

UNIVERSIDAD NACIONAL AGRARIA

LA MOLINA

FACULTAD DE ZOOTECNIA



**“METODOLOGÍAS DE OBTENCIÓN DE HUESO Y PREDICCIÓN
DE RESISTENCIA ÓSEA COMO INDICADOR DE INTEGRIDAD
ESQUELÉTICA EN POLLOS DE CARNE”**

Presentada por:

RUTH KARI YUPANQUI QUISPE

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ZOOTECNISTA

Lima – Perú

2017

UNIVERSIDAD NACIONAL AGRARIA LA MOLINA

FACULTAD DE ZOOTECNIA

DEPARTAMENTO ACADÉMICO DE NUTRICIÓN

**“METODOLOGÍAS DE OBTENCIÓN DE HUESO Y PREDICCIÓN DE
RESISTENCIA COMO INDICADOR DE INTEGRIDAD
ESQUELÉTICA EN POLLOS DE CARNE”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE:
INGENIERO ZOOTECNISTA**

Presentada por

RUTH KARI YUPANQUI QUISPE

Sustentada y aprobada ante el siguiente jurado

Ph.D. Víctor Guevara Carrasco

PRESIDENTE

Ph. D. Carlos Vilchez Perales

PATROCINADOR

Ing. Mg. Sc. Víctor Vergara Rubín

MIEMBRO

Ing. Mg. Sc. Marcial Cumpa Gavidia

MIEMBRO

DEDICATORIA

A Dios

A mis padres: Felipe y Ursula,

Con mucho cariño por su paciencia y amor.

Con amor, para mis hermanas

Gloria, Yadira y Noemi.

Y mi abuelita Gregoria.

AGRADECIMIENTOS

Al Ph.D. Carlos Vilchez Perales, por su apoyo como orientador durante el desarrollo del presente trabajo de investigación.

Al Ph.D. Víctor Guevara Carrasco, Ing. Mg. Sc. Víctor Vergara Rubín y Ing. Mg. Sc. Marcial Cumpa Gavidia como miembros del jurado calificador.

A mis amigos y colegas: Efraín Zárate, Erick Villegas, Otto Zea, Jhonatan Inca, Luis Higa, Rony Riveros, Erika Mateo, Viviana Ortiz, Nataly Bernuy y Moisés Duran, personas muy queridas que fueron un gran apoyo para la culminación del presente trabajo.

INDICE GENERAL

I. INTRODUCCIÓN	1
II. REVISIÓN DE LITERATURA	2
2.1. El sistema esquelético y su desarrollo biológico	2
2.1.1. Importancia de los principales minerales sobre la estructura ósea	4
2.1.2. Vitamina D	6
2.1.3. Deficiencia de ciertos minerales en aves	7
2.2. Metodologías de obtención de los huesos	8
2.2.1. Metodología de obtención de los huesos por hervido – Método convencional	8
2.2.2. Metodología de obtención de los huesos por raspado – Método alternativo	8
2.3. Propiedades del hueso y calidad ósea	9
2.3.1. Morfología y morfometría ósea	9
2.3.2. Mineralización ósea	10
2.3.3. Resistencia ósea	11
2.4. Resistencia ósea e integridad esquelética	13
2.5. Resistencia ósea y mineralización	15
2.6. Biomecánica ósea	15
2.7. Correlación de Pearson y predicción de la resistencia ósea	17
III. MATERIALES Y MÉTODOS	19
3.1. Lugar, fecha y duración	19
3.2. Animales experimentales	19
3.3. Instalaciones, materiales y equipos	19
3.4. Alimentación	20
3.5. Obtención de las estructuras óseas	20
3.6. Metodologías de la obtención de hueso	20
3.8. Análisis estadístico	25
3.8.1. Correlación de Pearson	25
3.8.2. Ecuaciones de regresión	26
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	28
4.1. Experimento 1: Comparación de variables de integridad esquelética entre dos métodos de obtención del hueso	28
4.1.1. Comparación de medias entre las variables homólogas correspondientes a cada método de obtención con la prueba T de Student.	28

4.1.2. Correlación y regresión entre las variables homólogas de ambos métodos de obtención.	33
4.1.3. Correlación y regresión entre las variables de integridad esquelética correspondientes a cada método de obtención	39
4.2. Experimento 2: Predicción de la resistencia ósea como indicador de integridad esquelética en pollos de carne de 21 días	44
4.3. Ecuaciones de predicción de la resistencia ósea	48
V. CONCLUSIONES	51
VI. RECOMENDACIONES	52
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53
VIII. ANEXOS	67

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Principales estructuras que conforman el hueso largo.	3
Figura 2. Factores que afectan la resistencia ósea	12
Figura 3. Modelo de posición para el análisis de la resistencia ósea.....	13
Figura 4. Tipos de Fuerza	16
Figura 5. Representación esquemática de los principales ensayos mecánicos clásicos.	17
Figura 6. Flujo de dos metodologías de obtención del hueso: <i>hervido</i> y <i>raspado</i>	21
Figura 7. Muestras óseas identificadas y envasadas.....	22
Figura 8. Medición del diámetro de hueso.	22
Figura 9. Medición de la longitud de hueso.	23
Figura 10. Medición del volumen de hueso.	23
Figura 11. Medición de resistencia ósea.....	24
Figura 12. Modo de ruptura del hueso.....	24
Figura 13. Esquema del gráfico lineal de la fórmula 1.....	49

INDICE DE CUADROS

Cuadro 1: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en tibia.	29
Cuadro 2: Comparación de medias entre ambos métodos con la prueba T de Student en tibia.	30
Cuadro 3: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en fémur.....	31
Cuadro 4: Comparación de medias entre ambos métodos de obtención con la prueba T de Student en fémur.....	32
Cuadro 5: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en tarso.	32
Cuadro 6: Comparación de medias entre ambos métodos de obtención con la prueba T de Student en tarso.	33
Cuadro 7: Correlación de las variables de integridad esquelética entre ambas metodologías.	34
Cuadro 8: Correlación entre las características de integridad en tibia obtenida por raspado.	40
Cuadro 9: Correlación entre las características de integridad en tibia obtenida por hervido.....	41
Cuadro 10: Correlación entre las características de calidad ósea en fémur obtenido por raspado.....	43
Cuadro 11: Correlación entre las características de calidad ósea en fémur obtenido por hervido.....	43
Cuadro 12: Correlación entre las características de calidad ósea en tarso obtenido por raspado.....	44
Cuadro 13: Correlación entre las características de calidad ósea en tarso obtenido por hervido.....	45
Cuadro 14: Estadística descriptiva de las características de integridad esquelética en tibia.	45
Cuadro 15: Correlación entre la resistencia ósea y las características de Integridad esquelética en tibia.....	46
Cuadro 16: Análisis de varianza de la Fórmula 1 para estimar la resistencia.	49
Cuadro 17: Análisis de varianza de la Fórmula 2 para estimar la resistencia.	50

INDICE DE ANEXOS

Anexo I. Requerimientos nutricionales para pollos de carne cobb-500, 2015.....	68
Anexo II. Registro de las longitudes óseas (mm).....	69
Anexo III. Registro de los diámetros latero-mediales óseos (mm).	70
Anexo IV. Registro de los diámetros cráneo-caudales óseos (mm).	71
Anexo V. Registro de diámetros de la diáfisis (mm).	72
Anexo VI. Registro de los pesos óseos (g).	73
Anexo VII. Registro de las resistencias óseas (kgf).	74
Anexo VIII. Registro del volumen y densidad en tibia.	75
Anexo IX. Registro de las características de integridad esquelética en tibia.	76
Anexo X. Valores de probabilidad de las variables para la prueba de distribución normal.	77
Anexo XI. Cuadro de interpretación del coeficiente de correlación de pearson.	78
Anexo XII. Correlación entre diámetros de tibia.	78
Anexo XIII. Correlación entre diámetros de fémur.....	79
Anexo XIV. Correlación entre diámetros de tarso.	79
Anexo XV. Correlación entre longitudes de tibia.	79
Anexo XVI. Correlación entre longitudes de fémur.....	80
Anexo XVII. Correlación entre longitudes de tarso.	80
Anexo XVIII. Correlación entre pesos de tibia.	80
Anexo XIX. Correlación entre pesos de fémur.	81
Anexo XX. Correlación entre pesos de tarso.	81
Anexo XXI. Correlación entre resistencias de fémur.....	81
Anexo XXII. Correlación entre resistencias de tarso.	82
Anexo XXIII. Correlación entre resistencias de tibia.....	82
Anexo XXIV. Correlación entre las características de integridad esquelética en tibia obtenida por raspado.	83
Anexo XXV. Correlación entre las características de integridad esquelética en tibia obtenida por hervido.....	83
Anexo XXVI. Correlación entre las características de integridad esquelética en fémur obtenido por raspado.	84
Anexo XXVII. Correlación entre las características de integridad esquelética en fémur obtenido por hervido.....	84

Anexo XXVIII. Correlación entre las características de integridad esquelética en tarso obtenido por raspado.	85
Anexo XXIX. Correlación entre las características de integridad esquelética en tarso obtenido por hervido.....	85
Anexo XXX. . Correlación entre la resistencia ósea y las variables de integridad esquelética.	86
Anexo XXXI. Gráficos correspondientes a la Fórmula 1.	87
Anexo XXXII. Gráficos correspondientes a la Fórmula 2.	87
Anexo XXXIII. Gráfico de la ecuación “A”	88
Anexo XXXIV. Gráfico de la ecuación “B”.	88
Anexo XXXV. Gráfico de la ecuación “C”	89
Anexo XXXVI. Gráfico de la ecuación “D”.	89
Anexo XXXVII. Gráfico de la ecuación “E”.	90
Anexo XXXVIII. Gráfico de la ecuación “F”.	90
Anexo XXXIX. Gráfico de la ecuación “G”.	91
Anexo XL. Gráfico de la ecuación “H”.....	91
Anexo XLI. Gráfico de la ecuación “I”.	92
Anexo XLII. Gráfico de la ecuación “J”.	92
Anexo XLIII. Gráfico de la ecuación “K”.....	93
Anexo XLIV. Gráfico de la ecuación “L”.	93
Anexo XLV. Gráfico de la ecuación “M”.	94
Anexo XLVI. Gráfico de la ecuación “N”.	94
Anexo XLVII. Gráfico de la ecuación “O”.	95
Anexo XLVIII. Cuadro completo de todos los valores correlativos obtenidos.	96
Anexo XLIX. Registro de peso vivo a los 21 días.....	98

ABREVIATURAS

X: media

Sx*: Error de la desviación estándar

CV: Coeficiente de variación

mm: Milímetros

g: Gramos

cm³: Centímetros cúbicos

Kgf: Kilogramos fuerza

Kg: Kilogramos

MOH: Métodos de obtención del hueso

DRTI: Diámetro en tibia obtenido por raspado.

DHTI: Diámetro en tibia obtenido por hervido.

LRTI: Longitud en tibia obtenido por raspado.

LHTI: Longitud en tibia obtenido por hervido.

WRTI: Peso en tibia obtenido por raspado.

WHTI: Peso en tibia obtenido por hervido.

RRTI: Resistencia en tibia obtenido por raspado.

RHTI: Resistencia en tibia obtenido por hervido.

DRTA: Diámetro en fémur obtenido por raspado.

DHTA: Diámetro en fémur obtenido por hervido.

LRTA: Longitud en tarso obtenido por raspado.

LHTA: Longitud en tarso obtenido por hervido.

WRTA: Peso en tarso obtenido por raspado.

WHTA: Peso en tarso obtenido por hervido.

RRTA: Resistencia en tarso obtenido por raspado.

RHTA: Resistencia en tarso obtenido por hervido.

DRFE: Diámetro en tarso obtenido por raspado.

DHFE: Diámetro en tarso obtenido por hervido.

LRFE: Longitud en tarso obtenido por raspado.

LHFE: Longitud en tarso obtenido por hervido.

WRFE: Peso en tarso obtenido por raspado.

WHFE: Peso en tarso obtenido por hervido.

RRFE: Resistencia en tarso obtenido por raspado.

RHFE: Resistencia en fémur por hervido.

METODOLOGÍAS DE OBTENCIÓN DE HUESO Y PREDICCIÓN DE RESISTENCIA ÓSEA COMO INDICADOR DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN POLLOS DE CARNE”

RESUMEN

Los objetivos del presente estudio fueron comparar dos métodos de obtención de huesos para evaluar variables de integridad ósea y establecer una ecuación de predicción de resistencia como indicador de integridad esquelética. Se utilizaron 40 pollos de 21 días de edad los cuales fueron beneficiados mediante dislocación cervical; luego, se procedió a la remoción de las tibias, fémur y tarso de cada ave. Los huesos, tanto de la pata derecha como de izquierda fueron sometidos a dos procesos o métodos de obtención: A, inmersión en agua a 105°C por 10 minutos y eliminación manual de tejido sobrante y B, raspado y eliminación de tejido conectivo, muscular y adiposo. Los datos registrados fueron sometidos a una prueba de Normalidad ($p < 0.05$) y posteriormente se realizó la prueba T-Student para la comparación de medias de las variables homólogas entre ambos métodos de obtención de hueso. Los resultados demostraron que el diámetro, longitud y peso, tanto en el fémur como en el tarso, no fueron influenciados ($P > 0.05$) por el método de obtención de hueso. Sin embargo, la variable resistencia ósea fue más afectada ($P < 0.05$) por el método de hervido que por el método de raspado en los tres tipos de huesos evaluados. Existe una correlación positiva significativa entre el peso y la resistencia ósea en el hueso tibia. Las ecuaciones de predicción de la resistencia ósea a partir de indicadores de integridad esquelética fueron: **1**, $Y = -13.03 + 20.44 (X_1)$ (R^2 aj. = 0.56) y **2**, $Y = 7.6 + 1.22 X_2 - 91 X_3 + 1.68 X_2 * X_3$ (R^2 aj. = 0.55), donde “Y” es la resistencia ósea y “X₁” es el peso del hueso, “X₂” es el índice de Seedor y “X₃” es el índice de Quetelet, En conclusión, la variable resistencia ósea es afectada por el método de hervido y que la resistencia ósea podría ser utilizado como indicador de integridad esquelética.

Palabras clave: integridad esquelética, metodología de obtención del hueso, resistencia ósea.

I. INTRODUCCIÓN

El correcto crecimiento y apropiado desarrollo de las particularidades del endoesqueleto en los animales de granja ejerce una influencia sustancial en su productividad, principalmente cuando se sabe que el pollo de carne consigue considerable peso corporal en tiempos más cortos. En pollos de carne los trastornos del esqueleto y los problemas de patas causan un grado variable de pérdidas económicas en los productores ya que estas anomalías constituyen la principal causa de descarte de pollos en granja en los últimos años; por ello, diversos estudios evalúan la integridad esquelética por medio de la morfometría ósea, indicadores de mineralización, alteraciones óseas y resistencia.

Uno de los factores que afecta la determinación de la calidad de hueso en pollos de carne es el método usado para la obtención de los huesos, particularmente de la tibia. Dependiendo del método, la composición y ciertas características del hueso, pueden sufrir algunas modificaciones. El método convencional, mayormente reportado en la literatura, es el *hervido*; sin embargo, existe otro método alternativo como es el *raspado*, pero no existen datos comparativos entre estos dos métodos en relación a los indicadores de integridad. Por otro lado, no existe información en la literatura sobre la relación entre los indicadores de integridad esquelética y la resistencia ósea.

Por lo tanto, los objetivos principales del presente estudio fueron comparar el efecto de dos métodos de obtención del hueso de tibia, fémur y tarso (hervido vs raspado) sobre las características de calidad de hueso y predecir la resistencia ósea a partir de indicadores de integridad esquelética en pollos de carne de 21 días.

II. REVISIÓN DE LITERATURA

2.1. El sistema esquelético y su desarrollo biológico

Se entiende por sistema esquelético el conjunto de huesos que componen el armazón sobre el que el cual se construye el cuerpo, el propósito del hueso es: brindar soporte estructural anatómico, proporcionar ejes para los movimientos corporales, protección de estructuras fundamentales, contribuir con la formación y desarrollo de las células sanguíneas, así como un depósito de almacenamiento de calcio (Gilbert, 2001; Muscolino, 2016).

Estructuralmente los huesos pueden ser divididos arbitrariamente en cuatro importantes categorías basadas en su forma: huesos largos, cortos, gruesos e irregulares. Esta clasificación puede ser muy útil cuando se discute la estructura y función de los huesos (Muscolino, 2016). La forma de un hueso está relacionado con sus funciones, el fémur, por ejemplo, soporta un gran peso y presión, ya que proporciona soporte para el cuerpo y puntos de unión para muchos músculos esqueléticos. Aún, el diseño del hueco cilíndrico del fémur provee una máxima resistencia con el mínimo peso (Alcama, 2003).

Las partes de un hueso largo (ver Figura 1) son: diáfisis, epífisis, cartílago articular, periostio, cavidad medular, endostio y otros componentes importantes del hueso como sangre, arterias, venas, nervios con neuronas sensoras (Muscolino, 2016). El fémur, tibia y tarso son clasificados como huesos largos y según Wingerd (2013) el hueso largo es el mejor ejemplo para mostrar las partes de un hueso, como la diáfisis que se encuentra entre los extremos terminales del hueso, los cuales son llamados epífisis, estructuras que componen la articulación.

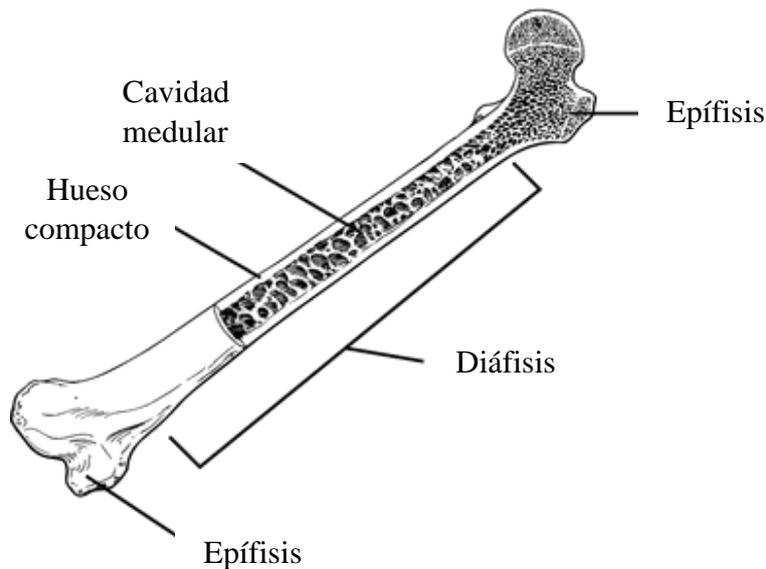


Figura 1. Principales estructuras que conforman el hueso largo.

En el sistema esquelético, la matriz extracelular se calcifica en el tejido óseo a diferencia de otros tejidos conectivos. El tejido duro o hueso proporciona un soporte interno al cuerpo a través de los tendones y músculos, y tiene varias funciones metabólicas, especialmente en la homeostasis del calcio. La remodelación y reorganización del tejido óseo tiene varias causas, incluyendo estímulos mecánicos, causas metabólicas (es decir, falta de calcio en la dieta, enfermedades y envejecimiento), cambios endocrinos y los efectos de las drogas (Pramanik *et al.*, 2012).

La biología estructural, molecular y funcional del hueso es esencial para definir este tejido como una unidad multicelular y una estructura dinámica que también puede actuar como un tejido endocrino, una función aún poco conocida. Además, la interacción de las células de la matriz ósea presentes en la médula es indispensable para la formación y resorción del hueso (Florencio-Silva *et al.*, 2015).

El hueso se desarrolla por el proceso de osificación, osteogénesis, como un tejido conectivo especializado. Durante la osificación, los osteoblastos secretan una sustancia que gradualmente se convierte en un material densamente fibroso dando lugar al osteoide. Los cristales de fosfato son depositados en el osteoide, convirtiéndose así en matriz ósea (Hollinger *et al.*, 2004).

Los estudios han abordado la importancia del sistema de lacuno canalicular y el fluido pericelular, por el que actúan como osteocitos mecanosensores, para la adaptación de hueso a fuerzas mecánicas. Las hormonas, citoquinas y factores que regulan la actividad de las células del hueso, como esclerostina, efrina B2 y semaforina han jugado un papel significativo en la histofisiología ósea en condiciones normales y patológicas (Florencio-Silva *et al.*, 2015).

2.1.1. Importancia de los principales minerales sobre la estructura ósea

a. Balance mineral

El balance mineral se refiere al estado de retención o pérdida de Ca, Mg y PO₄ con respecto al ambiente externo. La adaptación se refiere a los ajustes en el sistema homeostático mineral para satisfacer los requerimientos minerales y devolver el sistema al equilibrio neutral. Con respecto al Ca, el sistema homeostático es suficientemente flexible para mantener el Ca ionizado en sangre dentro del rango normal durante grandes variaciones en la ingesta dietética de Ca y cambios en las tasas de mineralización ósea. El equilibrio mineral se convierte en positivo (la ingesta y la retención superan las pérdidas urinarias e intestinales) durante el crecimiento esquelético en la última fase de la formación embrionaria y en los primeros días pos natal del individuo. El equilibrio negativo de las pérdidas gastrointestinales y/o urinarias que exceden la ingesta y retención, puede ocurrir durante altas tasas de remodelación ósea, desequilibrio hormonal, envejecimiento y en enfermedades como el hipertiroidismo y el hiperparatiroidismo primario (Favus *et al.*, 2006).

Los osteocitos son las células funcionales para la regulación sistémica de la homeostasis mineral y representan un enorme área superficial, y su densidad es proporcional a las demandas metabólicas en las especies, radiográficamente han demostrado disolución de la matriz mineral, también posee capacidad bioquímica para acceder y depositar los minerales de la matriz; estas células actúan como mecano receptores y reguladores en la homeostasis mineral sistémica (Cullinane, 2002)

b. Calcio

El 99% de Ca que compone el contenido corporal está presente como hidroxiapatita [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] cristal en la fase mineral del hueso, este componente contribuye a las propiedades mecánicas de soporte de peso del hueso y también sirve como un depósito de Ca y PO_4 , que pueden movilizarse rápidamente ante los numerosos sistemas biológicos en los que actúan como cofactores y reguladores. El 1 % restante del calcio corporal está en el tejido blando y extracelular, así como en la sangre. Existe una concentración sérica de Ca total de 10^{-3}M , en estado ionizado (50%), ligado a proteínas (40%) y conjugado principalmente a iones citrato y PO_4 (10%) (Favus *et al.*, 2006).

Al examinar la homeostasis de Ca, una dieta deficiente o un aumento de los requerimientos de Ca, da como resultado una disminución de la concentración plasmática. Las bajas concentraciones plasmáticas de Ca conducen a un aumento de la liberación de Paratohormona (PTH), lo que a su vez provoca la activación de la 1α -hidroxilasa en el riñón y la liberación de Ca y P de los huesos. El incremento de la producción de 1,25-dihidroxicalciferol en el riñón conlleva a un aumento de la absorción de Ca en el intestino delgado y la reabsorción de Ca en el riñón. En ambos casos, la vitamina D actúa como un factor de transcripción que induce la expresión de los transportadores de Ca. Además, el $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$ tiene la capacidad de unirse al receptor de vitamina D (VDR) asociado con las membranas plasmáticas y afectar la absorción de Ca en el intestino en un tiempo muy corto. El calcio y la vitamina D son factores que influyen en la mineralización ósea (Proszkowiec-Weglarz y Angel, 2013; García y Dale, 2006). El calcio, en pollos de carne, aparte de ser un mineral esencial para el crecimiento óseo, contracción muscular, transmisión de impulsos nerviosos y coagulación de la sangre; actúa como un cofactor importante para diferentes hormonas y enzimas (Poultry DVM, 2016).

c. Fósforo

Una baja concentración plasmática de fósforo (P) conduce a la activación de la síntesis activa de vitamina D en el riñón, lo que a su vez conlleva a una mayor absorción y reabsorción de P en el intestino delgado y riñón, respectivamente. Al mismo tiempo, se induce la resorción ósea para mantener una concentración normal de P en plasma. Se ha demostrado que una concentración elevada de la hormona paratiroidea aumenta la excreción urinaria de fosfato. Claramente las deficiencias, excesos o desequilibrios en Ca y P resultan

en una cascada de cambios, incluyendo aumentos o disminuciones en la absorción de estos dos minerales de la luz intestinal (Proszkowiec -Weglarz y Angel, 2013) el equilibrio de fósforo *in vivo* está regulado por el hueso, intestino delgado y el riñón (Bergwitz y Juppner, 2010) y en relación a la tibia, la necesidad de fósforo es crucial durante la etapa de crecimiento por el débil transporte positivo que se da en el intestino así como la reabsorción reforzada de fósforo en los riñones (Li *et al.*, 2017).

2.1.2. Vitamina D

En el cuerpo, la vitamina D es necesaria para la absorción de calcio y fósforo en los intestinos, aumentando su eficiencia de utilización y consecuentemente aumentando la densidad de cenizas óseas, regula la secreción de la hormona paratiroidea (PTH) y estimula varios tejidos con receptores de vitamina D. Los flujos minerales están regulados por la PTH y 1,25-dihidroxitamina, dentro y fuera de la sangre a través del intestino, hueso, riñón. D₃ [1,25 (OH)₂ D₃] es la forma hormonal o activa de la vitamina D, también llamada calcitriol (Favus *et al.*, 2006).

La vitamina D₃ para poder ser utilizada por el cuerpo debe ser metabolizada después de la ingestión en 25-hidroxicolecalciferol en el hígado y posteriormente en su metabolito activo 1,25-dihidroxicolecalciferol en los Riñones. Estos metabolitos son comercialmente conocidos como 1- α -hidroxicolecalciferol, un análogo sintético del metabolito activo 1,25 (OH)₂ D₃, que se convierte en su forma activa en el hígado (Garcia *et al.*, 2013).

La vitamina D, que normalmente se produce en la piel bajo la irradiación ultravioleta, es el componente básico de un nuevo sistema endocrino que implica la hidroxilación en la posición 25, en el hígado, seguida de 1 alfa-hidroxilación en el riñón para producir la hormona de la vitamina D, 1 alfa 25- (OH)₂ D₃. Esta hormona de la vitamina D funciona en intestino, hueso y riñón para estimular el transporte de la demanda de calcio y fósforo en el compartimiento del líquido extracelular. La producción de la hormona de la vitamina D está estrechamente regulada de forma directa o indirectamente por los niveles de calcio y fósforo del plasma (Colet *et al.*, 2015). La suplementación con vitamina D está estrechamente relacionada con una menor incidencia de trastornos óseos, debido a que está involucrada en diversos procesos fisiológicos como la mineralización ósea y absorción de calcio y fósforo.

La deficiencia de vitamina D conduce a la disminución de la productividad y la aparición de trastornos metabólicos (Deluca, 1980). Los diferentes niveles de vitamina D en la dieta no influyen en el rendimiento del pollo de engorde (carcasa), ni en las alteraciones óseas como varus, valgus (Colet *et al.*, 2015).

2.1.3. Deficiencia de ciertos minerales en aves

Una deficiencia de calcio o fósforo en la dieta de las aves jóvenes y en crecimiento tienen como resultados un desarrollo anormal óseo incluso cuando la dieta contiene suficiente vitamina D₃, esta deficiencia de calcio o de fósforo da como resultado la falta de calcificación normal del esqueleto. Cuando el calcio se moviliza desde la médula para superar una deficiencia en la dieta, el hueso cortical se erosiona y es incapaz de soportar el peso del ave. Una deficiencia de manganeso en la dieta de los pollos y pavos jóvenes es una de las causas de la perosis y otras alteraciones, también puede causar condrodistrofia (Growel Agrovvet Private Limited, 2015).

La deficiencia de Selenio está involucrado en el metabolismo óseo (Jianhua *et al.*, 2000) y provoca una reducción de 23% y 21% en la densidad mineral ósea del fémur y tibia, respectivamente (Moreno –Reyes *et al.*, 2001).

La deficiencia de sodio provoca presión osmótica y consecuentemente la alteración del equilibrio ácido-base. Los síntomas de deficiencia pronunciada de sodio incluyen insuficiencia cardíaca, disminución de la presión arterial, aumento del hematocrito y disminución de la elasticidad del tejido subcutáneo, así como la disminución en la función de la glándula suprarrenal que conduce a niveles elevados de ácido úrico en la sangre y posterior shock y muerte (Živkov *et al.*, 2016).

El efecto más dramático de síndrome de deficiencia de manganeso es perosis, caracterizado por la ampliación y malformación de la articulación tibiometatarsal, torsión y flexión del extremo distal de la tibia y el extremo proximal del tarsometatarsus, así mismo el engrosamiento y acortamiento de los huesos de la pierna, y el deslizamiento del tendón gastrocnemio. En las gallinas ponedoras, provoca la reducción en la producción de huevos, capacidad de eclosión, y el adelgazamiento de la cáscara del huevo se observan a menudo (Growel Agrovvet Private Limited, 2015).

2.2. Metodologías de obtención de los huesos

Para la obtención de las estructuras ósea Boyle (2010) menciona que la preparación de los huesos implica la eliminación del tejido hemático, blandos y articulación ósea, así como el etiquetado. Existen diferentes procesos para obtener una muestra ósea y estos a su vez alteran algunas propiedades físicas y químicas del hueso; por ejemplo, Crenshaw *et al.* (1981) encontró resultados diferentes al evaluar las variables óseas en huesos frescos y secos, concluyendo que el estado fisiológico del hueso influye sobre las propiedades del hueso.

En otro estudio, se reportó el efecto de la refrigeración y congelación del hueso sobre la resistencia a la ruptura de tibia en pollos de carne (Park *et al.*, 2003).

Existe un efecto térmico al sumergir los huesos en agua a diferentes temperaturas (45°C, 95°C, 150°C y 200°C), que producen una disminución de las propiedades biomecánicas del hueso, entre ellas la resistencia (Wang *et al.*, 1999) esto debido a que una mayor temperatura incrementa la desnaturalización del colágeno, siendo está una característica muy relacionada con las propiedades de fractura en hueso (Todoh *et al.*, 2009).

2.2.1. Metodología de obtención de los huesos por hervido - Método convencional

Al muestrear ambos miembros inferiores del ave, se remueve el tejido conectivo y adiposo, siendo hervidos de 10 a 15 minutos, separando los huesos, retirando manualmente cualquier tejido no óseo restante (Copp & Kovác, 2003; Britton & Shepherd 2005; Miranda & Escala 2005; Tarkan *et al.*, 2007; Suárez y Oyarzún, 2013). Al hervir el hueso no sólo facilita la remoción de cartílago y de tendones, sino también de manera continua se realiza la desproteinización del tejido muscular (Betancur *et al.*, 2015).

2.2.2. Metodología de obtención de los huesos por raspado – Método alternativo

La metodología del hueso por raspado, se refiere a la limpieza del hueso en crudo, retirando todo el exceso de carne, gordura y cartílago (Shim *et al.*, 2012; Garcia *et al.*, 2013; Ogunwole, 2015; Wang *et al.*, 2015) en algunos casos pueden ser congelados a -25°C hasta la realización del análisis (Kolerkeski y Świątkiewicz, 2005). Otros estudios aseguran que las tibias selladas individualmente en bolsas de plástico a -18°C minimizan la pérdida de humedad, manteniendo en mejor estado sus propiedades (Zhan y Coon, 1997).

Otros métodos utilizados para la limpieza ósea es la adición de etanol durante 48 horas para la eliminación de agua y lípidos polares. Los lípidos no polares son extraídos por inmersión en éter anhidro por 48 horas, luego secados por 24 horas y pesados (Hall *et al.* 2003; Han *et al.* 2015).

2.3. Propiedades del hueso y calidad ósea

La función principal del hueso es formar el esqueleto, que proporciona soporte para el cuerpo y la protección de los órganos vitales; estas son principalmente las funciones mecánicas y para cumplir con estos objetivos, la matriz ósea tiene que tener la combinación adecuada de rigidez y resistencia para que pueda soportar las fuerzas impuestas sobre ella. La estructura y composición de los huesos pueden adaptarse con el tiempo para tratar de igualar las propiedades mecánicas del hueso a las exigencias imperantes que se ponen sobre ella. Se consideran dos tipos: hueso cortical o denso y hueso esponjoso o trabecular. El hueso cortical es un material sólido y compacto que conforma la diáfisis de los huesos largos, mientras que el hueso esponjoso tiene una estructura abierta y porosa que comprende las varillas o placas. El hueso esponjoso es menos denso, rígido y fuerte que el hueso cortical (Goodyear y Aspden, 2012).

Las mediciones óseas, tales como la resistencia a la rotura, densidad, contenido de minerales y ceniza se han utilizado como indicadores de la condición ósea en la nutrición mineral de las aves de corral (Lian *et al.*, 2004). La densidad ósea, que resulta de la relación entre el peso mineral y el volumen del hueso (g/cm^2) está determinada por dos factores: la cantidad de Ca y P que se depositan dentro de la matriz ósea, y la porosidad de la matriz (Shim *et al.*, 2012; Kim *et al.*, 2011).

A pesar de los muchos métodos disponibles que se utilizan para diagnosticar los trastornos del metabolismo óseo y predecir el riesgo de fractura, resulta que lo más apropiado son pruebas biomecánicas, que pueden proporcionar información acerca de las propiedades estructurales y materiales del hueso (Oksztulska-Kolaneck *et al.*, 2016).

2.3.1. Morfología y morfometría ósea

El desarrollo de los huesos es un proceso genéticamente programado que se modifica por factores epigenéticos, principalmente estrés y tensión muscular inducida. Los cambios más

notables en las propiedades mecánicas y geométricas ocurren desde el día 3 al día 7 del proceso embrionario, el rápido crecimiento óseo se da tanto en sus propiedades mecánicas como en sus propiedades geométricas (Yair *et al.*, 2012).

Arquímedes al intentar descubrir una forma de medir la densidad de los cuerpos, descubrió el siguiente principio: “*Todo cuerpo sumergido en el seno de un fluido, sufre una fuerza ascendente (empuje) cuyo valor es igual al peso del fluido desalojado por el cuerpo*”, por lo tanto, al sumergir el cuerpo en un vaso con agua, el líquido ejercerá un empuje sobre el cuerpo, pudiendo así determinar el volumen sumergido (Falco *et al.*, 2001).

Geil (2005) menciona que las extremidades inferiores están adaptadas para soportar el peso, así como la locomoción, y que la información morfométrica del hueso es vital ya que proporciona un método confiable para evaluar las deformidades óseas, siendo mejor cuando la técnica de medición es adecuada y los dispositivos se usan correctamente. Un estudio anatómico del hueso también sirve para la planificación de intervenciones requeridas en numerosas condiciones patológicas y degenerativas en las articulaciones (Gandhi *et al.*, 2014).

Las propiedades morfológicas están íntimamente relacionadas con las propiedades biomecánicas y estructurales del hueso, dicha estructura contrarresta las cargas mediante adaptaciones en su geometría que involucra una actividad continua y coordinada para la formación ósea (Moine *et al.*, 2015).

2.3.2. Mineralización ósea

La mineralización ósea se convierte en un factor importante que refleja el estado de salud del esqueleto donde el calcio tiene un papel fundamental en su mantenimiento. Así como la disminución de la densidad mineral ósea de tibia en gallinas resulta un aumento en la incidencia de rotura del hueso (Rath *et al.*, 2000).

Los valores del peso de los huesos se presentan en miligramos. La densidad ósea se determina mediante la volumetría del hueso (Quarantelli *et al.*, 2007); de esta forma, se consideró como densidad ósea a la masa del hueso por unidad de volumen del mismo (Rath *et al.*, 2000).

Con respecto al índice propuesto por Seedor *et al.* (1991) como indicador de densidad y calidad ósea, es calculado en base al peso de ceniza; sin embargo, en diferentes estudios se ha empleado una modificación de este índice considerando el peso del hueso entero (Mutus *et al.*, 2006; Da Silva, 2006). El índice modificado de Seedor se basa en el concepto de que es la fracción mineral del hueso la que tiene la mayor densidad específica. Así, cuanto mayor sea este índice mayor será la densidad del hueso, y se determina midiendo el largo y ancho óseo.

El índice de Quetelet o índice de masa corporal (IMC), se define como “el peso dividido por el cuadrado de la estatura”, este es ampliamente utilizado en medicina humana para determinar la obesidad y ha sido empleado en diversos estudios con pollos de carne (Rutten *et al.*, 2002), si bien se expresa de manera estándar en kg/m^2 , los valores son reportados en mg/mm^2 que son numéricamente idénticos. Dicho índice se calcula individualmente de la siguiente manera.

Otro indicador de mineralización es el Índice de Robusticidad, este fue propuesto por Alphonse Riesenfeld (1972) quién propone que cuanto menor es este índice se considera que la estructura del hueso es más fuerte, y es frecuentemente empleado en estudios óseos en pollos de carne (Kocabagli, 2001; Mutus *et al.*, 2006; Somkuwar *et al.*, 2010).

2.3.3. Resistencia ósea

La resistencia a la ruptura es la tensión o esfuerzo máximo que el hueso puede soportar mientras se estira antes de romperse (Peixoto *et al.*, 2010) y fracturarse, desencadenando la falla mecánica de dicho material bajo condiciones específicas de carga (Guede *et al.*, 2013).

El comportamiento de cualquier material bajo diferentes condiciones de carga está determinado por su resistencia y dureza. Cuando una fuerza externa se aplica en un hueso, hay una reacción del propio material. La fuerza puede evaluarse mediante la comprobación de la relación entre la carga impuesta (fuerza externa) y la cantidad de deformación (reacción interna) que tiene lugar en el material, conocido como curva carga-deformación. (Holtrop, 1975).

Rath *et al.* (2000) menciona que muchos factores pueden afectar la resistencia ósea a través de sus efectos directos o indirectos sobre los huesos. Por ejemplo las toxinas, antinutrientes, genética, sistema endocrino, nutrición, enfermedades, carga física, sexo, edad (Figura 1).

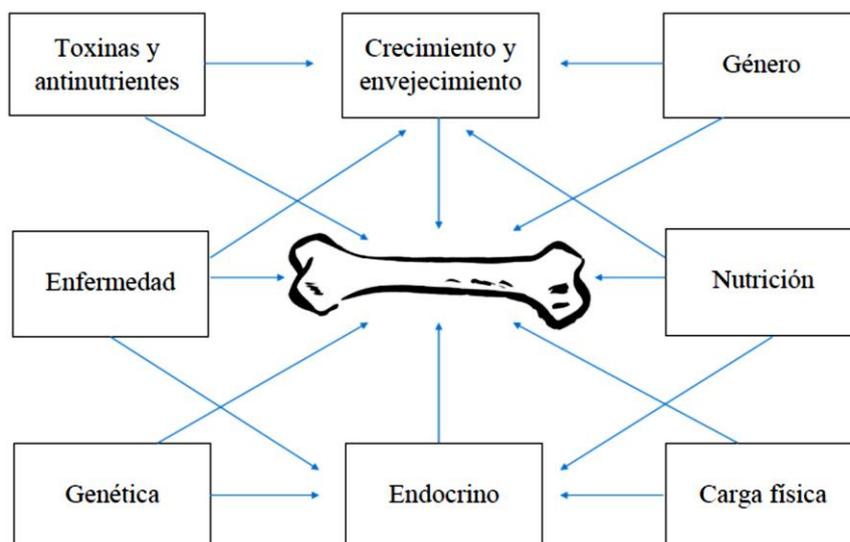


Figura 2. Factores que afectan la resistencia ósea (Rath *et al.*, 2000).

Uno de los principales factores que afectan la resistencia a la ruptura ósea es la nutrición, ya que está estrechamente relacionado con el calcio dietético, fósforo, vitamina D y tamaño de partícula de la fuente de calcio, particularmente cuando el calcio dietético es insuficiente. Se ha aceptado que en la composición de la dieta el boro, vitamina D₃ y aditivos como las enzimas que actúan a nivel mineral jugando un papel importante en el mantenimiento de la salud ósea y la mejora de la resistencia del hueso en las gallinas ponedoras (Olgun y Aygun, 2016).

Resistencia y la estructura ósea: las características obtenidas de la curva carga-desplazamiento (esfuerzo máximo, deformación máxima, tenacidad, rigidez extrínseca y trabajo de rotura) proporciona información relativa a las propiedades biomecánicas extrínsecas o estructurales, referidas al hueso como estructura. La resistencia estima la oposición efectiva de un material a perder su integridad, es decir, a fracturarse, definiéndose como la fuerza necesaria para desencadenar la destrucción de dicho material bajo unas condiciones específicas de carga. A partir del punto de vencimiento en la curva esfuerzo-deformación, comienza la denominada zona plástica, en la que pequeños incrementos del esfuerzo provocan aumentos de deformación relativamente grandes, lo que indica que una parte de la estructura del material ha comenzado a quebrarse (Guede *et al.*, 2013).

En la Figura 3. Se muestra un modelo de evaluación de la resistencia ósea, donde se aplica una fuerza perpendicular al eje óseo, y se mide la deflexión del hueso mediante un método estándar, en el que se aplica la fuerza F al eje del hueso soportado por ambas epífisis. La fuerza F es variable hasta el punto de rotura del hueso (Jamroz *et al.*, 2004).

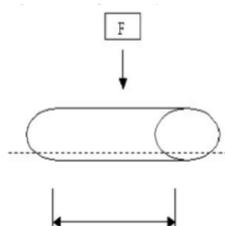


Figura 3. Modelo de posición para el análisis de la resistencia ósea (Jamroz *et al.*, 2004).

Jendral *et al.* (2008) utilizó la tibia derecha para analizar la resistencia a la ruptura que se determinó usando una máquina de ensayos electrónica digital universal (Shenzhen Hengen Instrument Co. Ltd., Shenzhen, China). Colocó las tibias en dos puntos de apoyo que miden 4 cm de distancia y aplicó la fuerza al punto medio de cada tibia utilizando una carga de 50 kg con una velocidad de cruceta de 10 mm/min. Fioretti (2014) también realizó un estudio para determinar el comportamiento del hueso sometido a carga mecánica, el ensayo estático de compresión, con el uso una máquina universal de ensayos estáticos y dinámicos (servohidráulica AMSLER 6PZD 1406) que le proporcionó curvas de fuerza - deformación con 16 datos por segundo (8 datos de fuerza y 8 datos de deformación).

El análisis biomecánico se realiza mediante pruebas de flexión en tres puntos, que se realiza en la diáfisis de los huesos. Ensayos biomecánicos se llevan a cabo en máquinas de ensayo universal Instron, modelo 4444 a temperatura ambiente. Para la prueba, se utiliza una carga con una capacidad máxima de 1 KN y la precarga de 5 N (Poliani *et al.*, 2011).

2.4. Resistencia ósea e integridad esquelética

Problemas relacionados a la integridad esquelética son preocupantes para la industria avícola debido a un alto índice de descarte en el beneficio en función de carcadas poco desarrolladas y con fracturas, también por las pérdidas relativas al desempeño de las aves (Lopes, 2009).

Los cambios en la integridad de huesos en aves han sido evaluadas utilizándose técnicas como el sacrificio de los animales para análisis mineral de los huesos, cenizas y fuerza de

resistencia a la quiebra (Zimmer, 2004). La cantidad de ceniza (material inorgánico) presente en el hueso es proporcional a su grado de dureza o fuerza de compresión (Bonser y Casinos, 2003); el componente inorgánico del hueso también proporciona resistencia a la tracción y flexibilidad (Velleman, 2000).

Reich y Gefen (2006) realizaron estudios en fémur de pollos de carne y lograron determinar que la integridad del hueso trabecular es fundamental para resistir cargas de impacto. Dichos autores concluyen que, en términos biomecánicos, el riesgo de producción de una fractura osteoporótica está determinada por la combinación de factores inherentes a la calidad del hueso (grosor cortical, contenido mineral, densidad del hueso trabecular y microarquitectura), como así también por las condiciones de carga mecánica impuesta. La fuerza requerida para fracturar el hueso es diferente a la resistencia intrínseca por lo que esta carga o fuerza varía con las medidas del hueso (Turner y Burr, 1993).

La infección y el estrés pueden ser factores de riesgo para la integridad de los huesos, que consecuentemente conduce a un debilitamiento. Aunque los elementos estructurales contribuyen en gran medida a la madurez y resistencia del hueso (Reece, 1992). Los parámetros de crecimiento, calidad del hueso metatarsiano y tibiotarso en pollos de engorde se ven influidos negativamente por la discondroplasia tibial sin embargo esta enfermedad no afecta a la densidad mineral ósea y a la fortaleza de los huesos (Dos Santos, 2016).

La integridad estructural del hueso dentro de sus propiedades incluye la masa ósea, geometría, materiales y tejidos, los cuales se expresan como características físicas del hueso que incluyen el peso del hueso (g), longitud del hueso (cm), índice de hueso tibiotarsal (mg/mm) y robustez ósea (Adeniran, 2015). Las propiedades clínicamente medibles del hueso que han sido demostradas para predecir una fractura osteoporótica futura son la densidad mineral ósea, microarquitectura ósea, espesor, resistencia a la quiebra y cantidad de minerales (Savoldi *et al.*, 2015; Hwang, 2016). La resistencia ósea se debe a la cantidad y calidad del hueso. La calidad ósea abarca los factores geométricos y materiales que contribuyen a la resistencia de la fractura (Donnelly, 2010). La resistencia ósea en tibia y fémur ha sido usada como indicador del estado del hueso en la nutrición mineral de las aves de corral (Park *et al.*, 2003).

Los métodos disponibles para la evaluación de la calidad del hueso incluyen técnicas para la caracterización de propiedades mecánicas del hueso, geometría, microarquitectura, y la composición. Las investigaciones que utilizan un modelo animal permiten una evaluación directa de la resistencia ósea con pruebas mecánico-destructivas. Los estudios que examinan la curación del hueso, su adaptación a la falta de uso o de carga, o respuesta al tratamiento en beneficio de los métodos de imagen son capaces de captar los cambios longitudinales en la geometría ósea o microarquitectura. La observación de estructuras óseas con propiedades mecánicas alteradas, como la osteogénesis imperfecta, requiere de un análisis capaz de capturar los cambios en las propiedades minerales del tejido y de matriz. Por lo tanto, los métodos utilizados para evaluar la calidad del hueso deben adaptarse al diseño del estudio y los resultados de interés (Donnelly, 2010).

2.5. Resistencia ósea y mineralización

La fuerza ósea se determina no sólo por el volumen de tejido óseo y la organización microarquitectural, sino también por el grado de mineralización de la matriz ósea (Boivin y Meunier, 2002). Souza (2013) afirma que dependiendo de la cantidad de minerales que constituyen los huesos, estos pueden ser más frágiles, y consecuentemente susceptibles a micro-fracturas. Verificándose tal situación en los ensayos de flexión, cuya finalidad es medir la resistencia a ruptura cuando se le aplica fuerza al centro del hueso.

La resistencia ósea está muy relacionada con la densidad mineral ósea, que es el peso de mineral por volumen del hueso (g/m^3), se determina por dos factores: cuántos átomos minerales se depositan dentro de la matriz ósea y qué tan porosa es la matriz. Dado que estos dos factores están altamente relacionados con la resistencia, la densidad mineral puede mostrar indirectamente la resistencia de huesos (Bolotin, 2007).

Si bien la resistencia es resultado de su mineralización (Mendes *et al.*, 2006), también está en función al porcentaje de ceniza y al balance existente entre los componentes orgánico y mineral (Rath *et al.*, 1999), así cuando se incrementa el contenido relativo de mineral aumenta la fortaleza del hueso, pero se pierde flexibilidad (Seeman y Delmas, 2006).

2.6. Biomecánica ósea

Las características mecánicas de los huesos dependen de su función, siendo los huesos largos palancas diseñadas para la carga y movimiento, en el que se favorece la rigidez sobre la

flexibilidad (Seeman y Delmas, 2006). La madurez ósea se alcanza cuando se ha completado el desarrollo estructural básico y la mineralización, además de haber alcanzado la fortaleza mecánica óptima (Rath *et al.*, 2000). Los huesos son menos elásticos a las 2 semanas de edad del ave, debido al mayor contenido relativo de mineral y menor grosor del hueso (Kim *et al.*, 2011). Las propiedades mecánicas del tejido óseo están condicionadas por una estructura de composición química de la matriz ósea, colágeno como componente orgánico primario, menores cantidades de osteocalcina y algunas proteínas conjugadas. La osteocalcina generada en los osteoclastos se combina con cristales de hidroxiapatita formados por fosfato de calcio y son depositados en la matriz ósea durante el proceso de mineralización (Pawłowska y Wpływ, 2007). La distribución geométrica y cantidad de tejido óseo, son muy importantes para la determinación de la resistencia mecánica. La integridad esquelética debe ser evaluada por diferentes pruebas biomecánicas, en la que se evalúa la estructura de los huesos. Por lo tanto, las pruebas de densitometría irregulares que se llevan a cabo en pequeños roedores deben complementarse con pruebas biomecánicas, ya que reflejan exactamente la calidad del hueso, y también es un método simple, asequible y fiable para evaluar la salud ósea (Oksztulska-Kolanek *et al.*, 2016).

La base para la clasificación de las pruebas biomecánicas tenemos a la dirección de la carga de diversas fuerzas, la carga es un vector con una magnitud, dirección y punto de aplicación, que cuando actúa sobre un cuerpo cambia la velocidad o la forma del mismo. Según el ángulo y la forma de aplicación de la fuerza, ésta puede clasificarse en compresión (Ver Figura 4), tracción o tensión y corte o cizalladura. Aunque estos son los tres tipos de fuerzas puras, en biomecánica suelen aparecer muy a menudo, otro tipo de fuerza: flexión (que producen la curvatura del objeto) (An *et al.*, 2000; Bankoff, 2012).

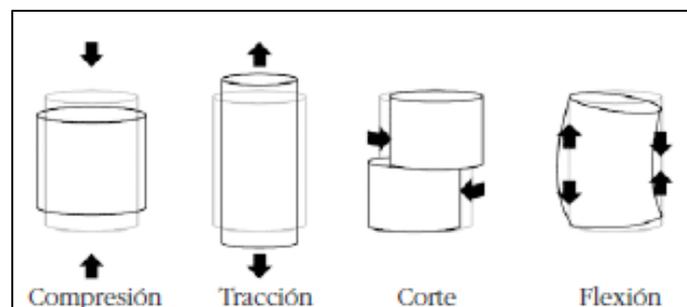


Figura 4. Tipos de Fuerza (Guede *et al.*, 2013).

La compresión del hueso es comúnmente usado para evaluar las propiedades biomecánicas del material cargadas en una dirección. El efecto de la fuerza aplicada sobre el hueso, tales como resistencia a la compresión, conlleva al acortamiento y extensión, mientras que una resistencia a la tracción lleva al estrechamiento y alargamiento, y la resistencia al cizallamiento crea un efecto directo sobre la distorsión angular (Bankoff, 2012).

Los ensayos mecánicos de compresión, tracción y flexión en tres puntos (Ver Figura 5), son pruebas estandarizadas en las que la muestra se somete a una fuerza uniaxial en una máquina universal de ensayos mediante fuerza o desplazamiento controlado. Las características de las propiedades biomecánicas de los huesos son: carga máxima, rendimiento de carga y rigidez (Koreleski y Świątkiewicz, 2005).

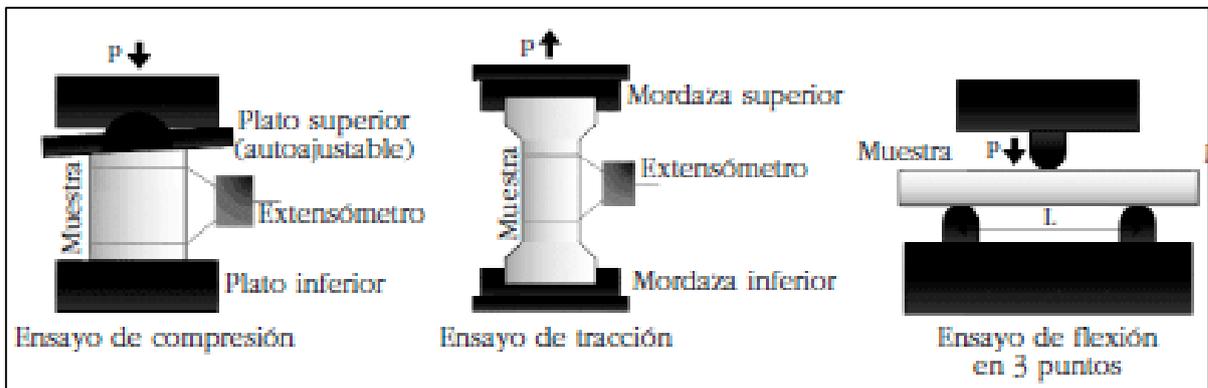


Figura 5. Representación esquemática de los principales ensayos mecánicos clásicos (Guede *et al.*, 2013).

El funcionamiento biomecánico de los huesos largos está condicionado por factores claves, tales como: tamaño, forma del hueso, condiciones de carga y propiedades del material (Yeni *et al.*, 1997; Ríos-Días., 2008; Beckmann *et al.*, 2011).

2.7. Correlación de Pearson y predicción de la resistencia ósea

La correlación de Pearson se utilizó para analizar la relación entre dos variables medidas en un nivel por intervalo, este se calcula a partir de las puntuaciones obtenidas en una muestra en dos variables. Se relacionan las puntuaciones recolectadas de una variable con las puntuaciones obtenidas de la otra (Hernández *et al.*, 2010).

Para el análisis estadístico, los datos fueron sometidos a correlación con el programa estadístico IBM® SPSS Statistics versión 24.0; que se utiliza para resolver problemas de investigación, la prueba de hipótesis y análisis predictivo; también es utilizado para organizar e interpretar los datos, analizar tendencias, previsiones y planes para validar hipótesis, y conducir conclusiones precisas (IBM, 2016).

Para la interpretación de los valores correlativos obtenidos, se debe tener en cuenta el significado de estos; Hernández *et al.* (2010) menciona que el signo indica la dirección de la correlación (positiva o negativa), valor numérico y la magnitud de la correlación. Si P value es menor de 0.05, se dice que el coeficiente es significativo en el nivel de 0.05 (95% de confianza en que la correlación sea verdadera y 5% de probabilidad de error), y si es menor a 0.01, el coeficiente es significativo al nivel de 0.01.

El programa SPSS, en su tabla de resultados juntamente con los valores numéricos presenta superíndices en los resultados de probabilidad, donde un superíndice (*) implica una significancia menor a 0.05, mientras que el superíndice (**) indica una significancia menor a 0.01 y que la probabilidad de error es menor de 1% (Hernández *et al.*, 2010; IBM, 2016). Con respecto a la predicción de la resistencia ósea no se encontró literatura en pollos, pero existen investigaciones realizadas con tibias anatómicas en mujeres de 78 años, realizadas en ex vivo, debido a las pruebas mecánicas invasivas, donde se utilizaron parámetros estructurales óseos evaluados mediante tomografía computarizada para predecir la resistencia del hueso y su rigidez (Popp *et al.*, 2012), también en radios distales humanos se realizaron análisis de espectro computarizado, donde se utilizaron redes neuronales para predecir la resistencia mecánica a partir de parámetros de imagen que reflejaban la distribución espacial de las trabéculas en el tejido óseo (Wigderowitz *et al.*, 2000).

Por otro lado, en otros estudios la resistencia ósea es predicha a partir de los modelos de elementos finitos y de un detector de múltiples hileras en todo el cuerpo (Zysset *et al.*, 2013; Bauer *et al.*, 2014), que representan el compuesto mineral-colágeno de los tejidos óseos (Dong *et al.*, 2008), y por literatura se conoce la estrecha relación entre la mineralización y la resistencia a la ruptura, por lo que se supuso la posible predicción de la resistencia a partir de los indicadores de integridad esquelética en pollos.

III. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Lugar, fecha y duración

La crianza de las aves se realizó en las instalaciones del Laboratorio de Investigación en Nutrición y Alimentación de Aves (LINAA) de la Facultad de Zootecnia de la Universidad Nacional Agraria La Molina (UNALM), así como el sacrificio y procesamiento de muestras. El periodo de la crianza de los pollos de engorde tuvo una duración de 21 días.

3.2. Animales experimentales

Se empleó 100 pollos machos de un día de edad de la línea Cobb 500, los cuales fueron distribuidos en 20 jaulas (5 aves/ jaula), con una densidad de 13,5 aves / m². Al día 21, 40 aves fueron seleccionadas aleatoriamente, y fueron beneficiadas mediante dislocación cervical, posteriormente se realizó las mediciones correspondientes.

3.3. Instalaciones, materiales y equipos

Las aves estuvieron alojadas en una batería conformada por jaulas de alambre galvanizado de 5 pisos, cada una de ellas contó con comederos y bebederos lineales. La calefacción fue provista por un sistema eléctrico con resistencias y termostatos, y controlada de acuerdo a las recomendaciones de la línea genética Cobb- Vantress, 2008. La iluminación fue posible con diez focos de 50 watts. El microclima estuvo compuesto por rollos de cortina de color blanco, el ambiente exterior contaba con entradas de aire reguladas con malacates.

Se utilizó papel kraft en la base de las jaulas para la recepción de los pollos BB, donde se colocó parte del alimento de inicio, y el agua en bebederos tipo tongo con capacidad de 500 ml. Para la medición de temperatura se colocaron termómetros. En el periodo experimental se utilizó materiales de limpieza para el acondicionamiento del ambiente, y la posterior desinfección al finalizar el experimento. Se utilizó materiales de escritorio como hojas y lapiceros para el registro de resultados. Durante el beneficio de las aves se empleó bisturí, tijeras, paños, alcohol, etc.

3.4. Alimentación

Se suministró una única dieta basal para todos los animales a base de maíz, soya y harina de pescado, complementado con aceite de pescado y aminoácidos sintéticos, suplementada con una pre-mezcla de vitaminas y minerales (ver ANEXO I) de acuerdo a las recomendaciones de la guía de manejo de la línea Cobb 500. La alimentación fue *ad libitum*, así como el suministro de agua, el cual fue preparado de la siguiente manera: se diluyó 1 ml del complejo multivitamínico (ChickTonic®) por litro de agua, en conjunto con 0.1 ml de cloro, 1 ml de vinagre durante la primera semana, mientras que sólo el cloro y vinagre fueron suministrados durante el resto de la crianza.

3.5. Tratamientos

Se evaluaron 2 tratamientos, definidos a continuación:

Tratamiento 1 (T1): Huesos de la pata derecha obtenidos por *raspado*, método alternativo.

Tratamiento 2 (T2): Huesos de la pata izquierda obtenidos por *hervido*, método convencional.

3.6. Obtención de las estructuras óseas

Al día 21, una muestra de 40 aves fueron seleccionadas al azar, y se procedió con el beneficio mediante el método de dislocación cervical. Para el procedimiento de obtención de las muestras óseas primero se separó ambas patas del cuerpo de cada ave. Las piernas fueron obtenidas empleando tijeras de necropsia, realizándose la desarticulación femorotibiopatelar e intertarsiana, siendo colocadas y envueltas en mallas mosquiteras, para luego ser congeladas a 0°C hasta realizar los métodos de obtención correspondientes.

3.7. Metodologías de la obtención de hueso

Método alternativo - Raspado: Los huesos (tibia, fémur y tarso) correspondientes a la pata derecha de cada ave fueron raspados manualmente con ayuda del bisturí para poder retirar los tejidos excedentes como restos de carnosidad, grasa y cartílago. Este procedimiento tuvo una mayor duración en comparación al método de hervido, ya que al no ser un proceso térmico evita la desnaturalización de las proteínas del tejido muscular estando más adheridas al hueso en comparación a cuando es hervido, dificultando así su limpieza (ver Figura 6).

1. Patas separadas del ave



2. Muestras envueltas e identificadas



3. Metodología de obtención por *hervido* (para derecha)



(100°C por 10 minutos)



4. Metodología de obtención por *raspado* (para izquierda)



(Haciendo uso de bisturí)



Figura 6. Flujo de dos metodologías de obtención del hueso: *hervido* y *raspado*

Método tradicional - Hervido: Los huesos izquierdos de cada ave fueron envueltos en mallas mosquiteras y posteriormente sumergidos en agua en ebullición (100°C) durante 10 minutos, esto permite remover con mayor facilidad el tejido cartilaginoso de las superficies articulares, periostio y otros tejidos no óseos de los surcos intercondilares de la fosa infracotilar (fémur y tibia) y de las incisuras intratrocleares del tarso (Martínez, 2012; Peceros, 2015).

Finalmente, los huesos correspondientes a ambas metodologías son secados con papel absorbente, y colocados en envases descartables de plástico (Figura 7) debidamente identificados.



Figura 7. Muestras óseas identificadas y envasadas.

3.7. Mediciones a realizar en los huesos obtenidos (raspado o hervido)

Se midieron las variables morfométricas (diámetro, longitud, volumen), densidad de hueso, indicadores de mineralización y resistencia ósea.

a. Diámetro

Se midió el diámetro cráneo caudal y el diámetro latero lateral (ver Figura 8) en la mitad de diáfisis (Martínez, 2012; Fioretti *et al.*, 2014) para así obtener un diámetro de la diáfisis de los huesos (Tibia, fémur y tarso), esta variable se expresó en milímetros (mm).



Figura 8. Medición del diámetro de hueso.

b. Longitud

Se midió la longitud de los huesos (ver Figura 9) con un Vernier digital. El largo de hueso se consideró desde la longitud del extremo proximal hasta el extremo distal de cada hueso, manteniendo el eje longitudinal del hueso paralelo al brazo principal del vernier. Los valores se presentan en milímetros (mm) (ANEXO II).



Figura 9. Medición de la longitud de hueso.

c. Volumen

El volumen fue determinado únicamente en tibia (ver Figura 10) por inmersión completa del hueso en una probeta graduada llena de agua, pudiéndose medir el volumen indirectamente mediante el desplazamiento de líquido (Quarantelli *et al.*, 2007), considerando el principio de Arquímedes, el volumen de hueso se presenta en centímetros cúbicos (cm³)



Figura 10. Medición del volumen de hueso.

d. Peso

Los huesos fueron pesados en una balanza electrónica con una capacidad de 2 Kg., y una aproximación de 0.1 gramos, obteniendo así el peso individual, su valor se presenta en gramos (g).

e. Resistencia

Realizadas todas las mediciones correspondientes a las características de integridad esquelética, se procedió con el ensayo de resistencia a la ruptura (Figura 11). La medición de la resistencia se realiza después de haber efectuado cualquier otro tipo de medición en hueso integro, ya que es un método destructivo, donde el hueso queda irreparablemente dañado y con la imposibilidad de poder realizarse mediciones complementarias (Shyam, 2013). El valor de la resistencia se determinó con la utilización del durómetro en las unidades Kilogramo-fuerza (kgf).



Figura 11. Medición de resistencia ósea.

Para la metodología de la resistencia ósea, se coloca el hueso del ave en la placa del durómetro y se calcula la resistencia a la fractura por flexión estática. El análisis se realiza con la máquina de ensayo mecánico Force Gauge Model FG-5020. Los datos son colectados directamente de la máquina por medio de un programa computacional. Las tibias fueron apoyadas sobre la región epifisiaria (Ver Figura 12). La fuerza fue aplicada en la región media central de la diáfisis de cada hueso, siempre en el mismo punto y la variable medida fue dureza, que es la fuerza máxima de fractura para quebrar el hueso, siendo la medición de masa necesaria para causar la primera fractura, la resistencia se presenta en kilogramo-fuerza (kgf) (Fioretti *et al.*, 2014).



Figura 12. Modo de ruptura del hueso.

f. Densidad

Se calculó las densidades de las tibias a partir de la relación entre el peso (g) y volumen (mm^3) de las aves sacrificadas empleando la siguiente fórmula:

$$\text{Densidad (g/mm}^3\text{)} = \frac{\text{Peso, g}}{\text{Volumen, mm}^3}$$

g. Índice modificado de Seedor:

Este índice se determinó dividiendo el peso (mg) entre el largo del hueso (mm), como se muestra en la siguiente fórmula:

$$\text{Índice modificado de Seedor (mg/mm)} = \frac{\text{Peso, mg}}{\text{Largo, mm}}$$

h. Índice Quetelet:

El Índice de masa corporal o de Quetelet se obtuvo dividiendo el peso del hueso (mg) entre el cuadrado de la longitud (mm^2), como se muestra en la siguiente fórmula:

$$\text{Índice de Quetelet (mg/mm}^2\text{)} = \frac{\text{Peso, mg}}{(\text{Largo, mm})^2}$$

i. Índice de Robusticidad:

Este índice se calculó aplicando la siguiente fórmula:

$$\text{Índice de Robusticidad} = \frac{\text{Largo del hueso, mm}}{(\text{Peso de hueso, g})^{1/3}}$$

3.8. Análisis estadístico

Los datos fueron obtenidos mediante mediciones directas y sometidos a los supuestos estadísticos de normalidad de error y homogeneidad de varianza. Se realizó la prueba T de Student, para la comparación de medias correspondientes a las variables homólogas obtenidas por ambas metodologías en tibia, fémur y tarso.

3.8.1. Correlación de Pearson

Los datos de cada variable fueron sometidas a un análisis de correlación Pearson. En el ANEXO XI se muestran los intervalos usados para la interpretación de los valores obtenidos a partir de la prueba de correlación.

3.8.2. Ecuaciones de regresión

Aquellas variables que evidenciaron un mayor grado de correlación fueron utilizadas para generar ecuaciones de predicción mediante una regresión lineal, cuadrática, cúbica. Así mismo, en el experimento 2, se realizó una regresión lineal múltiple considerándose a la resistencia ósea como variable dependiente al ser la característica de interés que se busca sea explicada a partir de las otras variables que fueron consideradas como variables independientes.

a. Regresión Lineal simple

Se consideró la siguiente ecuación:

$$y_i = a + b x_i$$

Que permite describir la relación existente entre dos variables, donde:

y_i : Variable dependiente (resistencia principalmente)

x_i : Variable independiente (características de integridad esqueléticas)

b : Pendiente de la regresión

a : Pendiente o intercepto en el eje Y

b. Regresión lineal múltiple

Se consideró la siguiente ecuación:

$$y_i = a + b_1 x_{1i} + b_2 x_{2i} + \dots + b_k x_{ki} + u \quad i = (1, \dots, n); \text{ donde: } 1 \leq i \leq n$$

Que permite describir la relación existente entre dos variables, donde:

y_i : Variable dependiente o explicada (resistencia ósea)

x_{1i}, \dots, x_{ki} : Variables independientes (índice de Quetelet, índice de Seedor)

a : Pendiente o intercepto en el eje Y

b_0, b_2, \dots, b_i : Coeficientes de la regresión

u : error

c. Error estándar de la estimación

Se determinó el error estándar de estimación entre los valores observados y estimados de la resistencia ósea en tibia.

En este caso el error se definió:

$$S_{yx} = \sqrt{\frac{\sum(o-e)^2}{n-2}}$$

Donde:

S_{yx} : error estándar de estimación

o : Valores observado

e : Valores esperados

n : Número de valores observados

$\sum(o - e)^2$: Sumatoria de la diferencia al cuadrado

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Experimento1: Comparación de variables de integridad esquelética entre dos métodos de obtención del hueso

La metodología de obtención por raspado corresponde a la tibia, fémur y tarso de la pata derecha mientras que la metodología de obtención del hueso por hervido se aplicó a los huesos de la pata izquierda.

Los resultados de las características (diámetro, longitud, peso, resistencia) de los tres huesos se presentan del ANEXO II al VII. El volumen y densidad de tibia se muestra en el ANEXO VIII. Todas las variables fueron sometidas a la prueba de normalidad con el programa estadístico SPSS, la significancia obtenida se muestra en el ANEXO X, el resultado muestra que todas las variables en estudio presentan una distribución normal ($P > 0.05$), excepto el volumen de tibia ($P < 0.05$) obtenido por ambos métodos, por lo que esta característica no fue considerada para las pruebas siguientes. Así mismo, se realizó la prueba T de Student para la comparación de medias, la correlación de Pearson para conocer la relación entre las variables y por último se realizó la regresión lineal para obtener las ecuaciones de predicción.

4.1.1. Comparación de medias entre las variables homólogas correspondientes a cada método de obtención con la prueba T de Student.

Tibia

En el Cuadro 1 se muestran los valores promedios encontrados para las características de integridad esquelética en tibia obtenidos por la metodología de raspado: diámetro de la diáfisis, longitud total, peso del hueso y resistencia fueron de 5.9 ± 0.443 mm, 63.68 ± 3.011 mm, 2.07 ± 0.353 g, 28.67 ± 9.293 kgf, respectivamente. Así mismo, los promedios encontrados para las características en tibia obtenida por hervido: diámetro de la diáfisis, longitud total, peso y resistencia fueron de 5.88 ± 0.429 mm, 62.83 ± 2.989 mm, 2.00 ± 0.297 g, 21.36 ± 4.802 kgf, respectivamente.

Cuadro 1: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en tibia.

Mediciones	N	Media		Desviación estándar		Media de error estándar	
		Raspado	Hervido	Raspado	Hervido	Raspado	Hervido
Diámetro, mm	40	5.90	5.88	0.43	0.43	0.07	0.07
Longitud, mm	40	63.68	62.83	3.01	3.00	0.48	0.47
Peso, g	40	2.07	2.00	0.35	0.30	0.06	0.05
Resistencia, kgf	37	28.67	21.36	9.29	4.80	1.53	0.79

No se encontró diferencia estadística para la prueba T de Student entre los diámetros obtenidos por ambas metodologías ($P > 0.05$). Promedios similares fueron encontrados por Uculmana (2015), Vieites *et al.* (2016) quienes reportaron medidas de 5.87 mm y 5.65 mm, respectivamente; mientras que Han *et al.* (2015) encontraron un valor menor de 5.0 mm, en cuyo caso la diferente genética (Ross 308) podría explicar esta variación de datos; dicha línea posee un menor rendimiento en referencia a la tasa de crecimiento y existe variabilidad en el crecimiento alométrico en referencia a la línea Cobb (Lobago *et al.*, 2003) así como también una mayor mortalidad y descarte causadas por problemas esqueléticos y cardio vasculares. (Jarama, 2016). Se encontró diferencia estadística significativa ($p < 0.05$) entre ambas metodologías para las variables longitud, peso y resistencia promedio en tibias (Cuadro 2).

No obstante, en la variable longitud se encontró cierta tendencia ($P < 0.1$) al presentar resultados similares a diferencia de las otras dos variables. Resultados ligeramente menores a los encontrados fueron reportados por Hossain *et al.* (2014), Wang *et al.* (2015), Peceros (2015), Uculmana (2015), Vieites *et al.* (2016) con 64.7 mm, 64.02 mm, 65.04 mm, 69.70 mm, 72.4 mm, respectivamente. Cabe mencionar que, el incremento de la temperatura ambiental tiene un efecto sobre la elongación del tejido óseo. Morales *et al.* (2002) y Bruno *et al.* (2000) indicaron que temperaturas de 33° - 35°C reducen la longitud de la tibia en la primera semana en pollos de engorde.

En referencia al peso promedio de tibia, Vieites *et al.* (2016) reportó un valor de 2.01 g, similar al peso obtenido por raspado y hervido. Por otro lado, los pesos indicados por Peceros (2015), Uculmana (2015), Wang *et al.* (2015) fueron de 2.39 g, 2.11 g, 2.80 g,

respectivamente, valores que fueron mayores a los pesos obtenidos por ambas metodologías de este estudio.

El promedio de la resistencia ósea fue notablemente mayor ($P < 0.05$) (Cuadro 2) en las tibias que fueron obtenidas por raspado en comparación con las tibias que fueron hervidas (Cuadro 1). Esta variable obtenida en ambas metodologías fue mayor a los reportados por Wang *et al.* (2015) y Vieites *et al.* (2016) que fueron de 18.87 kgf y 19.66 kgf, respectivamente. Esta diferencia posiblemente se deba a que Wang *et al.* (2015) determinaron la resistencia mediante un sistema Instron 5544 de tres puntos de flexión; mientras que Vieites *et al.* (2016) aplicaron un modo de ruptura distinto, con ambas epífisis apoyadas sobre dos soportes, y la carga fue aplicada en la diáfisis media a una velocidad constante de 10 mm/min, en ambos casos se justifica los valores encontrados. El método de obtención no afecta el promedio de diámetro en tibia, mientras que la longitud, peso y resistencia de tibia, difieren entre ambos métodos de obtención.

Cuadro 2: Comparación de medias entre ambos métodos con la prueba T de Student en tibia.

Mediciones	N	Media		Media de error estándar	Grado de libertad	Valor P
		Raspado	Hervido			
Diámetro, mm	40	5.90	5.88	0.05	39	0.7230
Longitud, mm	40	63.68	62.83	0.39	39	0.0320
Peso, g	40	2.07	2.00	0.03	39	0.0240
Resistencia, kgf	37	28.67	21.36	1.31	39	0.0001

Fémur

En el Cuadro 3 se muestran los promedios de las características de integridad esquelética de fémur obtenidos por la metodología de raspado: diámetro, longitud total, peso de hueso y resistencia fueron de 6.99 ± 0.609 mm, 47.67 ± 2.593 mm, 1.46 ± 0.267 g, 14.52 kgf, respectivamente. En el mismo cuadro se muestra los promedios encontrados para las características de integridad esquelética de fémur obtenidos por hervido: diámetro, longitud total, peso y resistencia para fémur fueron de 7.04 ± 0.598 mm, 47.68 ± 2.409 mm, 1.45 ± 0.240 g, 12.58 ± 3.745 kgf, respectivamente.

No se encontró diferencia estadística para la longitud entre las dos metodologías de obtención ($P>0.05$), indicando que estas características no difieren entre ambos métodos de obtención. Promedios similares fueron encontrados por Han *et al.* (2015) quienes reportaron un valor de 45.7 mm, mientras que Pelicano *et al.* (2005) reportaron un valor de 52.34 mm siendo mayor al obtenido, esta diferencia puede deberse a la línea (Ross 308) utilizada por dicho autor.

Cuadro 3: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en fémur.

Mediciones	N	Media		Desviación estándar		Media de error estándar	
		Raspado	Hervido	Raspado	Hervido	Raspado	Hervido
Diámetro, mm	38	6.99	7.04	0.61	0.60	0.10	0.10
Longitud, mm	40	47.67	47.68	2.60	2.41	0.41	0.38
Peso, g	40	1.46	1.45	0.27	0.24	0.04	0.04
Resistencia, kgf	35	14.52	12.58	3.78	3.75	0.64	0.63

Tampoco se encontró diferencia estadística para el diámetro entre los dos métodos de obtención ($P>0.05$), mostrando que no hay efecto del método usado sobre esta característica. Los diámetros obtenidos en ambas metodologías fueron menores a los valores obtenidos por Han *et al.* (2015) y Pelicano *et al.* (2005) quienes reportaron valores de 6.5 mm y 5.58 mm, respectivamente, posiblemente dichos autores no hayan considerado el promedio del diámetro cráneo caudal y del diámetro latero medial, como en el presente estudio.

No existe diferencia estadística para el peso del fémur entre ambos métodos ($P>0.05$). Promedios menores fueron encontrados por Han *et al.* (2015) quienes señalaron un peso promedio de 1.17 g. en fémur.

El promedio de la resistencia ósea fue notablemente mayor ($P<0.05$) en los fémures que fueron obtenidas por raspado a diferencia los huesos que fueron hervidos (Ver Cuadro 4), indicando que el promedio de resistencia difiere entre ambos métodos de obtención.

Cuadro 4: Comparación de medias entre ambos métodos de obtención con la prueba T de Student en fémur.

Mediciones	N	Media		Media de error estándar	Grado de libertad	Valor P
		Raspado	Hervido			
Diámetro, mm	38	6.99	7.04	0.07	37	0.4490
Longitud, mm	40	47.67	47.68	0.18	39	0.9870
Peso, g	40	1.46	1.45	0.03	39	0.6200
Resistencia, kgf	35	14.52	12.59	0.58	34	0.0020

Tarso

En el Cuadro 5 se muestran los promedios de las características de integridad esquelética en tarsos obtenidos por raspado: diámetro de la diáfisis, longitud total, peso de huesos y resistencia fueron de 6.48 ± 0.404 mm, 47.82 ± 2.166 mm, 1.28 ± 0.176 g, 19.29 ± 5.611 kgf, respectivamente. En el mismo cuadro se muestra los promedios encontrados para las características de integridad esquelética en tarso obtenidos por hervido: diámetro de la diáfisis, la longitud total, peso de hueso y resistencia fueron de 6.48 ± 0.446 mm, 47.60 ± 2.160 mm, 1.26 ± 0.181 g, 12.29 ± 3.112 kgf, respectivamente.

Cuadro 5: Estadística descriptiva de las variables obtenidas por ambas metodologías en tarso.

Mediciones	N	Media		Desviación estándar		Media de error estándar	
		Raspado	Hervido	Raspado	Hervido	Raspado	Hervido
Diámetro, mm	40	6.48	6.48	0.40	0.45	0.06	0.07
Longitud, mm	40	47.82	47.60	2.17	2.16	0.34	0.34
Peso, g	39	1.28	1.26	0.18	0.18	0.03	0.03
Resistencia, kgf	35	19.29	12.29	5.61	3.11	0.95	0.53

No se encontró diferencia estadística para la longitud, diámetro y peso de los tarsos ($P > 0.05$) (Cuadro 6), indicando que estas características no difieren entre ambos métodos de obtención, los promedios obtenidos fueron mayores a los encontrados por Han *et al.* (2015), quienes reportaron medidas de 42.5 mm, 5.1 mm y 0.86 g, respectivamente.

Cuadro 6: Comparación de medias entre ambos métodos de obtención con la prueba T de Student en tarso.

Mediciones	N	Media		Media de error estándar	Grado de libertad	Valor P
		Raspado	Hervido			
Diámetro, mm	40	6.48	6.48	0.04	39	0.9390
Longitud, mm	40	47.82	47.60	0.22	39	0.3150
Peso, g	39	1.28	1.26	0.02	38	0.1200
Resistencia, kgf	35	19.29	12.29	0.95	34	0.0001

El promedio de la resistencia ósea fue notablemente mayor ($P < 0.05$) en los tarsos que fueron obtenidos por raspado a diferencia de los tarsos que fueron hervidos, señalando que el promedio de resistencia en tarso difiere entre ambas metodologías.

La resistencia ósea promedio en tibia, fémur y tarso muestran la influencia del método de la obtención sobre la variable. El efecto térmico que se produce al sumergir los huesos en agua a 100°C por 10 minutos causa la pérdida del colágeno como componente orgánico, esto hace que afecte su biomecánica, disminuyendo su resistencia a la tracción y aumentando el estrés físico, además de perder la característica elástica mínima típica de los huesos largos (Knott y Bailey, 1998). Así mismo Rath *et al.* (1999) menciona que la fuerza del hueso aumenta en correlación con el contenido de colágeno y este es afectado cuando se realiza el hervido, tratamiento térmico que tiene un impacto perjudicial sobre la integridad y resistencia ósea. La preparación del hueso sin ser expuesto a altas temperaturas es beneficioso en cuanto a la evaluación de la resistencia a la ruptura del hueso ya que refleja la integridad esquelética y su fuerza a ruptura intactas (Kim *et al.*, 2004).

4.1.2. Correlación y regresión entre las variables homólogas de ambos métodos de obtención.

En el Cuadro 7 y del ANEXO XII al XXIII, se muestra la correlación de Pearson entre las variables de integridad esquelética correspondientes al método de raspado y las variables correspondientes al método del hervido.

Cuadro 7: Correlación de las variables de integridad esquelética entre ambas metodologías.

Hueso	Variables obtenidas por:		N	Correlación de Pearson
	Raspado	Hervido		
Tibia	Diámetro	Diámetro	40	0,710**
	Longitud	Longitud	40	0,671**
	Peso	Peso	40	0,867**
	Resistencia	Resistencia	40	0,582**
Fémur	Diámetro	Diámetro	40	0,732**
	Longitud	Longitud	40	0,894**
	Peso	Peso	40	0,794**
	Resistencia	Resistencia	40	0,543**
Tarso	Diámetro	Diámetro	40	0,789**
	Longitud	Longitud	40	0,793**
	Peso	Peso	40	0,830**
	Resistencia	Resistencia	40	0,300

*. La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

**. La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

Tibia

Se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva media para diámetros de tibia obtenidos por ambos métodos de obtención ($r = 0.710$), estos datos indican que la variación entre diámetros del hueso son ligeramente influenciados por el método de obtención.

El coeficiente de correlación fue estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva media entre las longitudes de tibia obtenidas por ambas metodologías ($r = 0.671$), resultados similares encontraron Fernandes *et al.* (2012) quién reportó una correlación moderada entre la tibia derecha e izquierda ($r = 0.65$), esto indicaría que posiblemente la longitud no este influenciado por el método de obtención.

Con respecto al peso, la correlación fue estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva considerable entre las tibias obtenidos por hervido y raspado ($r = 0.867$), indicando que el peso es, probablemente, muy poco influenciado por el método de obtención. Por otro lado se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva media entre la resistencia de tibia obtenido por hervido y la resistencia de tibia que fue obtenida por raspado ($r = 0.582$), estos datos indican que la variación entre los resistencias de los

huesos fueron influenciados por el método de obtención del hueso, esta correlación baja podría indicar además que alguno de los dos métodos afecta las características físicas del hueso. Bajo la observación antes mencionada la metodología de obtención por raspado de no influencia sobre el colágeno presente en el hueso.

Fémur

En el presente estudio se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva media para los diámetros obtenidos por ambos métodos de obtención ($r = 0.732$) (Cuadro 7), esto indica que los diámetros de fémur posiblemente no fueron influenciados por el método de obtención.

Se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva considerable entre las longitudes del fémur obtenido por ambos métodos de obtención ($r = 0.894$), resultados similares se encontraron por Fernandes *et al.* (2012), quienes reportaron una correlación moderada ($P < 0.01$) entre las longitudes de fémur derecho e izquierdo ($r = 0.62$), estos datos indican que la variación entre las longitudes, posiblemente, no son influenciadas por el método de obtención, y se deduce que se puede utilizar indistintamente cualquiera de los dos métodos.

En el presente estudio se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva considerable entre los pesos de fémur obtenidos por ambos métodos de obtención ($r = 0.794$), además estos datos indican que la variación entre los pesos, posiblemente no fueron influenciados por la metodología aplicada. Con respecto a la resistencia ósea se encontró un valor de correlación estadísticamente significativa ($P < 0.01$) y positiva media entre las resistencias de fémur obtenidos por raspado y hervido ($r = 0.543$), estos datos indican que la variación entre las resistencias, en fémur, están influenciados por el método de obtención. Además, el proceso térmico implica un aumento de temperatura que provoca la desnaturalización del colágeno reduciendo así su resistencia (Knott y Bailey, 1998), por lo que podría considerarse que el método de raspado sería mejor que el método de hervido para medir resistencia.

Tarso

Para los diámetros del tarso se encontró un valor de correlación estadísticamente significativo ($P < 0.01$) y positivo considerable ($r = 0.789$) entre los diámetros de tarso obtenidos por ambos métodos de obtención, esto indica que el diámetro de tarso es muy poco influenciado por el método de obtención del hueso.

Se encontraron valores de correlación estadísticamente significativos ($P < 0.01$) y positivos considerables ($r = 0.793$) entre las longitudes de tarso obtenidos por raspado y hervido, esto indica que la longitud de tarso es muy poco influenciado por ambos métodos de procesamiento del hueso correspondientes al presente estudio.

Con respecto a los pesos de tarso obtenidos por ambos métodos de obtención les corresponde un valor de correlación altamente significativo ($P < 0.01$) y positivo considerable ($r = 0.830$), por lo que esta variable no es influenciada por el método de obtención del en tarso. Se encontró una correlación positiva débil ($P < 0.05$) entre las resistencias de tarso obtenidos por raspado y hervido ($r = 0.300$), estas variables homólogas no guardan correlación, indicando que la variación entre las resistencias de los huesos obtenidos si son influenciados por el método de obtención.

El tarso presenta un menor contenido de colágeno comparado con la tibia y fémur, debido a su estructura y menor tamaño, por lo que se descarta el efecto térmico sobre la resistencia del tarso. Al no presentar correlación, indica que no se podría usar indistintamente una metodología sobre la otra para medir la resistencia.

a. Ecuaciones de predicción adicionales

A partir de los resultados de correlación, se tomó en cuenta las variables más relacionadas para proponer las siguientes fórmulas, que mediante regresión obtuvieron un R^2 alto, esto facilitaría la obtención de datos a partir de otra variable, pudiendo obviar la obtención de algunas características. Los gráficos de las siguientes ecuaciones se muestran del ANEXO XXXVI al ANEXO XLVII.

A) **$LHTI = 14.49 + 1.014 LRFE$** , ($R^2 = 77.4\%$ $R^2_{aj} = 76.8\%$, error = 1.44%).

Donde:

LHTI: longitud de tibia obtenido por hervido.

LRFE: longitud de fémur obtenido por raspado.

B) **$LHFE = 1.286 + 0.7384 LHTI$** , ($R^2 = 83.9\%$ $R^2_{aj} = 83.5\%$, error = 0.97%).

Donde:

- LHFE: longitud de fémur obtenida por hervido.

- LHTI: longitud de tibia obtenido por hervido.

C) **$PRFE = 1.898 - 2.749 PRTI + 2.019 PRTI^2 - 0.3793 PRTI^3$** , ($R^2 = 76.0\%$ $R^2_{aj} = 74.0\%$, error = 0.13%).

Donde:

- PRFE: peso del fémur obtenido por raspado.

- PRTI: peso de tibia obtenido por raspado.

D) **$PRFE = -0.1322 + 0.7927 PHTI$** , ($R^2 = 77.9\%$ $R^2_{aj} = 77.3\%$, error = 0.13%).

Donde:

- PRFE: peso de fémur obtenido por raspado.

- PHTI: peso de tibia obtenido por hervido.

E) **$LHTA = 6.352 + 0.6565 LHTI$** , ($R^2 = 82.5\%$ $R^2_{aj} = 82.0\%$, error = 0.91%).

Donde:

- LHTA: longitud de tarso obtenido por hervido.

- LHTI: longitud de tibia obtenido por hervido.

F) **$PRTA = 1.290 - 1.424 PRTI + 1.146 PRTI^2 - 0.2192 PRTI^3$** , ($R^2 = 85.1\%$ $R^2_{aj} = 83.9\%$, error = 0.24%).

Donde:

- PRTA: peso de tarso obtenido por raspado.

- PRTI: peso de tibia obtenido por raspado.

G) **$PRTA = -0.6069 + 1.419 PHTI - 0.2325 PHTI^2$** , ($R^2 = 73.4\%$, $R^2_{aj} = 71.9\%$, error=0.26%).

Donde:

- PRTA: peso de tarso obtenido por raspado.

- PHTI: peso de tibia obtenido por hervido.

H) $PHTA = 4.259 - 6.382 PHTI + 3.790 PHTI^2 - 0.6724 PHTI^3$, ($R^2 = 84.2\%$, $R^2_{aj} = 82.9\%$, $error=0.07\%$).

Donde:

- PHTA es el peso de tarso obtenido por hervido.
- PHTI es el peso de tibia obtenido por hervido.

I) $LRFE = 2132 - 132.0 LHTA + 2.761 LHTA^2 - 0.01907 LHTA^3$, ($R^2 = 71.3\%$, $R^2_{aj} = 68.9\%$, $error=1.47\%$).

Donde:

- LRFE: longitud del fémur obtenido por raspado.
- LHTA: longitud del tarso obtenido por hervido.

J) $LHTA = 10.67 + 0.7746 LHFE$, ($R^2 = 74.6\%$, $R^2_{aj} = 74.0\%$, $error=1.1\%$).

Donde:

- LHTA: longitud de tarso en hervido.
- LHFE: longitud de fémur en hervido.

K) $PRTA = 0.3623 + 0.6379 PRFE$, ($R^2 = 76.6\%$, $R^2_{aj} = 76.0\%$, $error=0.3\%$).

Donde:

- PRTA es el peso de tarso obtenido por raspado.
- PRFE es el peso de fémur obtenido por raspado.

L) $PHTA = - 0.1038 + 1.301 PRFE - 0.2416 PRFE^2$, ($R^2 = 74.5\%$, $R^2_{aj} = 73.2\%$, $error=0.09\%$).

Donde:

- PHTA: peso de tarso obtenido por hervido.
- PRFE: peso de fémur obtenido por raspado.

M) $RRTI = 268.1 - 409.7 PRTI + 213.5 PRTI^2 - 34.47 PRTI^3$, ($R^2 = 64.2\%$, $R^2_{aj} = 61.1\%$, $error = 5.00\%$).

Donde:

- RRTI: resistencia de tibia obtenida por raspado.
- PRTI: peso de tibia obtenido por raspado.

N) $PRFE = - 320.2 + 20.18 LRFE - 0.4226 LRFE^2 + 0.002956 LRFE^3$, ($R^2 = 55.2\%$, $R^2_{aj} = 51.5\%$, $error=0.28\%$).

Donde:

- PRFE: peso de fémur obtenido por raspado.

- LRFE: longitud de fémur obtenido por raspado.

O) **PHFE = - 2.002 + 0.07234 LHFE**, ($R^2 = 52.5\%$, $R^2_{aj} = 51.3\%$, error=0.17%).

Donde:

- PHFE: peso de fémur obtenido por hervido.
- LHFE: longitud de fémur obtenido por hervido.

Las curvas correspondientes a las ecuaciones antes mencionadas se presentan del ANEXO XXXIII al ANEXO XLVII.

4.1.3. Correlación y regresión entre las variables de integridad esquelética correspondientes a cada método de obtención

Se determinó el grado de correlación entre las variables de integridad esquelética dentro del mismo procedimiento (hervido o raspado).

Los valores correlativos fueron obtenidos con el Coeficiente de Correlación de Pearson, prueba que fue ejecutado con el programa SPSS versión 24.0. Los resultados de las correlaciones de las variables por proceso entre los tres huesos se presentan del Cuadro 8 al 13 y del ANEXO XXIV al ANEXO XXIX.

- **Tibia**

Las variables a correlacionar en tibia fueron: peso, longitud, diámetro y resistencia a la ruptura. En el Cuadro 8, se muestran los valores correlativos entre los dos métodos de obtención del hueso, donde el método de raspado muestra valores de correlación estadísticamente significativos ($P < 0.01$) y positivos entre: peso y resistencia ($r = 0.785$), peso y diámetro ($r = 0.582$), peso y longitud ($r = 0.686$), así mismo se encontró una correlación positiva moderada y estadísticamente significativa ($P < 0.05$) entre la longitud y resistencia ($r = 0.447$), mientras que no hubo correlación entre la longitud y diámetro ($r = 0.143$).

Con respecto a las correlaciones obtenidas por el método del hervido (Cuadro 9) muestra valores de correlación estadísticamente significativos ($P < 0.01$), entre: peso y longitud ($r = 0.647$), peso y diámetro ($r = 0.586$), peso y resistencia ($r = 0.449$), diámetro y resistencia ($r = 0.475$), así mismo se encontró una correlación positiva débil y estadísticamente significativamente ($P < 0.05$) entre longitud y resistencia ($r = 0.360$), pero no se encontró correlación entre: resistencia y diámetro ($r = 0.234$), longitud y diámetro ($r = -0.32$).

Cuadro 8: Correlación entre las características de integridad en tibia obtenida por raspado.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	0.143	0.582**	0.475**
Longitud		1	0.686**	0.447*
Peso			1	0.785**
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Cuadro 9: Correlación entre las características de integridad en tibia obtenida por hervido.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	-0.032	0.586**	0.234
Longitud		1	0.647**	0.360*
Peso			1	0.449**
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

La correlación obtenida para el peso y la resistencia a la ruptura entre el método de obtención raspado y hervido fue de $r=0.785$ y $r=0.449$, respectivamente, valores correlativos similares entre peso y resistencia fueron reportados por Kim *et al.* (2004) quienes trabajaron con preparación de huesos frescos ($r=0.526$), midiendo primero la resistencia, y en la preparación de huesos secos ($r=0.620$), donde primero sometieron los huesos a 100°C por 24 horas y posteriormente se midió la resistencia.

La correlación encontrada, entre el peso y la resistencia ósea en tibia en pollos de 6 semanas de edad, por González- Cerón *et al.* (2015) fue positiva moderada ($r= 0.38$) con $P<0.01$, cuyo valor es menor al reportado por ambos métodos de obtención, lo que se supone que la correlación entre el peso y resistencia se disminuye con la edad. La correlación obtenida por el mismo autor, entre peso óseo y longitud fue positiva considerable ($r=0.70$) en pollos de carne de 28 días, siendo similar al obtenido por ambos métodos de obtención: raspado ($r= 0.686$) y hervido ($r= 0.647$); esto indicaría que el método de obtención afecta poco la afinidad entre dichas características. Además que la longitud al ser una variable medida en un solo plano (unidimensional), no tendría porque necesariamente ser completamente correlativo

con el peso, ya que dicha variable depende más de la densidad mineral en el hueso y no de alguna de las medidas morfométricas.

La correlación entre los diámetros con el peso de las tibias obtenidos por el método del raspado y hervido fueron de $r=0.582$ y $r= 0.586$, respectivamente, siendo muy similares, pudiendo afirmar que el método de obtención no tuvo ningún efecto sobre la correlación entre estas variables. Estudios anteriores muestran similitud con estos resultados, González-Cerón *et al.* (2015) obtuvo un valor correlativo positivo considerable ($r= 0.68$) entre el peso y diámetro en tibias.

La correlación entre resistencia y diámetro en tibia fueron positivas para ambas metodologías, pero la correlación fue mayor en el método de obtención por raspado ($r= 0.475$) mientras que para el método de hervido fue menor ($r= 0.234$), esto puede deberse a que la resistencia al ser afectada por el método de obtención, altera indirectamente su afinidad con el diámetro. La correlación obtenida por el método de raspado con respecto a la resistencia y diámetro es concordante con lo encontrado por González- Cerón *et al.* (2015) quién encontró un coeficiente de correlación de $r= 0.53$, esto indicaría que el método de raspado es el más recomendable al evaluar la tendencia entre estas dos características.

La correlación encontrada entre las longitud y resistencia para ambos métodos de obtención fueron los siguientes: raspado ($r= 0.447$) y hervido ($r= 0.360$), siendo ambos positivos moderados y próximos, lo que indica que la correlación entre dichas variables es ligeramente afectada por el método de obtención. Por otro lado, estos valores son ligeramente superiores al encontrado por González- Cerón *et al.* (2015) quienes obtuvieron una correlación fenotípica positiva débil de 0.24 en pollos de carne de seis semanas de edad, existiendo poca afinidad entre estas dos variables independiente del método de obtención, esta poca afinidad se debe a la diferencia de edades del presente experimento y la del autor; y que las variables analizadas tienden a aumentar la brecha de uniformidad en relación a la edad. Estos resultados sugieren que la afinidad entre las características de integridad esquelética son mayores cuando su proceso de obtención es por raspado, y en base a los resultados de la prueba T de Student, podría sugerirse que el método de raspado es el más apropiado para evaluar la integridad esquelética en tibia.

- **Fémur**

La correlación entre longitud y peso en fémur (Cuadro 10 y 11) fueron positivas considerables en ambos métodos: $r=0.721$ en raspado y $r=0.725$ en hervido. Esto señala que a mayor longitud aumenta igualmente el peso y viceversa, esto concuerda con la comparación de medias (T de Student) de dichas características, ya que no evidenciarán diferencia estadística ($P>0.05$) entre ambos métodos de obtención, por lo que justifica que no se altere la afinidad entre el largo y peso de hueso.

Cuadro 10: Correlación entre las características de calidad ósea en fémur obtenido por raspado.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	0.032	0.438**	0.160
Longitud		1	0.721**	0.206
Peso			1	0.449**
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Cuadro 11: Correlación entre las características de calidad ósea en fémur obtenido por hervido.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	0.132	0.628**	0.202
Longitud		1	0.725**	0.240
Peso			1	0.470**
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Se encontró antecedente bibliográfico acerca de la correlación de peso y longitud en fémur, pero existen muchos estudios acerca de la correlación entre longitud de fémur y peso corporal, en fetos humanos (Honarvar *et al.*, 2001), en venados (Uvalle *et al.*, 2013), además dichas evaluaciones fueron orientadas al estudio de fracturas por estar muy relacionadas (Jain *et al.*, 2012).

La correlación obtenida entre peso de hueso y resistencia por raspado y hervido fueron de $r=0.449$ (Cuadro 10) y $r=0.470$ (Cuadro 11), respectivamente; valores similares fueron

encontrados en un estudio realizado en hueso fresco y seco de gallinas donde se evaluó las correlaciones entre el peso y resistencia, siendo el primero (hueso fresco) sometido inmediatamente a ruptura ($r= 0.515$) y en el segundo caso (hueso seco) sometidos a 100°c por 24 horas ($r=-0.245$) (Kim *et al.*, 2004).

- **Tarso**

El resultado encontrado para la correlación entre diámetro y peso correspondiente al método de obtención por raspado (ver Cuadro 12) fue altamente significativa ($P<0.01$) y positiva media ($r=0.583$), mientras que para el método de obtención por hervido (ver Cuadro 13) positivo débil ($r=0.363$). En estudios anteriores muestran cierta similitud con los resultados obtenidos, Gonzáles- Cerón *et al.* (2015) reportaron una correlación positiva media entre el diámetro y el peso ($r=0.46$).

Cuadro 12: Correlación entre las características de calidad ósea en tarso obtenido por raspado.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	0.149	0.583**	0.002
Longitud		1	0.461**	0.152
Peso			1	0.267
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

*. La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Cuadro 13: Correlación entre las características de calidad ósea en tarso obtenido por hervido.

	Diámetro	Longitud	Peso	Resistencia
Diámetro	1	0.607**	0.363*	0.523**
Longitud		1	0.403**	0.259
Peso			1	0.485**
Resistencia				1

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

*. La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Con respecto a la longitud y peso, los valores correlativos para el método de obtención por raspado ($r=0.461$) y por hervido ($r=0.403$) fueron positivos medio, altamente correlativos ($P<0.01$) y muy similares, esto indica el poco efecto de la metodología de obtención del hueso sobre la afinidad entre ambas variables. Esto se justifica ya que ninguna de las características obtenidas por un diferente procesamiento mostró diferencias estadísticas, como se vio anteriormente al realizar la prueba T de Student. Por otro lado, estos datos son menores al valor indicado por González- Cerón *et al.* (2015) quienes reportaron una correlación positiva moderada ($r=0.68$) entre longitud y peso para tarso en aves de 6 semana de edad, esto indicaría que la afinidad de dichas variables se incrementa con la edad del ave.

En los huesos correspondientes al método de obtención por hervido, se encontraron valores de correlación estadísticamente significativos ($P<0.01$) y positivos moderados entre longitud y peso ($r=0.403$), diámetro y resistencia ($r=0.523$), longitud y diámetro ($r=0.607$), peso y resistencia ($r= 0.485$), lo que sugiere que el método más apropiado para evaluar la correlación entre variables de integridad esquelética en tarso se obtiene valores más favorables cuando el hueso es hervido durante su limpieza. Se encontró una correlación significativa ($P<0.05$), positiva débil entre diámetro y peso en tarso ($r= 0.363$) mientras que no existió correlatividad entre la resistencia y la longitud.

4.2. Experimento 2: Predicción de la resistencia ósea como indicador de integridad esquelética en pollos de carne de 21 días

Se realizó el supuesto de normalidad y posteriormente se determinó las variables de integridad esquelética a partir las tibias izquierdas obtenidas por el método del raspado, los resultados a se presentan en el ANEXO IX, la descripción estadística de estas características se muestra en el Cuadro 14.

La correlación de Pearson entre la resistencia y las variables de calidad ósea se presenta en el Cuadro 15 y en el ANEXO XXVIII. Así mismo, el grado correlativo mostró cuanta afinidad existe entre la resistencia y las características de integridad esquelética. Aquellas variables que mostraron mayor grado correlativo fueron consideradas para proponer las ecuaciones predictoras, donde la resistencia ósea se consideró como variable dependiente.

Cuadro 14: Estadística descriptiva de las características de integridad esquelética en tibia.

Características	X ± Sx*	Mínimo	Máximo	CV (%)
Resistencia ósea, kgf	22.25 ± 0.89	12.35	29.95	22.48
Diámetro, mm	5.88 ± 0.17	4.99	6.59	7.29
Longitud, mm	62.83 ± 0.36	56.6	67.94	4.76
Peso, g	2.01 ± 0.19	1.32	2.57	14.8
Densidad, g/cm ³	0.81 ± 0.13	0.57	1.19	17.18
Índice de Robusticidad, cm/g ^{1/3}	5.00 ± 0.09	4.64	5.42	4.27
Índice de Quetelet, mg/(mm) ²	0.51 ± 0.08	0.37	0.59	11.55
Índice de Seedor, mg/mm	31.89 ± 0.63	22.22	38.81	12.39

*X±Sx : Media ± error de la desviación estándar

CV: coeficiente de variación

Los promedios de la densidad y los indicadores de mineralización en tibia: densidad, índice de Robusticidad, índice de Quetelet, índice modificado de Seedor fueron de 0.81 g/ml, 5.00, 0.51 mg/mm², 31,89 mg/mm, respectivamente.

La densidad de tibia es ligeramente superior a la encontrada por Wang *et al.* (2015) y Uculmana (2015), quienes reportaron valores de 0.755 g/ml y 0.740 g/ml, respectivamente, mientras que Peceros (2015) reportó una densidad promedio de 1.01 g/ml.

El índice de Robusticidad concuerda con Peceros (2015) y Uculmana (2015) quienes encontraron valores similares de 5.01 y 5.08 (mm/mg³), respectivamente, pero un valor mayor 5.94 (mm/mg³) fue reportado por Ogunwole (2015). El índice de Quetelet concuerdan con Peceros (2015) y Uculmana (2015), quienes encontraron valores de 0.53 mg/mm² y 0.5 mg/mm², respectivamente; y el índice modificado de Seedor reportado por Peceros (2015), Uculmana (2015) y Ogunwole (2015) fueron de 35.63, 32.42 y 40.90 mg/mm, respectivamente, valores superiores al encontrado.

Se obtuvo una correlación positiva media (r=0.475), altamente significativa (P<0.01) entre resistencia y diámetro, este resultado es próximo con lo señalado por Gonzáles- Cerón *et al.* (2015), quienes reportaron una correlación positiva media de 0.53 que es muy cercano al encontrado. Se encontró una correlación positiva media (r=0.447) altamente significativa

($P < 0.01$) entre resistencia y longitud, estos dos valores indican que a mayor longitud o diámetro le corresponde mayor resistencia, y viceversa.

Cuadro 15: Correlación entre la resistencia ósea y las características de Integridad esquelética en tibia.

Variables de Integridad esquelética en tibia		Correlación de Pearson
Resistencia	Resistencia	1
Resistencia	Diámetro	,475**
Resistencia	Longitud	,447**
Resistencia	Peso	,785**
Resistencia	Densidad	,453**
Resistencia	I. Robusticidad	-,530**
Resistencia	I. Quetelet	,691**
Resistencia	I. Seedor	,761**

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

Las medidas del hueso (diámetro y longitud) están asociados a su forma y están diseñados para neutralizar tensiones (carga y resistencia), así mismo existen estudios donde se afirma que los parámetros morfométricos cuantifican el comportamiento biomecánico del tejido óseo. La morfología está estrechamente relacionada e influye sobre las propiedades biomecánicas del hueso, ya que ellos pueden cuantificar su comportamiento biomecánico del tejido (Fioretti *et al.*, 2014; Wang *et al.*, 2010).

Los resultados concuerdan con los manifestado por Kapelański *et al.* (2011) quienes reportaron en un estudio realizado en cerdos que los huesos tibiales más grandes resultaron con mayor resistencia a las cargas de flexión que causan fracturas mecánicas lo que explica el valor correlativo obtenido entre la longitud, diámetro y peso de tibia con la resistencia a la ruptura en tibias. Una correlación positiva pero débil ($r=0.24$) fue reportado por González-Cerón *et al.* (2015) entre la resistencia ósea y la longitud de la tibia en pollos de carne, también afirman que el tamaño de los huesos no refleja necesariamente la calidad del mismo.

La correlación obtenida entre la resistencia ósea y peso de tibia ($r=0.785$) fue altamente significativa ($P<0.01$), superior a la correlación estimada por Wang *et al.* (2015) quienes reportaron un coeficiente de correlación de 0.280 y un valor de probabilidad de 0.001, afirmando que el peso del hueso se correlaciona positivamente con la fuerza absoluta de la ruptura del hueso. González- Cerón *et al.* (2015) encontraron un valor correlativo positivo ($r=0.38$) entre la resistencia ósea y el peso. En otros estudios se encontró que las estimaciones de correlaciones genéticas entre peso óseo y la resistencia a la ruptura fue de $r=0.415$ (Peixoto *et al.*, 2010), afirmando la relación existente entre estas dos variables. Estos resultados se explican porque el peso del hueso y la resistencia ósea se basan en la fase mineral de la tibia que constituye aproximadamente el 70% de la masa ósea, el contenido mineral del hueso es el principal determinante en sus propiedades mecánicas (González-Cerón *et al.*, 2015).

Cabe mencionar en relación al peso del ave, se ha observado que en pollos de líneas genéticas con mayor velocidad de crecimiento tibias más fuertes en edades iguales; sin embargo, estas diferencias no se observan cuando los pesos vivos son iguales (Mc Devitt *et al.*, 2006), teniendo así en cuenta que la fortaleza ósea está en función del peso corporal y no en relación a la velocidad de crecimiento (Kestin *et al.*, 1992).

El coeficiente de correlación entre resistencia y densidad en tibia fue de 0.453, este dato indica un relación positiva débil entre estas características, así mismo presenta una significancia elevada ($P<0.01$), según estos datos se indica que la variación de la densidad no estaría directamente asociados con la resistencia, esto es afirmado también por González-Cerón *et al.* (2015) quienes concluyeron que la fuerza de rotura se asocia positivamente con las características óseas excepto con la densidad, encontrando una correlación negativa débil ($r= -0.29$) con una significancia de $P < 0.0001$.

Según los estudios obtenidos para la correlación entre la resistencia con el índice de Seedor y el índice de Quetelet, las dos correlaciones son positivas considerables ($r= 0.770$ y $r= 0.709$, respectivamente) y altamente significativos ($P<0.01$). En ambos casos indican que la resistencia ósea tiene una fuerte correlación con ambos indicadores de mineralización. Mendes *et al.* (2006) encontraron una correlación alta ($r=0.620$) significativa ($P<0.05$) entre la resistencia ósea y el índice de Seedor, en fémur de gallinas reproductoras de la línea Ross, así mismo afirman que existe una alta correlación entre las características de calidad ósea.

Continuando con el análisis de los indicadores de mineralización, se obtuvo una correlación negativa entre la resistencia y el índice de Robusticidad ($r = -0.554$) lo que indica que la resistencia ósea guarda una correlación moderada con esta característica. Los indicadores de correlación reflejan, o explican en cierta medida la integridad y constitución del tejido óseo, entre ellos las propiedades biomecánicas del hueso, cuya principal particularidad permite que el esqueleto de soporte a las fuerzas ejercidas, opuestas a la reacción de soporte del animal; entre ellos la gravedad, y cargas adicionales (Boivin y Meunier, 2002; Gónzales-Cerón *et al.*, 2016)

El coeficiente de correlación de Pearson fue positiva fuerte y altamente significativa ($P < 0.01$) entre la resistencia a la ruptura y los indicadores de mineralización. Los resultados obtenidos entre las características de integridad esquelética de tibia destacan la importancia de los indicadores de mineralización y el peso del hueso en las correlaciones.

El peso óseo, índice de Seedor e índice de Quetelet serán aplicados para generar una fórmula matemática para predecir la resistencia ósea a partir de algunas variables de integridad esquelética, y en una forma práctica el uso de una ecuación de predicción puede reemplazar el método utilizado para determinar esta variable, donde se hace la utilización de un Durómetro como equipo de medición, y sin tener que aplicar métodos destructivos.

4.3. Ecuaciones de predicción de la resistencia ósea

Las características de integridad esquelética de tibia correspondientes al segundo experimento, fueron utilizados para predecir el valor de la resistencia ósea, empleándose la ecuación de regresión lineal con el programa estadístico Minitab, para ello se consideró como Variable dependiente a $Y =$ Resistencia ósea (kgf), y como variables independientes a $X_1 =$ Peso del hueso (g), $X_2 =$ Índice de Quetelet y $X_3 =$ Índice de Seedor.

Fórmula 1: Ecuación lineal para estimar la resistencia ósea

La resistencia puede estimarse a partir del peso del hueso. La ecuación lineal para tal propósito es la siguiente: $Y = -13.03 + 20.44 (X_1)$, donde: Y es la Resistencia ósea (kgf) y X_1 es el peso de tibia. ($S = 6.164$, $R^2 = 0.5738$, R^2 ajustado: 0.5623), el gráfico, histograma y normalidad se muestran en el ANEXO XXIX. El esquema del gráfico lineal se muestra en la Figura 13.

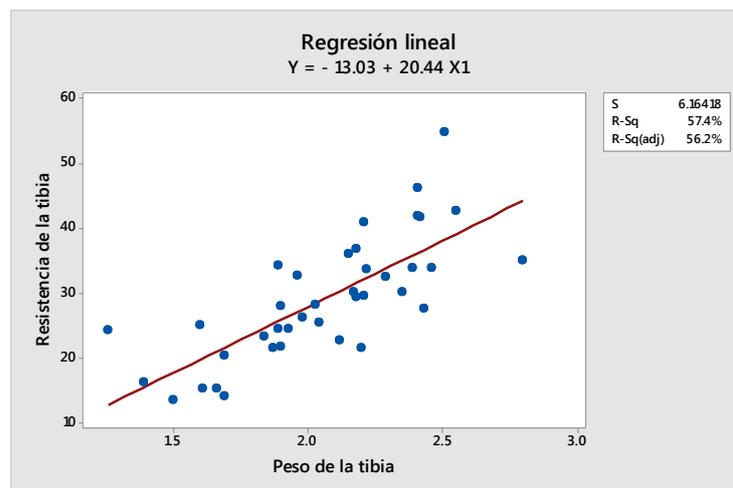


Figura 13. Esquema del gráfico lineal de la fórmula 1.

En el Cuadro 16 se muestra el análisis de varianza correspondiente a la Fórmula 1 de predicción.

Cuadro 16: Análisis de varianza de la Fórmula 1 para estimar la resistencia.

Fuente de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Suma de cuadrado	P value
Regresión	1	1892.96	1892.96	0.0001
Error	37	1405.89	38.00	
Total	38	3298.85		

Fórmula 2: Ecuación lineal múltiple para estimar la resistencia ósea

La resistencia también puede estimarse a partir de los indicadores de mineralización. Los gráficos de normalidad e histograma se muestran en el ANEXO XXX. La ecuación lineal múltiple usando los datos del presente estudio es la siguiente: $Y = 7.6 + 1.22 X_2 - 91 X_3 + 1.68 X_2 * X_3$, donde: Y es la Resistencia ósea, $X_2 =$ Índice de Seedor y $X_3 =$ Índice de Quetelet. (S: 6.22, R^2 : 58.89%, R^2_{aj} : 0.554, R^2_{pred} : 0.404). El análisis de varianza de la Fórmula 2 se muestra en el Cuadro 17.

Ambas fórmulas presentan un valor de R^2 débil, este coeficiente de determinación no debe utilizarse como un indicador exclusivo para determinar la bondad de ajuste de los modelos de regresión (Inca, 2016). Así mismo, el cálculo del error estándar entre los valores estimados y observados de la resistencia en tibia resulta 0.66% para la Fórmula 1 y 0.31% para la Fórmula 2, valores por debajo del valor aceptable de error (5%).

Cuadro 17: Análisis de varianza de la Fórmula 2 para estimar la resistencia.

Fuente de variación	Grado de Libertad	Suma de cuadrados Ajustado	Suma de cuadrado medio - Ajustado	P value
Regresion	3	1942.79	647.60	0.0001
Quetelet	1	25.54	25.54	0.4220
Seedor	1	27.37	27.37	0.4060
Quetelet*Seedor	1	13.29	13.29	0.5620
Error	35	1356.06	38.74	
Total	38	3298.85		

V. CONCLUSIONES

Bajo las condiciones en que se realizó el presente estudio se concluye lo siguiente:

- Los métodos de obtención del hueso (raspado y hervido) no afectan el diámetro, longitud y peso, en fémur y tarso, pero la resistencia se ve disminuida con el hervido.
- El método de hervido disminuye la longitud, peso y resistencia en tibia, pero no afecta el diámetro de la diáfisis.
- Existe una correlación alta entre los indicadores de mineralización, peso y la resistencia ósea en tibia.
- Las ecuaciones de predicción de la resistencia ósea a partir de indicadores de integridad esquelética del presente estudio fueron: $Y = -13.03 + 20.44 (X_1)$ con $R^2_{aj} = 0.5623$ y $Y = 7.6 + 1.22 X_2 - 91 X_3 + 1.68 X_2 * X_3$ con $R^2_{aj} = 0.5537$; donde “Y” es la resistencia ósea y “X₁” es el peso del hueso, “X₂” es el índice de Seedor y “X₃” es el índice de Quetelet, para ambos de R² débil.

VI. RECOMENDACIONES

En base a los resultados obtenidos, se recomienda:

- Utilizar el método de raspado para la evaluación de integridad esquelética de tibia, y cualquiera de los dos métodos de obtención para el fémur.
- Utilizar la metodología del hervido para la evaluación de integridad esquelética en tarso, ya que presenta mayores valores correlativos entre sus características morfométricas, peso y resistencia.
- Realizar estudios posteriores para evaluar la aplicación del modelo propuesto en el presente estudio.
- Utilizar las ecuaciones de predicción propuestas en el presente estudio que tienen como variables predictoras características de fácil medición como el peso, y los indicadores de mineralización.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adeniran, O. 2015. Bone characteristics of broiler chickens fed diets supplemented with graded levels of vitamin C. *Agricultural Biology Journal of Nutrition*. Am,6: 30-33.

Alcamo, I.E. 2003. ANATOMY- Coloring Workbook. The Princeton Review Publishing, L.L.C. Random House, Inc, New York. 2nd Edition. Pag. 20, 21.

An, Y.H., Barfield W.R., Draughn R.A. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. En: An YH, Draughn RA, editors. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press LLC (Boca Raton, FL, USA) 2000; pp.23-40.

Bankoff, A.D. 2012. Biomechanical characteristics of the bone. Tesis. University Of Campinas. Brazil. DOI: 10.5772/19690.

Bauer, J. S., Sidorenko, I., Mueller, D., Baum, T., Issever, A. S., Eckstein, F., et al. (2014). Prediction of bone strength by μ CT and MDCT-based finite-element-models: How much spatial resolution is needed? *European Journal of Radiology*, 83(1), e36-e42. doi:10.1016/j.ejrad.2013.10.024.

Beckmann, J., Springorum, R., Vettorazzi, E., Bachmeier, S., Lüring, C. 2011. Fracture prevention by femoroplasty cement augmentation of the proximal femur. *Journal of Orthopaedic Research*. 29: 1753–1758.

Bergwitz, C. and Juppner, H. Regulation of phosphate homeostasis by PTH, vitamin D, and FGF23. *Annu Rev Med*. 2010; 61: 91–104.

Betancur, A.L., Giraldo, M.E., Sandoval, S.J., Jiménez. 2015. Procedimiento para la obtención de hidroxiapatita a partir del hueso. Centro de Investigación y de estudios avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Universidad Nacional de México.

Boivin, G. and Meunier, P.J. 2002. The degree of mineralization of bone tissue measured by computerized quantitative contact microradiography. *Calcif. Tissue Int.*70:503–511.

Bolotin, H.H. 2007. DXA in vivo BMD methodology: An erroneous and misleading research and clinical gauge of bone mineral status, bone fragility, and bone remodelling. *Bone* 41:138-154.

Bonser, R.H.C. and Casinos A. 2003. Regional variation in cortical bone properties from broiler fowl. A first look. *Br. Poultry Science*. 44: 350–354.

Boyle, C. 2010. Maceration and preparation of mamma skeletons for long term curation. Archaeology and forensic laboratory. University of Indianapolis.

Britton J & J Shepherd. 2005. Biometric data to facilitate the diet reconstruction of piscivorous fauna. *Folia Zoology* 54(1-2): 193-200.

Bruno, L.D., Furlan, R.L., Malheiros, E.B., Macari, M. 2000. Influence of early quantitative food restriction on long bone growth at different environmental temperatures in broiler chickens. *Br Poult Sci*: 41(4):389-94.

Cobb Vantress. 2015. Cobb 500 Broiler Performance & Nutrition Supplement. 2015.

Colet, S., Garcia, R.G., Almeida Paz, I.C.L., Caldara, F.R., Borille, R., Royer, A.F.B., Nääs, I.A., & Sgavioli, S. 2015. Bone characteristics of broilers supplemented with vitamin D. *Revista Brasileira de Ciência Avícola*, 17(3), 325-332. <https://dx.doi.org/10.1590/1516-635x1703325-332>.

Copp G & V Kovác. 2003. Biometric relationships between body size and bone lengths in fish prey of the Eurasian otter *Lutra lutra*: chub *Leuciscus cephalus* and perch *Perca fluviatilis*. *Folia Zoology* 52(1): 109-112.

Crenshaw, T. D., Peo, E. R., Lewis, A. J. and Moser, B. D. 1981. Bone strength as a trait for assessing mineralization in swine: A critical review of techniques involved. *J. Anim. Sci.* 53:827–835.

Cullinane, D.M. 2002. The role of osteocytes in bone regulation: Mineral homeostasis versus mechanoreception. *J Musculoskel Neuron Interact* 2002; 2(3):242-244.

Da Silva, C.S., Baraldi, S.M., Francelino, L., Mack, O., Quirino, M.J., Olive, D. 2006. Densidade óssea de frangos de corte alimentados com diferentes níveis de aminoácidos e cálcio durante a fase final de criação. *Maringá*, v. 28, n. 2, p. 203-208.

Deluca, H.F. 1980. The control of calcium and phosphorus metabolism by the vitamin d endocrine system. Full publication history. Doi: 10.1111/j.1749-6632.1980.tb21323.x

Donnelly, E. 2010. Métodos para la evaluación de la calidad ósea: una reseña. *Clin Orthop Relat Res.* 469(8): 2128-38.

Dong, X. N., Guda, T., Millwater, H. R., & Wang, X. 2009. Probabilistic Failure Analysis of Bone Using a Finite Element Model of Mineral-Collagen Composites. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 202–209. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.022>

Dos Santos, R.F. 2016. Parâmetros biofísicos e morfométricos dos ossos, músculos e cartilagens articulares de frangos de corte saudáveis e com discondroplasia tibial. Jaboticabal. Universidad Estatal Paulista. Facultad de ciencias agrarias y veterinarias. Brasil. P. 23.

Falco, J., Franceschelli, I., Maro, M. 2001. Método de Arquímedes para determinar densidades. Análisis gráfico de resultados experimentales (en línea). Universidad de San Andrés. Argentina. Consultado el 13 de jul. 2017. Disponible en: https://www.fisicarecreativa.com/informes/infor_mecanica/densidades_udesa1.pdf

Favus, M. J., Bushinsky, D.A. and Lemann, J.J. Regulation of calcium, magnesium, and phosphate metabolism. 2006. American Society for Bone and Mineral Research. Chapter 13.

Fernandes, B.C., Martins, M.R., Fernandes, B., Mendes, A.A., Almeida Paz, I.C.L., Komiyama, C.M., Milbradt, E.L. & Martins, B.B. 2012. Locomotion problems of broiler chickens and its relationship with the gait score. *Revista Brasileira de Zootecnia*, 41(8), 1951-1955. <https://dx.doi.org/10.1590/S1516-35982012000800021>

Fioretti, R.C. 2014. Morfometría y Compresión en la mitad de la diáfisis del fémur de perro. Congreso Virtual de Ciencias Morfológicas. Argentina.

Florencio-Silva, R., Rodrigues Da Silva, G.S., Sasso-Cerri, E., Simões, M.J., Cerri, P.S. 2015. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *Biomed Res Int*: 421746. doi: 10.1155/2015/421746.

Gandhi, S., Singla, R. K., Kullar, J. S., Suri, R. K., & Mehta, V. 2014. Morphometric Analysis of Upper End of Tibia. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 8(8), AC10–AC13. <http://doi.org/10.7860/JCDR/2014/8973.4736>.

Garcia, A. F. Q. M., Murakami, A. E., Duarte, C. R. Do A., Rojas, I. C. O., Picoli, K. P., & Puzotti, M. M. 2013. Use of Vitamin D₃ and Its Metabolites in Broiler Chicken Feed on Performance, Bone Parameters and Meat Quality. *Asian-Australasian Journal of Animal Sciences*, 26(3), 408–415. <http://doi.org/10.5713/ajas.2012.12455>.

Garcia A. R. And Dale N. M. 2006. Foot Ash as a Means of Quantifying Bone Mineralization in Chicks. *J Appl Poult Res*; 15 (1): 103-109.

Geil MD. 2005. Consistency and accuracy of measurement of lower extremity amputee anthropometrics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42(2), 131-140.

Gilbert L. 2001. THE SKELETAL SYSTEM - Insider's guide to the body (First Edition). The Rosen Publishing Group. New York. Pag. 13, 14.

González-Cerón, F., Rekaya, R., Aggrey, S. E. 2015. Genetic analysis of bone quality traits and growth in a random mating broiler population. *Poult Sci*: 94 (5): 883-889. doi: 10.3382/ps/pev056.

Goodyear, S.R and Aspden, R.M., 2012. Mechanical properties of bone ex vivo. *Methods Mol. Biol.* 816, 555–571.

Growel Agrovet Private Limited. 2015. Mineral Deficiencias in Poultry (en línea). Consultado el 23 de dic. 2016. Disponible en: <http://www.growelagrovet.com/mineral-deficiencias-in-poultry/>.

Guede, D., González, P., & Caeiro, J.R. 2013. Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, 5(1), 43-50. <https://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2013000100008>

Hall, L.E., Shirley, R.B., Bakalli, R.I., Aggrey, S.E., Pesti, G.M., Edwards, H.M. 2003. Power of two methods for the estimation of bone ash of broilers. *Poult Sci.* 82(3):414-8.

Han, J.C., Qu, H.X., Wang, J.G., Chen, G.H., Yan, Y.F., Zhang, J.L., Hu, F.M., You, L.Y., & Cheng, Y.H. 2015. Comparison of the Growth and Mineralization of the Femur, Tibia, and Metatarsus of Broiler Chicks. *Revista Brasileira de Ciência Avícola*, 17(3), 333-340. <https://dx.doi.org/10.1590/1516-635X1703333-340>.

Hernández, S. R., Fernández, C. C., & Baptista, L. P. 2010. Metodología de la investigación. 5ª Edición. McGraw-Hill. México, DF. Pág 311, 312.

Hollinger, J. O., Einorn, T. A., Doll, B., Sfeir, C. 2004. BONE TISSUE ENGINEERING. CRC press LLC. 352 páginas. Pag 3, 4, 5.

Holtrop, M.E. 1975. The ultrastructure of bone. *Ann Clin Lab Sci*: 5(4):264-71.

Honarvar, M., Allahyari, M., Dehbashi, S. 2001. Assessment of fetal weight based on ultrasonic femur length after the second trimester. *Int J Gynaecol Obstet.* 73(1):15-20.

Hossain, M. A., Islam, A. F., & Iji, P. A. 2014. Effect of Production Phase on Growth, Enzyme Activities and Feed Selection of Broilers Raised on Vegetable Protein Diet. *Asian-Australasian Journal of Animal Sciences*, 27(11), 1593–1599. <http://doi.org/10.5713/ajas.2013.13712>.

Hwang, Y. H., Kang, K. Y., Nam, S. J., Son, Y. J., Yee, S. T. 2016. The protective effects of alisol a 24-acetate from *Alisma canaliculatum* on ovariectomy Induced bone loss in vivo. *Molecules.* 9; 21(1):74. doi: 10.3390/molecules21010074.

IBM SPSS Statistics. 2016. Software de analítica predictiva. <https://www-01.ibm.com/software/pe/analytics/spss/>

Inca, J.S. 2016. Validación de ecuaciones de predicción de la calidad de huevo en gallinas de última fase productiva. Maestría de Nutrición. Universidad Nacional Agraria la Molina.

Jain, T. P. and Thorn, M. 2012. Atypical femoral fractures related to bisphosphonate therapy. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, 22(3), 178–181.
<http://doi.org/10.4103/0971-3026.107178>

Jamroz, D., Wertelecki, T., Żyłka, R., Bodarski, R., Gajda-Janiak, A. 2004. Mechanical, chemical and spectroscopic analysis of mineralisation rate as methods of bones quality determination in broiler chickens, *Ejpau* 7(2), #04. Available Online:
<http://www.ejpau.media.pl/volume7/issue2/animal/art-04.html>.

Jarama, C.F. 2016. Evaluación de caracteres de crecimiento y mortalidad en dos líneas de pollo de engorde en condiciones de altitud. Tesis para optar el grado de lic. Universidad Politécnica Salesiana - Sede Cuenca. Cuenca, Ecuador.

Jendral, M. J., Korver, D. R., Church, J. S., Feddes, J. R. 2008. Bonemineral density and breaking strength of white leghornshoused in conventional, modified, and commercially availablecolony battery cages. *Poult. Science*. 87:828-837.

Jianhua, H., A. Ohtsuka and K. Hayashi. 2000. Selenium influences growth via thyroid hormone status in broiler chickens. *Br. J. Nutr.* 84:727-732

Kapelański, W., Topoliński, T., Grajewska, S., Bocian, M., Jankowiak, H. 2011. Bone strength (*ossis tibiae*) of native pigs złotnicka spotted breed and crossbreds of polish large white and polish landrace pigs. *Journal of Central European Agriculture*: 12(4), p.542-556.

Kestin, S. C., Knowles, T. G., Tinch, A. E., Gregory, N. G. 1992. Prevalence of leg weakness in broilers chickens and its relationship with genotype. *Vet. Rec.* 131(9):190-194.

Kim, W. K., Bloomfield, S. A., Ricke, S. C. 2011. Effects of age, vitamin D3, and fructooligosaccharides on bone growth and skeletal integrity of broiler chicken. *Poult Science*; 90:2425-2432.

Kim, W. K., Donalson, L. M., Herrera, P., Woodward, C. L., Kubena, L. F., Nisbet, D. J., Ricke, S. C. 2004. Effects of Different Bone Preparation Methods (Fresh, Dry, and Fat-Free Dry) on Bone Parameters and the Correlations Between Bone Breaking Strength and the Other Bone Parameters. *Poult Science*: 83 (10): 1663-1666. doi: 10.1093/ps/83.10.1663

Kocabagli, N. 2001. The effect of dietary phytase supplementation at different levels on tibial bone characteristics and strength in broilers. *Turkish Journal of Veterinary Science*, v. 25, n. 5, p. 797-802.

Knott, L., Bailey, A.J. 1998. Collagen cross-links in mineralizing tissues: a review of their chemistry, function, and clinical relevance. *Bone. Mar*; 22(3):181-7. Consultado el 30 may 2017. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9514209>.

Koreleski, J. and Świątkiewicz, S. 2005. Performance and tibia bones quality in broilers fed diet supplemented with particulate limestone and 25-hydroxycholecalciferol. In *Proceedings of the 15th European Symposium on poultry nutrition, Balatonfüred, Hungary*. (pp. 215-218). World's Poultry Science Association (WPSA).

Li, J., Yuan, J., Miao, Z., & Guo, Y. 2017. Effects of age on intestinal phosphate transport and biochemical values of broiler chickens. *Asian-Australasian Journal of Animal Sciences*, 30(2), 221–228. <http://doi.org/10.5713/ajas.16.0540>

Lian, J., J. Gorski, and S. Ott. 2004. ASBMR bone curriculum. Revisado en enero 2017. <http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRRed/structure.html>

Lobago, F., Melese, G., Mideska, B., Tibbo, M. 2003. Comparative performance of two broiler hybrids (Cobb-500 and Ross) under small-scale production system in Debre Zeit, central Ethiopia. *AU Bulletin of Animal Health and Production in Africa*: 51(2): 83-93. Consultado 30 May. 2017. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10568/28367>.

Lopes, S. O. 2009. Avaliação de fêmures de frango de corte alimentados com farelo de resíduo de manga. 2009. 70 p. Dissertacao (Mestrado). Universidade. Federal de Vicosa. MG., Vicosa.

Martínez, D. 2012. Evaluación de un producto a base de aceite esencial de orégano sobre la integridad intestinal, la capacidad de absorción de nutrientes y el comportamiento productivo de pollos de carne. Tesis para optar el grado de Mg. Sc. Universidad Nacional Agraria la Molina. Lima, Perú.

Mc Devitt, R.M., Mcentee, G.M., Rance, K.A. 2006. Bone breaking strength and apparent metabolisability of calcium and phosphorus in selected and unselected broiler chicken genotypes. *British Poultry Science* Volume 47(5):613—621.

Mendes, A.A., Almeida Paz, I.C.L., Vulcano, L.C., Takahashi, S.E., Garcia, R.G., Komiyama, C.M., Balog, A. 2006. Bone mineral density and bone quality characteristics of broiler breeders. *Proceedings of the XII European Poultry Conference, Verona, Italy.* Consultado 16 set. 2016. Disponible en:
<http://www.cabi.org/animalscience/Uploads/File/AnimalScience/additionalFiles/WPSAVerona/10063.pdf>

Miranda R & M Escala. 2005. Morphometrical comparison of cleithra, opercular and pharyngeal bones of autochthonous Leuciscinae (Cyprinidae) of Spain. *Folia Zoology* 54(1-2): 173-188

Moine, R., Galán, A., Vivas, A., Fioretti, C., Varela, M., Bonino, F., Quinteros, R. & Natali, J. 2015. Propiedades Morfológicas en la Parte Media de la Díafisis del Hueso Metacarpiano III de Equino Mestizo Criollo. *International Journal of Morphology*, 33(3), 955-961. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022015000300024>.

Morales, V.M., Malheiros, R.D., Furlan, R.L., Bruno, L.D., Malheiros, E.B. & Macari, M. 2002. Effect of Environmental Temperature During the First Week of Brooding Period on Broiler Chick Body Weight, Viscera and Bone Development. *Revista Brasileira de Ciência Avícola*, 4(1), 00. <https://dx.doi.org/10.1590/S1516-635X2002000100003>.

Moreno-Reyes, R., Egrise, D., Nève, J., Pasteels, J.-L. and Schoutens, A. 2001. Selenium Deficiency-Induced Growth Retardation Is Associated with an Impaired Bone Metabolism and Osteopenia. *J Bone Miner Res*, 16: 1556–1563. doi:10.1359/jbmr.2001.16.8.1556

Muscolino J.E. 2016. *KINESIOLOGY- The skeletal system and muscle function* (3rd Edition). Elsevier Health Sciences. Pag. 29, 30, 31.

Mutus, R., Kocabagli, N., Alp, M., Acar, N., Eren, M.Y. and Gezen, S.S. 2006. The effect of dietary Probiotic Supplementatio on Tibial Bone Characteristics and Strength in Broilers. *Poultry Science*. 85:1621–1625.

Ogunwole, O.A. 2015. Bone characteristics of broiler chickens fed diets supplemented with graded levels of vitamin C. *Agriculture and Biology Journal of North America*: 6(1): 30-33. doi:10.5251/abjna.2015.6.1.30.33

Oksztulska-Kolanek, E., Znorko, B., Michałowska, M., Pawlak, K. 2016. The Biomechanical Testing for the Assessment of Bone Quality in an Experimental Model of Chronic Kidney Disease. *Nephron*: 132: 51-58. Doi: 10.1159/000442714.

Olgun, O., & Aygun, A. 2016. Nutritional factors affecting the breaking strength of bone in laying hens. *World's Poultry Science Journal*, 72(4), 821-832. doi: 10.1017/S0043933916000696

Pawłowska, M., Wpływ, L. 2007. Alanylo-Lglutaminy na strukturę oraz mineralizację kości udowej prosiąt. *Acta Scientiarum Polonorum, Medicina Veterinaria*. 6, 1: 21-30.

Park, S. Y., Birkhold S. G., Kubena L. F., Nisbet D. J., and Ricke S. C. 2003. Effect of strage condition on bone breaking strength and bone ash in laying hens at different stages in production cycles. *Poult. Sci*. 82:1688-1691.

Peceros, R.G. 2015. Respuesta productiva, mineralización e integridad de tibias de pollos de carne con dietas suplementadas con fitasa y 25-hidroxicolecalciferol. Tesis para optar el grado de Lic. Universidad Nacional Agraria La Molina. Lima, Perú.

Peixoto, J.O., Kawski, V.L., Ibelli, A.M.G., Zanella, R., Mazzuco, H., Souza, C.G., Munari, D.P., Jeaenisch, F.R.F., Ledur, M.C., 2010. Genetic evaluation of body weight and tibia resistance in broilers. In: Faust, M., Miglior, F., Pollak, J., Wulster-Radcliffe, M. (Eds.), 10th World Congress of Genetics Applied to Livestock. Vancouver, BC, Canada, American Society of Animal Science, p. 864.

Pelicano, E.R.L., Bernal, F.E.M., Furlan, R.L., Malheiros, E.B. & Macari, M. 2005. Efeito da temperatura ambiente e da restrição alimentar protéica ou energética sobre o ganho de peso e crescimento ósseo de frangos de corte. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, 57(3), 353-360. <https://dx.doi.org/10.1590/S0102-09352005000300013>

Poliani, O., Sperandio, E., Fernandes, K.R., Pastor, F.A., Nonaka, K.O., Renno, A.C. Comparison of the effects of low-level laser therapy and low-intensity pulsed ultrasound on the process of bone repair in the rat tibia. 2011. *Rev Bras Fisioter*, São Carlos, v. 15, n. 3, p. 200-5, maio/jun. ©Revista Brasileira de Fisioterapia. ISSN 1413-3555.

Popp, A. W., Windolf, M., Senn, C., Tami, A., Richards, R. G. 2012. Prediction of bone strength at the distal tibia by HR-pQCT and DXA. *Bone* 50, 296-300. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bone.2011.10.033>.

Poultry DVM. 2016. Hypocalcemia. Consultado el 28 may 2017. Disponible en: <http://www.poultrydvm.com/condition/calcium-deficiency>.

Pramanik S., Pingguan-Murphy B. Y Azuan Abu N. 2012. Progress of key strategies in development of electrospun scaffolds: bone tissue Osman Department of Biomedical Engineering. Faculty of Engineering, Centre for Applied Biomechanics, University of Malaya, Kuala Lumpur 50603, Malaysia. Consultado 20 feb. Disponible en stacks.iop.org/STAM/13/043002.

Proszkowiec-Weglarz. M. and Angel, R. 2013. Calcium and phosphorus metabolism in broilers: Effect of homeostatic mechanism on calcium and phosphorus digestibility. *J Appl Poult Res* 22 (3): 609-627. doi: 10.3382/japr.2012-00743.

Quarantelli, A., Cacchioli, A., Romanelli, S., Right, F., Alpigliani, I., Gabbi, C. 2007. Effects of different levels of dietary biotin on the performance and bone structure of broilers. *Ital. J. Anim. Sci.* 6: 5-17.

Rath, N.C., Balog, J.M., Huff, W.E., Huff, G.R., Kulkarni, G.B., Tierce, J.F. 1999. Comparative differences in the composition and biomechanical properties of tibiae of seven- and seventy-two-week-old male and female broiler breeder chickens. *Poul. Sci.* 78:1232-1239.

Rath, N.C., Huff, G.R., Huff, W.F., Balog, J.M. 2000. Factors Regulating Bone Maturity and Strength in Poultry. *Poultry. Science*, v.79, p.1024-1032.

Reece, R. L., 1992. The role of infectious agents in leg abnormalities in growing birds. Pages 231–263 in: *Bone Biology and Skeletal Disorders in Poultry*. C. C. Whitehead, ed. Carfax Publishers, Abingdon, UK.

Reich, T. and Gefen, A. 2006. Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in vitro model of avian femur. *BioMedical Engineering OnLine*. Doi: 10.1186/1475-925X-5-45

Ríos - Días. 2008. Architecture and internal bone organization and different mechanical stimulus application. *Fisioterapia*. 30 (4): 194-203.

Rutten, M., Leterrrier, C., Constantin, P., Reiter, K., Bessei, W. 2002. Bone development and activity in chickens is response to reduced weight-load on legs. *Anim. Res.* 51. 327–336.

Savoldi, I.R., Kowacic, C. Da., Ibelli, A.M., Lopes, L.S., Paludo, E., Zanella, R., Peixoto, J.E., Monica, C.L. 2015. Avaliação fenotípica do fêmur e da tíbia de frangos de corte afetados ou não com problemas locomotores. 9ª Jornada de Iniciação Científica. Concórdia, SC.

Seedor, J. G. 1991. The biophosphonate alendronate (MK-217) inhibit bone loss due to ovariectomy in rats. *Journal of Bone and Mineral Research*, Malden, v. 4, p. 265- 270.

Seeman, E. and Delmas, P.D. 2006. Bone quality – the material and structural basis of bone strength and fragility. *N. Engl. J. Med.* 354:2250-2261.

Shim, M.Y., Karnuah, A.B., Mitchell, A.D., Anthony, N.B., Pesti, G.M., Aggrey S.E. 2012. The effects of growth rate on leg morphology and tibia breaking strength, mineral density, mineral content, and bone ash in broilers. *Poultry Science* 91 (8): 1790-1795 doi:10.3382/ps.2011-01968

Shyam, S.G., Vijay, K.Ch., Panda, A.K., Raju, M.V., Rama, S.V. 2013. Effect of Supplemental Organic Zn and Mn on Broiler Performance, Bone Measures, Tissue Mineral Uptake and Immune Response at 35 Days of Age. *Current Research in Poultry Science*, 3: 1-11. doi: 10.3923/crpsaj.2013.1.11

Somkuwar, A.P., Ravikanth, K., Maini, S., Rekhe, D.S., Patil, M.K., Ballurkar, B. 2010. Phytase with synergistic herbs: An option to reduce environmental pollution by partial replacement of inorganic phosphorus in broiler ration. *Int. J. Poultry. Science.* 9: 390-394.

Souza, C.G. 2013. Parâmetros genéticos de características associadas à integridade óssea em frangos de corte. 30 f. Dissertação. Mestrado em Genética e Melhoramento Animal. Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal. Brasil.

Suárez, B.L. and Oyarzún, C. 2013. Relación morfométrica entre el tamaño del cuerpo y la longitud de huesos para estimar tamaño corporal en róbalo *Eleginops maclovinus*. *Revista de biología marina y oceanografía*, 48(1), 17-22.

Tarkan, A.C., Gürsoy-Gaygusuz, O.G. & Acipinar, H. 2007. Use of bone and otolith measures for size-estimation of fish in predator-prey studies. *Folia Zoology* 56(3): 328-336.

Todo, M., Tadano, S., Imari, Y. 2009. Effect of Heat Denaturation of Collagen Matrix on Bone Strength. In: Lim C.T., Goh J.C.H. (eds) 13th International Conference on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings, vol 23. Springer, Berlin, Heidelberg.

Turner, C.R. and Burr, D.B. 1993. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, 14(4):595-608.

Uculmana, C. 2015. Efecto de la relación calcio: fósforo disponible sobre el crecimiento alométrico Morfometría, integridad y mineralización ósea en pollos de engorde. Tesis para optar el grado de Lic. Universidad Nacional Agraria La Molina. Lima, Perú.

Uvalle, J.I., Ontiveros, J. C., González, F. and Moreno, G. 2013. Evaluación morfométrica de cervatos cola blanca (*Odocoileus virginianus* Zimmermann, 1780) criados en cautiverio. *Revista mexicana de ciencias forestales*, 4(17), 84-97.

Velleman S. G. 2000. The role of the extracellular matrix in skeletal development. *Poult. Sci.* 79:985–989.

Vieites, F.M., Almeida Paz, I.L.C., Drosghic, B., Souza, C.S., Geraldo Vargas, J., Vianna Nunes, R., Kling De Moraes, G.H., Da Silva Salles, G., Garcia Caramori, J.J. 2016. Bone characteristics of broiler chickens fed diets supplemented with *Solanum glaucophyllum*. *Semina: Ciências Agrárias, Londrina*, v. 37, n. 1, p. 381-392.

Wang, X., Peebles, E.D., Bricka, R.M. and Zhai, W. 2015. Protein Source and Nutrient Density in the Diets of Male Broilers from 8 to 21 Days of Age: Effects on Tibia Dimension, Breaking Strength, and Mineral Density. *Japan Poultry Science Association*. 52: 197-205, Disponible en <http://www.jstage.jst.go.jp/browse/jpsa> doi: 10.2141/jpsa.0140152.

Wang, X., Bank, R.A., Tekoppele, J.M., Athanasiou, K.A., Agrawal, C.M. 1999. Effect of collagen denaturation on bone biomechanical integrity. 45 th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. Anaheim, California. Pág. 782.

Wang, X., Nyman, J., Dong, X., Leng, H. and Reyes, M. 2010. *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering*. Cap. 3 y 4. Pág. 59-62.

Wigderowitz, C., Paterson, C., Dashti, H., McGurty, D. and Rowley D.I. 2000. Prediction of Bone Strength from Cancellous Structure of the Distal Radius: Can We Improve on DXA? *Osteoporos Int*, 11: 840. <https://doi.org/10.1007/s001980070042>.

Wingerd B. 2013. THE HUMAN BODY: Concepts of Anatomy and Physiology (3rd Edition). Lippincott Williams & Wilkins. Pág. 113, 114.

Yair R., Uni Z. and. Shahar R. Bone characteristics of late-term embryonic and hatchling broilers: Bone development under extreme growth rate. 2012. Department of Animal Science, and The Koret School of Veterinary Medicine, The Robert H. Smith Faculty of Agriculture, Food and Environment, The Hebrew University, Rehovot. Israel

Yeni, Y.N., Brown, C.U., Wang, Z., Norman, T.L. 1997. Influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone* 21 (5), 453–459.

Zhan, B. and Coon, C.N. 1997. The relationship of various tibia bone measurements in hens. *Poultry Science* 76:1698-1701.

Živkov, M., Jakšić, S., Knežević, S., Kapetanov, M. 2016. Electrolytes – sodium, potassium and chlorides in poultry nutrition. *Arhiv veterinarske medicine*, Vol. 9, No. 1, 31 – 42.

Zimmer, L.E. 2004. Relatório técnico e de atividades da Embrapa Suínos e Aves. Concordia: Embrapa Suínos e Aves, 2005. 89 p.

Zysset, P. K., Dall'Ara, E., Varga, P., & Pahr, D. H. 2013. Finite element analysis for prediction of bone strength. *BoneKEy Reports*, 2, 386. <http://doi.org/10.1038/bonekey.2013.120>

VIII. ANEXOS

ANEXO I. REQUERIMIENTOS NUTRICIONALES PARA POLLOS DE CARNE**COBB-500, 2015.**

Nutriente	Inicio	Crecimiento
	1-10 días	11-21 días
Energía Metabolizable, Kcal/kg	3035	3108
Proteína cruda, %	21.5	19
Lisina total, %	1.32	1.19
Lisina digestible, %	1.2	1.05
Metionina total, %	0.5	0.48
Metionina digestible, %	0.58	0.52
Met+Cis total, %	0.98	0.89
Met + Cis digestible, %	0.88	0.8
Treonina digestible, %	0.77	0.69
Triptofano, %	0.22	0.19
Calcio, %	0.9	0.84
Fósforo disponible, %	0.45	0.42
Sodio, %	0.2	0.2
Vitamina A, MIU	13	10
Vitamina D3, MIU	5	5
Vitamina E, KIU	80	50
Vitamina K, g	3	3
Vitamina B12, mg	20	15
Biotina, mg	150	120
Colina, mg	500	400
Acido fólico, g	2	2

Fuente: Manual de pollos de carne Cobb 500, 2015.

ANEXO II. REGISTRO DE LAS LONGITUDES ÓSEAS (mm)

N° Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	52.28	68.19	50.23	51.32	67.29	51.33
2	44.91	60.04	44.92	45.26	59.53	44.19
3	50.54	67.16	49.98	49.92	66.89	50.63
4	51.47	67.47	49.88	51.47	67.23	50.09
5	49.25	64.15	48.93	49.37	64.35	48.72
6	47.51	65.42	49.03	48.94	64.83	48.43
7	50.55	67.17	49.08	49.41	66.20	49.32
8	46.14	64.31	47.85	46.97	62.29	46.78
9	46.50	60.99	46.44	45.87	60.30	46.82
10	51.98	61.51	49.28	50.42	66.56	49.11
11	44.00	64.07	48.26	44.00	57.50	43.25
12	47.25	64.30	50.90	48.54	63.90	49.64
13	48.41	65.14	48.39	49.32	64.08	47.80
14	43.70	56.89	44.46	43.70	56.60	45.34
15	43.95	62.28	48.83	47.00	61.41	46.90
16	48.18	61.90	45.26	46.43	60.65	46.04
17	43.90	58.00	43.69	43.56	57.60	44.12
18	45.10	57.34	43.83	45.10	63.28	46.49
19	44.64	68.61	44.88	45.78	59.15	42.86
20	47.93	63.60	48.11	50.82	63.22	47.91
21	50.11	64.77	48.77	49.84	63.29	48.75
22	50.86	66.53	51.68	51.33	67.94	51.67
23	47.08	64.28	47.37	47.08	63.92	48.17
24	46.29	60.78	46.00	45.69	60.10	45.68
25	44.95	61.19	47.80	43.83	57.92	45.27
26	50.55	65.90	49.75	49.53	65.36	49.31
27	46.03	62.59	50.18	46.76	62.29	47.60
28	47.55	61.82	45.63	47.92	62.05	45.12
29	46.31	61.97	47.10	45.98	60.42	46.77
30	45.26	61.73	44.79	44.84	60.74	45.97
31	47.23	62.38	47.89	47.89	62.18	48.67
32	48.83	64.30	50.90	48.54	63.90	49.64
33	50.03	66.91	49.32	49.68	66.22	48.94
34	52.43	68.01	50.60	51.97	67.01	51.01
35	48.76	64.32	45.34	46.95	64.09	48.15
36	47.30	63.87	49.10	49.45	64.49	49.06
37	49.79	68.02	47.38	48.49	64.13	47.53
38	49.26	66.21	49.09	47.02	61.94	47.41
39	46.94	63.73	46.99	47.46	62.88	47.95
40	43.16	59.49	44.98	43.58	59.41	45.48

**ANEXO III. REGISTRO DE LOS DIÁMETROS LATERO-MEDIALES ÓSEOS
(mm).**

N° Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	6.55	6.06	7.66	6.84	5.82	7.84
2	5.90	5.41	7.89	5.59	5.42	7.83
3	7.38	6.68	8.15	7.35	6.76	8.03
4	6.68	6.02	7.38	6.68	6.18	7.46
5	6.25	6.11	7.55	6.28	6.07	7.76
6	6.39	5.82	7.86	6.50	5.85	8.11
7	7.39	5.87	8.39	7.02	6.20	8.19
8	6.94	6.35	7.32	7.40	6.25	7.24
9	6.16	5.90	7.46	6.43	5.77	7.09
10	6.72	6.91	8.40	6.74	6.37	8.19
11	6.80	6.32	7.71	6.54	6.83	8.57
12	6.94	6.78	8.06	7.15	6.61	7.97
13	6.69	6.27	8.11	6.71	6.10	8.37
14	8.20	6.42	7.93	9.56	6.31	8.44
15	7.12	6.42	7.02	6.99	6.30	7.25
16	5.55	5.56	6.97	5.60	6.84	6.95
17	6.04	5.12	6.89	6.04	5.07	6.90
18	6.41	6.10	8.31	5.27	5.21	7.00
19	7.04	6.59	8.40	7.06	6.85	8.30
20	6.26	5.51	7.82	7.03	5.69	7.63
21	6.78	5.89	7.57	6.69	5.95	7.45
22	6.40	5.59	7.10	6.22	5.33	7.34
23	8.23	6.12	7.62	7.97	5.96	7.98
24	7.53	6.33	8.45	7.56	6.13	8.82
25	7.25	6.45	8.06	7.03	6.74	8.16
26	8.33	6.59	8.18	7.61	6.86	8.14
27	7.00	6.57	8.38	7.32	6.15	8.44
28	6.09	5.96	7.37	6.13	5.75	7.17
29	7.56	6.25	7.71	7.51	6.24	7.31
30	7.28	6.31	8.28	7.29	6.25	8.34
31	5.36	5.42	7.15	6.95	5.94	7.54
32	6.04	6.08	7.63	6.11	6.12	7.88
33	7.11	6.56	8.05	7.28	6.65	7.92
34	6.34	6.04	8.06	6.25	5.77	8.05
35	6.54	5.99	8.13	6.51	6.02	8.10
36	6.83	7.31	8.77	6.81	6.89	8.67
37	4.86	6.21	7.93	7.53	6.29	7.99
38	7.26	6.03	7.63	7.60	6.58	8.77
39	6.69	5.86	7.64	6.58	5.93	7.62
40	5.74	4.94	6.85	6.07	5.07	6.71

**ANEXO IV. REGISTRO DE LOS DIÁMETROS CRÁNEO-CAUDALES ÓSEOS
(mm).**

N° Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	6.99	5.27	5.25	7.20	5.16	5.33
2	6.49	4.89	4.69	6.55	4.79	4.60
3	7.49	6.07	5.13	7.56	5.96	5.08
4	7.21	5.46	5.32	7.21	5.45	5.14
5	6.55	5.41	5.24	7.20	5.64	5.01
6	7.16	5.67	4.83	6.96	5.57	5.02
7	7.65	5.43	5.70	7.44	5.58	5.93
8	7.50	5.89	5.32	7.77	5.85	4.93
9	6.54	5.57	4.72	6.79	5.44	4.63
10	8.32	6.25	5.66	8.33	5.44	5.33
11	7.28	5.98	4.92	7.09	6.25	5.20
12	8.34	6.38	5.82	8.28	6.19	5.62
13	7.25	6.01	5.14	7.02	5.70	5.17
14	8.05	5.90	5.54	9.67	5.91	5.76
15	8.00	6.13	5.44	7.34	5.98	5.30
16	6.07	5.30	4.90	5.93	5.45	4.48
17	6.95	4.85	4.60	6.95	4.91	4.47
18	7.11	6.55	5.01	5.42	5.26	4.32
19	7.71	5.42	5.75	7.45	6.21	5.63
20	7.07	5.58	5.13	7.27	5.20	5.11
21	7.51	5.06	5.29	7.37	5.85	4.89
22	7.25	5.29	4.37	6.66	5.14	4.63
23	9.97	6.37	5.51	8.24	6.03	5.37
24	7.78	5.54	5.26	7.87	5.49	5.33
25	7.95	6.35	5.11	8.11	6.04	5.07
26	8.82	6.13	5.56	8.34	6.32	5.46
27	7.76	5.50	5.71	8.11	5.55	5.38
28	6.91	5.28	4.65	6.94	5.24	4.84
29	8.00	6.07	5.20	8.34	6.06	5.13
30	8.14	5.78	5.62	7.28	5.48	5.64
31	6.04	4.99	4.27	7.61	5.54	5.29
32	6.77	5.20	4.88	6.83	5.09	4.86
33	7.43	6.11	5.09	7.82	6.08	5.02
34	7.04	5.88	5.38	7.06	5.40	5.09
35	7.35	5.64	5.88	7.29	5.35	5.85
36	6.89	6.26	4.98	7.54	6.15	4.90
37	8.62	5.68	5.28	7.49	5.61	5.28
38	7.71	5.75	5.57	8.27	6.47	5.63
39	7.50	5.23	4.96	7.36	5.22	5.08
40	5.96	5.05	4.09	6.79	5.24	4.02

ANEXO V. REGISTRO DE DIÁMETROS DE LA DIÁFISIS (mm).

Nº Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	6.77	5.67	6.46	7.02	5.49	6.59
2	6.49	4.89	4.69	6.55	4.79	4.60
3	7.49	6.07	5.13	7.56	5.96	5.08
4	7.21	5.46	5.32	7.21	5.45	5.14
5	6.55	5.41	5.24	7.20	5.64	5.01
6	7.16	5.67	4.83	6.96	5.57	5.02
7	7.65	5.43	5.70	7.44	5.58	5.93
8	7.50	5.89	5.32	7.77	5.85	4.93
9	6.54	5.57	4.72	6.79	5.44	4.63
10	8.32	6.25	5.66	8.33	5.44	5.33
11	7.28	5.98	4.92	7.09	6.25	5.20
12	8.34	6.38	5.82	8.28	6.19	5.62
13	7.25	6.01	5.14	7.02	5.70	5.17
14	8.05	5.90	5.54	9.67	5.91	5.76
15	8.00	6.13	5.44	7.34	5.98	5.30
16	6.07	5.30	4.90	5.93	5.45	4.48
17	6.95	4.85	4.60	6.95	4.91	4.47
18	7.11	6.55	5.01	5.42	5.26	4.32
19	7.71	5.42	5.75	7.45	6.21	5.63
20	7.07	5.58	5.13	7.27	5.20	5.11
21	7.51	5.06	5.29	7.37	5.85	4.89
22	7.25	5.29	4.37	6.66	5.14	4.63
23	9.97	6.37	5.51	8.24	6.03	5.37
24	7.78	5.54	5.26	7.87	5.49	5.33
25	7.95	6.35	5.11	8.11	6.04	5.07
26	8.82	6.13	5.56	8.34	6.32	5.46
27	7.76	5.50	5.71	8.11	5.55	5.38
28	6.91	5.28	4.65	6.94	5.24	4.84
29	8.00	6.07	5.20	8.34	6.06	5.13
30	8.14	5.78	5.62	7.28	5.48	5.64
31	6.04	4.99	4.27	7.61	5.54	5.29
32	6.77	5.20	4.88	6.83	5.09	4.86
33	7.43	6.11	5.09	7.82	6.08	5.02
34	7.04	5.88	5.38	7.06	5.40	5.09
35	7.35	5.64	5.88	7.29	5.35	5.85
36	6.89	6.26	4.98	7.54	6.15	4.90
37	8.62	5.68	5.28	7.49	5.61	5.28
38	7.71	5.75	5.57	8.27	6.47	5.63
39	7.50	5.23	4.96	7.36	5.22	5.08
40	5.96	5.05	4.09	6.79	5.24	4.02

ANEXO VI. REGISTRO DE LOS PESOS ÓSEOS (g).

N° Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	1.70	2.22	1.43	1.70	2.16	1.50
2	1.06	1.50	1.08	1.13	1.55	1.09
3	1.76	2.41	1.44	1.81	2.35	1.43
4	1.76	2.39	1.45	1.70	2.40	1.47
5	1.37	1.89	1.15	1.38	1.79	1.24
6	1.27	1.98	1.23	1.31	1.87	1.19
7	1.60	2.20	1.40	1.61	2.21	1.48
8	1.49	2.46	1.40	1.44	2.02	1.18
9	1.30	1.84	1.12	1.28	1.77	1.10
10	2.20	2.41	1.98	1.84	2.45	1.58
11	1.10	1.69	1.07	1.10	1.81	1.04
12	1.47	2.35	1.43	1.62	2.27	1.48
13	1.40	2.12	1.38	1.43	2.05	1.32
14	1.24	1.60	0.98	1.40	1.70	1.07
15	1.35	1.93	1.17	1.40	1.94	1.20
16	1.37	1.87	1.30	1.00	1.75	0.99
17	1.02	1.39	0.95	1.00	1.35	0.90
18	1.09	1.69	1.20	1.10	1.70	1.12
19	1.58	2.43	1.37	1.38	2.01	1.19
20	1.15	1.61	1.11	1.84	1.62	1.08
21	1.53	2.18	1.26	1.46	2.06	1.24
22	1.56	1.90	1.21	1.60	2.08	1.32
23	1.45	2.03	1.10	1.52	2.00	1.22
24	1.48	1.90	1.29	1.59	2.03	1.40
25	1.58	2.29	1.48	1.45	1.95	1.32
26	1.97	2.55	1.52	1.79	2.53	1.41
27	1.44	2.21	1.37	1.38	2.01	1.19
28	1.21	1.66	1.10	1.26	1.66	0.98
29	1.30	1.96	1.19	1.42	2.12	1.24
30	1.55	2.15	1.44	1.40	2.13	1.45
31	1.64	2.18	1.41	1.55	2.14	1.31
32	1.29	1.89	1.18	1.21	1.81	1.13
33	1.69	2.51	1.40	1.72	2.57	1.48
34	1.71	2.42	1.56	1.73	2.33	1.54
35	1.60	2.17	1.45	1.36	2.13	1.49
36	1.55	2.65	1.51	1.50	2.44	1.41
37	1.70	2.80	1.45	1.56	2.02	1.29
38	1.59	2.21	1.33	1.58	2.22	1.39
39	1.46	2.04	1.24	1.46	2.00	1.26
40	0.80	1.26	0.82	0.85	1.32	0.83

ANEXO VII. REGISTRO DE LAS RESISTENCIAS ÓSEAS (kgf).

N° Pollo	Huesos derecho en raspado			Huesos izquierdos en hervido		
	Fémur	Tibia	Tarso	Fémur	Tibia	Tarso
1	12.75	33.55	19.00	10.80	20.80	11.65
2	13.45	13.45	17.10	11.60	22.65	12.00
3	17.35	46.10	18.70	20.15	23.63	17.20
4	14.35	33.85	21.60	17.20	29.95	10.45
5	9.75	34.15	14.80	9.80	22.80	8.35
6	12.30	26.15	13.05	8.45	18.05	16.10
7	14.95	21.50	12.95	15.15	21.10	15.95
8	13.75	33.80	22.70	8.45	26.35	9.95
9	22.50	23.30	19.60	13.85	23.30	8.85
10	24.00	41.80	17.95	13.00	27.70	12.20
11	12.35	14.05	15.00	7.00	14.04	7.95
12	10.45	30.05	17.10	9.80	23.60	15.45
13	16.55	22.75	24.80	12.60	16.10	9.95
14	15.50	25.00	20.40	14.05	14.35	23.40
15	11.15	24.50	19.40	11.10	24.05	12.65
16	10.45	21.50	11.95	6.75	22.60	8.25
17	12.50	16.25	19.10	7.80	14.15	9.95
18	9.10	20.25	26.30	4.65	12.35	8.80
19	11.50	27.65	17.95	10.65	24.30	10.25
20	13.75	15.20	11.15	15.35	19.80	10.45
21	28.35	29.35	22.15	11.30	17.60	14.45
22	21.25	21.70	32.75	14.45	17.20	11.25
23	15.51	28.10	9.65	10.75	26.75	8.10
24	15.00	27.95	14.65	15.45	19.15	13.70
25	18.45	32.50	19.45	21.00	13.70	13.90
26	26.25	42.60	23.35	12.60	34.70	17.12
27	15.51	29.45	16.55	9.30	16.20	18.65
28	8.50	15.20	12.40	7.40	14.65	8.05
29	11.35	32.60	27.50	12.90	26.35	17.35
30	21.45	36.05	27.45	25.50	20.10	14.90
31	15.65	36.70	27.10	13.75	29.85	16.60
32	12.00	24.35	12.25	15.90	24.35	10.15
33	26.80	54.70	27.40	19.30	24.05	37.40
34	18.40	41.70	26.00	13.65	22.35	12.25
35	17.40	30.09	15.10	15.20	32.35	50.95
36	20.15	70.10	32.40	19.50	32.35	44.10
37	10.65	34.95	12.35	8.35	21.55	10.15
38	8.95	40.90	20.15	10.95	29.05	13.85
39	16.70	25.40	22.05	16.90	21.65	12.15
40	13.50	24.20	14.60	11.45	24.20	8.95

ANEXO VIII. REGISTRO DEL VOLUMEN Y DENSIDAD EN TIBIA.

N° Pollo	Volumen (mm ³)		Densidad	
	en raspado	en hervido	en raspado	en hervido
1	2.50	2.30	0.89	0.94
2	2.30	2.40	0.65	0.65
3	3.20	3.20	0.75	0.73
4	3.70	2.70	0.65	0.89
5	2.90	2.50	0.65	0.72
6	3.00	2.50	0.66	0.75
7	3.20	2.50	0.69	0.88
8	3.00	2.00	0.82	1.01
9	3.00	2.70	0.61	0.66
10	3.00	3.10	0.80	0.79
11	3.00	2.50	0.56	0.72
12	3.50	3.00	0.67	0.76
13	3.50	2.50	0.61	0.82
14	2.50	2.20	0.64	0.77
15	2.70	2.50	0.71	0.78
16	2.60	2.60	0.72	0.67
17	2.00	1.50	0.70	0.90
18	2.50	3.00	0.68	0.57
19	2.00	2.00	1.22	1.01
20	2.40	2.00	0.67	0.81
21	3.50	2.00	0.62	1.03
22	2.70	2.50	0.70	0.83
23	3.00	2.00	0.68	1.00
24	3.20	3.00	0.59	0.68
25	3.00	2.50	0.76	0.78
26	3.50	3.50	0.73	0.72
27	3.00	2.00	0.74	1.01
28	2.20	2.70	0.75	0.61
29	3.00	2.60	0.65	0.82
30	3.00	2.90	0.72	0.73
31	3.00	1.80	0.73	1.19
32	2.70	2.50	0.70	0.72
33	3.00	2.50	0.84	1.03
34	3.30	2.70	0.73	0.86
35	3.00	3.00	0.72	0.71
36	3.50	3.00	0.76	0.81
37	3.50	2.00	0.80	1.01
38	3.40	3.00	0.65	0.74
39	2.40	3.00	0.85	0.67
40	2.00	1.90	0.63	0.69

**ANEXO IX. REGISTRO DE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD
ESQUELÉTICA EN TIBIA.**

N° Pollo	Resistencia (kgf)	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Peso (g)	Volumen (cm3)	Densidad (g/cm3)	I. Robustidad	I. Quetelet (mg/mm2)	I. Seedor (mg/mm)
1	20.80	5.49	67.29	2.16	2.30	0.94	52.06	0.48	32.10
2	22.65	5.11	59.53	1.55	2.40	0.65	51.44	0.44	26.04
3	23.63	6.36	66.89	2.35	3.20	0.73	50.31	0.53	35.13
4	29.95	5.82	67.23	2.40	2.70	0.89	50.21	0.53	35.70
5	22.80	5.86	64.35	1.79	2.50	0.72	53.00	0.43	27.82
6	18.05	5.71	64.83	1.87	2.50	0.75	52.62	0.44	28.84
7	21.10	5.89	66.20	2.21	2.50	0.88	50.82	0.50	33.38
8	26.35	6.05	62.29	2.02	2.00	1.01	49.28	0.52	32.43
9	23.30	5.61	60.30	1.77	2.70	0.66	49.85	0.49	29.35
10	27.70	5.91	66.56	2.45	3.10	0.79	49.37	0.55	36.81
11	14.04	6.54	57.50	1.81	2.50	0.72	47.18	0.55	31.48
12	23.60	6.40	63.90	2.27	3.00	0.76	48.62	0.56	35.52
13	16.10	5.90	64.08	2.05	2.50	0.82	50.44	0.50	31.99
14	14.35	6.11	56.60	1.70	2.20	0.77	47.42	0.53	30.04
15	24.05	6.14	61.41	1.94	2.50	0.78	49.24	0.51	31.59
16	22.60	6.15	60.65	1.75	2.60	0.67	50.33	0.48	28.85
17	14.15	4.99	57.60	1.35	1.50	0.90	52.12	0.41	23.44
18	12.35	5.24	63.28	1.70	3.00	0.57	53.02	0.42	26.86
19	24.30	6.53	59.15	2.01	2.00	1.01	46.87	0.57	33.98
20	19.80	5.45	63.22	1.62	2.00	0.81	53.83	0.41	25.62
21	17.60	5.90	63.29	2.06	2.00	1.03	49.74	0.51	32.55
22	17.20	5.24	67.94	2.08	2.50	0.83	53.22	0.45	30.62
23	26.75	6.00	63.92	2.00	2.00	1.00	50.73	0.49	31.29
24	19.15	5.81	60.10	2.03	3.00	0.68	47.47	0.56	33.78
25	13.70	6.39	57.92	1.95	2.50	0.78	46.36	0.58	33.67
26	34.70	6.59	65.36	2.53	3.50	0.72	47.97	0.59	38.71
27	16.20	5.85	62.29	2.01	2.00	1.01	49.36	0.52	32.27
28	14.65	5.50	62.05	1.66	2.70	0.61	52.40	0.43	26.75
29	26.35	6.15	60.42	2.12	2.60	0.82	47.03	0.58	35.09
30	20.10	5.87	60.74	2.13	2.90	0.73	47.21	0.58	35.07
31	29.85	5.74	62.18	2.14	1.80	1.19	48.25	0.55	34.42
32	24.35	5.61	63.90	1.81	2.50	0.72	52.43	0.44	28.33
33	24.05	6.37	66.22	2.57	2.50	1.03	48.34	0.59	38.81
34	22.35	5.59	67.01	2.33	2.70	0.86	50.55	0.52	34.77
35	32.35	5.69	64.09	2.13	3.00	0.71	49.81	0.52	33.23
36	32.35	6.52	64.49	2.44	3.00	0.81	47.90	0.59	37.84
37	21.55	5.95	64.13	2.02	2.00	1.01	50.73	0.49	31.50
38	29.05	6.53	61.94	2.22	3.00	0.74	47.48	0.58	35.84
39	21.65	5.58	62.88	2.00	3.00	0.67	49.91	0.51	31.81
40	24.20	5.16	59.41	1.32	1.90	0.69	54.16	0.37	22.22

ANEXO X. VALORES DE PROBABILIDAD DE LAS VARIABLES PARA LA PRUEBA DE DISTRIBUCIÓN NORMAL.

Parámetro	Muestra	Método de proceso de obtención	Kolmogorov-Smirnov ^a		
			Estadístico	n	Significancia
Diámetro	Tibia	Raspado	0.070	40	0.200*
		Hervido	0.094	40	0.200*
Longitud		Raspado	0.089	40	0.200*
		Hervido	0.090	40	0.200*
Peso		Raspado	0.086	40	0.200*
		Hervido	0.114	40	0.200*
Volumen		Raspado	0.203	40	0.000
		Hervido	0.157	40	0.014
Resistencia		Raspado	0.069	37	0.200*
		Hervido	0.095	37	0.200*
Longitud	Fémur	Raspado	0.078	38	0.200*
		Hervido	0.075	38	0.200*
Diámetro		Raspado	0.074	40	0.200*
		Hervido	0.103	40	0.200*
Peso		Raspado	0.080	40	0.200*
		Hervido	0.146	40	0.189
Resistencia		Raspado	0.095	37	0.200*
		Hervido	0.092	38	0.200*
Diámetro	Tarso	Raspado	0.092	40	0.200*
		Hervido	0.092	40	0.200*
Longitud		Raspado	0.119	40	0.158
		Hervido	0.065	40	0.200*
Peso		Raspado	0.154	39	0.060
		Hervido	0.102	40	0.200*
Resistencia		Raspado	0.093	40	0.200*
		Hervido	0.150	34	0.055

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

**ANEXO XI. CUADRO DE INTERPRETACIÓN DEL COEFICIENTE DE
CORRELACIÓN DE PEARSON.**

Valor de r	Interpretación del coeficiente de correlación (r)
-1.00	Correlación negativa perfecta: ("A mayor X, menor Y", de manera proporcional. Es decir, cada vez que X aumenta una unidad, Y disminuye siempre una cantidad constante). Este también se aplica "A menor X, mayor Y".
-0.90	Correlación negativa muy fuerte.
-0.75	Correlación negativa considerable.
-0.50	Correlación negativa media.
-0.25	Correlación negativa débil.
-0.10	Correlación negativa muy débil.
0.00	No existe correlación alguna entre las variables.
0.10	Correlación positiva muy débil.
0.25	Correlación positiva débil.
0.50	Correlación positiva media.
0.75	Correlación positiva considerable.
0.90	Correlación positiva muy fuerte.
1.00	Correlación positiva perfecta: ("A mayor X, mayor Y" o "a menor X, menor Y", de manera proporcional. Cada vez que X aumenta, Y aumenta siempre una cantidad constante).

X: variable independiente y Y: variable dependiente.

- o +: dirección de la correlación y 1.00: magnitud de la correlación

Fuente: Metodología de la investigación, (Hernández *et al.*, 2010)

ANEXO XII. CORRELACIÓN ENTRE DIÁMETROS DE TIBIA.

		Diámetro de tibia en raspado	Diámetro de tibia en hervido
Diámetro de tibia en raspado	Correlación de Pearson	1	,710**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Diámetro de tibia en hervido	Correlación de Pearson	,710**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XIII. CORRELACIÓN ENTRE DIÁMETROS DE FÉMUR.

		Diámetro de fémur en raspado	Diámetro de fémur en hervido
COR	Correlación de Pearson	1	,732**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Diámetro de fémur en hervido	Correlación de Pearson	,732**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XIV. CORRELACIÓN ENTRE DIÁMETROS DE TARSO.

		Diámetro de tarso en raspado	Diámetro de tarso en hervido
Diámetro de tarso en raspado	Correlación de Pearson	1	,789**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Diámetro de tarso en hervido	Correlación de Pearson	,789**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XV. CORRELACIÓN ENTRE LONGITUDES DE TIBIA.

		Longitud de tibia en raspado	Longitud de tibia en hervido
Longitud de tibia en raspado	Correlación de Pearson	1	,671**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Longitud de tibia en hervido	Correlación de Pearson	,671**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XVI. CORRELACIÓN ENTRE LONGITUDES DE FÉMUR.

		Longitud de fémur en raspado	Longitud de fémur en hervido
Longitud de fémur en raspado	Correlación de Pearson	1	,894**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Longitud de fémur en hervido	Correlación de Pearson	,894**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XVII. CORRELACIÓN ENTRE LONGITUDES DE TARSO.

		Longitud de tarso en raspado	Longitud de tarso en hervido
Longitud de tarso en raspado	Correlación de Pearson	1	,793**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Longitud de tarso en hervido	Correlación de Pearson	,789**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XVIII. CORRELACIÓN ENTRE PESOS DE TIBIA.

		Peso de tibia en raspado	Peso de tibia en hervido
Peso de tibia en raspado	Correlación de Pearson	1	,867**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Peso de tibia en hervido	Correlación de Pearson	,867**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XIX. CORRELACIÓN ENTRE PESOS DE FÉMUR.

		Peso de fémur en raspado	Peso de fémur en hervido
Peso de fémur en raspado	Correlación de Pearson	1	,794**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Peso de fémur en hervido	Correlación de Pearson	,794**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XX. CORRELACIÓN ENTRE PESOS DE TARSO.

		Peso de tarso en raspado	Peso de tarso en hervido
Peso de tarso en raspado	Correlación de Pearson	1	,830**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Peso de tarso en hervido	Correlación de Pearson	,830**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XXI. CORRELACIÓN ENTRE RESISTENCIAS DE FÉMUR.

		Resistencia de fémur en raspado	Resistencia de fémur en hervido
Resistencia de fémur en raspado	Correlación de Pearson	1	,543**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	40	40
Resistencia de fémur en hervido	Correlación de Pearson	,543**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XXII. CORRELACIÓN ENTRE RESISTENCIAS DE TARSO.

		Resistencia de tarso en raspado	Resistencia de tarso en hervido
Resistencia de tarso en raspado	Correlación de Pearson	1	,300
	Sig. (bilateral)		,060
	N	40	40
Resistencia de tarso en hervido	Correlación de Pearson	,600	1
	Sig. (bilateral)	,060	
	N	40	40

ANEXO XXIII. CORRELACIÓN ENTRE RESISTENCIAS DE TIBIA.

		Resistencia de tibia en raspado	Resistencia de tibia en hervido
Resistencia de tibia en raspado	Correlación de Pearson	1	,582**
	Sig. (bilateral)		,010
	N	40	40
Resistencia de tibia en hervido	Correlación de Pearson	,582**	1
	Sig. (bilateral)	,010	
	N	40	40

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

ANEXO XXIV. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN TIBIA OBTENIDA POR RASPADO.

		DRTI	LRTI	WRTI	RRTI
DRTI	Correlación de Pearson	1	0.143	0.582**	0.475**
	Sig. (bilateral)		,378	,000	,000
	N	40	40	40	40
LRTI	Correlación de Pearson	0.143	1	0.686**	0.447*
	Sig. (bilateral)	,378		,000	,019
	N	40	40	40	40
WRTI	Correlación de Pearson	0.582**	0.686**	1	0.785**
	Sig. (bilateral)	,000	,019		,000
	N	40	40	40	40
RRTI	Correlación de Pearson	0.475**	0.447*	0.785**	1
	Sig. (bilateral)	,001	,003	,000	
	N	40	40	40	40

DRTI: diámetro de tibia en raspado; LRTI: longitud de tibia en raspado; WRTI: peso de tibia en raspado; RRTI: resistencia de tibia en raspado.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

ANEXO XXV. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN TIBIA OBTENIDA POR HERVIDO.

		DHTI	LHTI	WHTI	RHTI
DHTI	Correlación de Pearson	1	-0.032	0.586**	0.234
	Sig. (bilateral)		,844	,000	,036
	N	40	40	40	40
LHTI	Correlación de Pearson	-0.032	1	0.647**	0.360*
	Sig. (bilateral)	,844		,000	,025
	N	40	40	40	40
WHTI	Correlación de Pearson	0.586**	0.647**	1	0.449**
	Sig. (bilateral)	,000	,000		,000
	N	40	40	40	40
RHTI	Correlación de Pearson	0.234	0.360*	0.449**	1
	Sig. (bilateral)	,036	,025	,000	
	N	40	40	40	40

DHTI: diámetro de tibia en hervido; LHTI: longitud de tibia en hervido; WHTI: peso de tibia en hervido; RHTI: resistencia de tibia en hervido.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

ANEXO XXVI. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN FÉMUR OBTENIDO POR RASPADO.

		DRF	LRF	WRF	RRF
DRF	Correlación de Pearson	1	0.032	0.438**	0.16
	Sig. (bilateral)		,949	,014	,103
	N	40	40	40	40
LRF	Correlación de Pearson	0.032	1	0.721**	0.206
	Sig. (bilateral)	,949		,000	,035
	N	40	40	40	40
WRF	Correlación de Pearson	0.438**	0.721**	1	0.449**
	Sig. (bilateral)	,014	,000		,001
	N	40	40	40	40
RRF	Correlación de Pearson	0.16	0.206	0.449**	1
	Sig. (bilateral)	,103	,035	,001	
	N	40	40	40	40

DRF: diámetro de fémur en raspado; LRF: longitud de fémur en raspado; WRF: peso de fémur en raspado; RRF: resistencia de fémur en raspado.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

ANEXO XXVII. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN FÉMUR OBTENIDO POR HERVIDO.

		DHF	LHF	WHF	RHF
DHF	Correlación de Pearson	1	0.132	0.628**	0.202
	Sig. (bilateral)		,001	,795	,077
	N	40	40	40	40
LHF	Correlación de Pearson	0.132	1	0.725**	0.24
	Sig. (bilateral)	,001		,000	,005
	N	40	40	40	40
WHF	Correlación de Pearson	0.628**	0.725**	1	0.470**
	Sig. (bilateral)	,795	,000		,337
	N	40	40	40	40
RHF	Correlación de Pearson	0.202	0.24	0.470**	1
	Sig. (bilateral)	,077	,005	,337	
	N	40	40	40	40

DHF: diámetro de fémur en hervido; LHF: longitud de fémur en hervido; WHF: peso de fémur en hervido; RHF: resistencia de fémur en hervido.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

ANEXO XXVIII. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN TARSO OBTENIDO POR RASPADO.

		DRTA	LRTA	WRTA	RRTA
DRTA	Correlación de Pearson	1	0.149	0.583**	0.002
	Sig. (bilateral)		,360	,000	,989
	N	40	40	40	40
LRTA	Correlación de Pearson	0.149	1	0.461**	0.152
	Sig. (bilateral)	,360		,004	,348
	N	40	40	40	40
WRTA	Correlación de Pearson	0.583**	0.461**	1	0.267
	Sig. (bilateral)	,000	,004		,096
	N	40	40	40	40
RRTA	Correlación de Pearson	0.002	0.152	0.267	1
	Sig. (bilateral)	,989	,348	,096	
	N	40	40	40	40

DRTA: diámetro de tarso en raspado; LRTA: longitud de tarso en raspado; WRTA: peso de tarso en raspado; RRTA: resistencia de tarso en raspado.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

ANEXO XXIX. CORRELACIÓN ENTRE LAS CARACTERÍSTICAS DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA EN TARSO OBTENIDO POR HERVIDO.

		DHTA	LHTA	WHTA	RHTA
DHTA	Correlación de Pearson	1	0.607**	0.363*	0.523**
	Sig. (bilateral)		,000	,021	,538
	N	40	40	40	40
LHTA	Correlación de Pearson	0.607**	1	0.403**	0.259
	Sig. (bilateral)	,000		,010	,000
	N	40	40	40	40
WHTA	Correlación de Pearson	0.363*	0.403**	1	0.485**
	Sig. (bilateral)	,021	,010		,224
	N	40	40	40	40
RHTA	Correlación de Pearson	0.523**	0.259	0.485**	1
	Sig. (bilateral)	,538	,000	,224	
	N	40	40	40	40

DHTA: diámetro de tarso en hervido; LHTA: longitud de tarso en hervido; WHTA: peso de tarso en hervido; RHTA: resistencia de tarso en hervido.

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

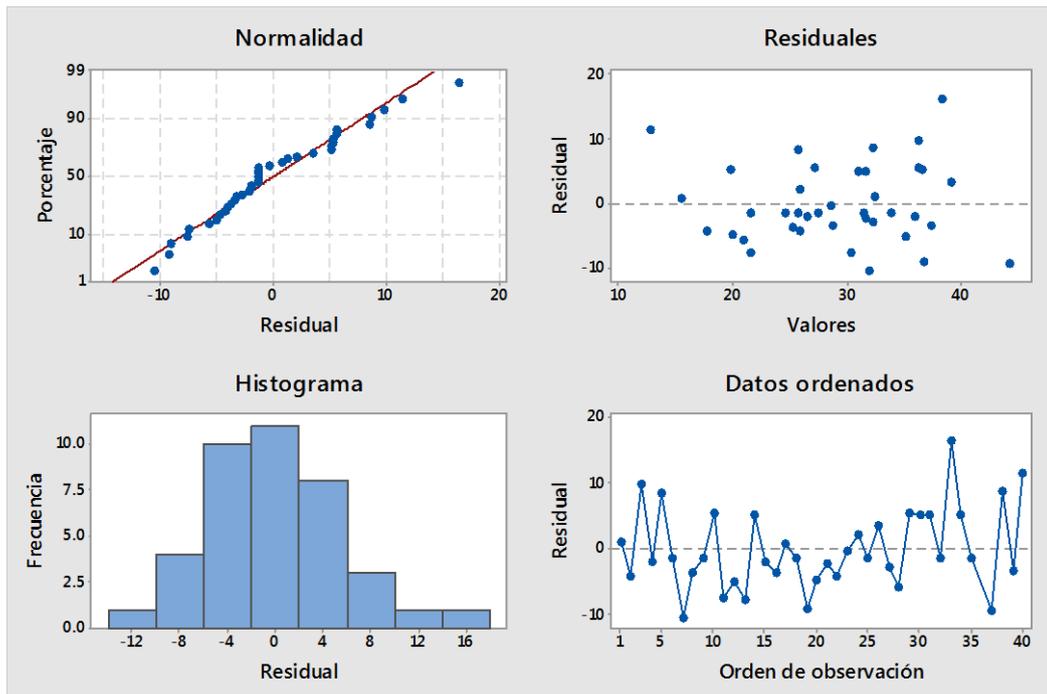
ANEXO XXX. . CORRELACIÓN ENTRE LA RESISTENCIA ÓSEA Y LAS VARIABLES DE INTEGRIDAD ESQUELÉTICA.

		Resistencia ósea (g)	Diámetro promedio	Longitud (mm)	Peso (g)	Densidad (mg/cm³)	Índice de Robusticida	Índice de Quetelet	Índice de Seedor
Resistencia	Correlación de Pearson	1	,0.475**	0.447 *	0.785 **	0.453**	- 0.530**	0.691 **	0.761 **
	Sig. (bilateral)		0.005	0.010	0.000	0.174	0.000	0.000	0.000
	N	37	37	37	37	37	37	37	37

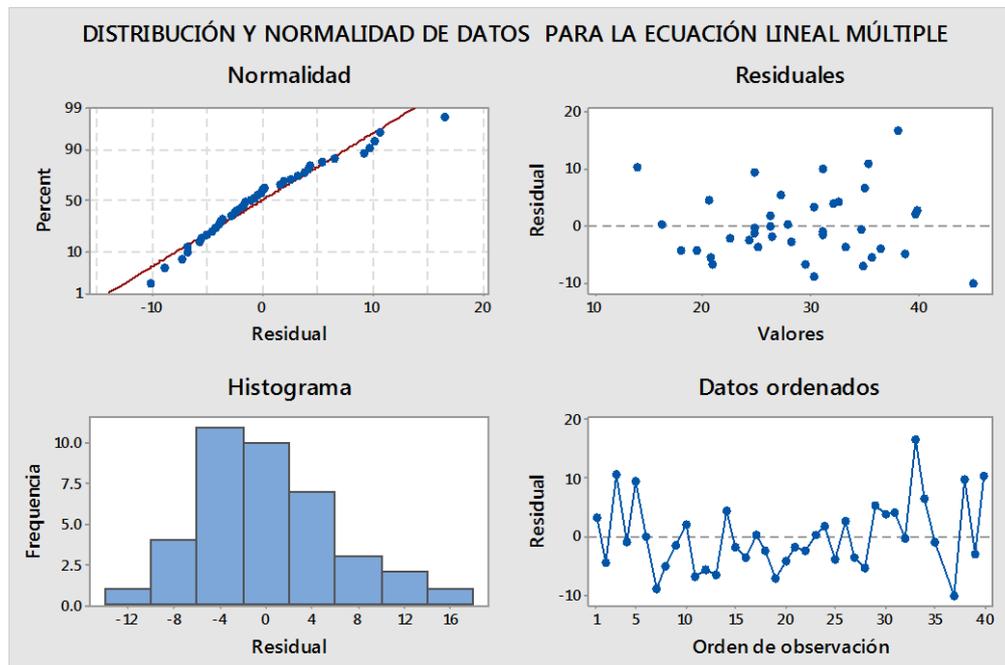
*. La correlación es significativa en el nivel 0,05

** La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral). (bilateral).

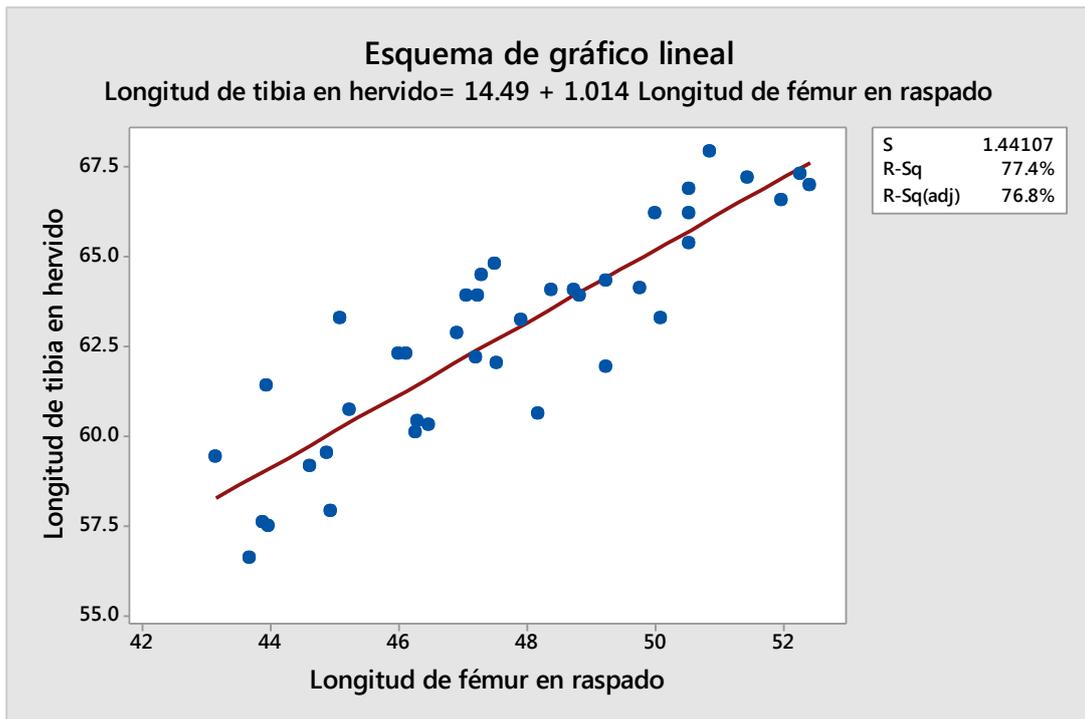
ANEXO XXXI. GRÁFICOS CORRESPONDIENTES A LA FÓRMULA 1.



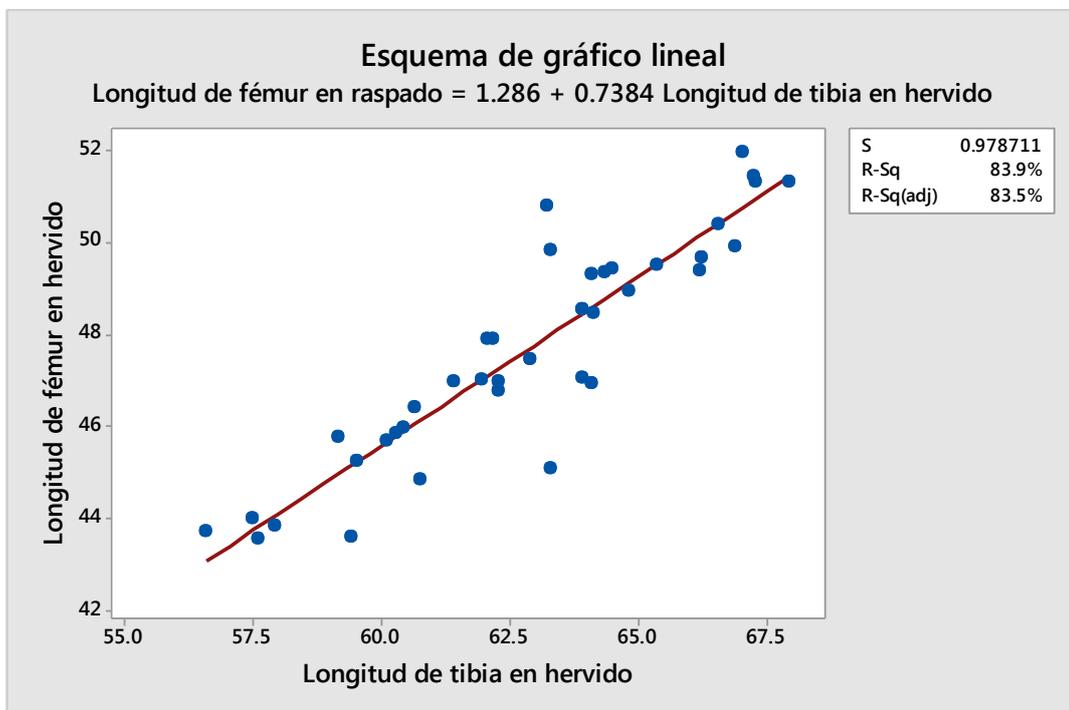
ANEXO XXXII. GRÁFICOS CORRESPONDIENTES A LA FÓRMULA 2.



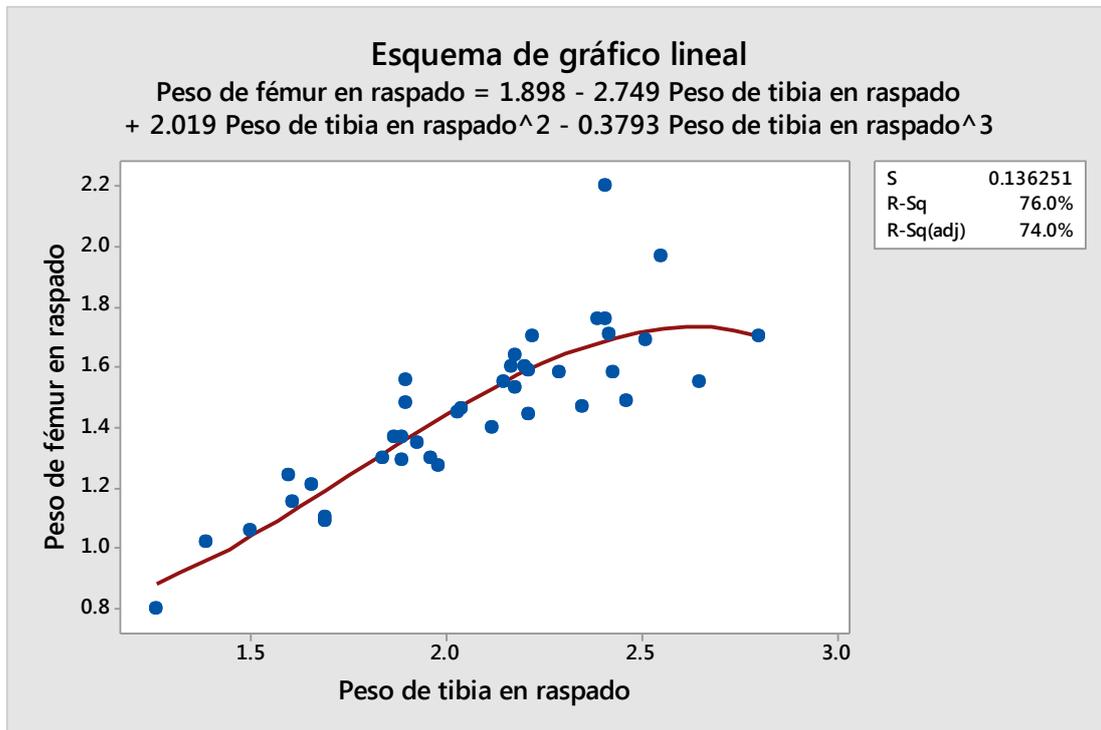
ANEXO XXXIII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN "A"



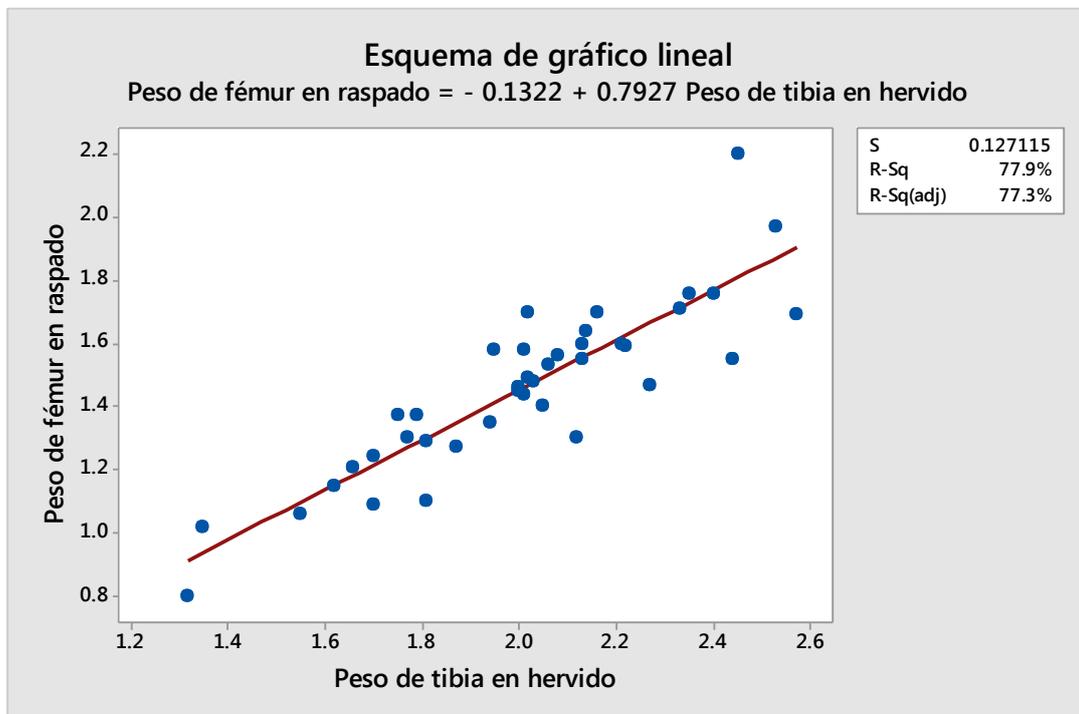
ANEXO XXXIV. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN "B".



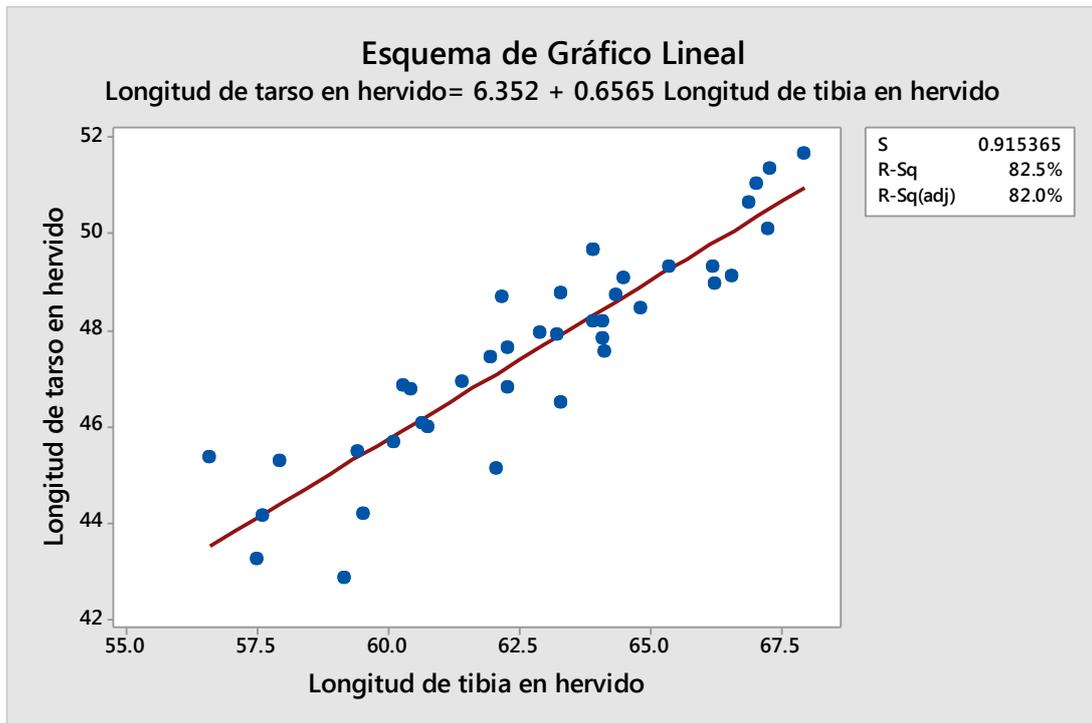
ANEXO XXXV. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “C”.



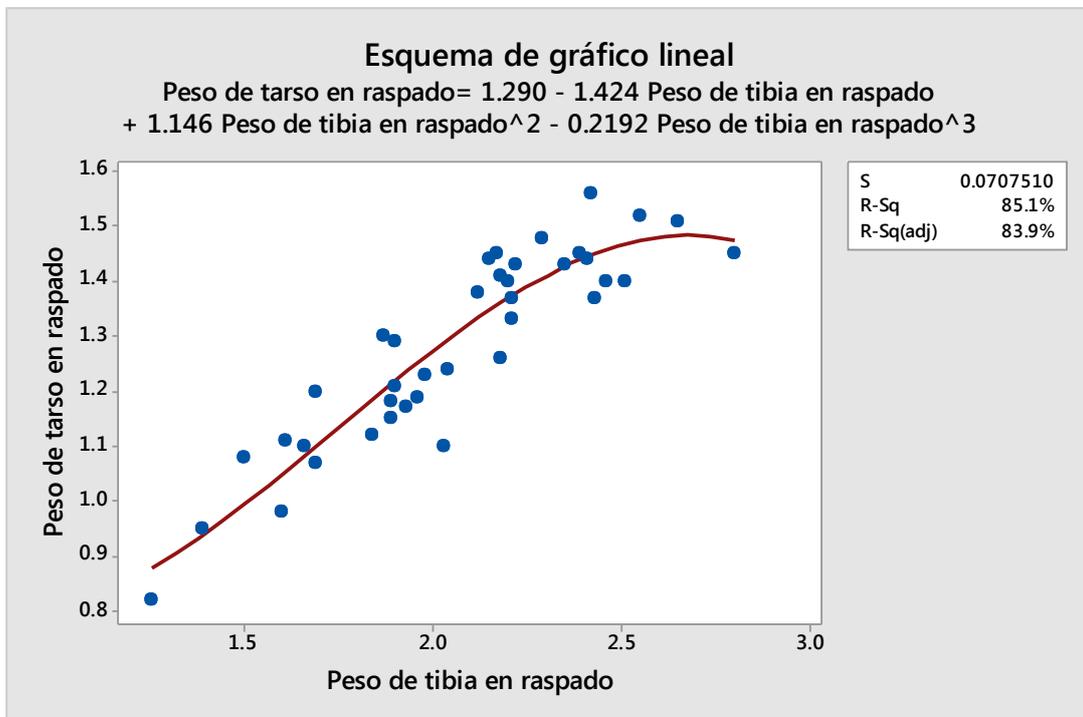
ANEXO XXXVI. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “D”.



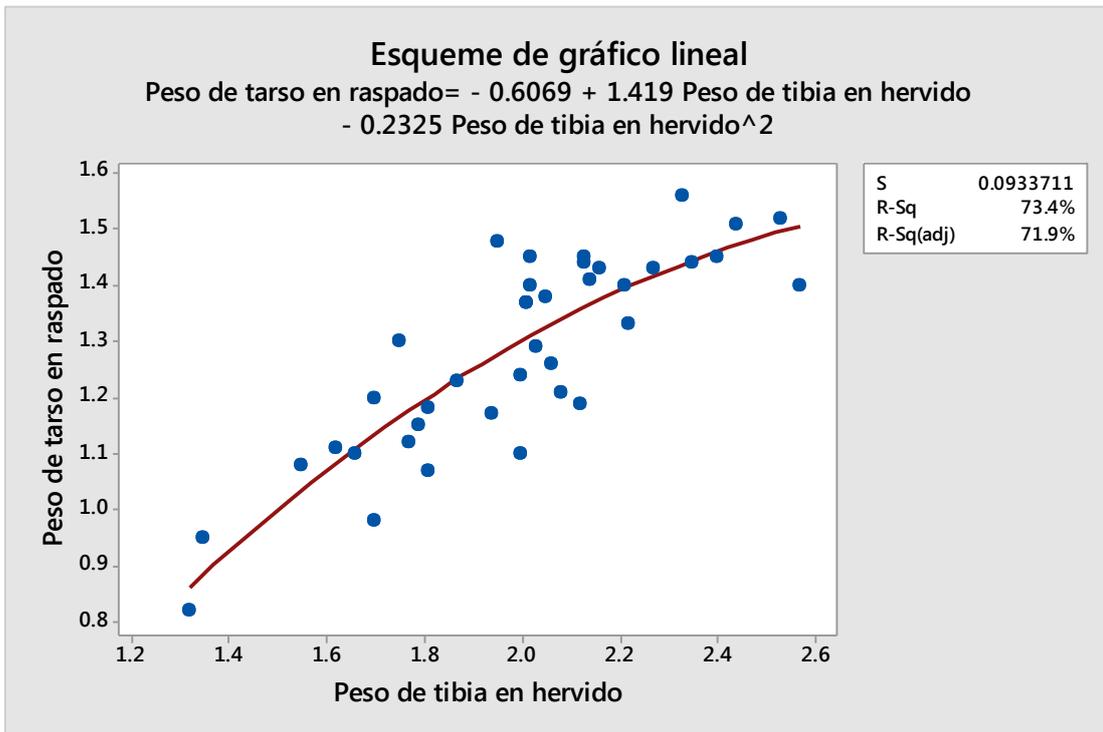
ANEXO XXXVII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “E”.



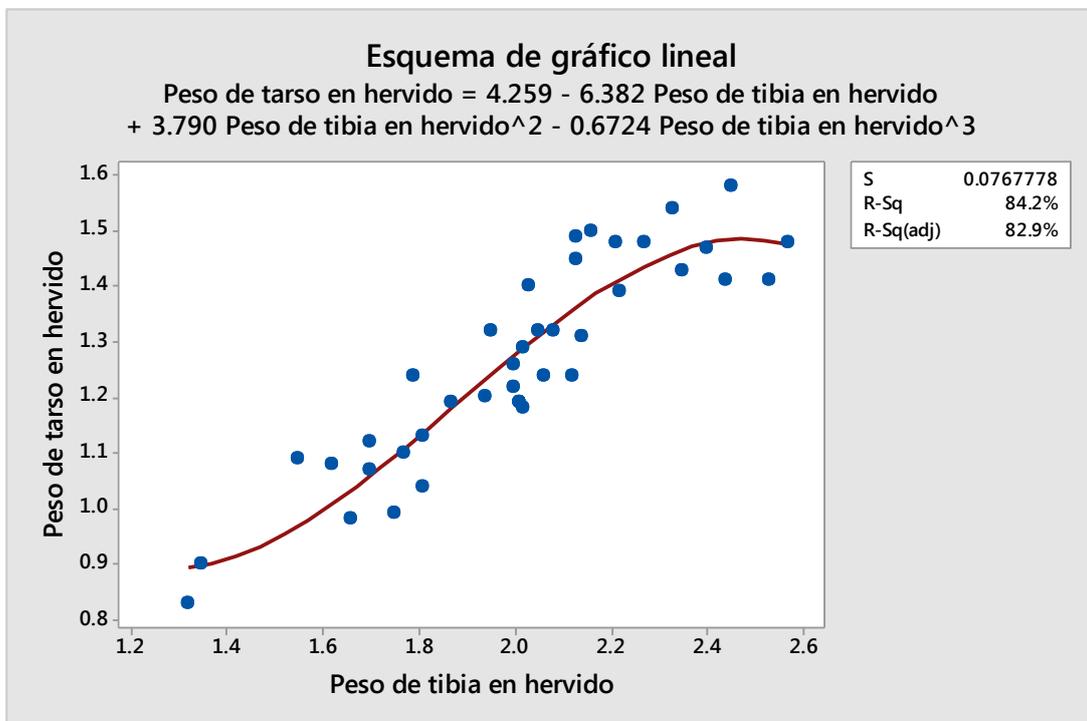
ANEXO XXXVIII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “F”.



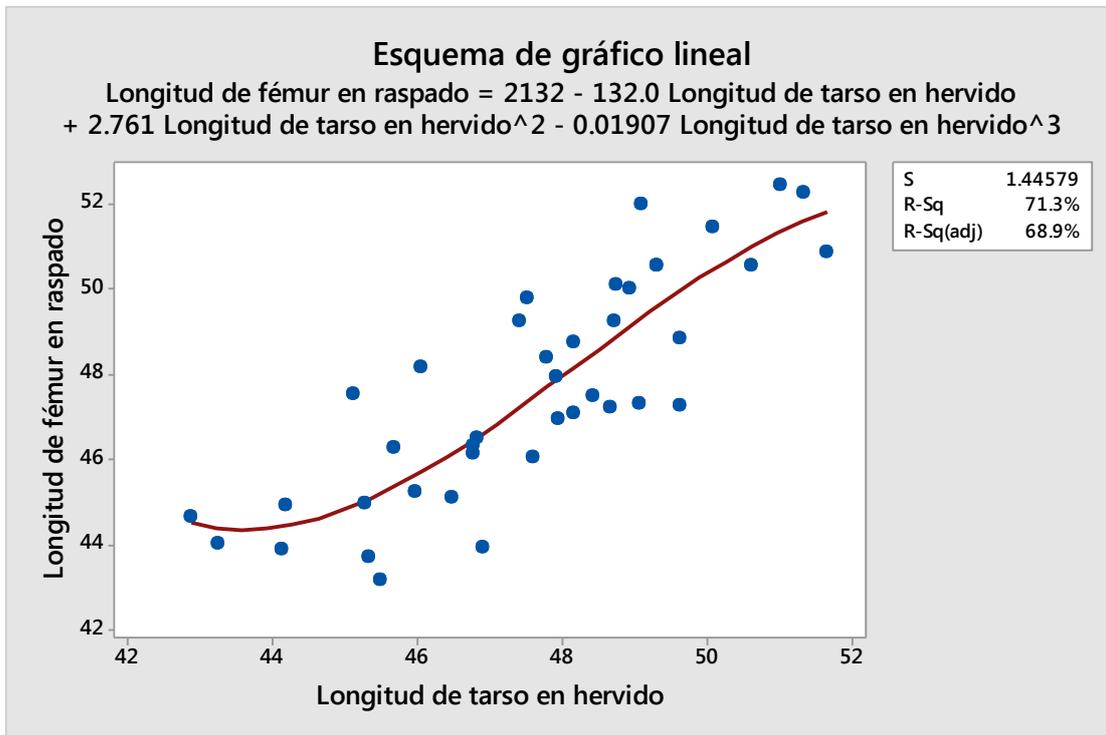
ANEXO XXXIX. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “G”.



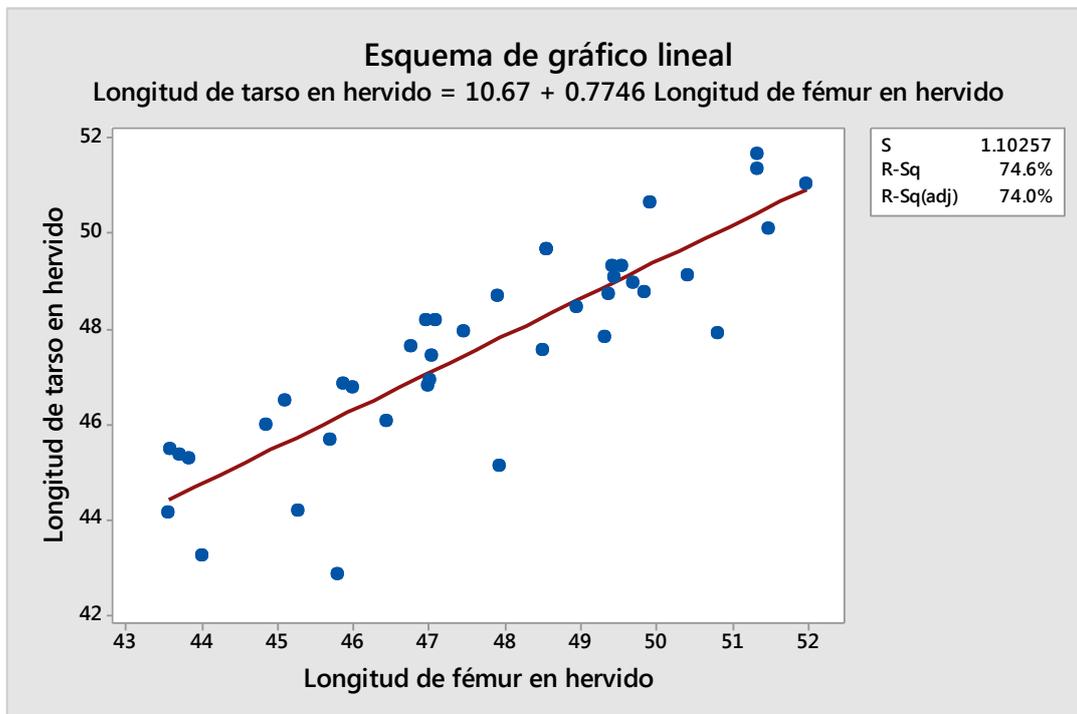
ANEXO XL. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “H”.



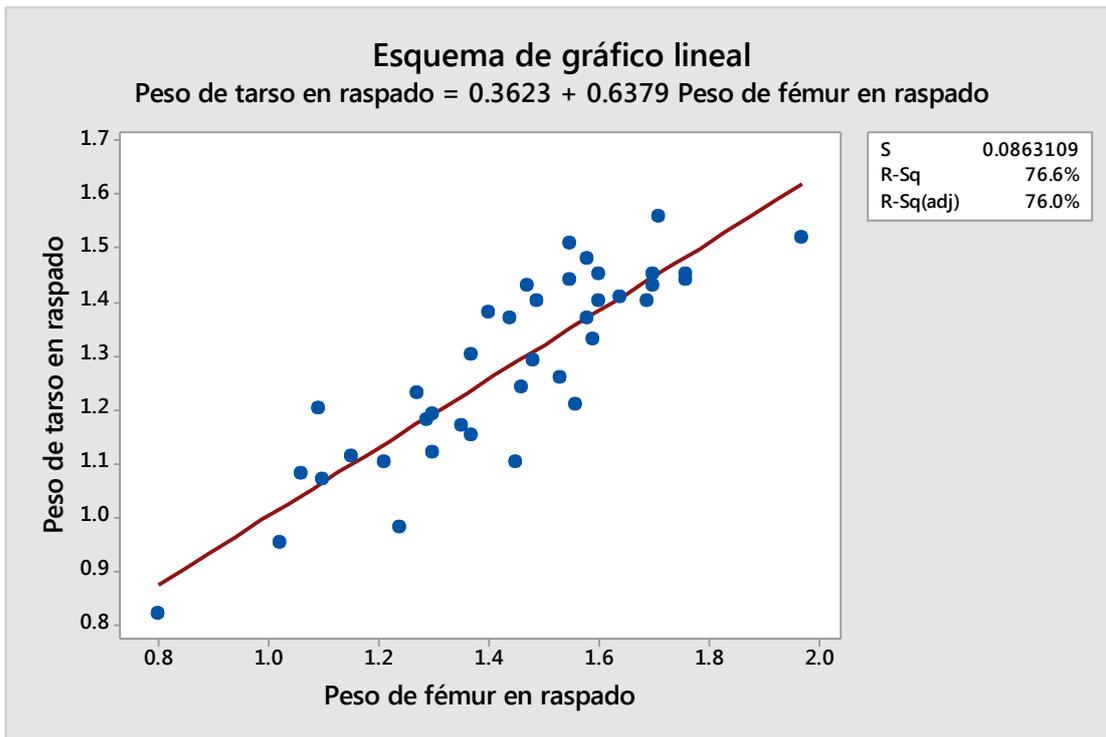
ANEXO XLI. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “I”.



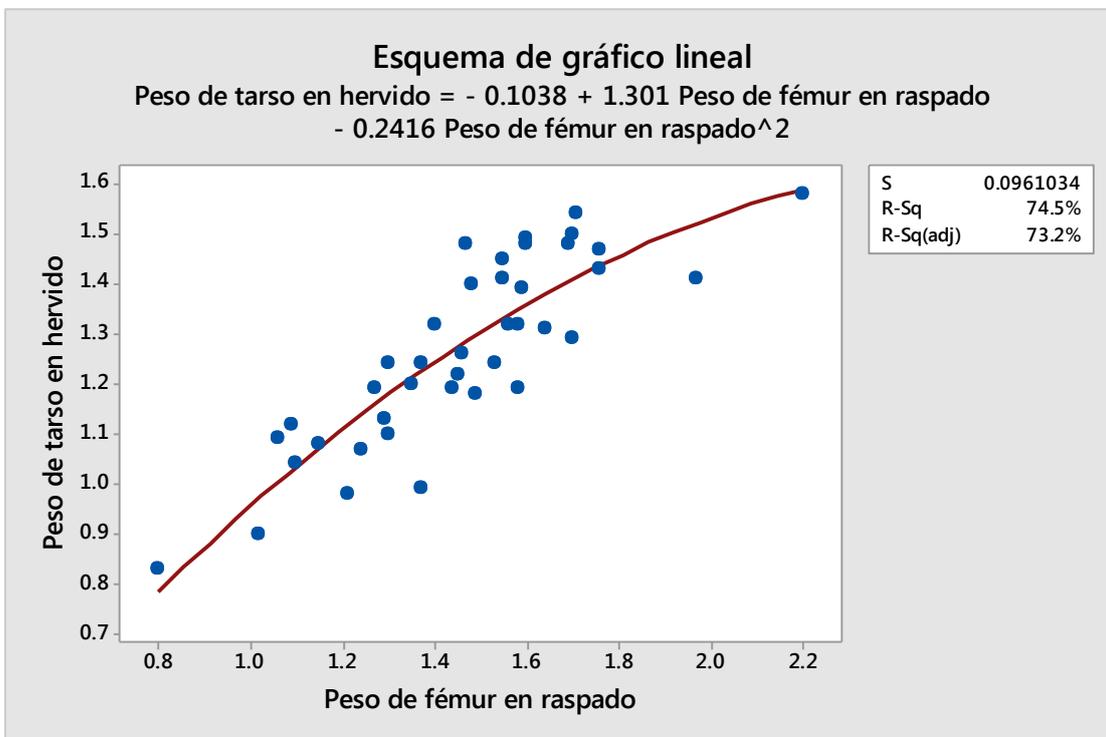
ANEXO XLII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “J”.



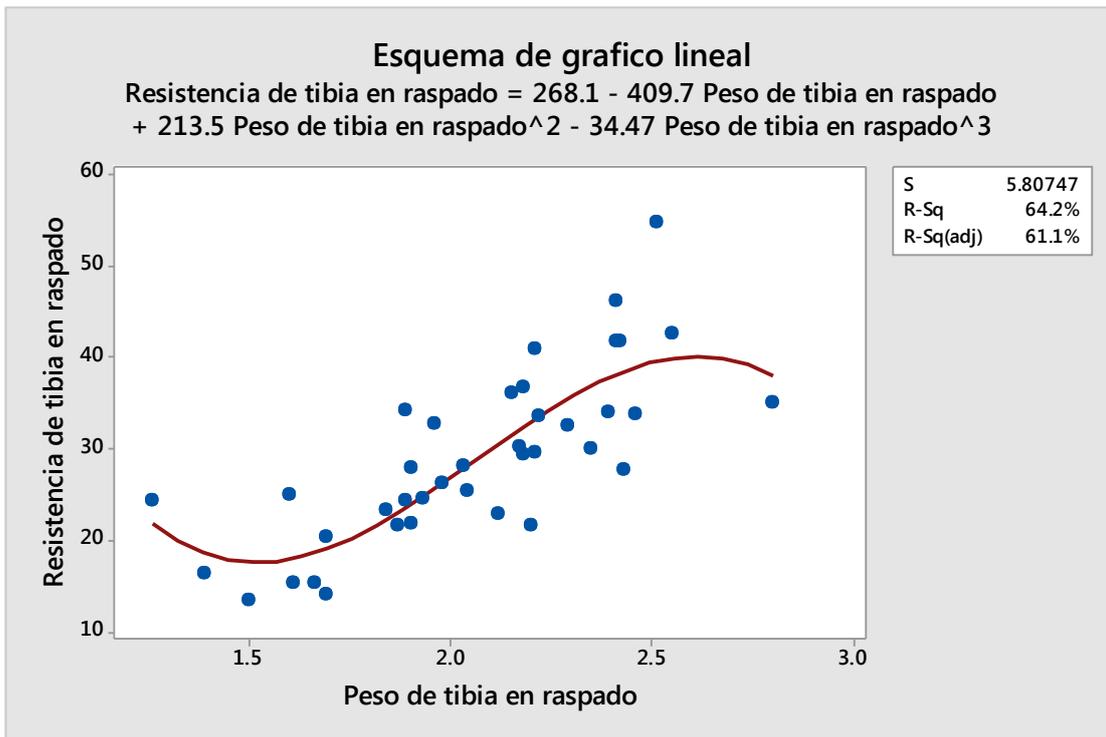
ANEXO XLIII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “K”.



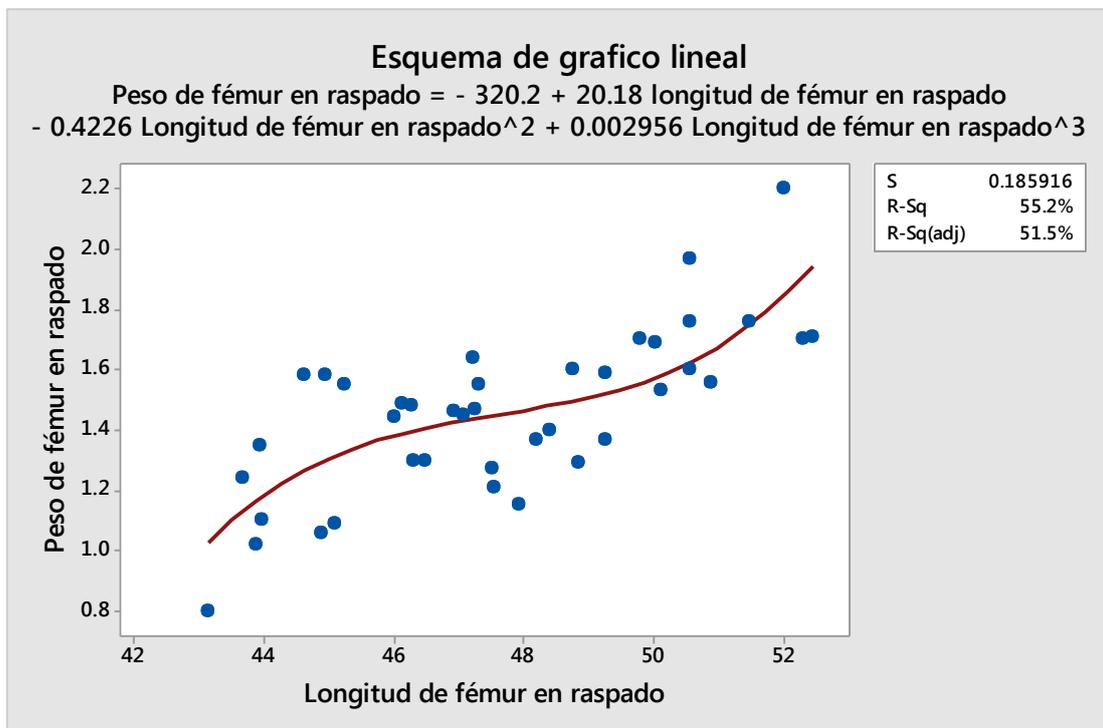
ANEXO XLIV. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “L”.



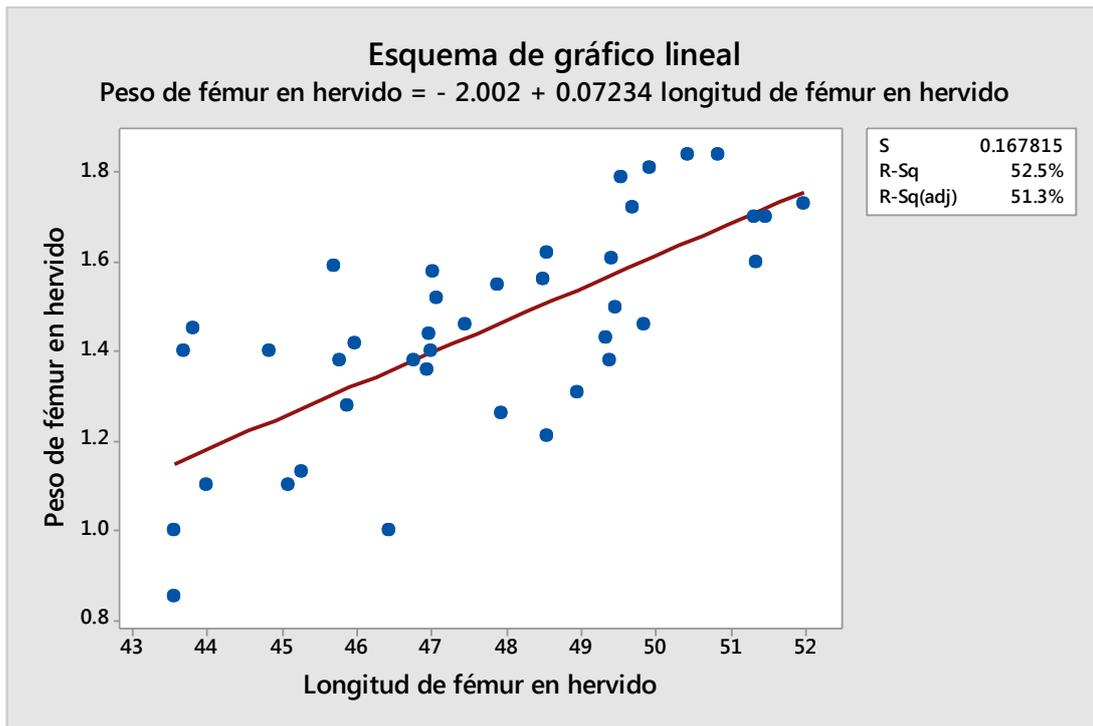
ANEXO XLV. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “M”.



ANEXO XLVI. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN “N”.



ANEXO XLVII. GRÁFICO DE LA ECUACIÓN "O".



ANEXO XLVIII. CUADRO COMPLETO DE TODOS LOS VALORES CORRELATIVOS OBTENIDOS.

		DRTI	DHTI	LRTI	LHTI	PRTI	PHTI	RRTI	RHTI	DRFE	DHFE	LRFE	LHFE	PRFE	PHFE	RRFE	RHFE	DRTA	DHTA	LRTA	LHTA	PRTA	PHTA	RRTA	RHTA
DRTI	Correlación de	1	.710**	0.144	0.183	.582**	.604**	.475**	0.008	.673**	.496**	0.081	0.111	.457**	.438**	0.197	0.281	.693**	.506**	0.288	0.152	.486**	.502**	0.238	0.272
	Sig. (bilateral)		0.000	0.375	0.258	0.000	0.000	0.002	0.962	0.000	0.001	0.620	0.494	0.003	0.005	0.241	0.087	0.000	0.001	0.071	0.350	0.002	0.001	0.139	0.114
	N	40	40	40	40	40	40	40	39	37	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	40
DHTI	Correlación de	.710**	1	.356	-0.033	.609**	.585**	.492**	0.232	.592**	.624**	0.054	0.021	.455**	.348**	-0.042	0.140	.501**	.584**	0.287	-0.012	.479**	.364**	0.089	.406
	Sig. (bilateral)	0.000		0.024	0.839	0.000	0.000	0.001	0.167	0.000	0.000	0.739	0.806	0.003	0.028	0.806	0.402	0.001	0.000	0.073	0.940	0.002	0.021	0.584	0.016
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
LRTI	Correlación de	0.144	.356	1	.671**	.686**	.626**	.447**	.360**	0.120	.360**	.696**	.713**	.580**	.581**	-0.012	0.115	0.264	.660**	.564**	.622**	.568**	0.028	0.169	
	Sig. (bilateral)	0.375	0.024		0.000	0.000	0.000	0.004	0.029	0.468	0.024	0.000	0.000	0.000	0.000	0.946	0.490	0.100	0.021	0.000	0.000	0.000	0.000	0.862	0.332
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
LHTI	Correlación de	0.183	-0.033	.671**	1	.540**	.647**	.464**	0.312	0.017	0.101	.880**	.916**	.613**	.652**	0.208	0.274	0.206	.705**	.524**	.663**	.403**	0.183	0.130	
	Sig. (bilateral)	0.258	0.839	0.000		0.000	0.000	0.003	0.060	0.919	0.539	0.000	0.000	0.000	0.026	0.096	0.202	0.572	0.000	0.000	0.000	0.000	0.259	0.491	
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
PRTI	Correlación de	.582**	.609**	.686**	.540**	1	.867**	.758**	.391**	.401**	.583**	.559**	.517**	.851**	.672**	0.252	0.287	.570**	.497**	.517**	.483**	.904**	.767**	0.289	.385**
	Sig. (bilateral)	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000	0.017	0.011	0.000	0.000	0.001	0.000	0.000	0.133	0.080	0.000	0.001	0.001	0.002	0.000	0.001	0.071	0.022
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
PHTI	Correlación de	.604**	.585**	.626**	.647**	.794**	1	.794**	.449**	.515**	.588**	.653**	.605**	.883**	.785**	.391**	.442**	.563**	.543**	.617**	.624**	.843**	.902**	.438**	.541**
	Sig. (bilateral)	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.005	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.017	0.005	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.005	0.001
	N	40	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
RRTI	Correlación de	.475**	.492**	.447**	.464**	.758**	.794**	1	.511**	.372**	.570**	.516**	.387**	.752**	.625**	0.276	.390**	.362**	.338**	.421**	.494**	.656**	.703**	.368**	.456**
	Sig. (bilateral)	0.002	0.001	0.004	0.003	0.000	0.000		0.001	0.021	0.000	0.001	0.015	0.000	0.000	0.103	0.017	0.024	0.036	0.008	0.001	0.000	0.001	0.021	0.006
	N	39	39	39	39	39	39	39	37	38	38	39	39	39	39	39	39	39	39	39	39	38	39	39	35
RHTI	Correlación de	0.008	0.232	.360**	0.312	.391**	.449**	.511**	1	-0.102	.393**	0.324	0.307	.425**	.346**	0.038	0.139	-0.031	0.049	0.278	.328**	0.241	.352**	0.017	0.059
	Sig. (bilateral)	0.962	0.167	0.029	0.060	0.017	0.005	0.001		0.555	0.018	0.051	0.065	0.009	0.036	0.828	0.426	0.854	0.771	0.096	0.047	0.157	0.033	0.920	0.742
	N	37	37	37	37	37	37	37	37	37	36	36	37	37	37	35	35	35	35	37	37	36	37	37	34
DRFE	Correlación de	.673**	.592**	0.120	0.017	.401**	.515**	.372**	-0.102	1	.721**	0.032	-0.011	.438**	.491**	0.160	0.232	.689**	.629**	0.185	0.042	.338**	.463**	0.200	.582**
	Sig. (bilateral)	0.000	0.000	0.468	0.919	0.011	0.001	0.021	0.555		0.000	0.849	0.948	0.005	0.001	0.352	0.167	0.000	0.000	0.259	0.798	0.038	0.003	0.223	0.000
	N	39	39	39	39	39	39	38	36	39	38	39	39	39	39	36	37	39	39	39	39	38	39	39	34
DHFE	Correlación de	.496**	.624**	.360**	0.101	.583**	.588**	.570**	.393**	.721**	1	0.149	0.132	.537**	.628**	0.154	0.202	.484**	.647**	.367**	0.170	.412**	.500**	0.021	.536**
	Sig. (bilateral)	0.001	0.000	0.024	0.539	0.000	0.000	0.008	0.018	0.000		0.365	0.424	0.000	0.000	0.370	0.230	0.002	0.000	0.002	0.300	0.010	0.001	0.000	0.001
	N	39	39	39	39	39	39	38	38	39	39	39	39	39	39	36	37	39	39	39	39	38	39	39	35
LRFE	Correlación de	0.081	0.054	.696**	.880**	.559**	.653**	.516**	0.324	0.032	0.149	1	.894**	.721**	.690**	0.206	0.233	0.206	0.177	.667**	.830**	.573**	.676**	0.095	0.112
	Sig. (bilateral)	0.620	0.739	0.000	0.000	0.000	0.000	0.001	0.051	0.849	0.365		0.000	0.000	0.000	0.221	0.160	0.202	0.274	0.000	0.000	0.000	0.000	0.560	0.524
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
LHFE	Correlación de	0.111	0.021	.713**	.916**	.517**	.605**	.387**	0.307	-0.011	0.132	.894**	1	.594**	.725**	0.170	0.240	0.154	0.122	.763**	.864**	.501**	.596**	0.156	0.101
	Sig. (bilateral)	0.494	0.896	0.000	0.000	0.001	0.005	0.065	0.948	0.424	0.000		0.000	0.000	0.313	0.147	0.342	0.454	0.000	0.000	0.000	0.001	0.000	0.336	0.563
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
PRFE	Correlación de	.457**	.455**	.580**	.613**	.851**	.883**	.752**	.425**	.438**	.537**	.721**	.594**	1	.794**	.449**	.345**	.512**	.498**	.518**	.573**	.875**	.850**	0.256	.373**
	Sig. (bilateral)	0.003	0.003	0.000	0.000	0.000	0.000	0.009	0.005	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.005	0.034	0.001	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.111	0.027
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
PHFE	Correlación de	.438**	.348**	.581**	.652**	.672**	.785**	.625**	.346**	.491**	.628**	.690**	.725**	.794**	1	.351**	.470**	.491**	.516**	.626**	.665**	.638**	.797**	0.219	.409**
	Sig. (bilateral)	0.005	0.028	0.000	0.000	0.000	0.000	0.003	0.036	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000		0.033	0.003	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.174	0.015
	N	40	40	40	40	40	40	39	37	39	39	40	40	40	40	37	38	40	40	40	40	39	40	40	35
RRFE	Correlación de	0.197	-0.042	-0.012	0.208	0.252	.391**	0.276	0.038	0.160	0.154	0.206	0.170	.449**	.351**	1	.591**	0.185	0.178	0.160	0.287	0.270	.421**	.416**	0.181
	Sig. (bilateral)	0.241	0.806	0.946	0.216	0.133	0.017	0.103	0.828	0.352	0.370	0.221	0.313	0.005	0.033		0.000	0.272	0.291	0.343	0.085	0.112	0.009	0.010	0.314
	N	37	37	37	37	37	37	36	35	36	36	37	37	37	37	37	37	37	37	37	37	37	36	37	37
RHFE	Correlación de	0.281	0.140	0.115	0.274	0.287	.442**	.390**	0.139	0.232	0.202	0.233	0.240	.345**	.470**	.591**	1	0.239	0.201	0.248	.371**	.346**	.482**	.400**	0.274
	Sig. (bilateral)	0.087	0.402	0.490	0.096	0.080	0.005	0.017	0.426	0.167	0.230	0.160	0.147	0.034	0.003	0.000		0.149	0.225	0.133	0.022	0.036	0.002	0.013	0.123
	N	38	38	38	38	38	38	37	35	37	37	38	38	38	38	35	38	38	38	38	37	38	38	38	33
DRTA	Correlación de</																								

ANEXO XLIX. REGISTRO DE PESO VIVO A LOS 21 DIAS.

N°Pollo	peso final
1	1015
2	740
3	889
4	839
5	914
6	914
7	1017
8	925
9	849
10	925
11	712
12	875
13	1011
14	852
15	868
16	744
17	836
18	581
19	980
20	920
21	979
22	781
23	927
24	857
25	882
26	930
27	815
28	808
29	1004
30	828
31	966
32	888
33	1072
34	964
35	844
36	976
37	991
38	840
39	1000
40	974