (Scort Sag MED), Cortical Sagital (Cort Sag MED), Medular Parasagital Lateral (Med PsagL MED), Subcortical Parasagital Lateral (Scort PsagL MED), Cortical Parasagital Lateral (Cort PsagL MED), Medular Parasagital Medial (Med PsagML MED), Subcortical Parasagital Me-

dial (Scort PsagML MED) y Cortical Parasagital Medial (Cort PsagML MED) (Figura 29).

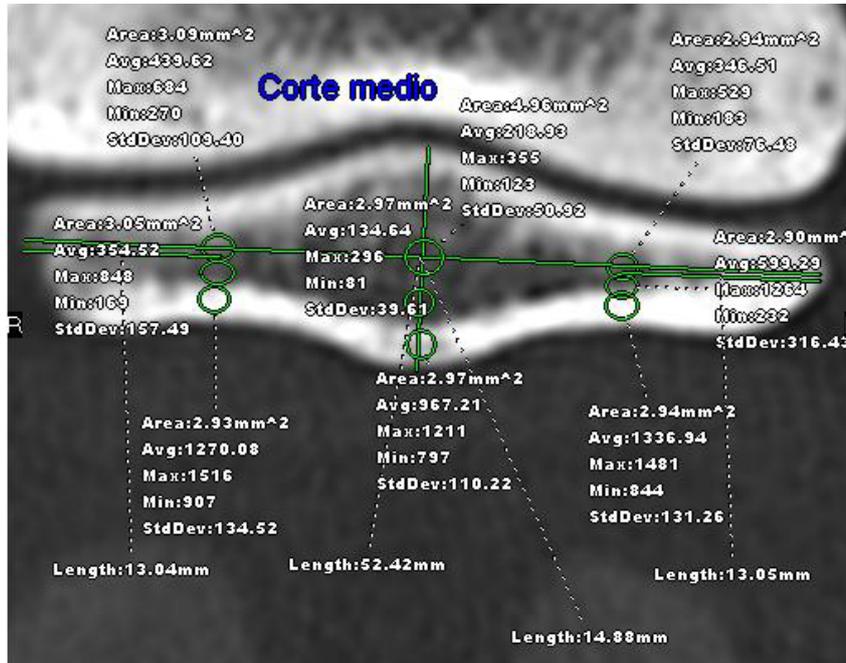


Figura 29 - ROIs del corte transversal medio

Los ROIs de los cortes transversales distales (TD), son los siguientes:

Medular Sagital (Med Sag DIST), Subcortical Sagital (Scort Sag DIST), Cortical Sagital (Cort Sag DIST), Medular Parasagital Lateral (Med PsagL DIST), Subcortical Parasagital Lateral (Scort PsagL DIST), Cortical Parasagital Lateral (Cort PsagL DIST), Medular Parasagital Medial (Med PsagML DIST), Subcortical Parasagital Medial (Scort PsagML DIST) y Cortical Parasagital Medial (Cort PsagML DIST) (Figura 30).



Figura 30 - ROIs del corte transversal distal

También se determinó la densidad radiológica total del área subcortical de cada uno de los tres cortes transversales (Total medio; Total distal; Total proximal). (Figura 31, Figura 32 y Figura 33).



Figura 31 - Densidad total área subcortical plano TM

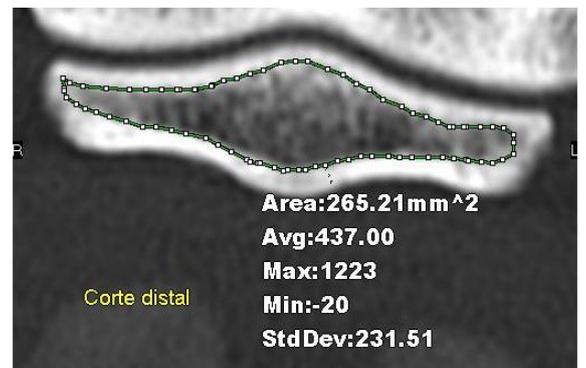


Figura 32 - Densidad total área subcortical plano TD

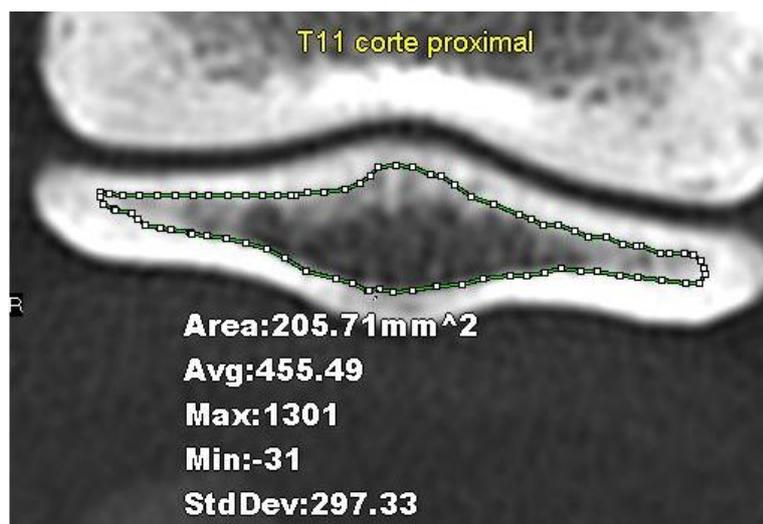


Figura 33 - Densidad total área subcortical plano TP

Una vez determinadas las densidades radiológicas de los diferentes ROIs, se definieron las densidades radiológicas medias de las distintas regiones corticales, medulares y subcorticales (sagitales y parasagitales), de los cortes proximal, medio y distal de cada hueso navicular.

Densidades radiológicas **corticales** medias (Figura 34):

- cortical sagital media:

$$[(\text{Cort Sag PROX} + \text{Cort Sag MED} + \text{Cort Sag DIST})/3]$$

- cortical parasagital lateral:

$$[(\text{Cort PsagL PROX} + \text{Cort PsagL MED} + \text{Cort PsagL DIST})/3]$$

- cortical parasagital medial:

$$[(\text{Cort PsagML PROX} + \text{Cort PsagML MED} + \text{Cort PsagML DIST})/3]$$

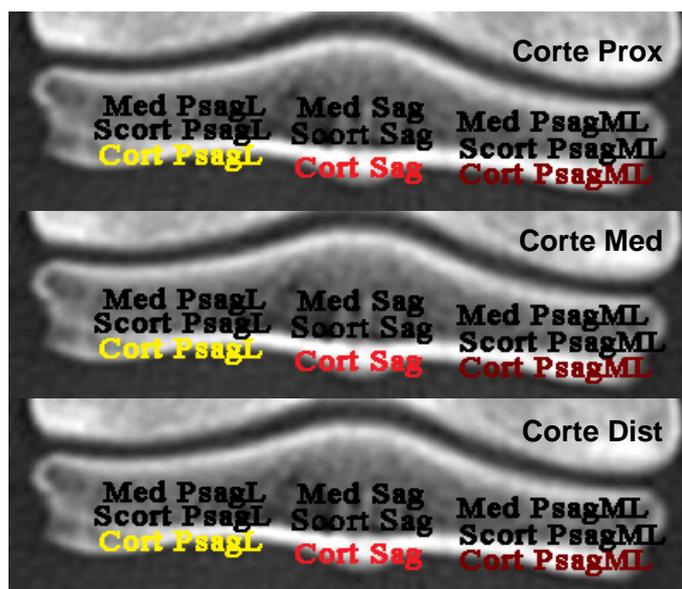


Figura 34 - Densidad radiológica cortical media

De la misma forma se calcularon las densidades radiológicas **medulares** medias:

- medular sagital:

$$[(\text{Med Sag PROX} + \text{Med Sag MED} + \text{Med Sag DIST})/3]$$

- medular parasagital lateral:

$$[(\text{Med PsagL PROX} + \text{Med PsagL MED} + \text{Med PsagL DIST})/3]$$

- medular parasagital medial:

$$[(\text{Med PsagML PROX} + \text{Med PsagML MED} + \text{Med PsagML DIST})/3]$$

Y las densidades radiológicas **subcorticales** medias:

- subcortical sagital:

$$[(\text{Scort Sag PROX} + \text{Scort Sag MED} + \text{Scort Sag DIST})/3]$$

- subcortical parasagital lateral

$$[(\text{Scort PsagL PROX} + \text{Scort PsagL MED} + \text{Scort PsagL DIST})/3]$$

- subcortical parasagital medial

$$[(\text{Scort PsagML PROX} + \text{Scort PsagML MED} + \text{Scort PsagML DIST})/3]$$

A continuación se calcularon las diferencias entre las densidades radiológicas medias entre las regiones corticales y medulares, subcorticales y medulares, corticales y subcorticales, de cada hueso navicular. Comparándose las medias de estas diferencias que se presentan en los huesos sin lesión y con lesión.

- Diferencias de densidad radiológica cortical (Cort) – medular (Med)

UH Cort Sag – UH Med Sag = Diferencia córtico-medular sagital

$$[(\text{Cort Sag PROX} + \text{Cort Sag MED} + \text{Cort Sag DIST})/3] - [(\text{Med Sag PROX} + \text{Med Sag MED} + \text{Med Sag DIST})/3] = \text{Diferencia córtico-medular sagital (Figura 35)}$$



Figura 35 - Diferencia córtico-medular sagital, en los planos proximal, medio y distal.

UH Cort PsagL – UH Med PsagL = Diferencia córtico-medular parasagital lateral

$$[(\text{Cort PsagL PROX} + \text{Cort PsagL MED} + \text{Cort PsagL DIST})/3] - [(\text{Med PsagL PROX} + \text{Med PsagL MED} + \text{Med PsagL DIST})/3] = \text{Diferencia córtico-medular parasagital lateral.}$$

UH Cort PsagML – UH Med PsagML= Diferencia córtico-medular parasagital medial

$[(\text{Cort PsagML PROX} + \text{Cort PsagML MED} + \text{Cort PsagML DIST})/3] - [(\text{Med PsagML PROX} + \text{Med PsagML MED} + \text{Med PsagML DIST})/3] = \text{Diferencia córtico-medular parasagital medial.}$

- Diferencia de densidad radiológica (UH) subcortical (SCort) – medular (Med)

UH Scort Sag – UH Med Sag = Diferencia subcórtrico-medular sagital

$[(\text{Scort Sag PROX} + \text{Scort Sag MED} + \text{Scort Sag DIST})/3] - [(\text{Med Sag PROX} + \text{Med Sag MED} + \text{Med Sag DIST})/3] = \text{Diferencia subcórtrico-medular sagital (Figura 36)}$



Figura 36 - Diferencia subcórtrico-medular sagital, en los planos proximal, medio y distal.

UH Scort PsagL – UH Med PsagL = Diferencia subcórtrico-medular parasagital lateral

$[(\text{Scort PsagL PROX} + \text{Scort PsagL MED} + \text{Scort PsagL DIST})/3] - [(\text{Med PsagL PROX} + \text{Med PsagL MED} + \text{Med PsagL DIST})/3] = \text{Diferencia subcórtrico-medular parasagital lateral.}$

UH Scort PsagML – UH Med PsagML = Diferencia subcortico-medular parasagital medial

$[(\text{Scort PsagML PROX} + \text{Scort PsagML MED} + \text{Scort PsagML DIST})/3] - [(\text{Med PsagML PROX} + \text{Med PsagML MED} + \text{Med PsagML DIST})/3]$ = Diferencia subcortico-medular parasagital medial.

- Diferencias de densidad radiológica (UH) córtico – subcortical

UH Cort Sag – UH Scort Sag = Diferencia córtico-subcortical sagital

$[(\text{Cort Sag PROX} + \text{Cort Sag MED} + \text{Cort Sag DIST})/3] - [(\text{Scort Sag PROX} + \text{Scort Sag MED} + \text{Scort Sag DIST})/3]$ = Diferencia córtico-subcortical sagital (Figura 37)



Figura 37 - Diferencia córtico-subcortical sagital, en los planos proximal, medio y distal.

UH Cort PsagL – UH Scort PsagL = Diferencia córtico-subcortical parasagital lateral

$[(\text{Cort PsagL PROX} + \text{Cort PsagL MED} + \text{Cort PsagL DIST})/3] - [(\text{Scort PsagL PROX} + \text{Scort PsagL MED} + \text{Scort PsagL DIST})/3]$ = Diferencia córtico-subcortical parasagital lateral.

UH Cort PsagML – UH Scort PsagML = Diferencia córtico-subcortical parasagital medial

$[(\text{Cort PsagML PROX} + \text{Cort PsagML MED} + \text{Cort PsagML DIST})/3] - [(\text{Scort PsagML PROX} + \text{Scort PsagML MED} + \text{Scort PsagML DIST})/3]$ = Diferencia córtico-subcortical parasagital medial.

Así mismo se calcularon las diferencias entre las densidades radiológicas (UH) medias, entre áreas (medulares y corticales) parasagitales laterales (PsagL; Parasagital Lateral) y parasagitales mediales (PsagML; Parasagital Medial), comparándose las medias de estas diferencias que se presentan en los huesos sin lesión y con lesión.

- Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas medulares parasagitales, laterales y mediales.

UH Med PsagL - UH Med PsagML = Diferencia medular parasagital

(Med PsagL Prox + Med PsagL Med + Med PsagL Dist) - (Med PsagML Prox + Med PsagML Med + Med PsagML Dist) (Figura 38)



Figura 38 - Diferencia medular parasagital, en los planos proximal, medio y distal

- Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas corticales parasagitales, laterales y mediales.

UH Cort PsagL - UH Cort PsagML = Diferencia cortical parasagital

(Cort PsagL Prox + Cort PsagL Med + Cort PsagL Dist) - (Cort PsagML Prox + Cort PsagML Med + Cort PsagML Dist).

También se calcularon las diferencias entre las densidades radiológicas (UH) medias entre áreas (corticales y medulares) sagitales y extremos parasagitales mediales (PsagML; Parasagital Medial), y entre áreas sagitales y parasagitales laterales (PsagL), y

se compararon las medias de estas diferencias que se presentan en los huesos sin lesión y con lesión

- Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas medulares sagitales y parasagitales

➤ Sagitales y parasagitales laterales

UH Med Sag - UH Med PsagL = Diferencia medular sagital parasagital lateral

(Med Sag PROX + Med Sag MED + Med Sag DIST) - (Med PsagL PROX + Med PsagL MED + Med PsagL DIST) (Figura 39)



Figura 39- Diferencia medular sagital PsagL, en los planos proximal, medio y distal.

➤ Sagitales y parasagitales mediales

UH Med Sag - UH Med PsagML = Diferencia medular sagital parasagital medial

(Med Sag PROX + Med Sag MED + Med Sag DIST) - (Med PsagML PROX + Med PsagML MED + Med PsagML DIST).

- Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas corticales sagitales y parasagitales
 - Sagitales y parasagitales laterales

UH Cort Sag – UH Cort PsagL = Diferencia cortical sagital parasagital lateral

(Cort Sag PROX + Cort Sag MED + Cort Sag DIST) – (Cort PsagL PROX + Cort PsagL MED + Cort PsagL DIST) (Figura 40)

- Sagitales y parasagitales mediales



Figura 40 - Diferencia cortical sagital PsagL, en los planos proximal, medio y distal.

UH Cort Sag – UH Cort PsagML = Diferencia cortical sagital parasagital medial

(Cort Sag PROX + Cort Sag MED + Cort Sag DIST) – (Cort PsagML PROX + Cort PsagML MED + Cort PsagML DIST).

También se determinó la densidad radiológica total media del área subcortical de cada hueso navicular, como la media de las densidades radiológicas subcorticales totales de cada uno de los tres cortes transversales (Total prox; Total media; Total distal). (Figura 33, Figura 31, Figura 32), y se compararon entre las obtenidas en los huesos sin lesión y con lesión.

Densidad radiológica subcortical total media (T):

$$[(\text{Total PROX} + \text{Total MED} + \text{Total Sag DIST})/3] \text{ (Figura 41)}$$

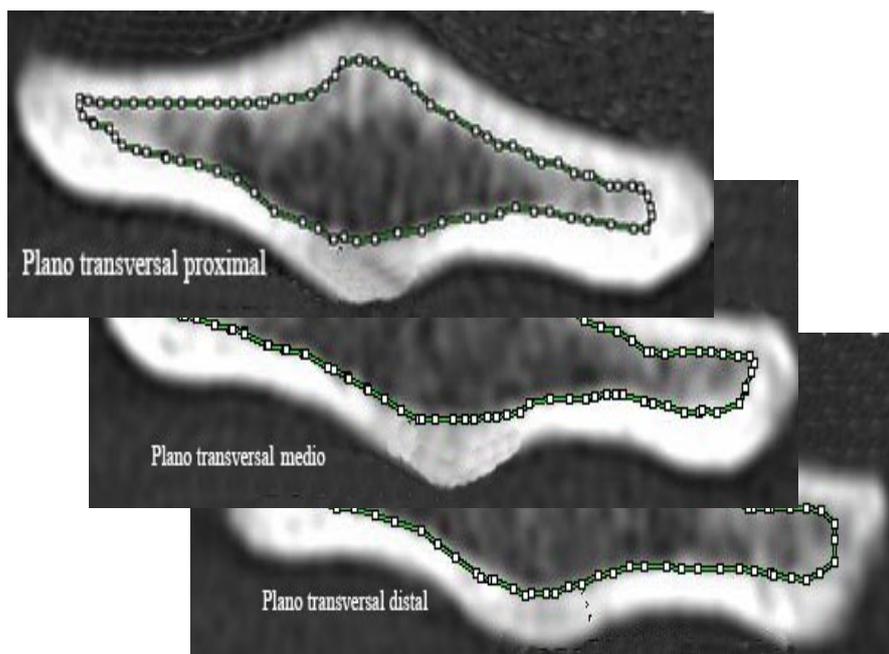


Figura 41- Densidad radiológica subcortical total media

También se determinó la media de las densidades radiológicas (UH) subcorticales proximales (Figura 42), medias y distales, de los huesos sin y con lesión, comparándose las medias obtenidas.

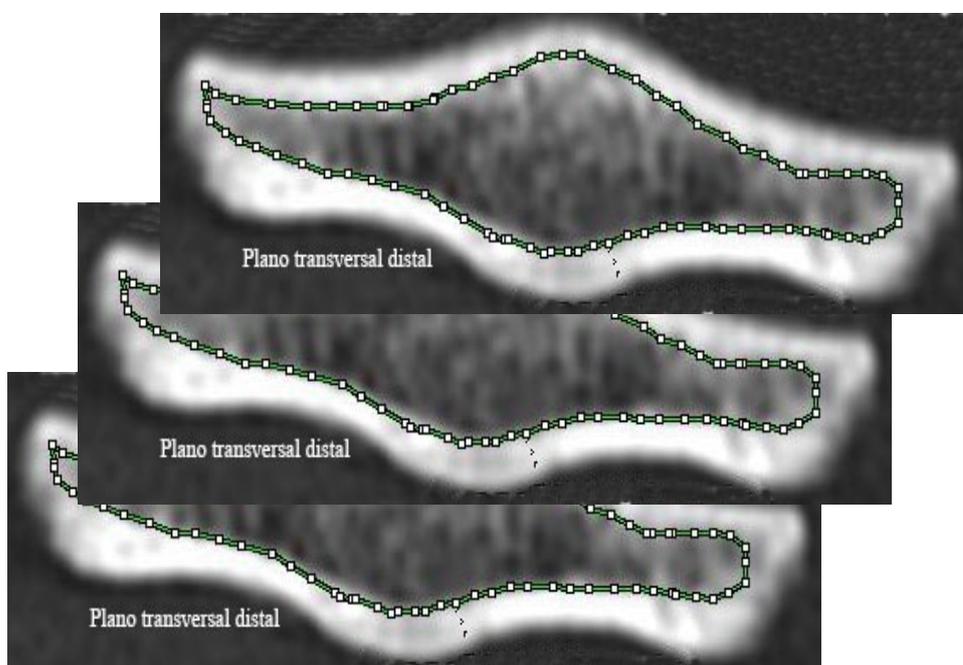


Figura 42- Densidad radiológica subcortical proximal media

MÉTODO ESTADÍSTICO

ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Como índices de la tendencia central y de la dispersión de las variables cuantitativas se empleó la media aritmética y la desviación estándar - \bar{x} (*DE*)- o la mediana y el rango intercuartílico -**Md (IQR)**- , dependiendo de la asunción o no, respectivamente, del supuesto de la normalidad de las mismas determinado mediante el test de Shapiro Wilks (**S-W**).

Para las variables categóricas se emplearon las frecuencias absolutas y relativas porcentuales.

Como representaciones gráficas se usaron las barras de error para variables cuantitativas ya que todas asumieron el supuesto de la normalidad (S-W).

ESTADÍSTICA ANALÍTICA

La medida de asociación entre dos variables categóricas se efectuó mediante la χ^2 de Pearson, o la prueba exacta de Fisher si ambas fueron dicotómicas, en cuyo caso la valoración del efecto se realizó mediante la estimación del riesgo (**RP**), y su precisión con su intervalo de confianza del 95%.

Para determinar la asociación entre una variable independiente dicotómica y dependiente cuantitativa de distribución paramétrica (**S-W**) se empleó el test t de Student para muestras independientes. Se valoró el efecto mediante la diferencia de medias, y la precisión mediante el intervalo de confianza del 95%. Si la variable dependiente vulneraba el supuesto de la normalidad (**S-W**) se empleó el test U de Mann Whitney. La medida del efecto se valoró mediante la diferencia de las medianas.

En todos los casos, como grado de significación estadística se empleó un valor de $p < 0,05$ y la aplicación estadística utilizada fue el paquete SPSS® versión 15 para Windows.

Para la consecución de estos objetivos, se clasificaron los huesos naviculares según la gravedad de sus lesiones tomográficas teniendo en cuenta escalas de graduación radiológica ya publicadas, pero adaptadas al examen que ofrece la reconstrucción multiplanar de la TC.

CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

Teniendo en cuenta dichas escalas, de los 22 huesos naviculares estudiados, 13 se incluyeron en el grupo sin lesión y 9 en el grupo con lesión.

Los huesos incluidos en el grado 0, cumplieron con el 80% de los requisitos expresados en la graduación radiológica para el hueso navicular (Tabla 1), para esta condición. Los incluidos en el grado 1, cumplieron con más del 66%. Los incluidos en el grado 2 y 3 (huesos con lesión), cumplieron con más del 77% en cada caso.

La edades de los animales de los que procedían los huesos sin lesión, fueron de mediana 9 (9) años, y de 13(12,5) años de mediana en el grupo de los lesionados, sin que estas diferencias pudieran ser consideradas como estadísticamente significativas.

MEDIAS DE LAS DENSIDADES RADIOLÓGICAS

Los valores obtenidos de las medias de las densidades radiológicas de las distintas regiones corticales, medulares y subcorticales (sagitales y parasagitales), de los cortes proximales, medios y distales de los huesos con y sin lesión, se expresan en los siguientes diagramas de barras de error:

Medias de las densidades radiológicas

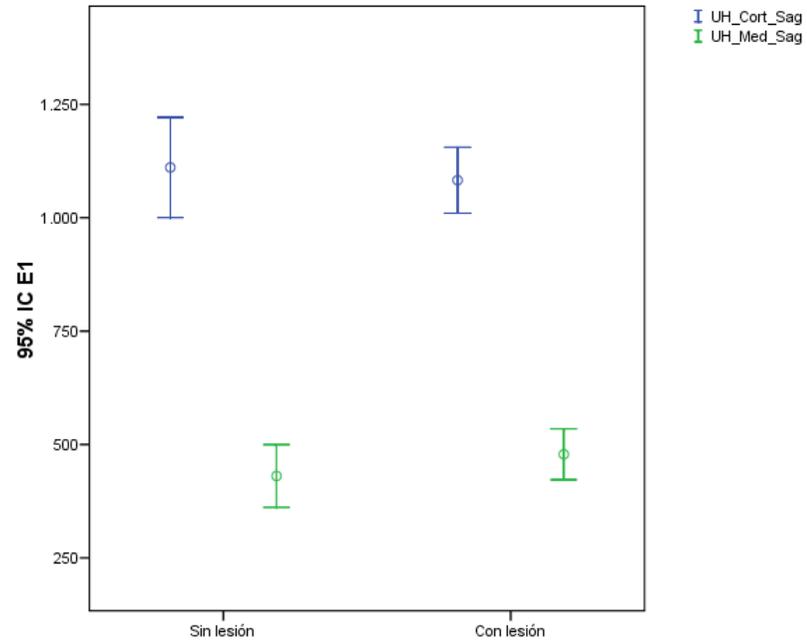


Gráfico 1- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales sagitales y medulares sagitales, en huesos con y sin lesión.

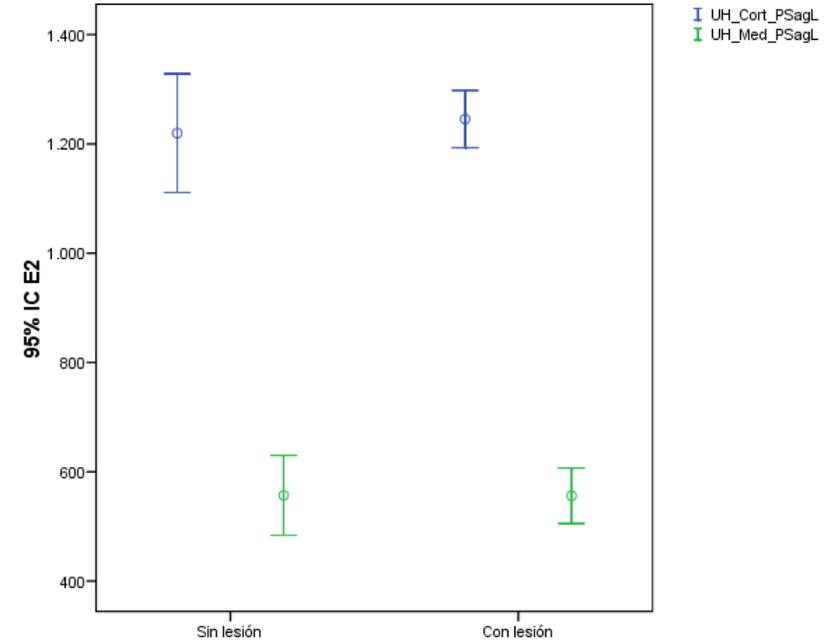


Gráfico 2- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales parasagitales laterales y medulares parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

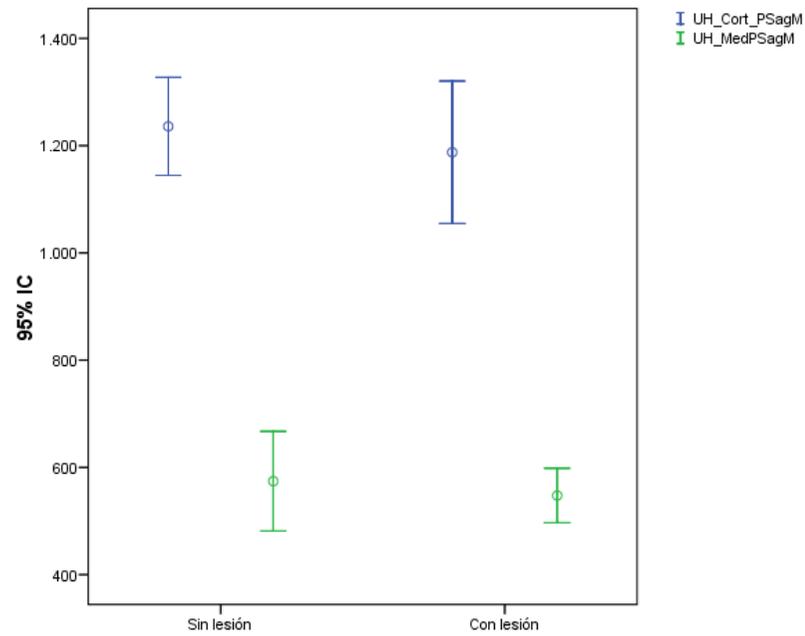


Gráfico 3- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales parasagitales mediales y medulares parasagitales mediales en huesos con y sin lesión.

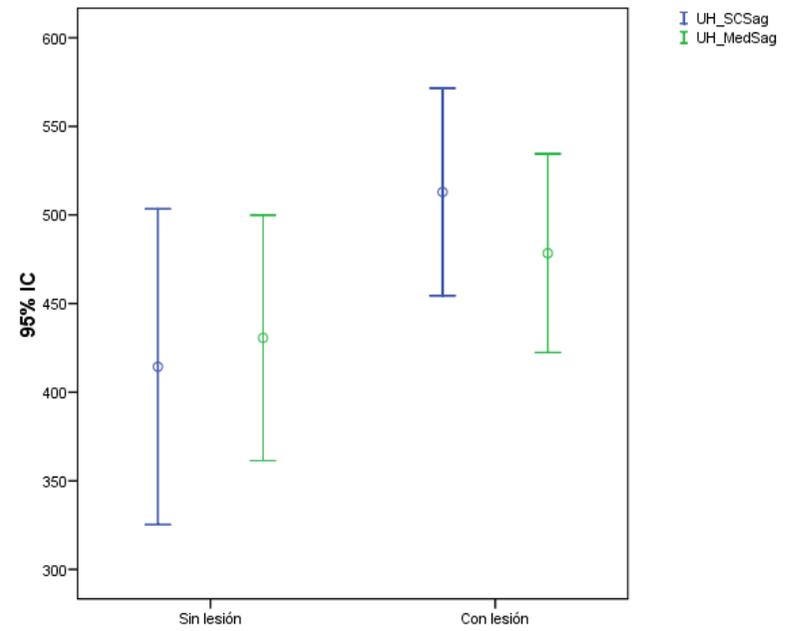


Gráfico 4- Medias de las densidades radiológicas (UH) subcorticales sagitales y medulares sagitales, en huesos con y sin lesión.

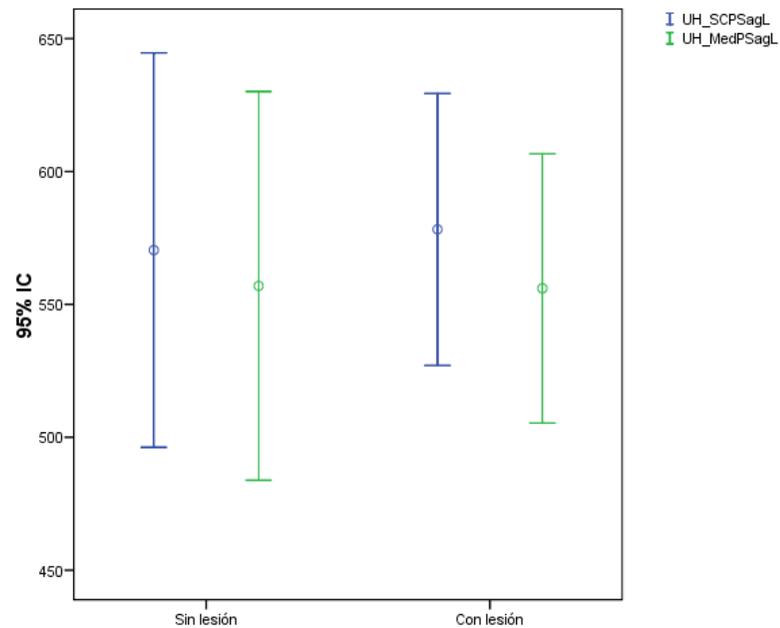


Gráfico 5- Medias de las densidades radiológicas (UH) subcorticales parasagitales laterales y medulares parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

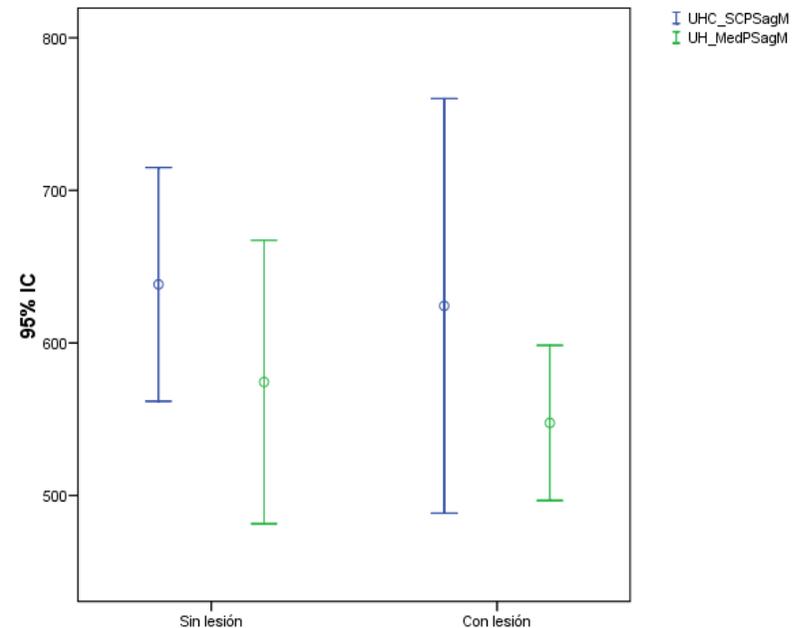


Gráfico 6- Medias de las densidades radiológicas (UH) subcorticales parasagitales mediales y medulares parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

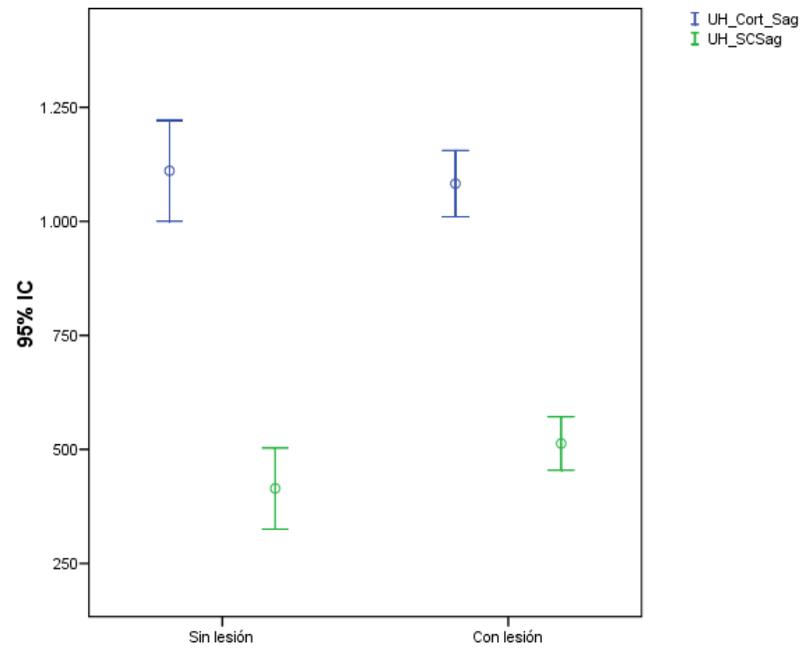


Gráfico 7- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales sagitales y subcorticales sagitales, en huesos con y sin lesión.

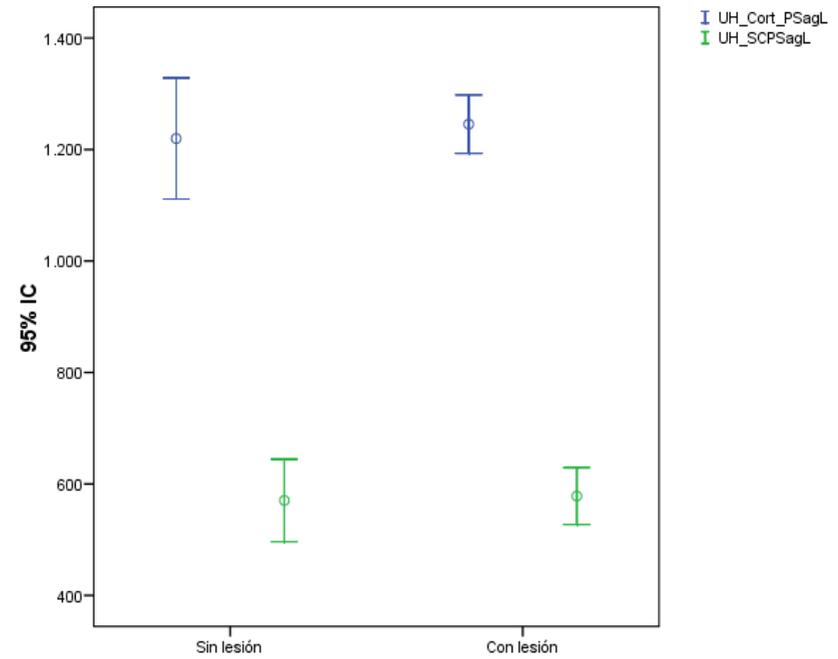


Gráfico 8- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales parasagitales laterales y subcorticales parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

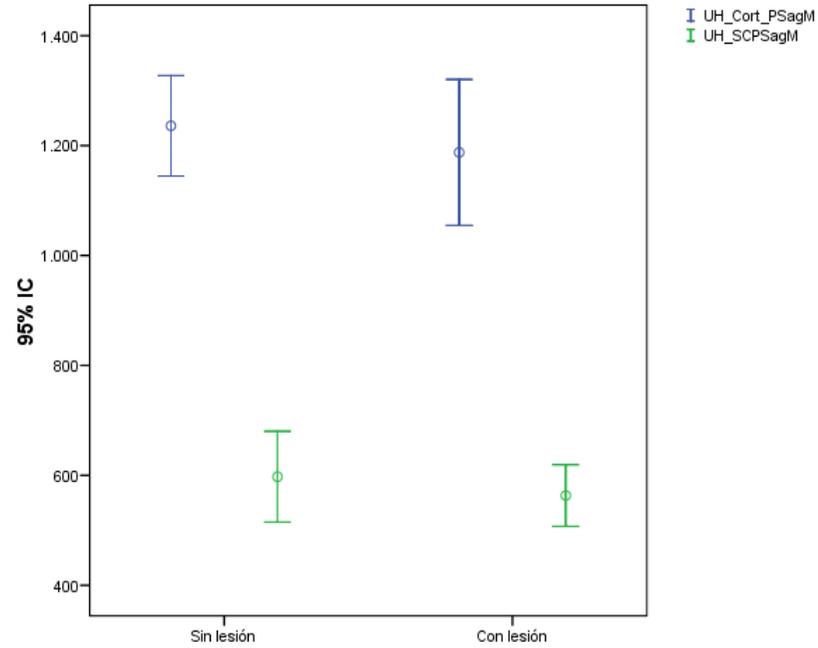


Gráfico 9- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales parasagitales mediales y subcorticales parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

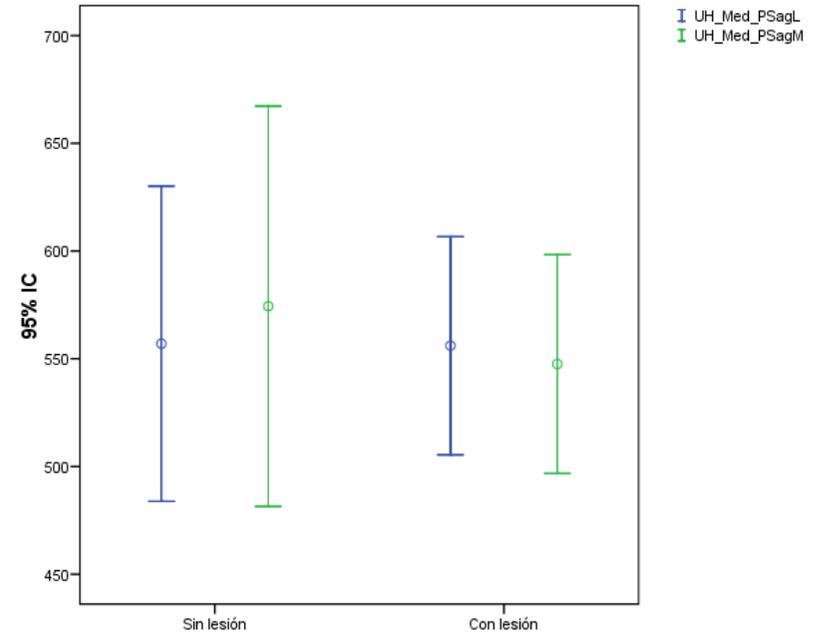


Gráfico 10- Medias de las densidades radiológicas (UH) medulares parasagitales laterales y medulares parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

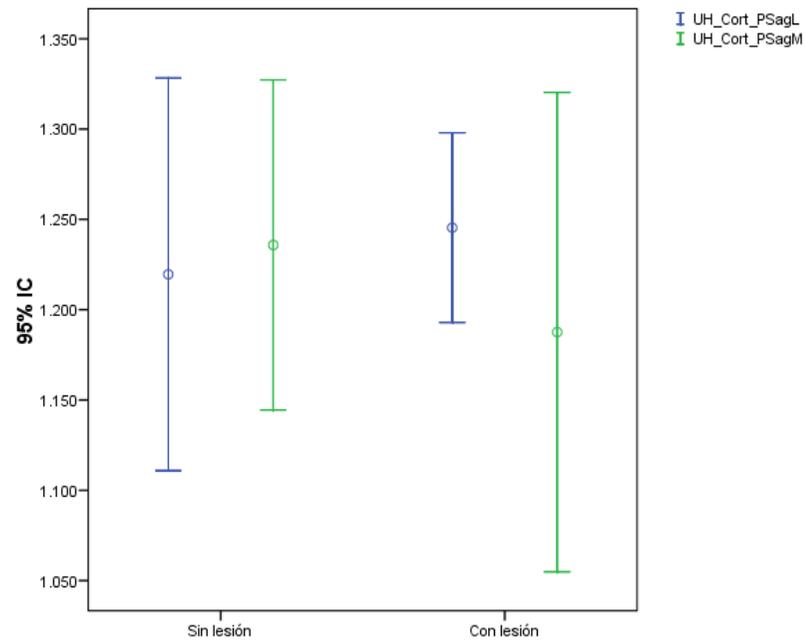


Gráfico 11- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales parasagitales laterales y corticales parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

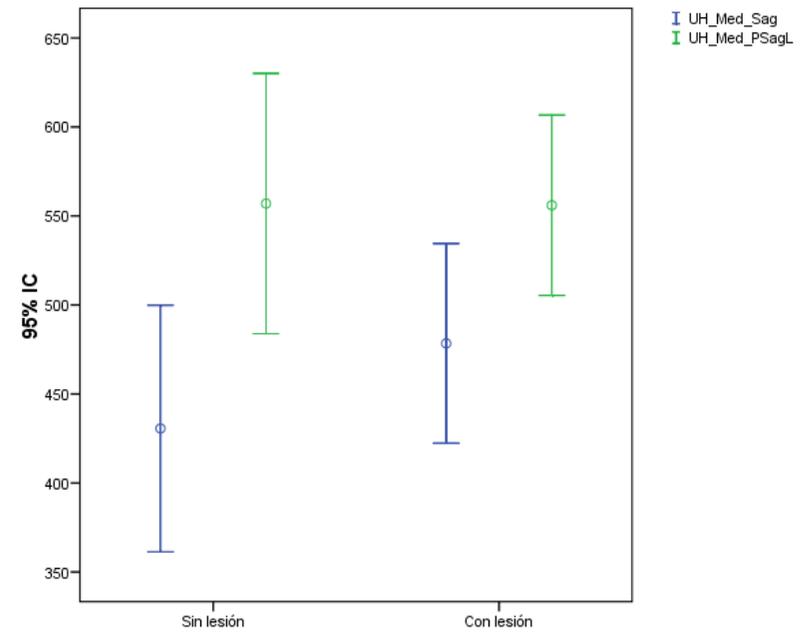


Gráfico 12- Medias de las densidades radiológicas medulares sagitales y medulares parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

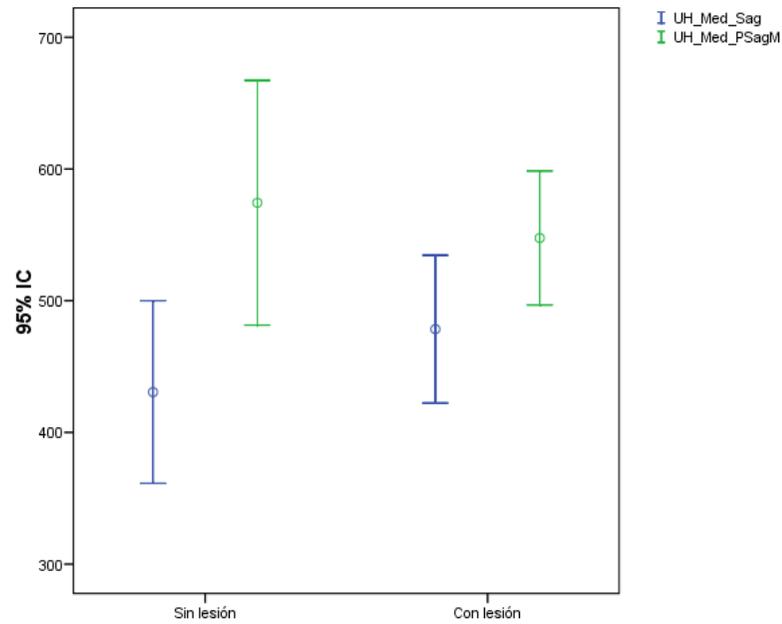


Gráfico 13- Medias de las densidades radiológicas (UH) medulares sagitales y medulares parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

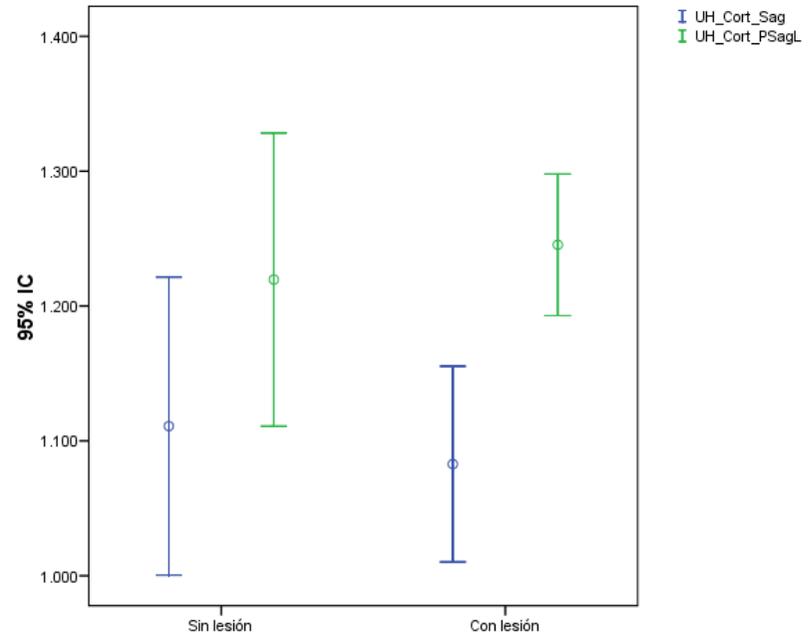


Gráfico 14- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales sagitales y corticales parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión

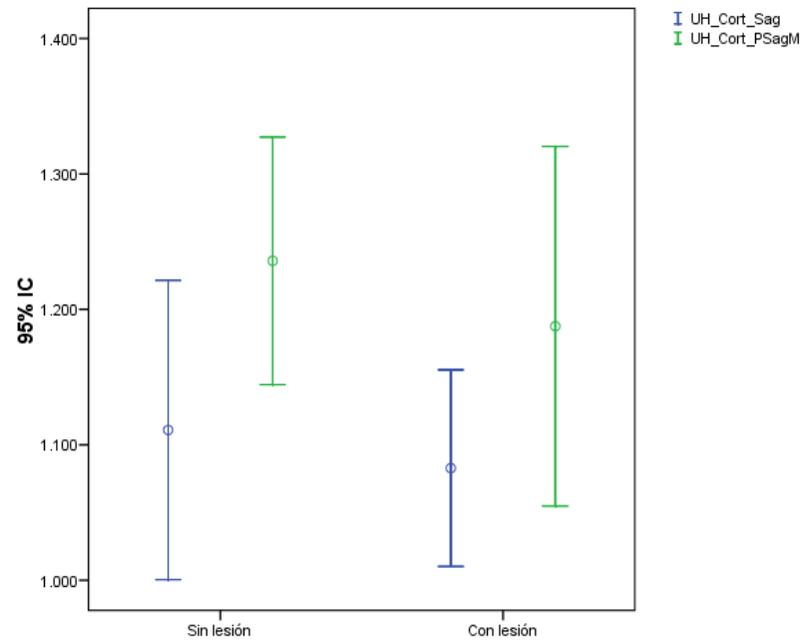


Gráfico 15- Medias de las densidades radiológicas (UH) corticales sagitales y corticales parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

DIFERENCIAS DE DENSIDAD RADIOLÓGICA

A partir de las medias de las densidades radiológicas antes representadas (gráficos del 1 al 15), se obtuvieron las medias de las diferencias de densidad radiológica, que se expresan en la Tabla 2. Así mismo se expresan en la Tabla 3, y gráficos del 16 al 25, los resultados de la comparación entre medias de las diferencias radiológicas de huesos con y sin lesión:

Diferencias de densidad radiológica (UH) córtico-medular

UHCort Sag – UH Med Sag = Diferencia córtico-medular sagital (Tabla 2; E1)

(Figura 35 y Gráfico 1)

UH Cort PsagL – UH Med PsagL = Diferencia córtico-medular parasagital lateral

(Tabla 2; E2) (Gráfico 2)

UH Cort PsagML – UH Med PsagML= Diferencia córtico-medular parasagital medial (Tabla 2; E3) (Gráfico 3)

- Se observa que son estadísticamente significativas (marcadamente significativas; $p < 0.001$) las medias de las diferencias de las densidades radiológicas córtico-medulares en las áreas sagitales y parasagitales de los huesos sin lesión, así como en las mismas áreas de los huesos con lesión (Tabla 2; E1, E2, E3). Además son siempre mayores las medias de las densidades radiológicas de las áreas corticales sobre las medulares.

(Figura 35)

(Gráfico 1, Gráfico 2, Gráfico 3)

Sin embargo no se encuentran diferencias estadísticamente significativas al comparar la media de las diferencias radiológicas córtico-medulares, sagitales y parasagitales, de huesos lesionados, con la media de las diferencias radiológicas córtico-medulares sagitales y parasagitales, de huesos sin lesión (Tabla 3; Dif-E1, Dif-E2 y Dif-E3), que podrían ser debidas al azar.

(Gráfico 16, Gráfico 17, Gráfico 18)

Tabla 2 - Medias de las diferencias de densidad radiológica (UH) de huesos con y sin lesión.

	Sin lesión			Con lesión		
	UH	IC 95%	p	UH	IC 95%	p
Dif. Cort Med. Sag (E1)	680.3	583.7 a 776.9	<0.001	604.35	526.91 a 681.78	<0.001
Dif. Cort Med PsagL (E2)	662.64	557.9 a 767.3	<0.001	689.37	620.44 a 758.30	<0.001
Dif. Cort Med PsagML (E-3)	661.4	555.2 a 767.7	<0.001	639.9	529.1 a 750.7	<0.001
Dif. Scort Med Sag (E4-1)	-16.24		>0.05	34.54	5.05 a 64.03	<0.05
Dif. Scort Med PsagL (E4-2)	13.43		>0.05	22.18		>0.05
Dif. Scort Med PsagML (E4-3)	23.13		>0.05	15.68		>0.05
Dif. Cort Scort Sag (E5)	696.57	609,5 a 783,7	<0.001	569.81	495,1 a 644,5	<0.001
Dif. Cort Scort PsagL (E6)	649.21	577 a 731,4	<0.001	667.18	539,9 a 740, 5	<0.001
Dif. Cort Scort PsagML (E7)	638.35	561,7 a 715	<0.001	624.31	488,5 a 760,2	<0.001
Dif. Med Psag (E8)	-17.37		>0.05	8.44		>0.05
Dif. Cort Psag (E9)	-16.22		>0.05	57.82		>0.05
Dif. Med Sag PsagL (E10)	-126.35	-196.78 a -56.20	<0.002	-77.60	-156.19 a 0.98	>0.05 (0,052)
Dif. Med Sag PsagML (E11)	-143.73	-220.67 a -66.78	<0.002	-69.16	-135.59 a -2.72	<0.05 (0.043)
Dif. Cort Sag PsagL (E12)	-108.67	-209,24 a -8,10	<0.05	-162.62	-236.76 a -88,49	<0.05
Dif. Cort Sag PsagML (E13)	-124.89	-213,62 a -36,16	<0.05	-104.80	-195,81 a -13.79	<0.05

Tabla 3 - Comparación entre medias de las diferencias radiológicas de huesos con y sin lesión

	Diferencias radiológicas	Grado de severidad	N	Media (UH)	Diferencia de medias (UH)	p	IC95%	
Dif-E1	Cort Med Sag	0 - 1	13	680,32	75,97	>0.05		
		2 - 3	9	604,35				
Dif-E2	Cort Med PsagL	0 - 1	13	662,64	-26,72	>0.05		
		2 - 3	9	689,37				
Dif-E3	Cort Med PsagML	0 - 1	13	661,49	21,49	>0.05		
		2 - 3	9	639,99				
Dif-E5	Cort Scort Sag	0 - 1	13	696,57	126,76	<0.05	11,48	242,03
		2 - 3	9	569,81				
Dif-E6	Cort Scort PsagL	0 - 1	13	649,21	-17,97	>0.05		
		2 - 3	9	667,18				
Dif-E7	Cort Scort PsagML	0 - 1	13	638,35	14,04	>0.05		
		2 - 3	9	624,31				
Dif-E10	Med Sag PsagL	0 - 1	13	-126,35	-48,74	>0.05		
		2 - 3	9	-77,60				
Dif-E11	Med Sag-PsagML	0 - 1	13	-143,73	-74,57	>0.05		
		2 - 3	9	-69,16				
Dif-E12	Cort Sag-PsagL	0 - 1	13	-108,67	53,95	>0.05		
		2 - 3	9	-162,62				
Dif-E13	Cort Sag-PsagML	0 - 1	13	-124,89	-20,09	>0.05		
		2 - 3	9	-104,80				

Diferencias de densidad radiológica (UH) subcortico-medular

UH Scort Sag - UH Med Sag= Diferencia subcortico-medular sagital (Tabla 2; E4-1)

(Figura 36 y Gráfico 4)

UH Scort PsagL - UH Med PsagL = Diferencia subcortico-medular parasagital lateral (Tabla 2; E4-2) (Gráfico 5)

UH Scort PsagML - UH Med PsagML = Diferencia subcortico-medular parasagital medial

(Tabla 2; E4-3) (Gráfico 6)

- Se observa que no son estadísticamente significativas, las medias de las diferencias de densidad radiológica subcortico-medulares, en áreas sagitales y parasagitales, de los huesos sin lesión, ni de los huesos lesionados, que podrían ser debidas al azar; salvo la diferencia subcortico-medular sagital de los huesos lesionados, que sí resulta significativa.

(Figura 36)

(Gráfico 4, Gráfico 5, Gráfico 6)

Diferencias de densidad radiológica (UH) córtico-subcortical

UH Cort Sag - UH Scort Sag= Diferencia córtico-subcortical sagital

(Tabla 2; E5) (Figura 37 y Gráfico 7)

UH Cort PsagL- UH SCort PsagL = Diferencia de densidad radiológica córtico-subcortical parasagital lateral

(Tabla 2; E6) (Gráfico 8)

UH Cort PsagML- UH SCort PsagML = Diferencia de densidad radiológica córtico-subcortical parasagital medial

(Tabla 2; E7) (Gráfico 9)

- Se observa en nuestra muestra, que son estadísticamente significativas (marcadamente significativas; $p < 0.001$) las medias de las diferencias de las densidades radiológicas córtico-subcorticales, en las áreas sagitales y parasagitales, de los huesos sin lesión, así como en las mismas áreas de los huesos con lesión (Tabla 2; E-5, E-6, E-7). Además son siempre mayores las medias de las densidades radiológicas de las áreas corticales sobre las subcorticales.

(Figura 37)

(Gráfico 7, Gráfico 8, Gráfico 9)

- Por otro lado, se encuentran diferencias estadísticamente significativas al comparar la media de las diferencias radiológicas córtico-subcorticales, de las áreas sagitales de huesos lesionados, con la media de las diferencias radiológicas córtico-subcorticales, de las áreas sagitales de huesos sin lesión (Tabla 3; Dif-E5). Sin embargo no se encuentran estas diferencias estadísticamente significativas en las áreas parasagitales (Tabla 3, Dif E-6 y Dif-E7), que podrían ser debidas al azar.

(Gráfico 19, Gráfico 20, Gráfico 21)

Diferencias de densidad radiológica (UH), entre áreas (medulares y corticales) parasagitales laterales (PsagL; Parasagital Lateral) y parasagitales mediales (PsagML; Parasagital Medial), entre huesos sin lesión y con lesión

UH Med PsagL – UH Med PsagML= Diferencia medular parasagital

(Tabla 2; E8) (Figura 38 y Gráfico 10)

UH Cort PsagL – UH Cort PsagML = Diferencia cortical parasagital

(Tabla 2; E9) (Gráfico 11)

- No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, al comparar las medias de las densidades radiológicas de áreas corticales y medulares parasagitales laterales, con las de las áreas corticales y medulares parasagitales mediales, en huesos lesionados y en huesos no lesionados (Tabla 2; E-8; E-9), pudiendo ser debidas al azar.

(Figura 38)

(Gráfico 10, Gráfico 11)

Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas (corticales y medulares) sagitales y extremos parasagitales mediales (PsagML; Parasagital Medial), y entre áreas sagitales y parasagitales laterales (PsagL), entre huesos sin lesión y con lesión

- Comparación entre densidades radiológicas de áreas **medulares**, sagitales y parasagitales

UH Med Sag – UH Med PsagL = Diferencia medular sagital-parasagital lateral

(Tabla 2; E10) (Figura 39 y Gráfico 12)

UH Med Sag – UH Med PsagML = Diferencia medular sagital-parasagital medial

(Tabla 2; E11) (Gráfico 13)

Se observa que es estadísticamente significativa la media de las diferencias de densidad radiológica entre áreas medulares sagitales y medulares parasagitales, de los huesos no lesionados y lesionados (Tabla 2; E-10 y E-11), aunque esas diferencias son marcadamente significativas en los no lesionados, y dudosamente significa-

tivas en los lesionados. Y siempre a favor de las medulares parasagittales frente a las medulares sagittales.

(Figura 39)

(Gráfico 12, Gráfico 13)

Sin embargo, no es estadísticamente significativa la comparación entre las diferencias de densidad radiológica de áreas medulares sagittales y medulares parasagittales, de huesos lesionados y de huesos sin lesión (Tabla 3; Dif E-10 y Dif E-11).

(Gráfico 22, Gráfico 23)

- Comparación entre densidades radiológicas de áreas **corticales**, sagittales y parasagittales

UH Cort Sag – UH Cort PsagL = Diferencia cortical sagittal-parasagittal lateral

(Tabla 2; E12) (Figura 40 y Gráfico 14)

UH Cort Sag – UH Cort PsagML= Diferencia cortical sagittal -parasagittal medial

(Tabla 2; E13) (Gráfico 15)

Se observa que son estadísticamente significativas las medias de las diferencias de densidad radiológica de áreas corticales sagittales y corticales parasagittales, de los huesos no lesionados y lesionados. Y siempre a favor de las corticales parasagittales frente a las corticales sagittales.

(Figura 40)

(Gráfico 14, Gráfico 15)

Sin embargo, se observa que no es estadísticamente significativa la comparación entre las diferencias de densidad radiológica de áreas corticales sagittales y corticales parasagittales mediales, de huesos lesionados y de huesos sin lesión.

(Gráfico 24, Gráfico 25)

Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) en huesos con y sin lesión.

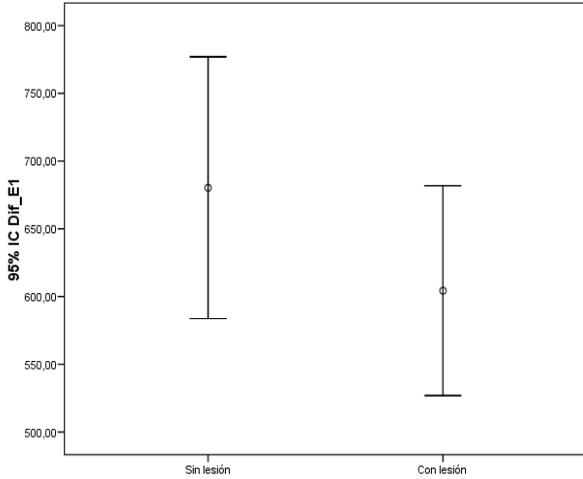


Gráfico 16- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico- medulares sagitales, en huesos con y sin lesión.

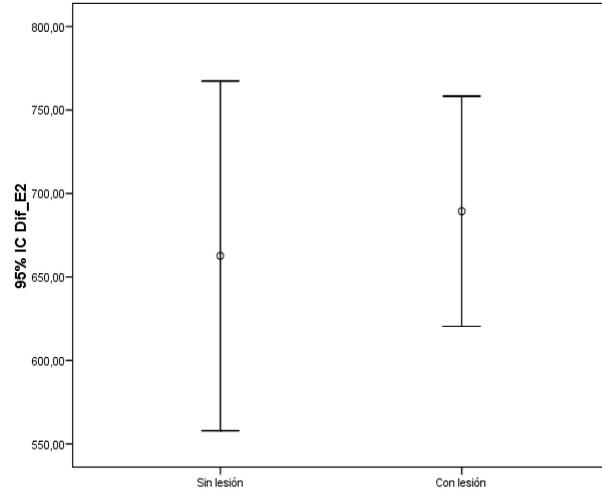


Gráfico 17- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico-medulares parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

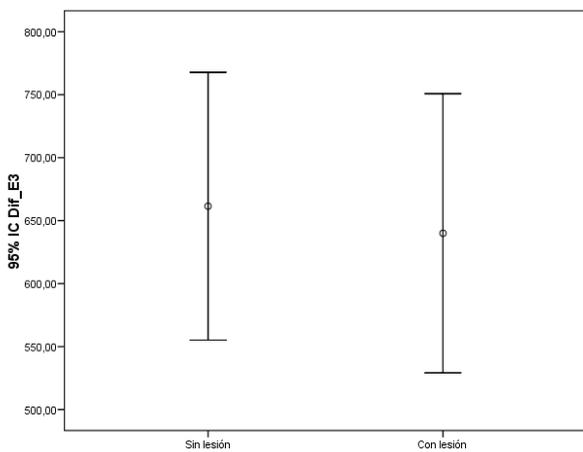


Gráfico 18- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico- medulares parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

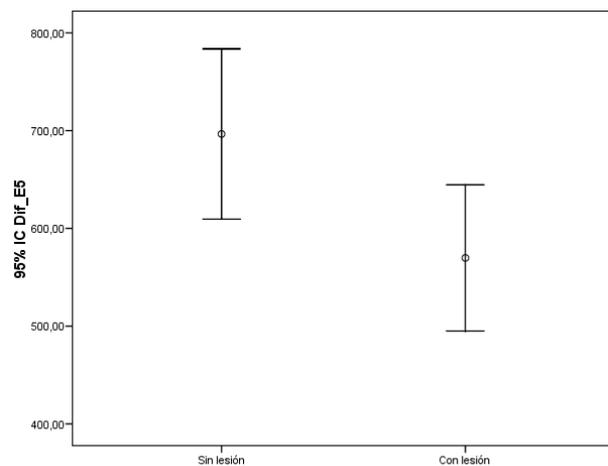


Gráfico 19- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico subcorticales sagitales, en huesos con y sin lesión.

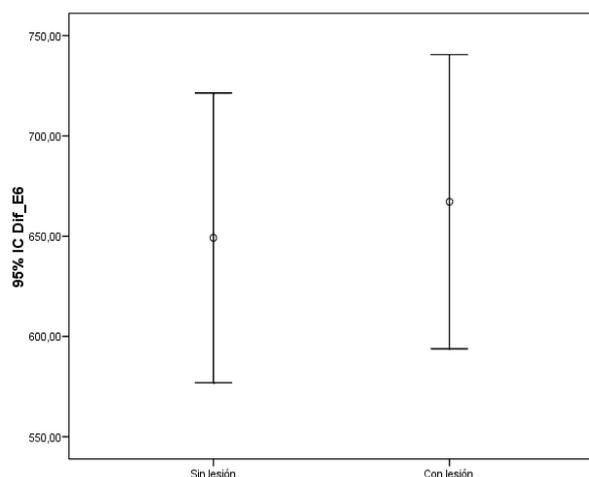


Gráfico 20- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico subcorticales parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

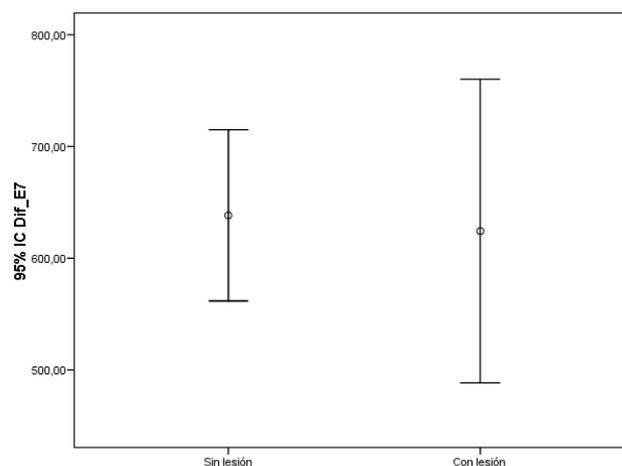


Gráfico 21. Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) córtico subcorticales parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

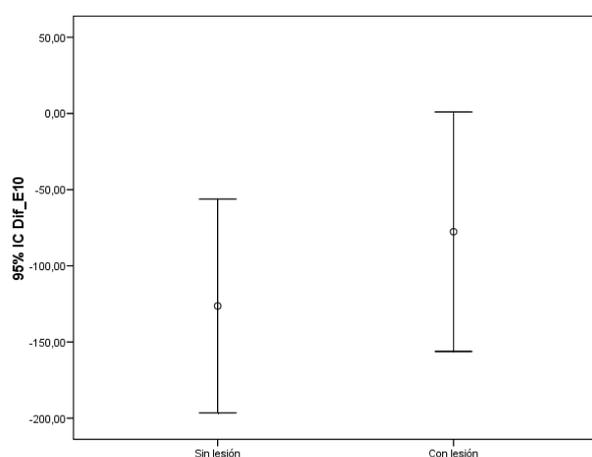


Gráfico 22- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) medulares sagitales y medulares parasagitales laterales, en huesos con lesión y sin lesión.

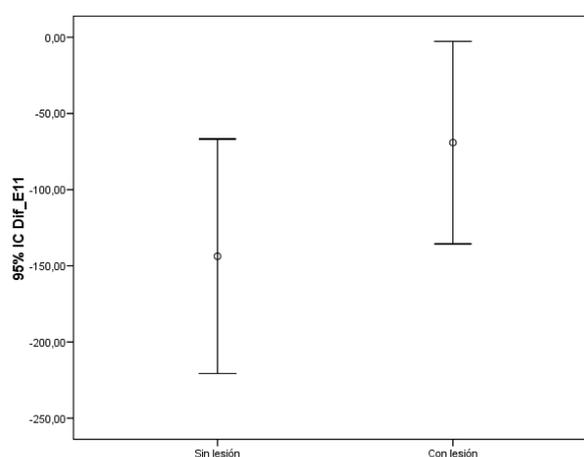


Gráfico 23- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) medulares sagitales y medulares parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

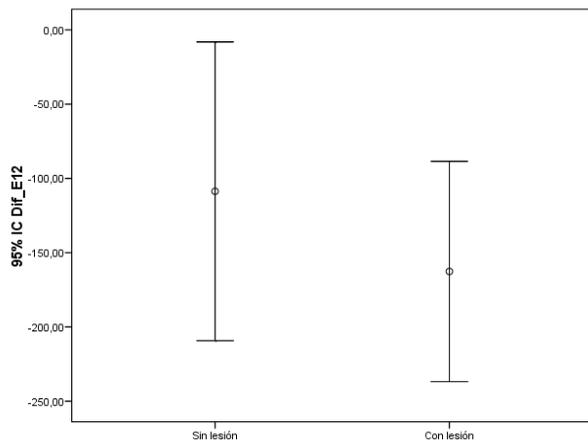


Gráfico 24- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) corticales sagitales y corticales parasagitales laterales, en huesos con y sin lesión.

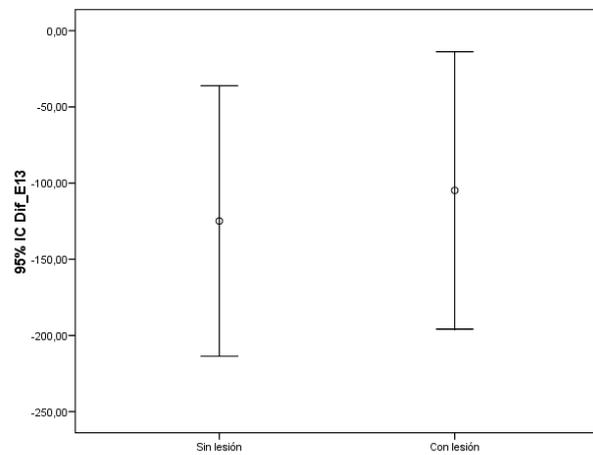


Gráfico 25- Comparación entre las medias de las diferencias radiológicas (UH) corticales sagitales y corticales parasagitales mediales, en huesos con y sin lesión.

Densidades radiológicas subcorticales totales

Los valores obtenidos para la densidad radiológica subcortical total media (T) y de las densidades radiológicas subcorticales totales proximal, media y distal, de los huesos con y sin lesión, se expresan en el Gráfico 26.

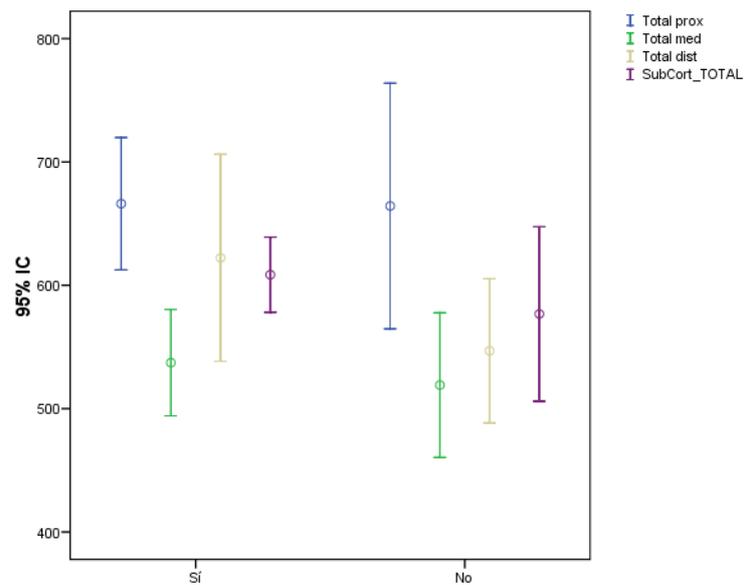


Gráfico 26-Medias de las densidades radiológicas (UH) subcorticales totales

Densidad radiológica subcortical total media (T):

Se observa en nuestra muestra, que la media de las densidades radiológicas subcorticales totales medias de los huesos sin lesión, es menor que la de los huesos lesionados (Figura 41, Gráfico 26; Tabla 4, T), pero no existen diferencias estadísticamente significativas, entre dichas medias, pudiendo ser por tanto debidas al azar.

También se observa, que las medias de las densidades radiológicas subcorticales totales proximales, medias y distales, de los huesos sin lesión, son menores que las correspondientes de los huesos con lesión, sin que de nuevo, sea estadísticamente significativa dicha diferencia, pudiendo ser por tanto debidas al azar. (Figura 42; Gráfico 26, Tabla 4)

Tabla 4- Densidades radiológicas subcorticales medias totales (UH)

Densidades radiológicas totales (UH)	Grado de gravedad	N	Media	DE.	EE	Diferencia de medias	p
Subcortical total (T)	0 - 1	13	576,77	117,16	32,49	-31,82	>0.05
	2 - 3	9	608,59	39,69	13,23		
Subcortical total proximal	1 - 2	13	664,28	164,67	45,67	-1.89	>0.05
	2 - 3	9	666,17	69,79	23,26		
Subcortical total medio	0 - 1	13	519,14	96,95	26,88	-18,16	>0.05
	2 - 3	9	537,30	56,08	18,69		
Subcortical total distal	0 - 1	13	546,88	96,82	26,85	-75,41	>0.05
	2 - 3	9	622,29	109,21	36,40		

UNIFORMIDAD DE ESPESORES CORTICALES

No se han encontrado en nuestra muestra, diferencias estadísticamente significativas (Tabla 5) al comparar los espesores palmares (proximales, medios y distales) parasagittales laterales (EP PsagL) y los espesores palmares (proximales, medios y distales) parasagittales mediales (EP PsagML) entre los huesos sin lesión, ni entre huesos lesionados (Figura 22).

Tampoco se ha encontrado diferencias estadísticamente significativas (Tabla 5) entre los espesores palmares proximales y distales, parasagitales laterales (EP Prox PsagL y EP Dist PsagL) (Figura 22), de huesos sin lesión, ni entre huesos lesionados. Pero sí es significativa la diferencia entre espesores palmares proximales y distales, parasagitales mediales (EP Prox PsagML y EP Dist PsagML) (Figura 22), entre los huesos lesionados ($p < 0,05$). No ha resultado significativa esta diferencia en el grupo de no lesionados.

Tabla 5 - Uniformidad de espesores corticales palmares

Grado de gravedad		Media	95% Intervalo de confianza para la diferencia		p
			Inferior	Superior	
Sin lesión (0-1)	EP Prox PsagL/CPsagL – EP Prox PsagML/CPsagML	-0,02191			0,186
	EP Med PsagL/CPsagL – EP Med PsagML/CPsagML	-0,00729			0,550
	EP Dist PsagL/CPsagL – EP Dist PsagML/CPsagML	0,00892			0,192
	EP Prox PsagL/CPsagL – EP Dist PsagL/CPsagL	-0,00727			0,600
	EP Prox PsagML/CPsagML – EP Dist PsagML/CPsagML	0,02357	-0,0003	0,0474	0,052
Con lesión (2-3)	EP Prox PsagL/CPsagL – EP Prox PsagML/CPsagML	0,01505			0,278
	EP Med PsagL/CPsagL – EP Med PsagML/CPsagML	0,01332			0,212
	EP Dist PsagL/CPsagL – EP Dist PsagML/CPsagM	-0,00142			0,925
	EP Prox PsagL/CPsagL – EP Dist PsagL/CPsagL	-0,00937			0,299
	EP Prox PsagML/CPsagML – EP Dist PsagML/CPsagML	-0,02583	-0,0494	-0,0021	0,036

DISCUSIÓN DEL MÉTODO

A continuación se discuten las consideraciones que se tuvieron en cuenta en este trabajo para seleccionar las variables empleadas.

VARIABLE I: GRAVEDAD DE LA LESIÓN

I.A FOSAS SINOVIALES

Actualmente, su relevancia clínica sigue sin estar clarificada⁵⁸.

En una clasificación de los signos radiográficos de la lesión del hueso navicular, publicada en el año 2000, estos fueron definidos como “importantes” y “menos importantes”. La aparición de un borde distal irregular, causado por fosas sinoviales, en la proyección radiográfica **LM** del hueso navicular, fue considerada en este trabajo como un signo radiográfico menos importante⁵⁶.

No obstante, se sabe que las zonas radiolúcidas distales, de ciertas morfologías, tienen mayor significado clínico que otras, aunque se trate de una valoración subjetiva. Y que con un mayor número de formas anormales, será más probable que estén presentes los síntomas de lesión del navicular. Por otro lado la presencia de zonas radiolúcidas en los bordes inclinados lateral y medial, y en el borde proximal del hueso, o áreas radiolúcidas rodeadas de un halo de esclerosis, han sido consideradas como indicadores de anomalía⁵³.

Por ello, en las dos escalas de graduación radiológica del hueso navicular^{50,62}, el número, la forma y el tamaño de las fosas sinoviales se incluyen como parámetros a valorar para definir la graduación de la lesión del hueso navicular.

Biggi y Dyson ⁶² (2012), afirman que el número y tamaño de estas fosas está asociado al grado de lesión del hueso navicular, y Claerhoudt *et al*, en ese mismo año, señalan que algunos clínicos consideran el aumento del número de fosas penetrantes, de formas anómalas, como hallazgos radiológicos moderados o severos¹⁸.

Los resultados de un estudio que comparaba el empleo de la radiografía y la TC en el diagnóstico de las lesiones del hueso navicular sugirieron, ya en el año 2000, que la segunda es adecuada para este tipo de valoraciones, y que podría ser más exacta que la radiología⁷.

En un estudio publicado en el año 2009, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador en la interpretación de radiografías e imágenes de TC de huesos naviculares, se señalan las invaginaciones sinoviales del borde distal como signos relativamente precisos para la evaluación mediante radiografía y mediante TC, mientras que las invaginaciones sinoviales de los bordes inclinados y las del borde proximal se consideran signos menos precisos en la radiografía y, sin embargo, precisos en la TC⁸⁵ (Figura 43).

Recientemente se ha señalado también la existencia de un pobre acuerdo entre la radiografía y la TC en la definición de la morfología de las fosas, estando considerada la tomografía como el método de elección o *gold standard*¹⁸.

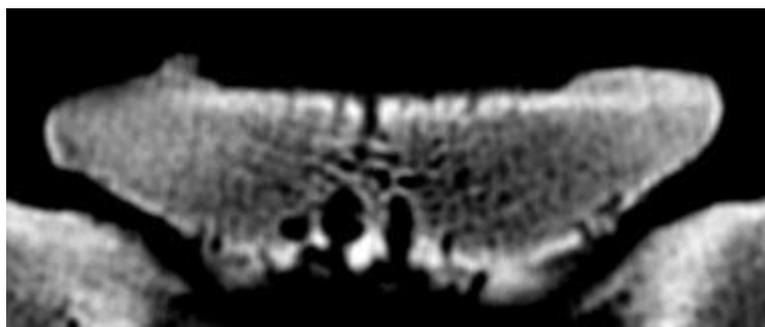


Figura 43- Fosas sinoviales aumentadas y de formas anómalas en bordes distal, proximal e inclinados, en imagen dorsal de TC. También se aprecia entesiofitosis proximal y distal

I.B. ESPESOR DE LA CORTEZA FLEXORA (HUESO SUBCONDRALE)

En la proyección radiográfica **LM** del hueso navicular, el incremento, disminución o irregularidad en el espesor de la corteza flexora fueron considerados como signos radiográficos de menor importancia⁵⁶. Pero en las dos escalas de graduación radiológica del hueso navicular^{50, 62}, el espesor cortical medio, y su pérdida de uniformidad, se incluyen como parámetros a tener en cuenta para definir la graduación de la lesión del hueso navicular.

Sin embargo, la proyección **PaPr-PaDiO**, que se ha utilizado clásicamente como la forma más exacta de medición del espesor cortical palmar, sólo proporciona una estimación aproximada del espesor cortical real, ya que un ángulo inapropiado del haz de rayos X, en esta proyección puede crear la apariencia de esclerosis medular y una impresión errónea del espesor de la corteza flexora, afectando a la visibilidad de las erosiones de la misma. La forma curva de la superficie palmar del hueso es probable que cause un efecto de engrosamiento debido a la superposición parcial del hueso cortical⁶⁰.

Además, el espesor cortical está muy influenciado por la distancia al foco, la posición del miembro y la orientación del haz de rayos X. Un ángulo de 45° proporciona habitualmente la valoración más exacta, pero no siempre es posible ajustarlo exactamente en todos los pies, debido a la conformación de la porción distal de la extremidad o del casco⁵⁹.

Por tanto, la valoración del espesor de la corteza flexora en la proyección **PaPr-PaDiO** se ha considerado también muy subjetiva y sensible a cambios en el posicionamiento radiológico²⁶.

En un estudio comparativo⁵⁶ sobre las diferencias entre las distintas proyecciones radiográficas del hueso navicular, se encontró que este hueso resultaba aumentado de tamaño, de forma mínima en la proyección **LM**, sustancialmente en la **DPa**, y aún más en la **PaPr-PaDiO**. En esta última, el espesor de la corteza flexora se encontraba aumentado considerablemente, debido a la incidencia oblicua del haz de rayos X sobre el chasis radiográfico.

Además, sabemos que la dificultad en el diagnóstico de los signos radiográficos aumenta cuando estos están mal definidos, o no son claros debido a la superposición de estructuras o cuando son dependientes de la proyección. En esta categoría se incluirían la falsa apariencia de la esclerosis medular y del espesor de la corteza flexora⁸⁵.

En el estudio antes referido, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador en la interpretación de huesos naviculares mediante radiografías y TC, también se señalan entre los signos relativamente precisos para la evaluación tomográfica, los defectos de la corteza flexora⁸⁵.

I.C. EXTENSIONES PROXIMALES Y DISTALES

En la proyección radiográfica **LM** del hueso navicular, la aparición de una silueta alargada en dirección proximodistal fue considerada como un signo radiográfico importante⁵⁶. En un estudio publicado recientemente, en 2012, se destaca la importancia de evaluar radiológicamente los cambios de forma del hueso navicular, para reconocer las anomalías patológicas de este hueso⁶².

En las citadas escalas de graduación radiológica del hueso navicular^{50,62}, la presencia de extensiones proximales y distales (Figura 23) se incluye como parámetro a tener en cuenta para definir la graduación de la lesión del hueso navicular.

En el estudio referido anteriormente, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador, se concluye que el grado de incertidumbre es mayor en la radiografía que en la TC, y que esta última es mejor para valorar, entre otros parámetros, la presencia de entesiofitos del LSID (Figura 44 y Figura 45) principales responsables de las extensiones palmarodistales⁸⁵.

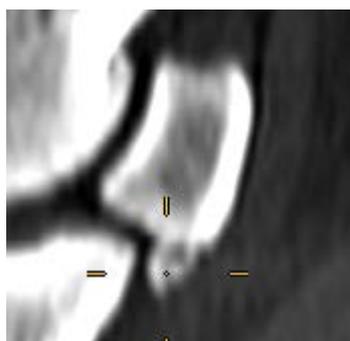


Figura 44- Entesiofito en LSID en imagen sagital de TC

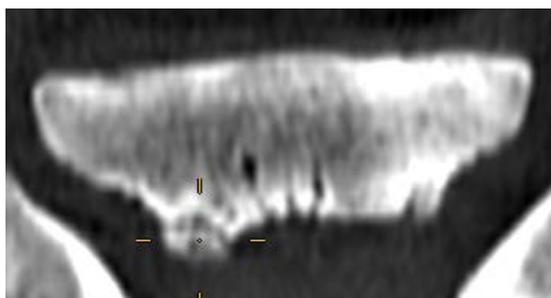


Figura 45- Entesiofita en LSID en imagen dorsal de TC

I.D. OTROS PARÁMETROS

La reconstrucción multiplanar de la TC permitió también evaluar otros parámetros también contemplados en la escala de graduación radiológica del hueso navicular⁶²:

ENTESIOFITOS

Los entesiofitos han sido considerados como hallazgos radiológicos potencialmente significativos. Cuando son pequeños (lesión grado 1), suelen ser hallazgos fortuitos que reflejan un estrés asimétrico en la inserción de los LSCs (desmopatía insercional previa de los ligamentos colaterales¹³). Pero si son mayores (lesión grados 2 y 3), es más probable que reflejen una tensión anormal en el aparato podotroclear y ser causa de claudicación⁵⁰.

En el estudio referido anteriormente, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador en la interpretación de huesos naviculares mediante radiografías y TC, el grado de acuerdo entre las dos técnicas con respecto a los criterios radiológicos estudiados varía de pobre a moderado, siendo siempre mayor el grado de incertidumbre en el caso de la radiografía. Pero los entesiofitos (Figura 46, Figura 47 y Figura 48) y osteofitos periarticulares (Figura 49) del borde proximal del hueso navicular, aparecen como estructuras perfectamente delineadas en las proyecciones

radiográficas LMs y el grado de acuerdo entre los estudios intra e interobservador es casi perfecto. Sin embargo el grado de acuerdo es mayor para la TC en el caso de los entesiofitos del borde distal⁸⁵.

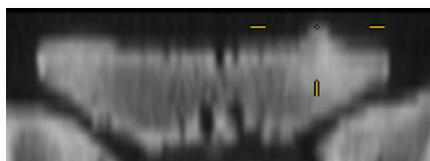


Figura 46- Entesiofito proximal en imagen dorsal de TC

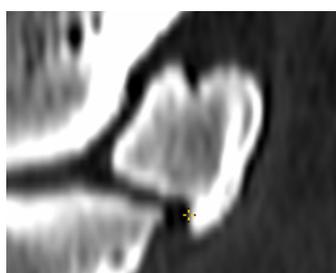


Figura 47- Entesiofitos proximales y distales en imagen sagital de TC

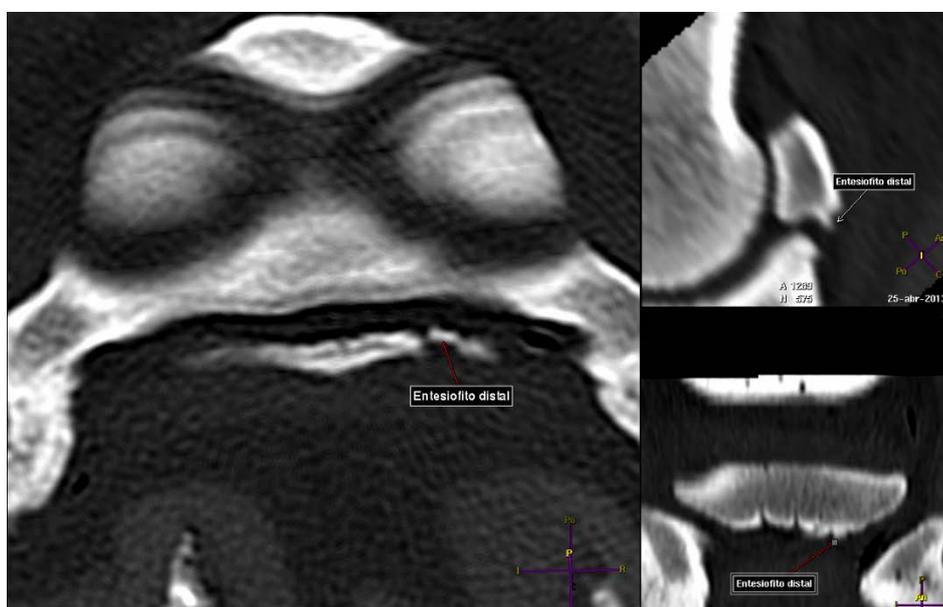


Figura 48. Entesiofito distal en imagen multiplanar de TC

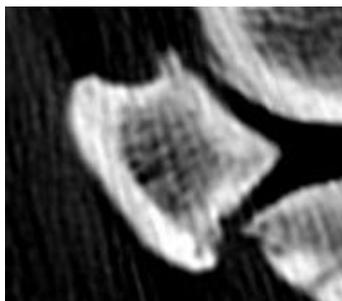


Figura 49- Osteofito periarticular en imagen sagital de TC

FRAGMENTOS DEL BORDE DISTAL DEL HUESO NAVICULAR

La aparición de grandes fragmentos en el borde distal, en la proyección radiográfica **DPr-PaDiO**, fue considerada como un signo radiográfico importante⁵⁶. Y así mismo en la escala de graduación radiológica del hueso navicular⁶², la presencia de fragmentos en el borde distal, se incluye como uno de los parámetros con los que definir la gravedad de la lesión del hueso navicular (lesión grado 2).

Y cuando se ha estudiado radiológicamente la relación existente entre la presencia de fragmentos del borde distal, y los cambios en la forma del hueso, manifestados por la existencia de extensiones proximales y distales, entesiofitosis y variaciones en el espesor de la cortical palmar, se ha encontrado una asociación entre el grado de lesión del navicular y su fragmentación distal⁶².

No obstante, ya se sabía que la superposición del hueso navicular con otras estructuras, provoca que en las radiografías no se aprecien bien algunos cambios, como la fragmentación del borde distal. Estos resultan más frecuentes de lo que se presumía al comparar los estudios radiográficos y tomográficos, ya que los fragmentos óseos del borde distal son mejor caracterizados con la TC⁷ (Figura 50 y Figura 51).

Por tanto, aunque en la interpretación radiológica del hueso navicular, estos hallazgos son considerados todavía como anomalías radiológicas potencialmente significativas⁵⁰, sin embargo, la verdadera incidencia de estos fragmentos puede ser subestimada por el examen radiográfico al compararla con la obtenida por RM y TC^{13, 56}.

Uno de los criterios menos precisos para la evaluación radiográfica, según el estudio referido anteriormente, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador, es la identificación de fragmentos distales, debido a la superposición de estructuras⁸⁵.

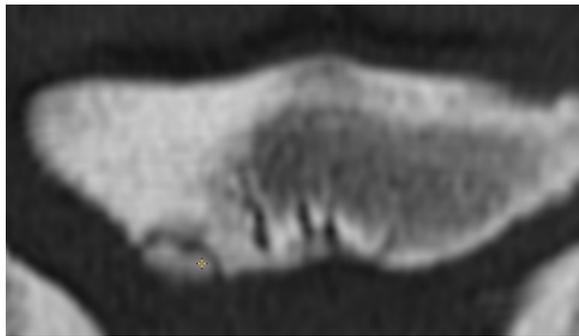


Figura 50- Fragmento distal en imagen dorsal de TC

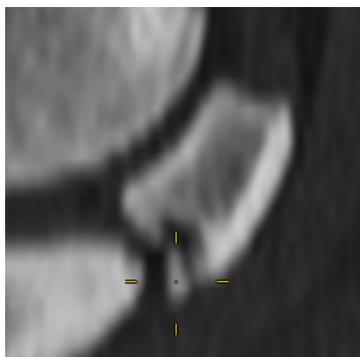


Figura 51- Fragmento distal en imagen sagital de TC

LESIONES QUÍSTICAS

La visualización de quistes, en la proyección radiográfica **DPr-PaDiO**, ha sido considerada como un signo radiográfico importante⁵⁶.

Según la graduación radiológica del hueso navicular⁶², la presencia de lesiones quísticas en la esponjosa, se incluye como uno de los parámetros que permite definir el máximo grado de severidad de la lesión del hueso navicular. Pero los cambios quísticos medulares resultan más evidentes en las imágenes de TC⁷ (Figura 52, Figura 53 y Figura 54).

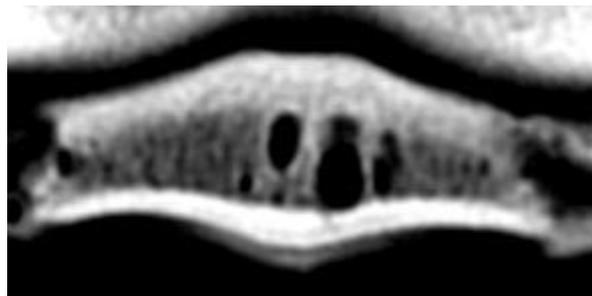


Figura 52- Lesiones quísticas medulares en imagen transversal de TC

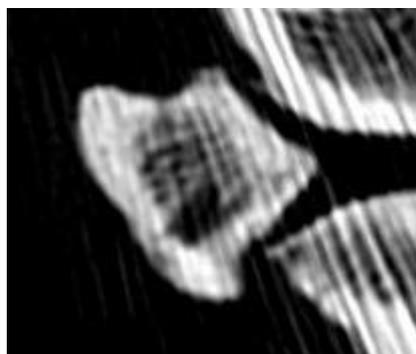


Figura 53- Lesión quística medular en imagen sagital de TC

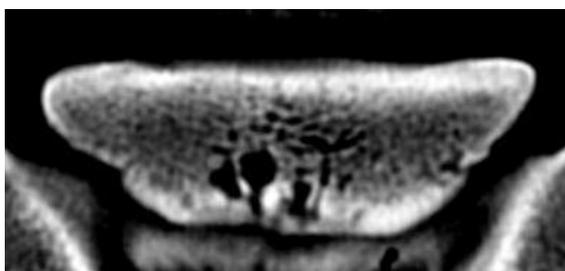


Figura 54- Lesiones quísticas medulares en imagen dorsal de TC

CRECIMIENTO DE HUESO NUEVO EN LA CORTICAL PALMAR DEL HUESO

Según la graduación radiológica del hueso navicular⁶², la formación de **hueso nuevo** en la cortical palmar del hueso, se incluye como uno de los parámetros de mayor gravedad de la lesión del hueso navicular. Sin embargo, este signo no fue considerado en la clasificación radiográfica de De Clercq *et al*⁵⁶ publicada en el año 2000.

Uno de los parámetros que la TC detecta más precozmente que la radiografía, además de la osteolisis y la esclerosis, es precisamente la formación de hueso nuevo⁶⁰ (Figura 47).

VARIABLE II: DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR

En la citada clasificación de los signos radiográficos de lesión de navicular⁵⁶, tanto en la proyección radiográfica **LM**, como en la **PaPr-PaDiO**, la presencia de una demarcación corticomedular borrosa o poco definida se consideró como un signo radiográfico importante.

En las escalas de graduación radiológica del hueso navicular^{50, 62}, la pérdida de definición en la demarcación córtico-medular se incluye como parámetro a valorar para definir la graduación de su lesión. Los grados 0 y 1 de lesión navicular⁶², que se corresponde con condiciones excelente, buena y regular del hueso⁵⁰, incluyen una buena demarcación córtico-medular. Sin embargo, los grados 2 y 3⁶², de las condiciones pobre y mala⁵⁰, incluyen una pérdida de demarcación debida a esclerosis subcortical y medular.

En el estudio referido anteriormente, sobre la variabilidad intraobservador e interobservador en la interpretación de huesos naviculares mediante radiografías y TC, uno de los criterios relativamente precisos para la evaluación radiográfica es la demarcación córtico-medular⁸⁵. Sin embargo, los mismos autores afirman que la dificultad de la interpretación radiológica se incrementa cuando se ve influenciada por la proyección.

Los equipos de TC proporcionan una buena resolución anatómica de las estructuras óseas, con una excelente diferenciación entre el hueso esponjoso y esclerótico, siendo posible detectar osteolisis y esclerosis de forma más temprana que con la radiografía convencional. La TC puede, por tanto, ayudar en la evaluación de la naturaleza de varios signos que son difíciles de visualizar y valorar objetivamente en las radiografías⁶⁰.

VARIABLE III: EDAD

No existe un acuerdo general con respecto al momento en que el navicular adquiere su apariencia radiográfica madura. Para algunos autores⁸⁶, esto ocurre al final del primer año de vida. Otros⁵³ indican que el hueso navicular adquiere su forma definitiva al terminar el proceso de osificación a los 18 meses, si bien esto podría haber ocurrido ya a los 10 meses postparto⁸⁷. Según Waguespack y Hanson (2010), este hueso se desarrolla por osificación endocondral, a partir de un único centro de

osificación, quedando completamente terminado este proceso, a los 325 días de gestación⁴.

Blunden *et al* (2006), al estudiar la histopatología de caballos con dolor palmar crónico en el casco, utilizan caballos de edades entre los 4 y los 15 años, y controles de 5 a 15 años¹¹.

Biggi y Dyson (2012), al estudiar los fragmentos del borde distal y la forma del hueso navicular, utilizan caballos lesionados de 3 a 18 años de edad, y controles de edades comprendidas entre los 2 y 13 años⁶².

Olive *et al* (2010) utilizaron 20 extremidades procedentes de 10 caballos maduros para evaluar la capacidad de la RM cuantitativa para estimar la densidad mineral del hueso subcondral⁷¹.

Drum *et al* (2009) utilizaron 5 extremidades procedentes de caballos de edades comprendidas entre los 2 y los 21 años de edad, para estudiar la correlación entre la densidad subcondral medida mediante TCC y el contenido en cenizas⁸³.

Bentley *et al* (2007), para estudiar los cambios morfológicos asociados a la adaptación funcional del hueso navicular, mediante densitometría y microscopía, utilizaron 10 extremidades procedentes de purasangres de 3.8 ± 1.6 años, 10 extremidades de ponis de 3.6 ± 2.1 años y 6 extremidades procedentes de caballos maduros de 15.2 ± 4.2 años⁶¹.

Ross y Dyson, primero en el año 2003, y más tarde en el año 2011⁹, afirman que los signos clínicos a menudo son apreciables aproximadamente entre los 7 y los 9 años de edad aproximadamente. Aunque este síndrome puede ocurrir en caballos

jóvenes de 3 a 4 años, en los que ya pueden aparecer anomalías radiológicas bastante avanzadas.

Waguespack y Hanson (2010), señalan que este síndrome afecta a caballos de muchas edades, más típicamente entre los 4 y 5 años⁴.

Claerhoudt *et al* (2011) la definen como una enfermedad crónica y progresiva, con claudicación de las extremidades anteriores, que afecta típicamente a caballos de mediana edad³⁷.

Diversos estudios que relacionaban los cambios del hueso navicular con la edad, en caballos inmaduros y caballos maduros, sugirieron la existencia de procesos degenerativos similares a los descritos en las articulaciones⁵. Sin embargo, un estudio histopatológico más reciente¹¹, que investigaba no sólo el hueso navicular, sino también el TFDP, los LSCs, el LSID y la BN, demostró que no existían diferencias relacionadas con la edad entre caballos maduros sin historia de claudicación originada en el pie, en edades comprendidas entre los 4 y los 15 años. Esto sugiere que debe existir una susceptibilidad individual a los cambios degenerativos (no relacionada con la edad), y que ciertos factores biomecánicos no fisiológicos podrían promover esta susceptibilidad⁹.

DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En este trabajo hemos pretendido cuantificar las variaciones en la densidad radiológica de distintas regiones del hueso navicular, mediante el empleo de la tomografía computarizada.

Se sabe que, como consecuencia de los ciclos acumulativos de carga, este hueso sufre frecuentemente un fallo en su capacidad de adaptación, manifestando una extensa remodelación, que afecta a su cortical, con osteolisis local, y perforación de su hueso trabecular⁶¹. El método de estudio que hemos aplicado ha identificado variaciones en la densidad radiológica, que se discuten a continuación.

DEMARCACIÓN CÓRTICO-MEDULAR

Diferencias de densidad radiológica (UH) cortical-medular, subcortical-medular y cortical-subcortical

Las diferencias de densidad radiológica estadísticamente significativas, obtenidas entre áreas córtico-medulares (E-1, E-2, E-3; Tabla 2) (Figura 35) y córtico-subcorticales (E-5, E-6, E-7; Tabla 2) (Figura 37), ya sea en las regiones sagitales como en las parasagitales, en huesos con y sin lesión, superan las 600 UH, a favor siempre de las densidades corticales.

No resultan, sin embargo, significativas las diferencias radiológicas subcórtico-medulares sagitales y parasagitales (E4-1, E4-2, E4-3; Tabla 2) (Figura 36), de ambos tipos de huesos, con valores inferiores a 24 UH, pero se registra una excepción. Efectivamente, en nuestra muestra se observa una diferencia de 35 (34,54) UH que resulta estadísticamente significativa, para la media de las diferencias de densidad radiológica subcórtico-medulares, de áreas **sagitales**, en los huesos **lesionados** (E4-1, Tabla 2), a favor de las áreas subcorticales. Así pues, en estos huesos, se ha identificado un incremento de la densidad radiológica subcortical sagital, que sobrepasa también el aumento de densidad radiológica encontrado en las áreas medulares sagitales (Gráfico 4). Además, se invierte la situación que hemos registrado en las

áreas sagitales de los huesos sin lesión, en donde es ligeramente más densa el área medular que la subcortical (Gráfico 4).

Según afirma Goldman (2007), un material debe diferir de sus estructuras adyacentes en al menos un 1% de atenuación, para asegurar un nivel o tono de gris diferente, en su representación en el monitor o *display* de rayos X. Este 1% se correspondería con 10 UH⁷⁸.

En la actualidad los monitores llegan a ofrecer unos 250 tonos de gris, de los cuales sólo unos pocos son discernibles para el ojo humano, alrededor de unos 100 según Goldman⁷⁸ (2007) o de 30 a 90 según Schwarz y Saunders⁷⁹ (2011).

Según Goldman, si se expresara todo el rango de los 2000 números TC, solo serían discernibles aproximadamente entre 200 y 100, con lo que cada nivel abarcaría de 10 a 20 UH, que equivalen a ese 1% de atenuación⁷⁸.

En nuestro caso, las medidas se han efectuado con un ancho de ventana de 1600 UH. Y teniendo en cuenta una expresión del monitor de 200 grises y 100 niveles discernibles por el ojo humano, cada tono abarcaría de 8 a 16 UH. Teóricamente, necesitaríamos entre dos y tres tonos de gris para distinguir estructuras adyacentes con diferente grado de atenuación (aproximadamente 24-32 UH), o más si se tienen en cuenta los 30 a 90 tonos de gris discernibles según Schwarz y Saunders⁷⁹.

Por tanto, en nuestra muestra, la TCC permite distinguir claramente entre áreas corticales y medulares, y entre áreas corticales y subcorticales de huesos lesionados y sanos. Con las imágenes de TC ha sido posible establecer una clara distinción entre áreas corticales y medulares como era de esperar, y también entre corticales y subcorticales, tanto en las regiones sagitales como en las parasagitales, ya sea en los huesos lesionados como en los no lesionados.

Sin embargo, en nuestra muestra no se puede distinguir entre áreas subcorticales y medulares parasagitales, tanto en los huesos sin lesión como en los lesionados. Igual ocurre entre áreas subcorticales y medulares sagitales de huesos sin lesión. Pero sí podrían distinguirse, mediante TCC y mediante la observación de las imágenes de la TC, las áreas subcorticales y medulares sagitales de los huesos lesionados, en los que se acentúa la diferencia subcortico-medular, debido al incremento visto de la densidad radiológica subcortical sagital (Gráfico 4).

Con el objeto de valorar la evolución de las demarcaciones entre la cortical flexora, subcortical y medular, en función de la existencia o no de lesión, se realizó la comparación entre las diferencias de densidad radiológica obtenidas entre esas capas en huesos sanos y lesionados. Cuando se han comparado las medias de las demarcaciones córtico-medulares (Figura 35) de huesos con y sin lesión (Gráfico 16, Gráfico 17, Gráfico 18), no se han obtenido diferencias estadísticamente significativas, estando las diferencias radiológicas obtenidas comprendidas en valores de 21 a 76 UH (Dif-E1, Dif-E2, Dif-E3 en Tabla 3).

Cuando se han comparado las medias de las demarcaciones córtico-subcorticales (Figura 37) de huesos con y sin lesión (Gráfico 19, Gráfico 20, Gráfico 21) sí se han obtenido diferencias estadísticamente significativas entre las demarcaciones córtico-subcorticales sagitales (Dif-E5, Tabla 3), con más de 126 UH de diferencia a favor de la demarcación córtico-subcortical sagital de los no lesionados. Esto supondría la existencia de una clara definición córtico-subcortical sagital en los huesos sanos, que se pierde en los lesionados, mientras que no ha resultado significativa la comparación entre las regiones córtico-subcorticales parasagitales (Dif-E6, Dif-E7), con valores obtenidos de 18 y 14 UH (Dif-E6 y Dif-E7, Tabla 3).

Por lo tanto, en nuestra muestra, no es posible establecer cuantitativamente (mediante TCC) comparaciones entre las demarcaciones de las áreas córtico-medulares, tanto en las regiones sagitales como en las parasagitales, de huesos le-

sionados y huesos no lesionados. Es decir, que no podemos distinguir, tampoco radiológicamente, los huesos sin lesión de los huesos lesionados, en función de la modificación en su demarcación córtico-medular sagital, o de sus demarcaciones córtico-medulares parasagitales. Tampoco podremos hacerlo en función de las diferencias en las demarcaciones córtico-subcorticales parasagitales. Pero sí podemos, en nuestra muestra, distinguir radiológicamente entre huesos lesionados y no lesionados, en función de las diferentes demarcaciones córtico-subcorticales sagitales (Figura 55).

En los lesionados, se reduciría la diferencia radiológica entre las áreas corticales y subcorticales sagitales, lo que podría deberse al **incremento de densidad radiológica subcortical sagital**, ya visto al comparar las densidades radiológicas subcorticales y medulares de huesos lesionados. A ese resultado se sumaría el hecho de que también se ha identificado en nuestra muestra, una disminución, aunque leve, en la densidad radiológica cortical sagital (Figura 56) en los huesos lesionados (Gráfico 1).

En nuestro estudio, por tanto, hemos podido identificar un mayor grado de lesión en las **áreas subcorticales sagitales**, coincidiendo con la ubicación de los hallazgos obtenidos en estudios histopatológicos y radiográficos previos del hueso navicular.

La ubicación preferente de las lesiones ya había sido indicada por Wright *et al*⁵ (1998) quienes afirmaban que estas ocurren desde el extremo lateral al medial sin restringirse a una zona concreta, aunque más frecuentemente en las áreas adyacentes a la cresta sagital. Según Wilson *et al* (2001), esto sugeriría que el estrés podría ser mayor en esta zona que en el resto de la superficie palmar³¹.

Blunden *et al* (2006)¹¹, señalan que los cambios degenerativos del fibrocartilago palmar del hueso navicular se concentran especialmente en la mitad distal del hueso, y alrededor de la cresta sagital. También Rijkenhuizen, en ese mismo año,

afirmaba que estos **cambios degenerativos** ocurren especialmente distocentralmente a lo largo de la cresta sagital⁸, condicionados por una mayor presión ejercida por el TFDP.

En la interpretación radiológica del hueso navicular que publica Dyson (2008), señalaba cómo el patrón trabecular regular de la esponjosa puede aparecer en una forma de la enfermedad navicular con esclerosis generalizada, pero también afectando particularmente al tercio medio desde lateral a medial. Aunque, alternativamente, la esclerosis también puede localizarse en la región palmar del hueso, afectando al endostio de la cortical flexora⁵⁰.

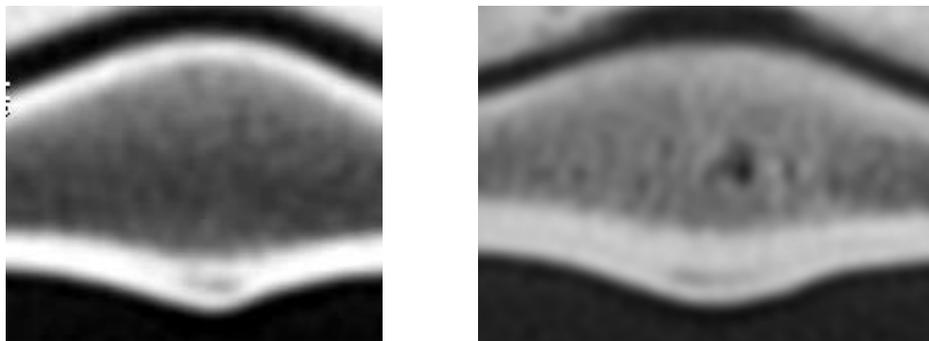


Figura 55- Comparación de densidades radiológicas corticales y subcorticales sagitales, en imagen de TC. Hueso sano (izquierda.) y lesionado (dcha.)

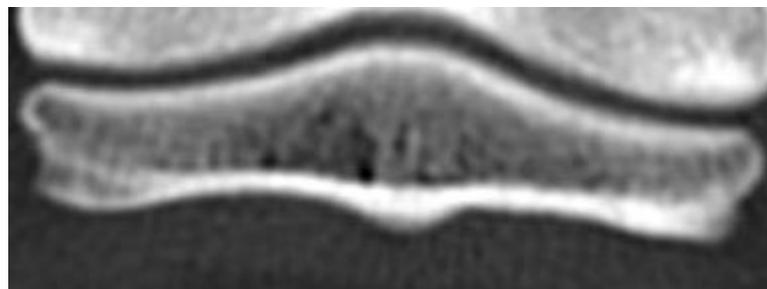


Figura 56- Áreas focales de lisis en la cortical y medular, e incremento de densidad subcortical. Imagen de TC de hueso lesionado.

Blunden *et al* (2006)¹¹ y Waguespack y Hanson (2010)⁴ indican que la presión continua entre el TFDP y la superficie flexora del hueso conduce a cambios degenerativos de estas estructuras, que incluirían la remodelación del tejido óseo subyacente al fibrocartílago flexor.

Efectivamente, ya antes, en un estudio morfométrico del hueso navicular, realizado por Pool *et al* (1989), se distinguieron dos zonas en la cortical flexora: una externa (palmar) compuesta principalmente por hueso laminar pobremente remodelado, y una interna (dorsal), compuesta principalmente por hueso secundario, con un alto grado de remodelación, constituido mayoritariamente por osteonas secundarias²¹.

Según Gabriel *et al* (1998), se produciría un incremento del **hueso cortical** a expensas del hueso trabecular consecuencia de un menor índice de resorción y un incremento en su formación en la unión entre la cortical y el endostio³⁹.

También Widmer *et al* (2000), en el estudio histológico de huesos naviculares procedentes de caballos diagnosticados de síndrome navicular encontraron elementos que indicaban la remodelación del hueso, siendo de mayor intensidad en el área más profunda del **hueso subcondral** de la superficie flexora⁷.

Entendemos, por tanto, que se ha descrito mediante estudios histomorfométricos la existencia de un área cortical interna, que es la que sufre más remodelación, precisamente en la unión entre la cortical y el endostio, como consecuencia de la actividad atlética, pero también en la enfermedad degenerativa del fibrocartílago²¹ que se da en el síndrome navicular, y que afecta especialmente a las áreas sagitales del hueso. Es precisamente en esta región donde hemos detectado, mediante TC y TCC, un incremento de la densidad radiológica.

Nuestra hipótesis sugiere la posibilidad de que la utilización de la pérdida de la definición corticomedular, como parámetro radiográfico en el diagnóstico y en la clasificación de gravedad de las lesiones del hueso navicular, debe ser reevaluada en función de la aplicación de la TC en la exploración del hueso navicular, teniendo en cuenta que ya se había afirmado la posibilidad de que dicho parámetro podría estar sobrevalorado⁶⁰.

Según Dyson (2008)⁵⁰, los grados 2 y 3, correspondientes a las condiciones pobre y mala de lesión navicular, incluyen una pérdida de demarcación debida a esclerosis subcortical y medular.

En nuestra muestra, en los huesos lesionados sólo se ha identificado un incremento de la densidad radiológica subcortical en las áreas sagitales, que es mayor que el aumento de densidad radiológica medular encontrado en dicha región (Gráfico 4), y que es el responsable de la reducción o pérdida de la clara definición córtico-subcortical sagital existente en los huesos sanos.

En nuestra muestra sólo la comparación de la demarcación córtico-subcortical de las áreas sagitales permite, mediante la TCC y la evaluación visual de las imágenes de TC, distinguir entre huesos sanos y lesionados. Esta distinción no ha sido posible verificarla en la demarcación córtico-subcortical de las áreas parasagitales.

Los resultados de nuestro estudio indican que, ni la TCC ni la evaluación visual de las imágenes de TC permiten distinguir entre huesos sanos y lesionados en función de los cambios en las demarcaciones córtico-medulares, o subcórtico-medulares.

El estudio de las variaciones de densidad radiológica, detectadas mediante la exploración de las imágenes de TC y la TCC, ha permitido identificar una reducción

de la demarcación córtico-subcortical, solamente en las regiones del hueso navicular en donde, de forma coincidente, los estudios histológicos han encontrado un mayor grado de remodelación ósea.

DIFERENCIAS RADIOLÓGICAS LATERO-LATERALES (PARASAGITALES), Y CENTRO-LATERALES (SAGITO-PARASAGITALES)

I. Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas (medulares y corticales) parasagitales laterales (PsagL; Parasagital Lateral) y parasagitales mediales (PsagML; Parasagital Medial), entre huesos sin lesión y con lesión

Las diferencias de densidad radiológica obtenidas entre áreas medulares parasagitales (E8, Tabla 2, Figura 38), y entre las áreas corticales parasagitales (E9, Tabla 2), de los huesos con lesión y sin lesión, no han resultado estadísticamente significativas, no superando las 20 UH, salvo entre las áreas corticales parasagitales de los huesos lesionados, que alcanzan las 58 UH, pero igualmente sin ser significativas (Tabla 2).

Por tanto, en nuestra muestra, ni la TCC, ni la evaluación visual de las imágenes de TC, han encontrado distinción entre áreas medulares parasagitales, ni entre áreas corticales parasagitales (Figura 57) de los huesos sanos, ni tampoco entre las mismas áreas de los huesos lesionados. No hemos encontrado pues, diferencias radiológicas latero-laterales en los huesos naviculares analizados.

Esto estaría conforme a la distribución preferente de las lesiones que señalaban Wright *et al*⁵ (1998), Blunden *et al*¹¹ (2006), Rijkenhuizen⁸ (2006), y Dyson⁵⁰ (2008), quienes en ningún caso consideran la existencia de dichas diferencias latero-laterales.

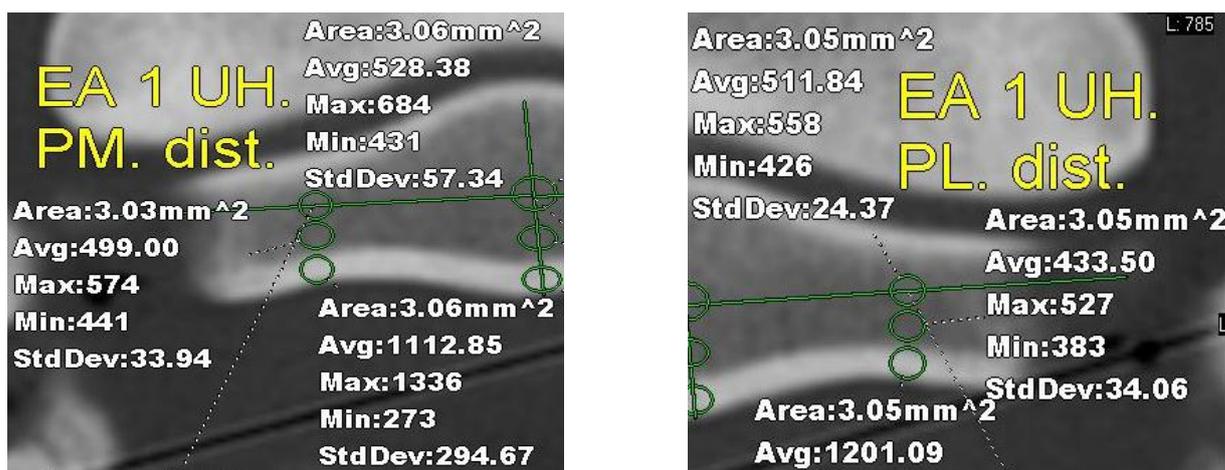


Figura 57- Medición de densidades radiológicas mediolaterales en imágenes de TC

II. Diferencias de densidad radiológica (UH) entre áreas sagitales (corticales y medulares) y extremos parasagitales mediales (PsagML), y entre áreas sagitales y parasagitales laterales (PsagL) entre huesos sin lesión y con lesión

Las diferencias de densidad radiológica, obtenidas entre áreas **medulares** sagitales y medulares parasagitales **laterales** (E10; Tabla 2; Figura 39), resultan de dudosa significación estadística en los huesos con lesión ($p=0.052$), pero marcadamente significativas en los no lesionados ($p<0.02$), siendo en estos la diferencia de 126 UH, y de 77 UH en el caso de los lesionados, a favor de las áreas parasagitales (Tabla 2).

Las diferencias de densidad radiológica, obtenidas entre las áreas **medulares** sagitales y medulares parasagitales **mediales** (E-11; Tabla 2), resultan de dudosa significación estadística también para los huesos lesionados ($p=0.043$) y marcadamente significativas para los no lesionados ($p<0.02$), siendo en estos la diferencia de 143 UH, y de 69 UH en el caso de los lesionados, a favor de las áreas parasagitales (Tabla 2).

Por tanto, en nuestra muestra, la TCC ha podido identificar diferencias medulares centro-laterales, y centro-mediales (sagitales-parasagitales), siempre a favor

de las áreas medulares parasagittales, de forma más clara en los huesos sanos que en los lesionados, donde los resultados son dudosamente significativos. En estos tiende a reducirse esa diferencia, motivada por el incremento en la densidad radiológica medular sagittal, frente a la ausencia de incrementos en la densidad medular parasagittal (Gráfico 12 y Gráfico 13). Esta tendencia sólo podría confirmarse mediante el aumento del tamaño muestral. También la evaluación visual de las imágenes de TC, permitiría diferenciar las áreas parasagittales de las sagittales en los huesos sanos, pero la diferenciación es dudosa en los lesionados (Figura 58 y Figura 59).

Estos resultados, de nuevo, confirmarían la distribución preferente de las lesiones en el tercio medio sagittal de las áreas medulares de los huesos lesionados. Sin embargo no existe un acuerdo general en cuanto al aumento de la densidad radiológica medular, debido a la coexistencia de fenómenos de esclerosis, osteolisis y fibrosis medular.

Así, Bentley *et al* (2007), estudiando los cambios morfológicos asociados a la adaptación funcional del hueso navicular, mediante técnicas de microscopía y densitometría, concluían que su masa ósea total disminuía en caballos con síndrome navicular, siendo este efecto mayor en las regiones sagittales con respecto a las parasagittales, lo que, sugeriría que los ciclos de carga serían mayores en las primeras⁶¹.

Bentley *et al* concluyeron que las densidades medulares, sagittales y parasagittales, son mayores en los lesionados que en los sanos, de la misma forma que ya señalaron Wright *et al* (1998), quienes identificaron un incremento del volumen óseo del hueso trabecular en la enfermedad del navicular⁵. En cambio, Bentley *et al* indicaron que la densidad cortical, sagittal y parasagittal, es menor en los huesos lesionados⁶¹.

Según estos autores, en caballos con síndrome navicular, la remodelación a menudo conduce a la perforación del hueso trabecular y a la formación de quistes⁶¹. En un estudio histológico de huesos naviculares procedentes de caballos diagnosticados de síndrome navicular, realizado por Widmer *et al* en el año 2000, se apreciaron espacios me-

dulares ensanchados, que contenían una matriz avascular amorfa, además de hueso trabecular compuesto por hueso laminar, y reticular, cuyas trabéculas se ordenaban irregularmente, siendo más gruesas de lo normal, presentándose recubiertas de una fina capa de tejido osteoide e incluyendo osteonas primarias, lo que era indicativo de remodelación crónica⁷.

En el estudio realizado por Murray *et al* (2006), para valorar la correspondencia entre la histología y las imágenes de RM de los tejidos del dedo equino encontraron, en lo que se refiere al hueso navicular, un mayor grado de acuerdo para las lesiones de su médula ósea, que ocurren con más frecuencia centralmente y en la unión entre los dos tercios proximales y el tercio distal de la superficie flexora⁴⁶. En los casos en que se detectaron alteraciones severas de las imágenes RM, en la médula se encontró evidencia histológica de osteonecrosis y fibrosis focal o generalizada, con pérdida de la estructura trabecular y apariencia apolillada, identificándose tejido óseo denso y compacto sólo alrededor de las áreas de necrosis.

Esta micropetrosis, es decir la sustitución del espacio de los canalículos y osteocitos por tejido mineralizado, fue también evidente para Bentley *et al*⁶¹.

Sin embargo, Dyson⁵⁰ (2008) y Butler *et al*⁵³ (2008) coinciden en señalar que, en estados avanzados de la enfermedad se puede producir un incremento apreciable de la opacidad del hueso, debido a que el patrón trabecular de la médula puede llegar a ser menos obvio debido a la esclerosis. Mientras que Dyson habla de una esclerosis generalizada de la esponjosa que afecta particularmente a tercio medio desde lateral a medial, Butler *et al* indican que este efecto se produciría de forma general, sin señalar áreas concretas de mayor afectación del hueso.

En nuestro estudio, cuando se han comparado las medias de las diferencias radiológicas medulares sagitales-parasagitales (Dif-E10 y Dif-E11; Tabla 3) de huesos con y sin lesión, no se han obtenido diferencias estadísticamente significativas,

estando, las diferencias radiológicas obtenidas, comprendidas en valores de 48 a 74 UH.

Por tanto, no hemos podido distinguir entre huesos sin lesión y huesos lesionados, en función de la modificación de las diferencias de densidad radiológica entre áreas medulares sagitales y parasagitales (centro-laterales y centro-mediales). O expresado de otra forma, las diferencias de densidad radiológica centro-laterales y centro-mediales encontradas, no han sido suficientes como para definir huesos sanos y huesos lesionados.

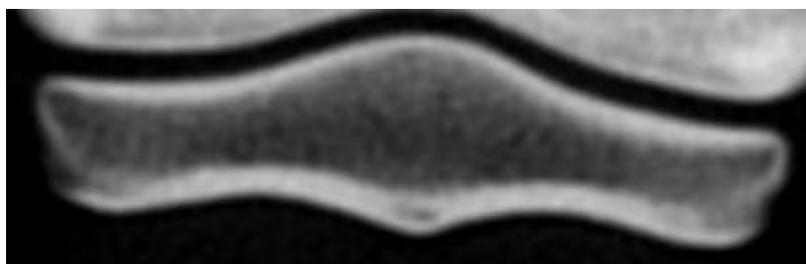


Figura 58- Imagen transversal TAC del hueso navicular sano

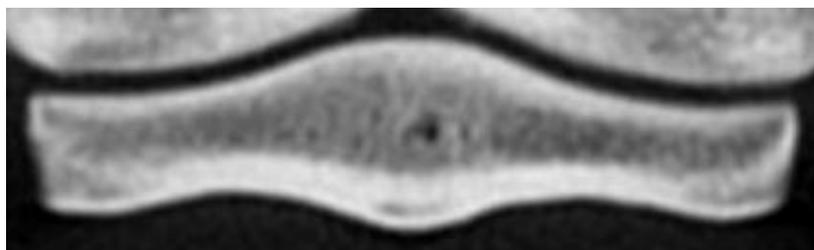


Figura 59- Imagen transversal TAC del hueso navicular lesionado

Las diferencias de densidad radiológica estadísticamente significativas, obtenidas entre **áreas corticales** sagitales y corticales parasagitales laterales (E12), superan las 108 UH en los huesos sin lesión, y por encima de las 162 UH en los huesos lesionados, a favor siempre de las densidades corticales parasagitales laterales (Tabla 2).

Las diferencias de densidad radiológica estadísticamente significativas, obtenidas entre **áreas corticales** sagitales y corticales parasagitales mediales (E13), superan las 124 UH en los huesos sanos, y las 104 UH en los lesionados, y también a favor de las áreas parasagitales.

Cuando se han comparado las medias de las diferencias radiológicas corticales sagitales-parasagitales (Dif-E12 y Dif-E13) de huesos con y sin lesión, no se han obtenido diferencias estadísticamente significativas, estando, las diferencias radiológicas obtenidas, comprendidas en valores de 20 a 54 UH (Tabla 3), pudiendo ser debidas al azar.

Por tanto, en nuestra muestra la TCC ha permitido detectar diferencias radiológicas corticales centro-laterales y centro-mediales, siempre a favor de las áreas parasagitales corticales, en huesos lesionados y no lesionados. Así mismo, las imágenes de TC permiten distinguir diferentes densidades radiológicas en las áreas corticales sagitales y parasagitales.

Sin embargo, no es posible establecer comparaciones entre las diferencias de las densidades corticales sagitales y corticales parasagitales (centro-laterales y centro-mediales) de huesos lesionados y huesos no lesionados. Es decir que, en nuestra muestra, no podemos distinguir los huesos sin lesión de los huesos lesionados en función de la modificación de las diferencias de densidad radiológica entre áreas corticales sagitales y áreas corticales parasagitales.

Coincidiendo con el trabajo de Bentley *et al* (2007)⁶¹, las densidades corticales sagitales registradas han sido menores en los huesos lesionados que en los sanos (Gráfico 14 y Gráfico 15), evolución contraria a la sucedida con las densidades medulares sagitales (Gráfico 12 y Gráfico 13). De la misma manera que para Bentley *et*

al, las densidades parasagitales corticales han sido mayores que las sagitales en ambos grupos de huesos.

Es necesario tener en cuenta la aparición de una característica área radiolúcida semilunar en la cortical de la cresta sagital (Figura 58 y Figura 59) que, según Butler *et al* (2008)⁵³, representa un cambio precoz de la remodelación del hueso navicular como respuesta de estrés. Este se manifiesta como una línea esclerótica de refuerzo, paralela a la superficie flexora de la cresta sagital. El tejido óseo interpuesto entre ambas es relativamente radiolúcido, dando lugar a una forma radiológica semilunar. Pero si dicho tejido llega a compactar, dicha zona radiolúcida se hace menos evidente, hasta incluso desaparecer. Esta zona radiolúcida, de menor densidad radiológica, puede coincidir con el ROI de medida de la densidad cortical sagital, por lo que los resultados obtenidos, en aquellos huesos en que está presente, pueden hacer reducir dichos valores medios (Figura 60 y Figura 61).

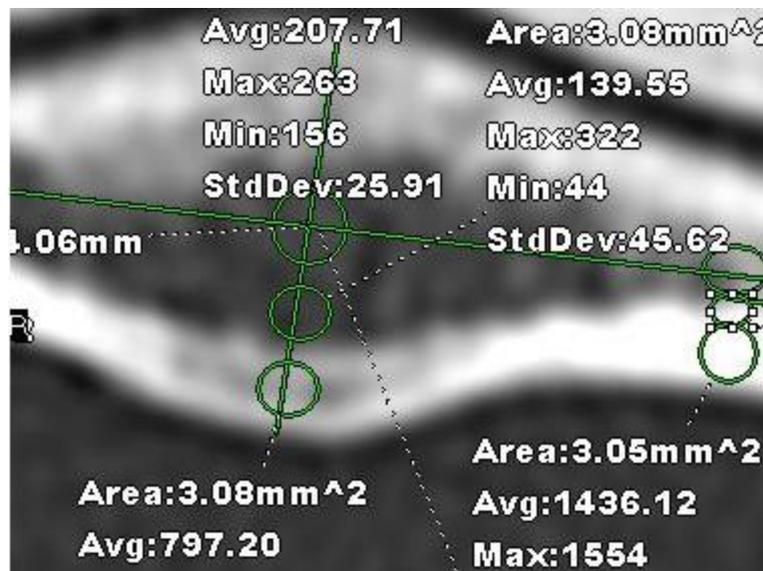


Figura 60- ROIs cortical sagital y parasagital. El ROI cortical sagital coincide con área radiolúcida semilunar de la cresta sagital



Figura 61- ROIs corticales, sin coincidencia de ROI cortical sagital con área radiolúcida semilunar cortical sagital.

Los resultados obtenidos tras el estudio de nuestra muestra, señalan que ni la TCC, ni la evaluación visual de las imágenes de TC, han mostrado diferencias radiológicas corticales ni medulares latero-laterales, en los huesos naviculares sanos y lesionados analizados. Esto estaría conforme con la distribución preferente de las lesiones que señala la literatura.

Las diferencias **medulares** centro-laterales y centro-mediales identificadas por la TCC en los huesos sanos, a favor de las áreas parasagiales, se reducen en los lesionados, en donde también las imágenes de la TC ofrecen resultados dudosos. Este resultado confirmaría la distribución preferente de las lesiones en el tercio medio sagital de las áreas medulares de los huesos lesionados, pero dichas diferencias medulares no serían suficientes como para definir huesos sanos y huesos lesionados. Como tampoco es posible establecer comparaciones entre las diferencias de las densidades **corticales** sagitales y corticales parasagiales (centro-laterales y centro-mediales), de huesos lesionados y huesos no lesionados, en los que hemos registrado una menor densidad sagital.

DENSIDADES RADIOLÓGICAS SUBCORTICALES TOTALES

Las diferencias de densidad radiológica no estadísticamente significativas, obtenidas para las densidades subcorticales totales medias, entre ambos tipos de huesos, no superan las 32 UH. Y se sitúan por debajo de las 24 UH las obtenidas para las diferencias subcorticales totales proximales y medias. Aunque la diferencia radiológica entre las subcorticales totales distales alcanza las 75 UH, de la misma forma no resultan estadísticamente significativas (Tabla 4).

En todos los casos las densidades subcorticales totales son mayores en los huesos lesionados que en los no lesionados (Gráfico 26), lo que podría constituir una tendencia que sólo se podría confirmar aumentando el tamaño muestral. Aunque también podría significar la falta de acuerdo antes señalada al referirnos a las diferencias radiológicas entre áreas medulares sagitales y parasagitales, en cuanto al aumento o no de la densidad radiológica medular en los huesos lesionados, debido a la coexistencia de fenómenos de esclerosis, osteolisis y fibrosis medular, con predominio de unos u otros, en función de la evolución de la lesión.

Además, esos resultados están en concordancia con la falta de significación estadística que hemos encontrado entre las diferencias radiológicas medulares centro-laterales (E-10; Tabla 2) y latero-laterales (E-8; Tabla 2) de los huesos lesionados.

Efectivamente, en nuestra muestra tampoco ha sido posible establecer comparaciones entre las densidades radiológicas subcorticales totales de huesos con y sin lesión. Es decir, que no podríamos distinguir entre huesos lesionados y sanos, en función de la densidad radiológica subcortical total.

Los resultados obtenidos tras el estudio de nuestra muestra, señalan que ni la TCC, ni la evaluación visual de las imágenes de TC, permiten establecer comparacio-

nes entre las diferencias medulares y corticales centro-laterales o latero-laterales, ni entre las densidades subcorticales totales, de huesos sanos y lesionados, no siendo en ningún caso suficientes como para definir uno u otro tipo de hueso.

En nuestra muestra sólo la comparación de la demarcación córtico-subcortical de las áreas sagitales permite, mediante dichas técnicas, distinguir entre huesos sanos y lesionados.

Es decir, que de acuerdo con nuestra hipótesis, la demarcación cortico-medular no debería valorarse en el diagnóstico radiológico de forma genérica, ya que las variaciones de la densidad radiológica del hueso navicular lesionado afectan a áreas muy definidas.

UNIFORMIDAD DE ESPESORES CORTICALES PALMARES

La comparación, en nuestra muestra, de las medias de los espesores corticales laterales y mediales, entre las áreas proximales, medias y distales (Figura 22), no permite identificar diferencias mediolaterales de espesor cortical palmar entre huesos con y sin lesión (Tabla 5).

Este resultado estaría conforme con la falta de significación estadística encontrada entre las densidades radiológicas mediolaterales corticales (E9; Tabla 2), para las que, tal y como señalamos antes, ni la TCC, ni la evaluación visual de las imágenes de TC, han encontrado distinción, en nuestra muestra, entre áreas corticales parasagitales (Figura 57) de los huesos sanos, ni tampoco entre las mismas áreas de los huesos lesionados.

Sin embargo, al comparar las medias de los espesores corticales palmares entre regiones proximales y distales ipsolaterales (Figura 22), se identifica un mayor grosor distomedial en los huesos lesionados con respecto a los sanos. Esta diferencia

también existe, a favor distolateral, pero no resulta estadísticamente significativa (Tabla 5).

Esto podría indicar que, en nuestra muestra, los huesos lesionados presentarían un aumento del grosor cortical palmar, en su región distomedial, más acentuado que en el resto de regiones corticales palmares. La falta de uniformidad del espesor cortical distolateral podría indicar también una tendencia, que sólo se podría confirmar con el aumento del tamaño muestral.

Esta falta de uniformidad distopalmar podría corresponderse con la sugerencia, compartida por diversos autores, como Wright (1993)²⁶, Dyson *et al* (2006)¹³, Blunden *et al* (2006)¹¹, Wilson (2001)³¹ y Rijkenhuizen (2006)⁸, de que los cambios observados en el hueso navicular son provocados por las sobrecargas biomecánicas ejercidas por el TFDP sobre la mitad distal de la superficie palmar del hueso.

Y así Blunden *et al* (2006), indican que los cambios de la superficie flexora tienden a ser más extensos distalmente¹¹.

Esta falta de uniformidad del espesor cortical que hemos detectado mediante la tomografía, está contemplada como uno de los parámetros utilizados en la escala de graduación radiológica del hueso navicular de Biggi y Dyson (2012)⁶². En esta escala, tanto el incremento uniforme como el localizado del espesor cortical, quedan definidos en el grado 2. Mientras que son recogidos en la condición de pobre (grado 3) en la clasificación publicada por Dyson (2008)⁵⁰.

Existe acuerdo general respecto a que en la lesión del navicular se produce un engrosamiento de la cortical del hueso, como consecuencia de las tensiones ejercidas sobre el mismo y la degeneración del fibrocartílago [Kaser-Hotz *et al*⁶² (1992), Wright²⁶ (1993),

Wright⁵ (1998), Gabriel³⁹ (1998), Ruohoniemi y Tervahartimal⁶⁰ (1999), Widmer *et al*⁷ (2000)]. Más recientemente, Biggi y Dyson (2010) indican que la corteza palmar del hueso navicular es más gruesa en los caballos con claudicación que en los sanos⁶².

Pero también algunos autores, como De Clercq *et al*⁵⁶ (2000) y Butler *et al*⁵³ (2008), refieren el adelgazamiento localizado de la cortical, asociado a áreas de degeneración del fibrocartílago palmar. Estos mismos autores también indican que la lesión puede manifestarse con engrosamiento uniforme de la corteza flexora, que invade la médula.

Bentley *et al* (2007), mediante estudios microscópicos encontraron también que el espesor cortical parasagital crece en los lesionados, superando al parasagital de los sanos. Además indican que el espesor de la cortical sagital en casos clínicos de síndrome navicular es menor que en los sanos. En nuestro caso no hemos podido distinguir el espesor cortical sagital del parasagital, ya que el espesor medio de la corteza se midió sólo en los extremos parasagittales laterales y mediales de los cortes transversales adquiridos por la TC, según el método descrito por Ruohoniemi y Tervahartimal⁶⁰ (1999).

El método descrito por Biggi y Dyson⁶² (2012) para la determinación del espesor cortical palmar sobre la proyección radiográfica LM, descarta el espesor cortical sagital (Figura 10). Al representar la suma de los espesores palmares restantes, sólo una proyección LM perfecta podría reflejar fielmente los incrementos de espesor reales. Al haber trasladado este método de determinación del espesor cortical a los cortes transversales de la imagen de TC, tal y como realizaron Ruohoniemi y Tervahartimal, hubiera sido más oportuno tomar las medidas del espesor palmar en otros puntos aparte de los dos parasagittales de cada uno de los tres cortes transversales (Figura 18, Figura 19 y Figura 20). De esa forma se podría haber obtenido una valoración cuantitativa más representativa de la uniformidad del espesor cortical total. No obstante, la suma de las imágenes transversales de TC y de las obtenidas mediante reconstrucción multiplanar ha permitido realizar una completa evaluación, aunque más subjetiva, de la uniformidad de dicha medida.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Con la finalidad de estandarizar las áreas del hueso que se iban a comparar, se seleccionaron las ROIs tomando como referencia el eje transversal y los planos sagitales y parasagitales descritos para los cortes transversales, adquiridos estos últimos de forma directa en las exploraciones de TC (Figura 25). La ubicación concreta de las ROIs ha determinado la coincidencia, en alguna ocasión, de dichas áreas en las que se calculaba la densidad radiológica, con áreas de lisis ósea (quistes). Esto ha podido modificar los valores medios de las lecturas de densidad radiológica (UH) para estos huesos. Sin embargo, hay que tener en cuenta que los únicos huesos en los que aparecen quistes son los clasificados con gravedad máxima (grado 3). Además, en dichos huesos no resultan afectadas todas las ROIs estudiadas, ya que dichas áreas líticas no abarcan a los tres cortes proximal, medio y distal, ni a todos los planos sagitales y parasagitales (Figura 62).

Hemos verificado que sólo existe tal coincidencia en 10 ROIs de las 108 estudiadas en el conjunto de los 4 huesos grado 3 (se estudiaron 27 ROIs por hueso).

Por otro lado, también se ha producido la coincidencia de algunas ROIs de áreas medulares con fosas sinoviales aumentadas, lo que también afectaría a las lecturas, especialmente también a las de los huesos con gravedad máxima. En estos 4 huesos resultaron afectadas un total de 12 lecturas, y sólo 2 lecturas en los 5 huesos clasificados con grado 2.

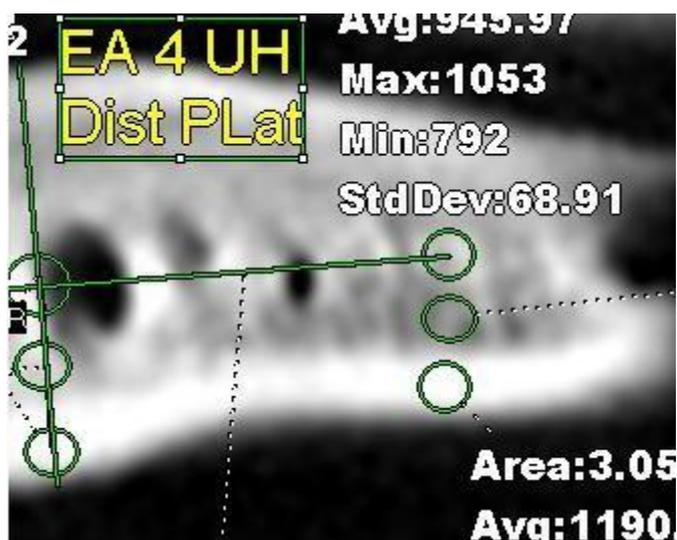


Figura 62- ROI medular sagittal y área lítica coincidentes

Así mismo, como ya valoramos al estudiar las diferencias radiológicas centro-mediales y centro-laterales, las lecturas de la densidad radiológica cortical en la línea sagital pueden estar disminuidas por la presencia de la característica área radiolúcida semilunar coincidiendo con la ROI cortical sagital (Figura 60).

Una forma de evitar este problema hubiera sido desplazar la ubicación de la ROI de la zona seleccionada, en caso de coincidencia con áreas líticas o con el área radiolúcida semilunar, a zonas adyacentes no afectadas por tales coincidencias. Pero esto podría suponer una modificación arbitraria, e igualmente hubiese afectado a las lecturas de densidad radiológica, puesto que dichas áreas radiolúcidas son defectos de densidad real que se suman a la densidad total del hueso navicular en dichas regiones.

Evitar las coincidencias habría alterado el objetivo de evaluar la variación de la demarcación córtico-medular y de la densidad radiológica entre diferentes áreas del hueso navicular, ya que estaríamos eliminando modificaciones reales que ocurren entre huesos sanos y lesionados.

Otra dificultad que hemos encontrado en el método aplicado, en relación a la ubicación de las ROIs, es el haber situado la ROI subcortical a una distancia equidistante entre las ROIs cortical y medular. Si bien para los planos parasagittales la situación final de la ROI subcortical es la correcta, no lo ha sido tanto para las ROIs subcorticales sagittales, que han ocupado una ubicación más medular que inmediatamente subcortical. Es posible que si la ubicación de estas ROIs subcorticales sagittales hubiera estado más próxima a la cortical, hubiesen podido captar una mayor modificación de la densidad radiológica en los huesos lesionados.

Por otro lado, aunque se seleccionaron ROIs parasagittales de menor superficie que las sagittales, para evitar la superposición de los mismos, esta ha sido inevitable especialmente en los cortes parasagittales distales, en donde su menor espesor dorsopalmar obligó a que se solapasen parcialmente (Figura 63).

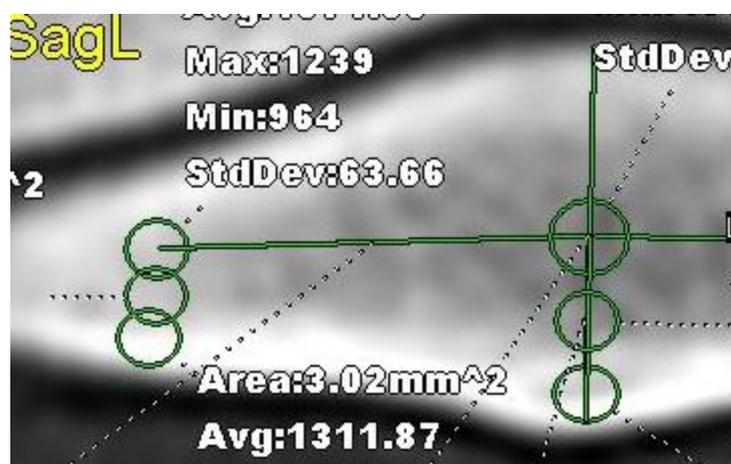


Figura 63- Solapamiento de ROIs parasagittales

Por último, se puede considerar una limitación de nuestro trabajo el tamaño muestral, al haber estudiado un número relativamente bajo de extremidades. No obstante se han publicado trabajos, en áreas relativas al estudio de la densidad ósea, con tamaños muestrales similares e incluso menores al empleado por nosotros. Así,

Olive *et al* (2010) utilizaron 20 extremidades de caballos en la evaluación de la capacidad de la RM cuantitativa para estimar la densidad mineral del hueso subcondral⁷¹, Drum *et al* (2009) utilizaron 5 extremidades para estudiar la correlación entre la densidad subcondral medida mediante TCC y el contenido en cenizas⁸³, y Bentley *et al* (2007) estudiaron mediante densitometría y microscopía los cambios morfológicos asociados a la adaptación funcional del hueso navicular, utilizando 26 extremidades de caballos⁶¹.

Por ello, consideramos que los datos obtenidos a partir de nuestras 22 unidades muestrales son adecuados para un estudio preliminar o piloto.

Se podría incrementar la precisión de los resultados aumentando el tamaño muestral en función de los estudios bivariados de las regiones de interés analizadas.

En el caso de la comparación de densidades radiológicas córtico-medulares sagitales, aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se hubiesen precisado 73 extremidades (o huesos) en el primer grupo (sanos) y 73 en el segundo (lesionados) para detectar una diferencia igual o superior a 20 unidades Hounsfield. Todo ello, asumiendo que la desviación estándar común es de 43. Y estimándose una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%.

Es interesante recordar que en las condiciones de adquisición de las imágenes de la TC, para distinguir estructuras adyacentes con diferente grado de atenuación en el análisis posterior de las mismas, hemos considerado una diferencia de al menos 24 UH.

Si hubiésemos pretendido aceptar errores menores a 20 UH, para ganar precisión radiológica, el tamaño muestral se hubiese elevado aún más. Y así, aceptando

un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se hubiesen precisado hasta 114 sujetos en el primer grupo y 114 en el segundo para detectar una diferencia igual o superior a 16 UH. Se asume que la desviación estándar común es de 43. Y se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%.

La dificultad en encontrar extremidades de caballo con aptitud deportiva, de edad y origen conocidos, para elevar a definitivas las conclusiones obtenidas, teniendo en cuenta las condiciones del estudio realizado, hubieran hecho imposible alcanzar el tamaño muestral oportuno según los criterios antes expuestos.

Y por otro lado, si hubiésemos aceptado errores mayores, podríamos haber trabajado con tamaños muestrales incluso menores, pero inevitablemente habría perdido precisión el estudio radiológico.

CONCLUSIONES

1. La distinción entre huesos naviculares sanos y lesionados, utilizando el criterio radiológico de pérdida de la demarcación córtico-medular, sólo ha sido posible, mediante la exploración por tomografía computarizada, en las áreas córtico-subcorticales sagitales de dicho hueso.

2. La tomografía computarizada permite cuantificar las diferencias de densidad radiológica entre diversas regiones del hueso navicular, distinguiendo sus modificaciones en áreas muy concretas.

3. El empleo de la pérdida de la definición córtico-medular del hueso navicular, como parámetro radiográfico, en su clasificación de gravedad, debería referirse sólo a la comparación de la demarcación córtico-subcortical de las áreas sagitales del mismo.

4. La tomografía computarizada permite cuantificar el espesor de la cortical flexora del hueso navicular, y es capaz de demostrar pérdidas de uniformidad de la misma.

5. La tomografía computarizada cuantitativa es una herramienta diagnóstica excelente para evaluar las variaciones de la densidad radiológica del hueso navicular del caballo.

6. Para confirmar las tendencias encontradas, y elevar a definitivos estos resultados, debería incrementarse el tamaño muestral, y redefinir la ubicación y dimensiones de las áreas de interés estudiadas.

- ¹ Bridges J. No foot no horse. London: J Brinley; 1752.
- ² Ackerman N, Johnson J, Porn C. Navicular disease in the horse: risk factors, radiographic changes, and response to therapy. *J Am Vet Med Assoc* 1977; 170(2):183-187.
- ³ Stashak T. Lameness. En: Stashak TS (ed). *Adams' lameness in horses*. Philadelphia: Lippincott, Williams, & Wilkins; 2002. P. 664–680.
- ⁴ Waguespack RW, Hanson RR. Navicular syndrome in equine patients anatomy, causes, and diagnosis. *Compend Contin Educ Vet* 2010; 32(12):E1-E12.
- ⁵ Wright I, Kidd L, Thorp B. Gross, histological and histomorphometric features of the navicular bone and related structures in the horse. *Equine Vet J* 1998; 30(3):220-234.
- ⁶ Viitanen M, Bird J, Makela O, Schrame M, Smith R, Tulamo M, et al. Synovial fluid studies in navicular disease. *Res Vet Sci* 2001; 71(3): 201-206.
- ⁷ Widmer WR, Buckwalter KA, Fessler JF, Hill MA, VanSickle DC, Ivancevich S. Use of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging for evaluation of navicular syndrome in the horse. *Vet Radiol Ultrasound* 2000; 41(2):108-16.
- ⁸ Rijkenhuizen A. Navicular disease: A review of what's new. *Equine Vet J* 2006; 38(1):82-88.
- ⁹ Dyson SJ. Navicular disease. In: Ross MW, Dyson Sj editors. *Diagnosis and Management of the Lameness in the Horse*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2011. p. 324-342.
- ¹⁰ Dyson S, Murray R, Schramme M, Brach M. Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine Vet J* 2003; (35):681-90.
- ¹¹ Blunden A, Dyson S, Murray R, Schramme M. Histopathology in horses with chronic palmar foot pain and age-matched controls. Part 1: Navicular bone and related structures. *Equine Vet J* 2006; 38(1):15-22.
- ¹² Blunden A, Dyson S, Murray R, Schramme M. Histopathology in horses with chronic palmar foot pain and age-matched controls. Part 2: The deep digital flexor tendon. *Equine Vet J* 2006; 38(1):23-27.
- ¹³ Dyson S, Murray R, Blunden T, Schrame M. Current concepts of navicular disease. *Equine Vet Educ* 2006; 18(1):45-56.

- ¹⁴ Rijkenhuizen A, Nemeth F, Dik K, Goedegebuure S. The arterial supply of the navicular bone in adult horses with navicular disease. *Equine Vet J* 1989; 21(6):418-424.
- ¹⁵ Colles C, Hickman, J. The arterial supply of the navicular bone and its variations in navicular disease. *Equine Vet J* 1977; 9(3):150-154.
- ¹⁶ Dyson S, Murray R, Schramme M. Lameness associated with foot pain: results of magnetic resonance imaging in 199 horses (January 2001–December 2003) and response to treatment. *Equine Vet J* 2005; 37(2):113-121.
- ¹⁷ Sampson S, Schneider R, Gavin P, Ho Ch, Tucker R, Charles E. Magnetic resonance imaging findings in horses with recent onset navicular syndrome but without radiographic abnormalities. *Vet Radiol Ultrasound* 2009; 50(4):339–346.
- ¹⁸ Claerhoudt S, Bergman HJ, Van Der Veen H, Duchateau L, Raes EV and Saunders JH. Differences in the morphology of distal border synovial invaginations of the distal sesamoid bone in the horse as evaluated by computed tomography compared with radiography. *Equine Vet J* 2012; 44(6):679-83.
- ¹⁹ Dyson S, Blunden T, Murray R. Comparison between magnetic resonance imaging and histological findings in the navicular bone of horses with foot pain. *Equine Vet J* 2012; 44(6):692–698.
- ²⁰ Busoni V, Heimann M, Trenteseaux J, Snaps F, Dondelinger R. Magnetic resonance imaging findings in the equine deep digital flexor tendon and distal sesamoid bone in advanced navicular disease – an ex vivo study. *Vet Radiol Ultrasound* 2005; 46(4):279–286.
- ²¹ Pool R, Meagher D, Stover, S. Pathophysiology of navicular syndrome. *Vet Clin N Am: Equine Pract* 1989; 5(1):109-129.
- ²² Svalastoga E, Smith M. Navicular disease in the horse: the subchondral bone pressure. *Nord Vet Med* 1983; 35(1):31-37.
- ²³ Bowker R, Linder K, van Wulfen K. Anatomy of the distal interphalangeal joint of the mature horse: relationships with the navicular suspensory ligaments, sensory nerves and neurovascular bundle. *Equine Vet J* 1997; 29(2):126-135.

- ²⁴ Biggi M, Dyson S. High-field magnetic resonance imaging investigation of distal border fragments of the navicular bone in horses with foot pain. *Equine Vet J* 2011; 43(3):302-308.
- ²⁵ Bassage II LH, Ross MW. Diagnostic Analgesia. En: W.B. Saunders Company. *Diagnosis and Management of the Lameness in the Horse*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2011. p. 100-135.
- ²⁶ Wright IM. A study of 118 cases of navicular disease: radiological features. *Equine Vet J* 1993; 25(6):493-500.
- ²⁷ Dyson SJ, Kidd L. A comparison of responses to analgesia of the navicular bursa and intra-articular analgesia of the distal interphalangeal joint in 59 horses. *Equine Vet J* 1993; 25(2):93-98.
- ²⁸ Schumacher J, Graves F, Schrame M, Smith R, Coker M. A comparison of the effects of local analgesic solution in the navicular bursa of horses with lameness caused by solar toe or heel pain. *Equine Vet J* 2001; 33(4):386-389.
- ²⁹ Wilson A, Weller R. The biomechanics of the equine limb and its effect on lameness. In: Ross MW, Dyson Sj editors. *Diagnosis and Management of the Lameness in the Horse*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2011. p. 270-281.
- ³⁰ Denoix J. Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. *Proc Am Ass Equine Practnrs*; 1999; 45:174-177.
- ³¹ Wilson AM, McGuigan MP, Fouracre L, MacMahon L. The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Equine Vet J* 2001; 33(2):159-65.
- ³² Eliashar E, McGigan M, Wilson A. Relationship of foot conformation and force applied to the navicular bone of sound horses at trot. *Equine Vet J* 2004; 36(5):431-5.
- ³³ Caron J. Osteoarthritis. In: Ross MW, Dyson Sj editors. *Diagnosis and Management of the Lameness in the Horse*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2011. p. 665-668.
- ³⁴ Hough A. Pathology of osteoarthritis. In: Koopman WJ editors. *Arthritis and allied conditions: A textbook of rheumatology*. 13th, vol 2. Baltimore: Williams & Wilkins; 1997. p. 1945-1968.
- ³⁵ Mankin H, Brandt K. Pathogenesis of osteoarthritis. In Ruddy S, Harris ED, Sledge CB, editors. *Textbook of rheumatology*. 6th ed, vol 1. Philadelphia: Saunders; 2001.

- 36 Jin M, Emkey G, Siparsky P, Trippel S, Grodzinsky A. Combined effects of dynamic shear deformation and insulin-like growth factor-I on chondrocyte biosynthesis in cartilage explants. *Arch Biochem Biophys* 2003; 414(2):223-231.
- 37 Claerhoudt S, Pille F, Vanderperren K, Hauspie S, Duchateau L, Van der Vekens E, Saunders JH. Association between navicular bone fragmentation and shape in Belgian Warmblood horses. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011; 24(2):132-6.
- 38 Malekipour F, Whitton C, Oetomo D, Lee PV. Shock absorbing ability of articular cartilage and subchondral bone under impact compression. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 26(2013):127-35.
- 39 Gabriel A, Jolly S, Detilleux J, Dessy-Doize C, Collin B and Reginster J-Y. Morphometric study of the equine navicular bone: variations with breeds and types of horses and influence of exercise. *J Anat* 1998; 193(4):535-549.
- 40 Dyson, SJ. Subjective and quantitative scintigraphic assessment of the equine foot and its relationship with foot pain. *Equine Vet J* 2002; 34(2):164-170.
- 41 Dyson SJ., Murray R, Schramme M, Branch M. Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001–2002). *Equine Vet J* 2004; 36(2):160-166.
- 42 Keegan K, Wilson D, Lattimer J, Twardock AR, Ellersieck MR. Scintigraphic evaluation of ^{99m}Tc-methylene diphosphonate uptake in the navicular area of horses with lameness isolated to the foot by anaesthesia of the palmar digital nerves. *Am J Vet Res* 1996; 57(4):415-421.
- 43 Sage A, Turner T. Ultrasonography in the horse with palmar foot pain: 13 cases. *Proc Am Ass Equine Practnrs* 2000; 46: 380-381.
- 44 Busoni V, Denoix JM. Ultrasonography of the podotrochlear apparatus in the horse using a transcuneal approach: technique and reference images. *Vet Radiol Ultrasound* 2001; 42(6):534-540.
- 45 Jacquet S, Denoix JM. Ultrasonographic examination of the distal podotrochlear apparatus of the horse: A transcuneal approach. *Equine Vet Educ* 2012; 24(2):90-96.
- 46 Murray R, Blunden T, Schrame M, Dyson S. How does magnetic resonance imaging represent histologic findings in the equine digit? *Vet Radiol Ultrasound* 2006; 47(1):17–31.

- ⁴⁷ Murray, R, Mair T, Sherlock C, Blunden A. Comparison of high-field and low-field magnetic resonance images of cadaver limbs of horses. *Vet Rec* 2009; 165(10):281-288.
- ⁴⁸ Butler JA, Colles CM, Dyson SJ, Kold SE, Poulos PW. General principles. In: Wiley-Blackwell Ltd editors. *Clinical radiology of the horse*, 3rd ed. Oxford; 2008. p. 1-36.
- ⁴⁹ Würfel C, Hertsch B. Study on the diagnostic value of contrast radiography of the bursa navicularis. *Pferdeheilkunde* 2005; 21(1):4-1.
- ⁵⁰ Dyson SJ. Radiological interpretation of the navicular bone. *Equine vet Educ* 2008; 20(5) 268-280.
- ⁵¹ Pryer AA. The diagnosis of navicular disease. *The Veterinary Record* 1934; 14:253-263.
- ⁵² Campbell JR, Lee R. Radiological techniques in the diagnosis of Navicular Disease. *EquineVet J* 1972; 4(3):135-138.
- ⁵³ Butler JA, Colles CM, Dyson SJ, Kold SE, Poulos PW. Foot, pastern and fetlock. In: Wiley-Blackwell Ltd editors: *Clinical radiology of the horse*, 3rd ed. Oxford; 2008. p. 53-188.
- ⁵⁴ MacGregor CM. Radiographic assessment of navicular bones, based on changes in the distal nutrient foramina. *Equine Vet J* 1986; 18(3):203-206.
- ⁵⁵ Morgan JP. *Radiology in Veterinary Orthopedics*. Philadelphia (Pensilvania): Lea & Febiger; 1972.
- ⁵⁶ De Clercq T, Verschooten F, Ysebaert M. A comparison of the palmaroproximal-palmarodistal view of the isolated navicular bone to other views. *Vet Radiol Ultrasound* 2000; 41(6):525-33.
- ⁵⁷ Dyson SJ. The distal phalanx and distal interphalangeal joint. In: Ross MW, Dyson SJ editors. *Diagnosis and Management of the Lameness in the Horse*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2011. p. 349-366.
- ⁵⁸ Claerhoudt S, Bergman HJ, van der Veen H, Duchateau L, Raes EV, Vanderperren K, Saunders JH. Morphology of distal border synovial invaginations of the equine distal sesamoid bone: comparison between computed tomography and a hoof-specific radiographic projection. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2012; 25(6):453-9.
- ⁵⁹ Kaser-Hotz B, Ueltschi G. Radiographic appearance of navicular bones in sound horses. *Vet Radiol Ultrasound* 1992; 33(6):329-17.

⁶⁰ Ruohoniemi M, Tervahartimo P. Computed Tomographic Evaluation Of Finnhorse Cadaver Forefeet With Radiographically Problematic Findings On The Flexor Aspect Of The Navicular Bone. *Vet Radiol Ultrasound* 1999; 40(3):275-28.

⁶¹ Bentley VA, Sample SJ, Livesey MA, Scollay MC, Radtke CL, Frank JD, Kalscheur VL, Muir P. Morphologic changes associated with functional adaptation of the navicular bone of horses. *J Anat* 2007; 211(5):662-672.

⁶² Biggi M, Dyson S. Distal border fragments and shape of the navicular bone: radiological evaluation in lame horses and horses free from lameness *Equine Vet J* 2012; 44(3):325-31.

⁶³ Verwilghen D, Serteyn D, Pille F, Bolen G, Saunders J, Grulke S, Busoni V. Prevalence of radiographic findings in candidate sires (2001-2008). *Vlaams Diergen Tijd* 2009; 78(6):419-428.

⁶⁴ Horstmann W, Gerhards H, Hatami-Fardi M. Computed tomography in the navicular bone and in the distal interphalangeal joint of equine digit specimen compared to conventional radiography. *Pferdeheilkunde* 2003; 19(5):511-519.

⁶⁵ Tietje S, Nowak M, Petzoldt S, Weiler, H. Computed tomographic evaluation of the distal aspect of the deep digital flexor tendon (DDFT) in horses. *Pferdeheilkunde* 2001; 17(1):21-29.

⁶⁶ Hevesi A, Stanek Ch, Garamvolgyi R, Petrasi ZS, Bogner P, Repa I. Comparison of the navicular region of newborn foals and adult horses by magnetic resonance imaging. *J vet Med A* 2004; 51(3):143-149.

⁶⁷ GE Medical Systems. Introduction to CT. Milwaukee WI; 1995.

⁶⁸ Claeroudt S, Bergman EHJ, Van der Veen H, Vanderperren K, Raes EV, Saunders JH. Computed tomographic Morphology of the synovial invaginations of the distal sesamoid bone of the horse. *Anat Histol Embryol* 2011; 40(6):55-60.

⁶⁹ Celenk C, Celenk P. Computed Tomography-Clinical Applications [Internet]. Rijeka: InTech; 2012. Available from: <http://www.intechopen.com/books/computed-tomography-clinical-applications/bone-density-measurement-using-computed-tomography>.

⁷⁰ Schwarz T, Saunders J. *Veterinary computed tomography*. 1st ed. Oxford: John Wiley and Sons Ltd; 2011. p. 67.

- ⁷¹ Olive J, d'Anjou MA, Alexander K, Beauchamp G, Christine L, Theoret CL. Correlation of signal attenuation-based quantitative magnetic resonance imaging with quantitative computed tomographic measurements of subchondral bone mineral density in metacarpophalangeal joints of horses. *Am J Vet Res* 2010; 71(4):412-420.
- ⁷² Mazess R, Chestnut C, McClung M, Genant H. Enhanced precision with dual energy x-ray absorptiometry. *Calcif Tissue Int* 1992; 51(1):14- 17.
- ⁷³ Reinbold WD, Genant HK, Reiser UJ, Harris ST, Ettinger B. Bone mineral content in early postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women: Comparison of measurement methods. *Radiology* 1986; 160(2):469-478.
- ⁷⁴ Langton CM, Njeh CF. *The physical measurement of bone*. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2004.
- ⁷⁵ Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metatarsophyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res* 1991; 9(5):674-82.
- ⁷⁶ Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(2):290-297.
- ⁷⁷ Schwarz T, Saunders J. *Veterinary Computed Tomography*. First Ed. Oxford: John Wiley and Sons Ltd; 2011. p. 30-31.
- ⁷⁸ Goldman LW. Principles of CT and CT Technology. *J Nucl Med Technol* 2007; 35(3):115-128.
- ⁷⁹ Schwarz T, Saunders J. *Veterinary Computed Tomography*. 1st ed. Oxford: John Wiley and Sons Ltd; 2011. p. 31.
- ⁸⁰ Tudor D. Introduction to Computed Tomography. *Proc North American Veterinary Conference*; 2007; (Eds). Publisher: NAVC (www.tnavc.org). Internet Publisher: International Veterinary Information Service, Ithaca NY (www.ivis.org), Last updated: 13-Jan-2007.
- ⁸¹ Les CM, Keyak JH, Stover SM, Taylor KT, Kaneps AJ. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *J Orthop Res* 1994; 12(6):822-33.

⁸² Waite KL, Nielsen BD, Rosenstein DS. Computed tomography as a method of estimating bone mineral content in horses. *J Equine Vet Sci* 2000; 20(1):49-52.

⁸³ Drum MG, Les CM, Park RD, Norrdin RW, McIlwraith CW, Kawcak CE. Correlation of quantitative computed tomographic subchondral bone density and ash density in horses. *Bone* 2009; 44(2):316-319.

⁸⁴ Colles C M. Interpreting radiographs 1: the foot. *Equine Vet J* 1983; 15(4):297-303.

⁸⁵ Groth AM, May SA, Weaver P, Weller R. Intra and interobserver agreement in the interpretation of navicular bones on radiographs and computed tomography scans. *Equine Vet J* 2009; 41(2):124-129.

⁸⁶ Dik KJ, Van Den Belt AJM, Enzerinke E, Van Weeren PR. The radiographic development of the distal and proximal double contours of the equine navicular bone on dorsoproximal-palmarodistal oblique (upright pedal) radiographs, from age 1 to 11 months. *Equine Vet J* 2001; 33 (1):70-74.

⁸⁷ Smallwood J, Albright S, Metcalf M, Thrall D. A xeroradiographic study of the developing equine foredigit and metacarpophalangeal region from birth to six months of age. *Vet Radiol Ultrasound* 1989; 30(3):98-110.