



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DE CHILE  
ESCUELA DE INGENIERIA

**DESARROLLO DE MAPAS  
TRIDIMENSIONALES DE DISTRIBUCION DEL  
CONTENIDO MINERAL EN EJEMPLARES  
OSEOS BASADO EN MODELOS SUJETO-  
ESPECIFICOS**

**FRANCISCO JAVIER ALISTER HERDENER**

Tesis para optar al grado de  
Magister en Ciencias de la Ingeniería

Profesor Supervisor:  
**JORGE RAMOS GREZ**

Santiago de Chile, (Abril, 2011)

© 2011, FRANCISCO JAVIER ALISTER HERDENER



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DE CHILE  
ESCUELA DE INGENIERIA

# **DESARROLLO DE MAPAS TRIDIMENSIONALES DE DISTRIBUCION DEL CONTENIDO MINERAL EN EJEMPLARES OSEOS BASADO EN MODELOS SUJETO- ESPECIFICOS**

**FRANCISCO JAVIER ALISTER HERDENER**

Tesis presentada a la Comisión integrada por los profesores:

**JORGE RAMOS GREZ**

**CRISTIAN TEJOS NUÑEZ**

**ALEX VARGAS DIAZ**

**PAOLA CAPRILE ETCHART**

**ALVARO SOTO ARRIAZA**

Para completar las exigencias del grado de  
Magister en Ciencias de la Ingeniería  
Santiago de Chile, (Abril, 2011)

*A Pablo, mi padre y Lilliam,  
mi madre, ambos mi vida; a Claudio,  
mi hermano y mi guía; a Carolina,  
mi cuñada y mi amiga; a Valentina y  
Raimundo, mis sobrinos y mi  
alegría; a Juan Pablo, mi hermano y  
mi amigo; a Kelly, mi amor y mis  
sueños, a Hugo, mi tío y ejemplo; y a  
Dios por dármelos a ellos y los días  
para disfrutarlos.*

## **AGRADECIMIENTOS**

Sin tener el papel la eternidad de la piedra ni la tinta la fuerza del fuego, las palabras que aquí escribo, serán testimonio permanente de gratitud en la memoria de quienes las lean. Agradezco a las únicas personas que nunca han dudado de mí y que incondicionalmente me han apoyado, con consejo, afecto y amistad.

Es por esto que agradezco a Pablo, mi padre, por su fe incondicional en mí. A Lilliam, mi madre, por su eterna comprensión y compañía. A Claudio, mi hermano, mi ejemplo; por su guía, amor y consejo. A Carolina, su mujer, por su amistad y generosidad. A Valentina y Raimundo, mis sobrinos, porque sus sonrisas hacen desaparecer al mundo y sus penas. A Juan Pablo, mi hermano, mi amigo; por su apoyo, confianza y motivación. A Kelly, mi amor, por hacer que mis penas se dividan y mis alegrías se multipliquen. A Hugo, mi tío, porque aunque no estés conmigo, nunca me has dejado. Junto a ellos, Rolando, mis padrinos Jorge y Ani; Patricio, Manuel, Luis V., Jorge; a las familias de Kelly y Carolina; a Gloria y Ana María; a mis amigos y sus familias y en especial a Ambrosio, Luis C. y Sebastián. Agradezco también a CONICYT por apoyarme a través de su programa “Capital Humano Avanzado”.

Agradezco especialmente a un mal profesor, por mostrarme el camino que no debo seguir, por demostrarme que los grados académicos no significan nada mientras sea una persona miserable y vacía. Agradezco también a mis buenos profesores, los cuales encontré dentro y fuera de las aulas, en pasillos, laboratorios y jardines por la generosidad en su tiempo y sus lecciones a través de longevas conversaciones.

Finalmente agradezco y dedico estas miles de letras a todos cuando fueron niños. A todos los que han mimado una rosa. A todos los que han domesticado un zorro. A todos los que ven un pozo en el desierto, a todos los que escuchan su canción cada vez que regala agua. A todos los que ven un pequeño príncipe en las estrellas. A todos los que escuchan el sonido de mil cascabeles en ellas, a todos los que lloran cuando ellas callan. A los que seguimos siendo niños. (Lea “El Principito”).

## INDICE GENERAL

|                                                                                           | Pág.  |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| <b>DEDICATORIA</b> .....                                                                  | iv    |
| <b>AGRADECIMIENTOS</b> .....                                                              | v     |
| <b>INDICE DE TABLAS</b> .....                                                             | xii   |
| <b>INDICE DE FIGURAS</b> .....                                                            | xvi   |
| <b>RESUMEN</b> .....                                                                      | xxiii |
| <b>ABSTRACT</b> .....                                                                     | xxiv  |
| <b>1. INTRODUCCION</b> .....                                                              | 1     |
| 1.1. Problema, hipótesis y solución propuesta .....                                       | 6     |
| 1.1.1. Problema .....                                                                     | 6     |
| 1.1.2. Hipótesis .....                                                                    | 6     |
| 1.1.3. Solución propuesta.....                                                            | 7     |
| <b>2. OBJETIVOS</b> .....                                                                 | 8     |
| 2.1. Objetivo general .....                                                               | 8     |
| 2.2. Objetivos específicos .....                                                          | 8     |
| 2.2.1. Determinación de los ejemplares de estudio y condiciones de<br>procesamiento ..... | 8     |
| 2.2.2. Confección de los patrones o fantomas de calibración.....                          | 8     |
| 2.2.3. Procesamiento de las imágenes y generación de los modelos .....                    | 8     |
| 2.2.4. Determinación de las condiciones ideales de modelación.....                        | 8     |
| 2.2.5. Estimar el nivel de precisión del modelo.....                                      | 9     |

|                                                                            |           |
|----------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.2.6. Estimar los parámetros mínimos de adquisición .....                 | 9         |
| <b>3. MARCO TEORICO .....</b>                                              | <b>10</b> |
| 3.1. El hueso .....                                                        | 11        |
| 3.1.1. Descripción general .....                                           | 11        |
| 3.1.2. Compocisión del tejido óseo .....                                   | 11        |
| 3.1.3. Descripción anatómica de la mandíbula .....                         | 13        |
| 3.2. Método de elementos finitos ( <i>FEM finite element method</i> )..... | 14        |
| 3.2.1. Descripción .....                                                   | 14        |
| 3.2.2. Elemento y discretización .....                                     | 16        |
| 3.3. Tomografía Axial Computarizada (TAC).....                             | 17        |
| 3.3.1. Principio de funcionamiento .....                                   | 18        |
| 3.3.2. Procesamiento y estructura de la imagen.....                        | 19        |
| 3.3.3. Representación tridimensional.....                                  | 22        |
| 3.3.4. Radiación .....                                                     | 24        |
| 3.4. Modelo sujeto-específico .....                                        | 26        |
| 3.4.1. Descripción .....                                                   | 26        |
| 3.4.2. Estructura de funcionamiento .....                                  | 27        |
| 3.5. Revisión de algunos modelos sujeto-específicos .....                  | 29        |
| 3.5.1. Base de estudio .....                                               | 30        |
| 3.5.2. Condiciones de adquisición .....                                    | 30        |
| 3.5.3. Generación de geometría y mallado .....                             | 30        |
| 3.5.4. Asignación de materiales .....                                      | 31        |
| 3.5.5. Los modelos analizados .....                                        | 31        |

|                                                                        |           |
|------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.6. Métodos de calibración .....                                      | 32        |
| 3.7. Modelos sujeto-específicos aplicados a densitometría ósea .....   | 34        |
| <b>4. MATERIALES Y METODO .....</b>                                    | <b>37</b> |
| 4.1. Modelo sujeto-específico utilizado .....                          | 37        |
| 4.2. Fantomas de calibración utilizados .....                          | 38        |
| 4.2.1. Consideraciones .....                                           | 38        |
| 4.2.2. Proceso de confección de los fantomas de calibración.....       | 39        |
| 4.3. Ejemplares utilizados: fundamento y descripción.....              | 42        |
| 4.3.1. Ejemplares porcinos como objeto de estudio .....                | 42        |
| 4.3.2. Ejemplares porcinos utilizados .....                            | 43        |
| 4.4. Herramientas computacionales utilizadas .....                     | 45        |
| 4.4.1. Segmentación.....                                               | 46        |
| 4.4.2. Generación de mallas y transcripción.....                       | 48        |
| 4.4.3. Preparación de imágenes TAC y mapeado de materiales.....        | 50        |
| 4.4.4. Análisis .....                                                  | 54        |
| 4.5. Determinación del peso mineral de los ejemplares estudiados ..... | 55        |
| 4.5.1. Incineración .....                                              | 55        |
| 4.5.2. Pesaje .....                                                    | 56        |
| 4.5.3. Protocolo de preparación, incineración y pesaje .....           | 57        |
| <b>5. DESARROLLO EXPERIMENTAL .....</b>                                | <b>58</b> |

|                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------|----|
| 5.1. Primera etapa experimental.....                                     | 58 |
| 5.1.1. Descripción.....                                                  | 58 |
| 5.1.2. Objetivos.....                                                    | 59 |
| 5.1.3. Ejemplares de estudio .....                                       | 59 |
| 5.1.4. Condiciones del examen .....                                      | 59 |
| 5.1.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas ..... | 62 |
| 5.1.6. Resultados preliminares.....                                      | 66 |
| 5.1.7. Conclusiones preliminares.....                                    | 68 |
| 5.2. Segunda etapa experimental.....                                     | 69 |
| 5.2.1. Descripción.....                                                  | 69 |
| 5.2.2. Objetivos.....                                                    | 69 |
| 5.2.3. Ejemplares de estudio .....                                       | 69 |
| 5.2.4. Condiciones del examen .....                                      | 69 |
| 5.2.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas ..... | 70 |
| 5.2.6. Resultados preliminares.....                                      | 71 |
| 5.2.7. Conclusiones preliminares.....                                    | 72 |
| 5.3. Etapa experimental final .....                                      | 72 |
| 5.3.1. Descripción.....                                                  | 72 |
| 5.3.2. Objetivos.....                                                    | 73 |
| 5.3.3. Ejemplares de estudio .....                                       | 73 |
| 5.3.4. Condiciones del examen .....                                      | 73 |
| 5.3.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas ..... | 75 |
| 5.3.6. Resultados preliminares.....                                      | 79 |
| 5.3.7. Conclusiones preliminares.....                                    | 80 |
| 5.4. Estudio de dosis y calidad de los modelos .....                     | 80 |
| 5.4.1. Descripción.....                                                  | 80 |
| 5.4.2. Objetivos.....                                                    | 80 |

|                                                                                    |            |
|------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 5.4.3. Ejemplares de estudio .....                                                 | 81         |
| 5.4.4. Condiciones del examen .....                                                | 81         |
| 5.4.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas .....           | 82         |
| 5.4.6. Resultados preliminares .....                                               | 85         |
| 5.4.7. Conclusiones preliminares .....                                             | 85         |
| 5.5. Parámetros de sensibilidad .....                                              | 86         |
| 5.5.1. Descripción .....                                                           | 86         |
| 5.5.2. Objetivos .....                                                             | 86         |
| 5.5.3. Ejemplar de estudio .....                                                   | 86         |
| 5.5.4. Condiciones del examen y función de regresión .....                         | 87         |
| 5.5.5. Influecia de los valores de umbral .....                                    | 87         |
| 5.5.6. Parámetros de transcripción de materiales .....                             | 91         |
| 5.5.7. Densidad de malla .....                                                     | 96         |
| 5.5.8. Conclusiones generales preliminares parámetros de<br>sensibilidad .....     | 101        |
| <b>6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>                                             | <b>102</b> |
| 6.1. Consideraciones generales .....                                               | 102        |
| 6.2. Resultados <i>in extenso</i> primera experiencia .....                        | 102        |
| 6.2.1. Indicadores de estadística descriptiva .....                                | 102        |
| 6.2.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales .....                        | 103        |
| 6.2.3. Análisis según tipo de fantoma de calibración utilizado .....               | 108        |
| 6.2.4. Determinación de la relación de densidades: aparente versus<br>ceniza ..... | 110        |
| 6.3. Resultados <i>in extenso</i> segunda experiencia .....                        | 111        |
| 6.3.1. Indicadores de estadística descriptiva .....                                | 111        |

|                                                                                      |            |
|--------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 6.3.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales .....                          | 112        |
| 6.3.3. Análisis según tipo de valor umbral utilizado .....                           | 114        |
| 6.4. Resultados <i>in extenso</i> experiencia final .....                            | 115        |
| 6.4.1. Indicadores de estadística descriptiva.....                                   | 115        |
| 6.4.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales .....                          | 117        |
| 6.4.3. Análisis de correlación dosis - error estimado.....                           | 122        |
| <b>7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....</b>                                       | <b>124</b> |
| 7.1. Conclusiones .....                                                              | 124        |
| 7.2. Trabajos futuros .....                                                          | 128        |
| <b>BIBLIOGRAFIA.....</b>                                                             | <b>129</b> |
| <b>ANEXOS .....</b>                                                                  | <b>139</b> |
| <b>Anexo A :</b> Archivo de salida BoneMat y archivo macro de ANSYS APDL .....       | <b>139</b> |
| <b>Anexo B :</b> Código m de Matlab para prerapación de archivos macro.....          | <b>140</b> |
| <b>Anexo C :</b> Prueba de convergencia basados en el cráneo del ejemplar joven..... | <b>142</b> |

## INDICE DE TABLAS

|                                                                                                              | <b>Pág.</b> |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| Tabla 3.1: DLP, factor de conversión y dosis efectiva recomendada para diferentes exámenes TAC .....         | 25          |
| Tabla 3.2: Ejemplares, objetivos y método de verificación de modelos sujeto-específicos .....                | 30          |
| Tabla 3.3: Parámetros de adquisición en examen TAC de modelos sujeto-específico reportados.....              | 30          |
| Tabla 3.4: Generación de modelos sujeto-específicos reportados .....                                         | 30          |
| Tabla 3.5: Asignación de propiedades de material de modelos sujeto-específicos reportados .....              | 31          |
| Tabla 3.6: Resumen de algunos modelos QCT publicados .....                                                   | 36          |
| Tabla 5.1: Condiciones de adquisición ejemplares primera experiencia .....                                   | 60          |
| Tabla 5.2: Parámetros de imagen del proceso de adquisición primera experiencia...                            | 60          |
| Tabla 5.3: Coeficientes de regresión de las curvas de calibración primera experiencia .....                  | 63          |
| Tabla 5.4 a: Resumen parámetros y valores del ejemplar mayor primera experiencia. Cráneo y secciones .....   | 64          |
| Tabla 5.4 b: Resumen parámetros y valores del ejemplar mayor primera experiencia. Mandíbula y secciones..... | 65          |
| Tabla 5.5 a: Resumen parámetros y valores del ejemplar joven primera experiencia. Cráneo y secciones .....   | 65          |

|                                                                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla 5.5 b: Resumen parámetros y valores del ejemplar joven primera experiencia. Mandíbula y secciones..... | 65 |
| Tabla 5.6: Resultados preliminares modelos sujeto-específicos ejemplar mayor primera experiencia.....        | 67 |
| Tabla 5.7: Resultados preliminares modelos sujeto-específicos ejemplar joven primera experiencia.....        | 67 |
| Tabla 5.8: Condiciones de adquisición ejemplares segunda experiencia .....                                   | 70 |
| Tabla 5.9: Parámetros de imagen del proceso de adquisición segunda experiencia..                             | 70 |
| Tabla 5.10: Coeficientes de regresión de la curva de calibración segunda experiencia .....                   | 70 |
| Tabla 5.11: Resumen parámetros y valores de transcripción segunda experiencia ...                            | 71 |
| Tabla 5.12: Resultados preliminares modelos sujeto-específicos segunda experiencia .....                     | 71 |
| Tabla 5.13: Condiciones de adquisición ejemplares experiencia final .....                                    | 73 |
| Tabla 5.14: Dosis de radiación del proceso de adquisición experiencia final .....                            | 75 |
| Tabla 5.15: Parámetros de imagen del proceso de adquisición experiencia final.....                           | 75 |
| Tabla 5.16: Coeficientes de regresión de la curva de calibración experiencia final..                         | 75 |
| Tabla 5.17: Resumen parámetros y valores por mandíbula experiencia final .....                               | 78 |
| Tabla 5.18: Resumen parámetros y valores por sección mandibular experiencia final .....                      | 78 |
| Tabla 5.19: Resultados preliminares modelos sujeto-específicos mandíbulas completas experiencia final.....   | 79 |

|                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla 5.20: Resultados preliminares modelos sujeto-específicos secciones mandibulares experiencia final .....                | 79 |
| Tabla 5.21: Condiciones de adquisición ejemplares experiencia de dosimetría.....                                             | 81 |
| Tabla 5.22: Dosis de radiación del proceso de adquisición experiencia de dosimetría.....                                     | 82 |
| Tabla 5.23: Parámetros de imagen del proceso de adquisición experiencia de dosimetría.....                                   | 82 |
| Tabla 5.24: Coeficientes de regresión de la curva de calibración experiencia de dosimetría.....                              | 83 |
| Tabla 5.25: Valores de <i>threshold</i> para cada caso estudiado experiencia de dosimetría.....                              | 83 |
| Tabla 5.26: Resumen parámetros y valores por condición de adquisición experiencia de dosimetría .....                        | 85 |
| Tabla 5.27: Resultados preliminares modelos sujeto-específico mandíbulas completas experiencia de dosimetría.....            | 85 |
| Tabla 5.28: Valores de <i>threshold</i> para estudio de sensibilidad de valor umbral.....                                    | 88 |
| Tabla 5.29: Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro <i>Custom</i> .....          | 89 |
| Tabla 5.30: Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro <i>Bone + Spongiat</i> ..... | 89 |
| Tabla 5.31: Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro <i>Bone</i> .....            | 90 |

|                                                                                                               |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabla 5.32: Resultados preliminares modelos sujeto-específico mandíbulas completas, sensibilidad umbral ..... | 90  |
| Tabla 5.33: Valores prueba de sensibilidad " <i>integration step</i> " .....                                  | 92  |
| Tabla 5.34: Valores prueba de sensibilidad " <i>gap value</i> " .....                                         | 93  |
| Tabla 5.35: Valores prueba de sensibilidad densidad de malla .....                                            | 97  |
| Tabla 5.36: Valores prueba de sensibilidad densidad de malla especial.....                                    | 97  |
| Tabla 6.1: Indicadores estadísticos por ejemplar para la primera experiencia .....                            | 102 |
| Tabla 6.2: Resultados prueba T cráneo ejemplar mayor.....                                                     | 108 |
| Tabla 6.3: Resultados prueba T mandíbula ejemplar mayor.....                                                  | 109 |
| Tabla 6.4: Resultados prueba T cráneo ejemplar joven .....                                                    | 109 |
| Tabla 6.5: Resultados prueba T mandíbula ejemplar joven.....                                                  | 109 |
| Tabla 6.6: Indicadores estadísticos para todos los ejemplares segunda experiencia .....                       | 112 |
| Tabla 6.7: Resultados prueba T mandíbula según filtro de segmentación.....                                    | 114 |
| Tabla 6.8: Indicadores estadísticos para todos los ejemplares experiencia final y dosimetría.....             | 115 |
| Tabla 6.9 a: Resultados estimados y corregidos de la experiencia final.....                                   | 116 |
| Tabla 6.9 b: Resultados estimados y corregidos de la prueba de dosis .....                                    | 117 |
| Tabla 6.10: Resultados prueba de correlación entre dosis efectiva y error.....                                | 122 |

## INDICE DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                   | Pág. |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Figura 1.1: " <i>Cairo Toe</i> " y prótesis etrusca.....                                                                                                                                                                                                                          | 1    |
| Figura 1.2: " <i>Pierna Romana de Capua</i> " .....                                                                                                                                                                                                                               | 2    |
| Figura 1.3: Implante oseointegrado .....                                                                                                                                                                                                                                          | 3    |
| Figura 1.4: Elementos de restauración basados en oseointegración .....                                                                                                                                                                                                            | 4    |
| Figura 3.1: Tejido cortical y esponjoso en mandíbula humana .....                                                                                                                                                                                                                 | 12   |
| Figura 3.2: Anatomía de la mandíbula humana. Cara posterior vista interna. Se muestran los cuerpos principales y sus bordes.....                                                                                                                                                  | 13   |
| Figura 3.3: Esquematización de la resolución de un problema a través del método de elementos finitos.....                                                                                                                                                                         | 15   |
| Figura 3.4: Elemento hexaédrico lineal y tetraédrico cuadrático.....                                                                                                                                                                                                              | 16   |
| Figura 3.5: Croquis TAC y primer TAC, ambos por Geodfrey Hounsfield .....                                                                                                                                                                                                         | 17   |
| Figura 3.6 a: Funcionamiento esquemático simplificado de un equipo TAC.....                                                                                                                                                                                                       | 18   |
| Figura 3.6 b: Componentes básicos de un equipo TAC.....                                                                                                                                                                                                                           | 19   |
| Figura 3.7: Formación de una imagen TAC por " <i>back projection</i> " .....                                                                                                                                                                                                      | 21   |
| Figura 3.8: Influencia del número de proyecciones en la imagen TAC. 1: 2 proyecciones (horizontal y vertical). 2: 4 proyecciones (horizontal, vertical y dos a 45°). 3: 8 proyecciones. 4: 16 proyecciones. 5: 128 proyecciones con filtro y 6: 128 proyecciones sin filtro. .... | 22   |
| Figura 3.9: Esquema de una imagen TAC, mostrando pixel, voxel y espacio entre cortes .....                                                                                                                                                                                        | 23   |

|                                                                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 3.10: Imagen del cerebro de 1975 de un equipo Siemens Siretom, en una matriz de 128 por 128 y una imagen actual similar en matriz de 512 por 512 ..... | 24 |
| Figura 3.11: Esquema de aplicación de un modelo sujeto-específico .....                                                                                       | 27 |
| Figura 3.12: Modelo basado en geometría de Chen (2010).....                                                                                                   | 28 |
| Figura 3.13: Modelo basado en voxel, de Tsubota (2009), para estudiar el mecanismo de formación y modificación del hueso trabecular .....                     | 29 |
| Figura 3.14: Aplicación en reemplazo acetabular cementado de cadera de Zhang (2010) .....                                                                     | 31 |
| Figura 3.15: Imagen TAC " <i>in vitro</i> ", " <i>in vivo</i> " y modelo mallado regular de Keyak (2003).....                                                 | 31 |
| Figura 3.16: Esquema del proceso de transcripción de propiedades según valor HU de Trabelsi (2009) .....                                                      | 32 |
| Figura 3.17: Montaje experimental y ejemplar mallado mostrando zona de interés de Taddei (2007).....                                                          | 32 |
| Figura 3.18: Fantoma en matriz ósea de Chen (2010). Imagen virtual y sección tomográfica .....                                                                | 32 |
| Figura 3.19: Fantomas sólidos de hidroxiapatita de Maki (2001) y representación TAC tridimensional.....                                                       | 34 |
| Figura 3.20: Fantomas líquidos de fosfato dipotásico de Trabelsi (2009) al momento de la experiencia.....                                                     | 34 |
| Figura 3.21: Equipo <i>DXA</i> y perfil de densidades de la cabeza del fémur, indicando zonas de riesgo .....                                                 | 35 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 4.1: Pasos y software utilizados en la generación de los modelos sujeto-específicos .....                                                                                                                                                                                                               | 37 |
| Figura 4.2: Gráfico de dispersión concentración-densidad para fosfato dipotásico ..                                                                                                                                                                                                                            | 41 |
| Figura 4.3: Gráfico de dispersión concentración-densidad para cloruro de calcio ....                                                                                                                                                                                                                           | 41 |
| Figura 4.4: Presentación de los fantasmas previo a la examinación .....                                                                                                                                                                                                                                        | 42 |
| Figura 4.5: 1 y 2: Cráneo y mandíbula de cerdo de 12 meses primera experiencia.<br>3 y 4: Cráneo y mandíbula de cerdo de 3 meses primera experiencia. ...                                                                                                                                                      | 43 |
| Figura 4.6: Cráneo de 12 meses seccionado, de izquierda a derecha: cuello, cuenca, frente y nariz .....                                                                                                                                                                                                        | 44 |
| Figura 4.7: Mandíbula, lado izquierdo de 12 meses, seccionada, de izquierda a derecha: cóndilo, medio e incisivo. (Análogo lado derecho). ....                                                                                                                                                                 | 44 |
| Figura 4.8: Cráneo de 3 meses, seccionado, de izquierda a derecha: cuello, frente y nariz.....                                                                                                                                                                                                                 | 44 |
| Figura 4.9: Mandíbula de 3 meses, seccionada, de izquierda a derecha: rama izquierda y rama derecha .....                                                                                                                                                                                                      | 45 |
| Figura 4.10: De izquierda a derecha: cráneo fresco y mandíbula extraída para determinación del peso.....                                                                                                                                                                                                       | 45 |
| Figura 4.11: Entorno de segmentación y preparación de modelos tridimensionales, MIMICS 13. Cuadro 1: barra <i>threshold</i> y máscara amarilla en plano coronal; cuadro 2: contorno de máscara en plano axial; cuadro 3: contorno de máscara en plano sagital y cuadro 4: modelo tridimensional generado ..... | 47 |
| Figura 4.12: 1: Modelo tridimensional previo a la edición. 2: Editado y final .....                                                                                                                                                                                                                            | 48 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 4.13: Arriba: modelo tridimensional STL importado. Abajo: malla tetraédrica lineal.....                                                                                                                                                                      | 50 |
| Figura 4.14: Reconstrucción de Data Manager para el espacio tomográfico .....                                                                                                                                                                                       | 51 |
| Figura 4.15: Modelo discordante y modelo ajustado al mapa tomográfico.....                                                                                                                                                                                          | 52 |
| Figura 4.16: Entorno BoneMat, presentando el cuadro de especificaciones ampliado a la derecha. Ingreso de archivos de entrada (malla y volumen VTK), regresión HU-densidad (de fantomas), regresión densidad-módulo de elasticidad y parámetros de integración..... | 54 |
| Figura 4.17: Modelo sujeto-específico presentando distribución mineral en ANSYS APDL .....                                                                                                                                                                          | 55 |
| Figura 4.18: Incisivo izquierdo posterior a la incineración .....                                                                                                                                                                                                   | 56 |
| Figura 5.1: Arriba: cráneo seccionado en contenedor acondicionado, abajo: mandíbula seccionada en contenedor acondicionado, ambos del ejemplar mayor.....                                                                                                           | 61 |
| Figura 5.2: Proceso de obtención de los valores HU para los fantomas (entorno inmerso). Cuadro 1: plano coronal, cuadro 2: plano axial y cuadro 3: plano sagital .....                                                                                              | 62 |
| Figura 5.3: Regresión lineal para el cloruro de calcio. Calibración valor HU versus densidad mineral .....                                                                                                                                                          | 63 |
| Figura 5.4: Mallas primitivas y mallas transcritas para el cráneo seccionado del ejemplar mayor.....                                                                                                                                                                | 66 |
| Figura 5.5: Mapas de densidad tridimensional sujeto-específico para las secciones del cráneo mayor.....                                                                                                                                                             | 68 |
| Figura 5.6: Ejemplares de la experiencia final en proceso de adquisición .....                                                                                                                                                                                      | 74 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.7: Disposición de fantasmas inmersos en la experiencia final.....                                                                                                                                                                                                                                         | 76 |
| Figura 5.8: Cuadro 1: sin máscara; cuadro 2: máscara tejido blando; cuadro 3: máscara <i>Bone</i> sobre cráneo; cuadro 4: máscara de cráneo editada obteniendo máscara mandíbula; cuadro 5: máscara mandíbula editada obteniendo rama derecha y cuadro 6: máscara mandíbula editada obteniendo rama izquierda..... | 77 |
| Figura 5.9: 1 y 2: Corte V 80 – A 100 y modelo tridimensional. 3 y 4: corte V 80 – A 200 y modelo tridimensional. Nótese la disminución del ruido debido al aumento de la corriente. ....                                                                                                                          | 84 |
| Figura 5.10: Base tridimensional para todas las pruebas de sensibilidad realizadas.....                                                                                                                                                                                                                            | 87 |
| Figura 5.11: 1: filtro <i>Custom</i> . 2: filtro <i>Spongial + Bone</i> . 3: filtro <i>Bone</i> . Nótese la disminución de elementos indeseados, como la estructura de soporte, a medida que el valor inferior de <i>threshold</i> aumenta. ....                                                                   | 88 |
| Figura 5.12: Arriba: diagrama de convergencia densidad promedio. Abajo: Diagrama de convergencia peso estimado a través de modelos sujeto-específicos .....                                                                                                                                                        | 94 |
| Figura 5.13: Convergencia del peso estimado según el número de materiales transcritos. ....                                                                                                                                                                                                                        | 95 |
| Figura 5.14: 1: Serie T14. 2: Serie T10. 3: Serie T06. 4: Serie T04. 5: Serie T027. 6: Serie T022. Nótese el aumento notorio y sostenido de la definición de las estructuras anatómicas como dientes y cóndilos .....                                                                                              | 98 |
| Figura 5.15: Arriba: gráfico de convergencia por peso estimado. Abajo: gráfico de convergencia por error porcentual.....                                                                                                                                                                                           | 99 |

|                                                                                                                                                                                                                 |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 5.16: Mapa tridimensional de densidades derivado del modelo sujeto-específico de la serie T02. ....                                                                                                      | 100 |
| Figura 6.1: Errores porcentuales por sección ósea y completo para el cráneo del ejemplar mayor.....                                                                                                             | 103 |
| Figura 6.2: Mapa tridimensional de densidades ( $\text{g/cm}^3$ )cráneo ejemplar mayor completo.....                                                                                                            | 104 |
| Figura 6.3: Tejido trabecular en la zona de los senos y máscara segmentada. ....                                                                                                                                | 105 |
| Figura 6.4: Errores porcentuales por sección ósea y completo para la mandíbula del ejemplar mayor.....                                                                                                          | 105 |
| Figura 6.5: Mapa tridimensional de densidades ( $\text{g/cm}^3$ )mandíbula ejemplar mayor completa.....                                                                                                         | 106 |
| Figura 6.6: Errores porcentuales por sección ósea y completo para el cráneo del ejemplar joven.....                                                                                                             | 107 |
| Figura 6.7: Errores porcentuales por sección ósea y completo para la mandíbula del ejemplar joven.....                                                                                                          | 107 |
| Figura 6.8: Determinación de la relación peso limpio-peso ceniza .....                                                                                                                                          | 110 |
| Figura 6.9: Error porcentual por sección mandibular según filtro aplicado. Nótese el aumento del error a medida que el valor de segmentación disminuye, aumentando el volumen de la máscara. ....               | 112 |
| Figura 6.10: Mapa tridimensional segunda experiencia mandíbula lado derecho.<br>1: Cóndilo exterior. 2: Cóndilo interior. 3: Medio exterior. 4: Medio interior. 5: Incisivo exterior. 6: Incisivo interior..... | 113 |
| Figura 6.11: Correlación entre pesos, definiendo factor de corrección para pesos estimados.....                                                                                                                 | 116 |

|                                                                                                                                                        |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 6.12: Error porcentual para todos los ejemplares y casos experiencia final<br>y dosimetría.....                                                 | 117 |
| Figura 6.13: Pesos estimados sin corregir.....                                                                                                         | 118 |
| Figura 6.14: Pesos estimados corregidos .....                                                                                                          | 119 |
| Figura 6.15: Mapa tridimensional experiencia final. Mandíbula completa y rama<br>derecha por ambos lados (escala de densidad en $\text{g/cm}^3$ )..... | 120 |
| Figura 6.16: Degradación de los cóndilos para el caso V 80 – A 100 por ruido .....                                                                     | 121 |
| Figura 6.17: Niveles de radiación efectiva en mSv para diferentes exámenes .....                                                                       | 123 |

## RESUMEN

En esta investigación se desarrollan diversos modelos sujeto-específicos basados en geometría, sobre estructuras óseas complejas (mandíbulas), con el objetivo de implementar un procedimiento que permita cuantificar y generar mapas tridimensionales de la distribución del contenido mineral en dichos ejemplares. Para esto se utilizará como base geométrica y densitométrica la información obtenida de exámenes de Tomografía Axial Computarizada (TAC), en conjunto con la aplicación de soluciones de calibración o fantomas. El proceso de generación de los mapas estará asistido por herramientas computacionales de: reconstrucción tridimensional (MIMICS 13), transcripción de datos densitométrica (Data Manager y BoneMat), y generación y verificación de los mapas tridimensionales (ANSYS 11). Como etapa inicial, se desarrollaron los modelos basados en 2 cráneos y mandíbulas porcinas disecadas y seccionadas (3 y 12 meses), examinadas bajo aire y agua, que sirvieron como base para la definición de los parámetros óptimos de las futuras experiencias. En la etapa de validación, los ejemplares correspondieron a 6 mandíbulas (en cráneo) porcinas frescas, con edades entre los 10 y 12 meses con presencia de tejido blando. Los pesos estimados a través del modelo fueron contrastados con el peso de los ejemplares incinerados. Como resultado, se predijo el contenido mineral con un porcentaje de error promedio del 18% en las pruebas definitivas. Los mapas volumétricos de densidad mineral así generados, podrían facilitar la ubicación de elementos de restauración o determinar, en casos de seguimiento, la evolución del nivel de mineralización del tejido óseo del paciente.

**Palabras Claves:** Densidad mineral ósea, sujeto-específico mandibular, fantomas de calibración.

## ABSTRACT

In this study, geometry based subject-specific models over complex bones (mandible) are developed. The objective is to set a procedure that quantifies the mineral bone density distribution and allows the generation of a tridimensional map of it. For this purpose, a CT-scan image set was used as a geometric and densitometric database, together with the application of calibration phantoms. The procedure to obtain the maps is supported by computational tools of: tridimensional reconstruction (MIMICS 13), transcription of the densitometric database (Data Manager and BoneMat) and, generation and verification of the tridimensional map (ANSYS 11). In a first stage, several models were developed based on two dissected pig skull and mandibles (3 and 12 months old). These were processed in air and under water and served as a base to define the optimum parameters for further experiences. In the validation stage, the samples corresponded to 6 fresh pig mandibles (in cranium) of ages ranging between 10 and 12 months, with presence of soft tissue. The estimated weight of the computational models was compared with the weight of the bone after incineration. As a result of the models generated, the weight was predicted with a mean error of 18% in the final test. The mineral density volumetric maps could facilitate: the location of insertion points for the placement of surgical restorative elements (surgical guide) or to determine, in clinical trials, the evolution of the mineralization level of the patient's bone tissue.

**Keywords:** Mineral bone density, subject-specific of mandible, calibration phantoms.

## 1. INTRODUCCION

Los primeros antecedentes de la ingeniería biomédica, se remontan, al antiguo Egipto, entre los años 1200 y 600 A.C. La evidencia corresponde al denominado “*Cairo Toe*”, una prótesis de cuero y madera del primer dedo del pie o alux. Otro caso representativo, corresponde a una prótesis dental etrusca fechada alrededor del año 700 A.C. (figura 1.1). Sea cual sea la situación que generó la pérdida de los elementos restaurados y sea quienes sean los artífices y beneficiarios de aquellos, es un hecho, que la medicina y la ingeniería han estado ligados desde hace más tiempo que el que se pueda suponer, pensando que esta relación sólo se sustenta y es fruto de un estado del arte relativamente moderno (casi acotado al siglo XIX en adelante).



**Figura 1.1:** “*Cairo Toe*” y prótesis etrusca.

(Museo del Cairo y Museo de Ciencias de Londres)

Si bien el nivel de detalle y elaboración de las prótesis presentadas impresiona, sobre todo por la edad estimada de dichas reconstrucciones, éstas cumplían principalmente con satisfacer un aspecto estético del paciente que las utilizó. Con el paso del tiempo, y el desarrollo de nuevas prótesis, se consiguió además compatibilizar la estética con la funcionalidad. Esto es representado por un nuevo elemento arqueológico llamado “*Pierna Romana de Capua*”, fechada en el año 300 A.C. y destruida en la Segunda Guerra Mundial, que es hasta ahora, considerada la primera prótesis funcional, cuya copia es guardada en el Colegio de Cirujanos de Londres (figura 1.2).



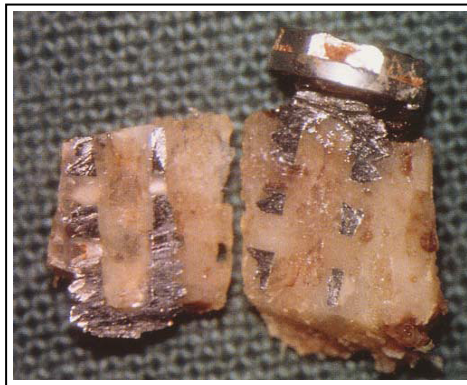
**Figura 1.2:** “*Pierna Romana de Capua*”.  
(Colegio de Cirujanos de Londres)

Desde estas obras, el espacio de la biomedicina, y específicamente el de la biomecánica, no tuvo grandes adelantos, salvo mejoramientos en la estética y en el manejo quirúrgico de las lesiones que ocasionaron la pérdida (sobre todo el desarrollo de instrumentales y técnicas para la amputación). El gran salto y fundación de la biomecánica de reconstrucción “moderna” (basada en oseointegración), vino de la mano de un descubrimiento casual o “*serendipitia*”, como se ha usado en llamar.

A principios de los años 60, Per Ingvar Branemark, descubrió por casualidad un fenómeno que revolucionó el concepto de rehabilitación traumatológica a todo nivel. Realizando pruebas “*In Vivo*”, Branemark colocó visores fijados en tibias de conejos que permitían ver el crecimiento y desarrollo de las células sanguíneas en la médula ósea. Estos visores tenían un marco de titanio que se anclaba al hueso del receptor. Al momento de retirar los visores, estos se encontraban tan arraigados en el hueso que fue necesario intervenirlos quirúrgicamente para retirarlos, presentando porciones de hueso adosados a sus paredes.

El hecho de que el hueso del receptor había asimilado el material del marco (titanio) como propio; generaba una respuesta de integración de parte del organismo a través de una interface ósea, no habiendo encapsulamiento (figura 1.3). Este fenómeno,

denominado a partir de ese momento como oseointegración, se extendió rápidamente primero en el campo de la odontología, y luego a restauraciones en todo nivel, donde Branemark (médico), ayudado por Richard Skalak (ingeniero), desarrollaron el primer implante para rehabilitación oral y el primer modelo biomecánico de la mandíbula. Desde esos años (finales de los 60) hasta nuestros días, los estudios y desarrollos en el campo de la biomecánica, y en especial de las cirugías reconstructivas, no ha cesado (Branemark, 2005).



**Figura 1.3:** Implante oseointegrado.  
(Branemark, 2005)

Las técnicas actuales de restauración, basadas en elementos “invasivos” (implantes dentales, placas de osteosíntesis, mallas orbitales, prótesis de fémur o cadera, etc.), se han desarrollado sobre pruebas realizadas en ejemplares cadavéricos o ensayos mecánicos simples, y en algunos casos en análisis computacionales simplificados, dejando de lado la realidad particular de cada paciente tratado. Por otro lado, la gran cantidad de protocolos clínicos-quirúrgicos desarrollados y usados actualmente, enfocados a la aplicación de elementos restaurativos, se basan más en una experiencia común de la sociedad médica y casuística reportada, que en análisis “*in-situ*” de cada situación enfrentada.

En general, los estudios biomecánicos tanto de elementos de reconstrucción, como de comportamiento del hueso, o caracterización de éste, se basan en simplificaciones y consideraciones generales sobre promedios poblacionales (huesos de geometría

promedio, resistencia promedio reportada, homogeneidad del tejido, etc.), principalmente por la incapacidad de recrear, en detalle, la heterogénea naturaleza del hueso, tanto a nivel macroscópico (anatómico) como microscópico (variación de los tejidos) (Gbara et al., 2008; Giesen et al., 2001; Linde, 1994; Meyer et al., 2002; Meyer et al., 2006).

Desde hace algunos años, se ha comenzado a desarrollar un nuevo enfoque de análisis y estudio de este tipo de problemas, que parte por definir de manera precisa, “*in-vivo*” (sobre el mismo paciente, en contraposición a estudios en cadáveres), “*in-situ*” (en el lugar mismo de la intervención, sin necesidad de exámenes invasivos) y “*ad-hoc*” (específicamente para las condiciones y requerimientos de cada paciente), las características y el entorno de operación de cada caso enfrentado.



**Figura 1.4:** Elementos de restauración basados en oseointegración.  
(Shenzhen WSMDT, China)

Este planteamiento, que se denomina sujeto-específico, se podría considerar una técnica que engloba diversas herramientas y campos del conocimiento, tanto ingenieril

como médico. Un modelo sujeto-específico, se basa en cuatro pilares fundamentales, los cuales se soportan por una serie de recursos, principalmente computacionales:

- Adquisición y representación de la geometría del elemento de estudio.
- Caracterización espacial del elemento de estudio a través de calibración densitométrica.
- Integración del examen tomográfico sobre la geometría obtenida y procesada.
- Aplicación de una relación empírica valor HU-densidad-módulo de elasticidad.

La adquisición de la geometría se consigue a través del uso de tomógrafos axiales computarizados (TAC) y software de procesamiento de imágenes médicas. La caracterización espacial corresponde a la determinación de las características del hueso en cualquier parte de este, para lo cual se hace uso de elementos de calibración o fantomas con similares propiedades constitutivas que el hueso del paciente. La integración del examen tomográfico a la geometría se realiza aplicando el resultado de la calibración densitométrica en un software especializado (a través de las relaciones HU-densidad-módulo de elasticidad). Finalmente, la transcripción de las propiedades mecánicas y el análisis del elemento de estudio, corresponde a una fusión de los puntos anteriores, sumado a la correcta representación de las condiciones post-quirúrgicas, que permite predecir o representar, sin ningún tipo de intervención, el estado del objeto de estudio (Taddei et al., 2004; Taddei et al., 2007).

La importancia de definir caso a caso las condiciones del hueso del paciente, basado en la correcta determinación de la distribución espacial de las densidades minerales, radica en la posibilidad de: estimar zonas de inserción de elementos restaurativos, evaluar riesgos de fractura en zonas comprometidas, diseñar e implementar soluciones restaurativas caso a caso, e incluso, diagnosticar complicaciones o patologías asociadas al hueso. Actualmente, el desarrollo e implementación de modelos sujeto-específicos se ha transformado en el nuevo estándar de la biomecánica, e incluso va más allá, ampliando sus aplicaciones como una herramienta que permite estudiar los mecanismos de remodelación del hueso. Por otro lado, otorga un elemento de comparación

cuantificable, que permite determinar de manera objetiva el riesgo de fractura de cualquier parte del cuerpo, invadiendo el espacio de la densitometría ósea (Anderson et al., 2005; Dalstra et al., 1995; Keyak et al., 1993; Keyak et al., 2003; Keyak et al., 2005; Taddei et al., 2003; Trabelsi, et al., 2009; Viceconti et al., 2004; Wagner et al., 2002).

Dentro de los desafíos de desarrollar un modelo sujeto-específico se encuentra principalmente, determinar la correcta relación entre la información de la tomografía y la realidad “material” del hueso. Para esto, el desarrollo de fantasmas de calibración adecuados y su validación, resulta vital a la hora de interpretar la información gráfica obtenida del examen, por ser el primer paso para caracterizar el modelo y aplicarlo en un entorno de simulación, debido a que todas las relaciones que definen las propiedades mecánicas del hueso son regresiones que tienen como valor de entrada la densidad mineral del tejido óseo (Schileo et al., 2008).

## **1.1. Problema, hipótesis y solución propuesta**

### **1.1.1. Problema**

Se requiere implementar un modelo sujeto-específico, y validarlo en cuanto a la capacidad de estimar la distribución de densidades en el espacio. Derivado de esto, es necesario desarrollar fantasmas de calibración que permitan transcribir la escala relativa de los equipos TAC (escala HU) a unidades de densidad física, las cuales, siendo absolutas, entreguen un elemento objetivo que permita evaluar y comparar de manera segura, el estado del espécimen analizado.

### **1.1.2. Hipótesis**

Es posible generar un mapa tridimensional de la distribución de densidades sobre un modelo mandibular, bajo el enfoque sujeto-específico, respetando el contenido y distribución mineral espacial.

### **1.1.3. Solución propuesta**

Generar un modelo sujeto-específico, representar gráficamente la distribución espacial de densidades y validarlo en base al peso mineral de los mismos ejemplares examinados, posterior a su incineración. Con esto, se espera, cuantificar la densidad del hueso y generar un mapa tridimensional de la distribución del contenido mineral, entregando, una herramienta de diagnóstico (riesgos de fractura, enfermedades asociadas), evaluación (planificación de cirugías de implantes) y análisis (validación de nuevos diseños de elementos de rehabilitación).

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. Objetivo general**

Generar y validar un modelo sujeto-específico de la mandíbula, para obtener mapas tridimensionales de la distribución del contenido mineral en ejemplares óseos.

### **2.2. Objetivos específicos**

#### **2.2.1. Determinación de los ejemplares de estudio y condiciones de procesamiento**

Establecer el tipo y número de ejemplares óseos que serán la base de todo el estudio, junto con las condiciones en las cuales serán procesadas las muestras.

#### **2.2.2. Confección de los patrones o fantasmas de calibración**

Confeccionar los patrones de calibración, que permitan asociar la escala relativa del equipo de tomografía en una escala de densidades de valores absolutos.

#### **2.2.3. Procesamiento de las imágenes y generación de los modelos**

Procesar las imágenes TAC, generar los diferentes formatos digitales necesarios para el establecimiento del modelo, y evaluar, computacionalmente, el contenido mineral de los ejemplares examinados.

#### **2.2.4. Determinación de las condiciones ideales de modelación**

Determinar la influencia de los distintos factores implicados en el procesamiento y aplicación de las herramientas computacionales en la estimación del contenido mineral, de manera de definir, los parámetros que permitan una estabilidad en los resultados.

#### **2.2.5. Estimar el nivel de precisión del modelo**

Evaluar la estimación computacional, basados en el contenido mineral del ejemplar examinado, el cual se obtiene a través de su pesaje, posterior a un proceso de incineración o calcinación.

#### **2.2.6. Estimar los parámetros mínimos de adquisición**

Estimar los parámetros mínimos del equipo TAC (voltaje de descarga, corriente de tubo, espaciamiento longitudinal de corte entre otros), que permitan reducir las dosis de radiación por examen y por otro lado, no sacrifique la capacidad de generación de los mapas tridimensionales, manteniendo los niveles de error estimado, comparado con modelos basados en experiencias con niveles superiores de emisión.

### 3. MARCO TEORICO

Esta sección está conformada por 7 títulos principales, que describen los elementos, técnicas, investigaciones y aplicaciones involucrados en el desarrollo de modelos sujeto-específicos en diferentes áreas. Los títulos en esta sección son descritos a continuación:

- **El hueso:** Ofrece una descripción general del sistema esquelético y del hueso. Presenta además una descripción anatómica detallada de la mandíbula humana como referente análogo para el ejemplar de estudio utilizado en la investigación.
- **Método de elementos finitos:** Entrega una referencia histórica y una descripción de la forma de resolución de problemas basado en esta técnica, junto a los elementos constitutivos básicos del método.
- **Tomografía Axial Computarizada (TAC):** Se presenta una reseña histórica de la creación de esta técnica. Además de una descripción simplificada del proceso de adquisición y generación de imágenes, junto con tópicos de riesgo radiológico.
- **Modelo sujeto-específico:** Se describe la generación de este tipo de modelos, desde el punto de vista de diferentes autores y enfoques, presentando la estructura de funcionamiento y el campo de aplicación.
- **Revisión de algunos modelos sujeto-específicos:** Descripción resumida de diversas investigaciones desarrolladas, detallando: objetivos de la investigación, ejemplares de estudio, condiciones de examinación y modelado entre otros.
- **Métodos de calibración:** Se presentan los fantasmas utilizados por algunos de los autores referenciados, necesarios para la generación de los modelos sujeto-específicos.

- **Modelos sujeto-específicos aplicados a densitometría ósea:** Se hace una breve descripción del examen densitométrico y las ventajas y desventajas comparativas con técnicas TAC, aplicadas a la determinación de la densidad ósea. Se describen además, algunos estudios relacionados con densitometrías o aplicaciones TAC.

### **3.1. El hueso**

#### **3.1.1. Descripción general**

El hueso representa el tejido duro del organismo y cumplen con una función de soporte y protección. Se define como tejido conectivo con matriz extracelular altamente mineralizada (Gartner y Hiatt, 1997). El conjunto de huesos del organismo, el esqueleto; se divide en axial, formado por cabeza, columna y tronco o tórax; y el apendicular, formado por las extremidades, incluyendo el cinturón pectoral y pelvis (Moore y Dalley, 2004).

Los huesos se dividen en 3 grupos principales (Latarjet, 1995):

- Largos: tubulares, como el fémur.
- Cortos: formas cuboidales como el tarso.
- Planos: como los huesos del cráneo o escápula.

A los cuales Moore (2004) agrega:

- Irregulares: no comprendidos en los anteriores, como la mandíbula.
- Sesamoideos: Minimizan la fricción entre tendones y huesos en zonas de inserción.

#### **3.1.2. Composición del tejido óseo**

El hueso, a nivel de matriz constitutiva, está formado por un componente orgánico, y otro inorgánico. El primero corresponde a fibras de colágeno (en un 90%) en una base de glucósido, ácido hialurónico y proteínas (10%), que representan el 35% del peso seco del hueso. El segundo, la matriz mineral, está compuesto casi en su totalidad por

cristales de hidroxiapatita  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , que representa alrededor del 65% del peso seco del hueso (Ross, P.; 2004). A nivel macroscópico, el hueso está conformado por el tejido cortical (denso) y el esponjoso o trabecular (poroso).

A simple vista, el tejido cortical se presenta como una cáscara, mientras que el tejido esponjoso o trabecular se presenta como una malla o retícula. En un modo más preciso, se definen en término de la densidad aparente. Esta corresponde al peso total del hueso (incluyendo ambas matrices), dividido por el volumen total, es decir incluyendo los espacios vacíos. Gibson (1985) define que un hueso con una razón de sólidos en volumen del 70% hacia arriba se considera cortical, bajo eso se considera esponjoso o trabecular.



**Figura 3.1:** Tejido cortical y esponjoso en mandíbula humana.

(<http://visualsunlimited.photoshelter.com>)

#### **a) Tejido cortical**

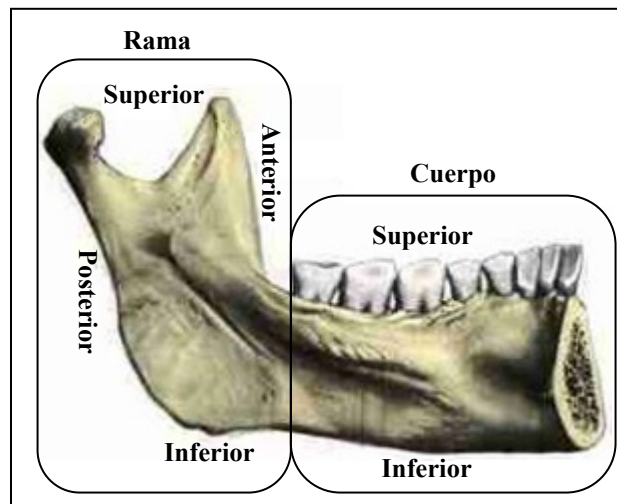
Se encuentra generalmente en el exterior del hueso. Corresponde a una zona dura y altamente densa. Proporciona el principal componente estructural del hueso presentando poca vascularización, nutrido por difusión desde el periostio (recubrimiento externo del hueso). Presenta mayor tolerancia a la carga que a la deformación (Ross, 2004). Carter y Hayes (1977) y Gibson (1985) establecen como valor promedio de densidad aparente del tejido cortical  $1.8 \text{ gr/cm}^3$ .

### **b) Tejido trabecular**

Es la parte interior del hueso, formado por trabéculas, una estructura laminar de pequeñas placas de hueso, cuyo crecimiento está determinado por la dirección de los esfuerzos generados por las cargas sobre él (Keaveny et al., 2001). Si bien, su aporte a la resistencia del hueso no es comparable con su contraparte cortical, confiere una función contenedora a la médula y una función nutricional o de soporte fisiológico al resto del hueso (Ross, 2004). Keyak (1994) establece valores de densidad aparente entre 0.06 y 0.273 gr/cm<sup>3</sup>.

#### **3.1.3. Descripción anatómica de la mandíbula:**

Anatómicamente, la mandíbula se describe como un hueso único, mediano en tamaño, irregular, de forma similar a una herradura, cóncava hacia la parte posterior; compuesta por un cuerpo y dos ramas. Dentro del cuerpo se reconocen dos caras (anterior o cutánea y posterior o bucocervical) y dos bordes, el superior (que contiene los alvéolos de los dientes) y el inferior. El cuerpo presenta una envoltura cortical densa, con un núcleo trabecular también denso (Latarjet, 1995). Las dos partes del cuerpo se fusionan en la sínfisis mentoneana, caracterizada por un núcleo cortical denso.



**Figura 3.2:** Anatomía de la mandíbula humana. Cara posterior vista interna. Se muestran los cuerpos principales y sus bordes.

Las ramas, simétricas, poseen una forma cuadrangular. Estas presentan dos caras (una lateral donde se inserta el masetero y una medial o interior que sirve de entrada para los nervios, vasos sanguíneos de nutrición e inserción muscular) y cuatro bordes (anterior, posterior; superior, que incluye el cóndilo y proceso coronoideo, y el inferior, que forma el ángulo mandibular o gonión). El tejido de las ramas, corresponde en su mayoría a un tejido cortical menos denso que el del cuerpo, que cambia a trabecular en la cabeza condilar, lo que la hace menos resistente. Sin embargo, la envoltura muscular le provee de una protección que no posee el cuerpo (Latarjet, 1995).

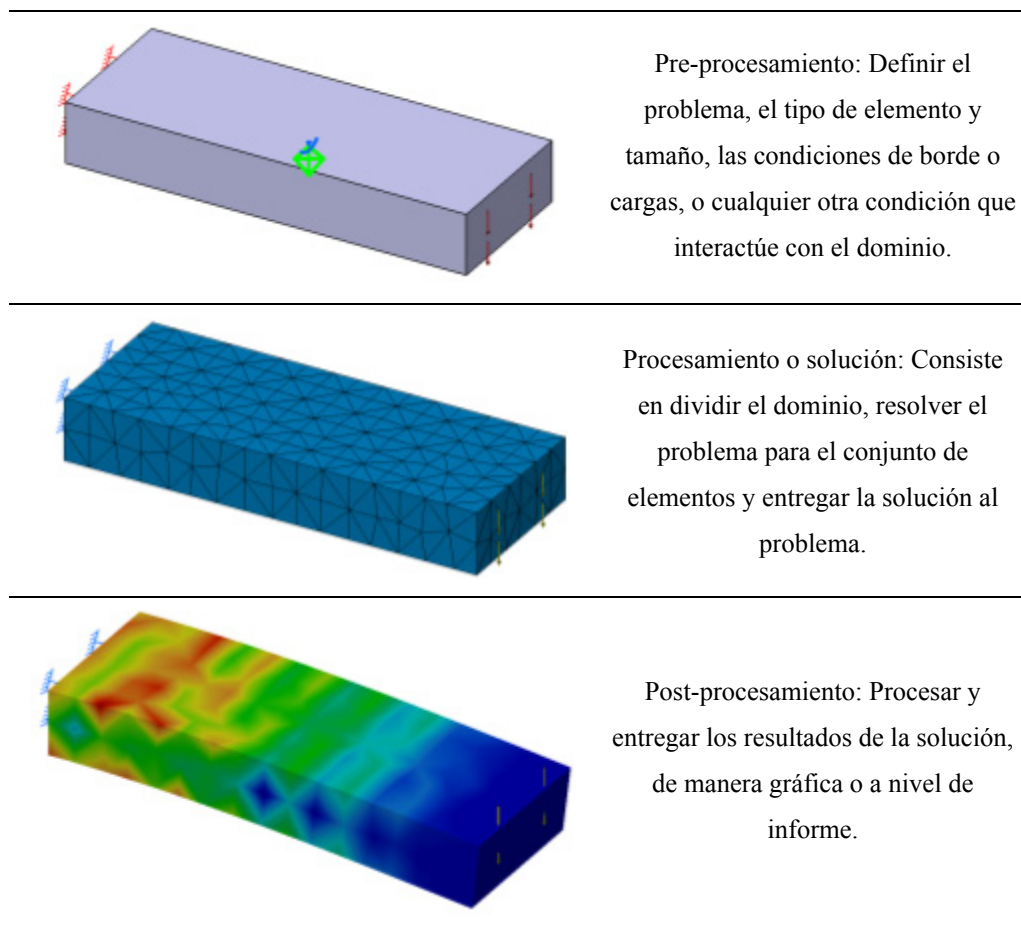
### **3.2. Método de elementos finitos (*FEM Finite element method*)**

Formalmente se deriva del método bautizado como “cálculo matricial de estructuras” que dividía un problema estructural en elementos básicos de barras unidos a través de nodos, en las cuales se conocía la solución exacta puntual para cada barra, definiendo la solución de toda la estructura como la unión de las soluciones parciales obtenidas. El método FEM surgió como una generalización del procedimiento anterior, al subdividir las barras en elementos aún más específicos conociendo las soluciones nodales de manera aproximada. Al igual que en el método original, el ensamble de las soluciones nodales daba como resultado la solución del todo analizado pero en este caso la solución obtenida era una aproximación. El primer antecedente de su aplicación es un artículo publicado por M. J. Turner en el año 1956, llamado “*Stiffness and deflection analysis of complex structure*”, donde se explicaba en extenso la idea anterior. Sin embargo y debido a la diversidad de herramientas aplicadas a la resolución y definición del método, no existe un punto claro que determine su nacimiento (Zienkiewicz; 2000).

#### **3.2.1. Descripción**

El método de elementos finitos consiste en la subdivisión de un problema o dominio, en partes más pequeñas (llamadas elementos), que no se intersectan y que además son continuos en sus vértices o nodos. El nombre proviene del número acotado o finito de partes en las que se subdivide el dominio. Los elementos son, en el caso de

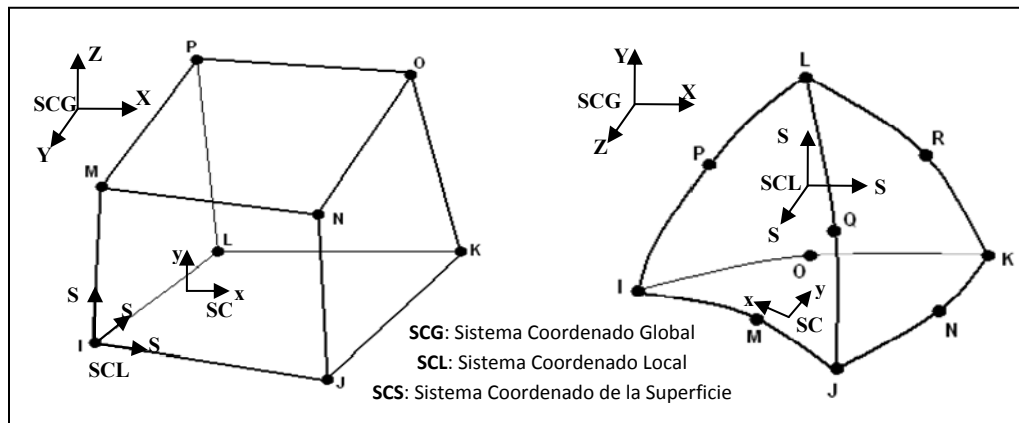
problemas de mecánica de sólidos, una simplificación geométrica del dominio y poseen las mismas propiedades y características que él. Existe una gran variedad de elementos, cada tipo con aplicaciones, ventajas y desventajas específicas. La idea de la aplicación del método, es dar solución a problemas complejos, que no tienen solución analítica o exacta (como la gran mayoría de los problemas de ingeniería). A medida que el número de elementos crece, la solución obtenida se acerca más a la hipotética solución analítica. El método de elementos finitos determina la solución del problema al interior del elemento, derivado esto del comportamiento de los nodos, basado en diversos métodos matemáticos, y por continuidad, entrega la solución global del problema. Una forma muy general de definir un problema desde el punto de vista de elementos finitos (aplicada también a los programas especializados) es presentada en la figura 3.3.



**Figura 3.3:** Esquematación de la resolución de un problema a través del método de elementos finitos.

### 3.2.2. Elemento y discretización

El elemento es la unidad básica y funcional del método de elementos finitos. Es una “estructura” compuesta por nodos, los cuales tienen una ubicación en el espacio y se encuentran conectados entre sí acotando al elemento. Posee propiedades físicas y mecánicas. Existen elementos en las tres dimensiones, así, se tienen elementos unidimensionales como el elemento de barra (similar a un resorte), elementos bidimensionales, como el triángulo o cuadrángulo y elementos tridimensionales como el tetraedro y hexaedro. Para cada elemento existen dos versiones, la versión lineal y la versión cuadrática. De esta manera, un elemento triangular lineal, es un triángulo normal, un triángulo cuadrático, posee, además de los nodos o vértices típicos, nodos en la mitad de cada uno de sus lados. El número de nodos determina la precisión de la solución, y en el caso de los elementos cuadráticos, permiten una mejor adaptación a geometrías complejas.



**Figura 3.4:** Elemento hexaédrico lineal y tetraédrico cuadrático.

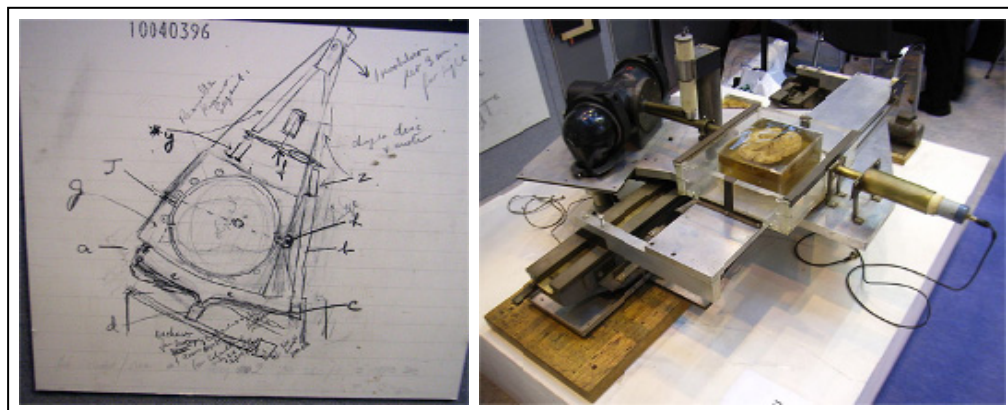
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., Canonsburg, USA)

Los nodos poseen grados de libertad y son los que, al modificar su posición, determinan la deformación del elemento. En el caso de elementos tridimensionales, la posición de los nodos, determina el volumen de este, definiendo por esto, la masa. Se puede llegar al mismo resultado o aumentando el número de elementos lineales, o aumentando el número de nodos. El aumento del número de nodos determina la complejidad del problema. Así, un problema modelado con un elemento lineal es más

simple que uno desarrollado con un elemento cuadrático, a pesar de tener las mismas condiciones de borde y el mismo número de elementos. En la discretización de un problema los elementos no se superponen entre sí. Existe una vecindad entre ellos y las soluciones calculadas para cada uno presentan continuidad en los nodos con el elemento siguiente, al conjunto de elementos se la llama malla (Zienkiewicz, 2000).

### 3.3. Tomografía Axial Computarizada (TAC):

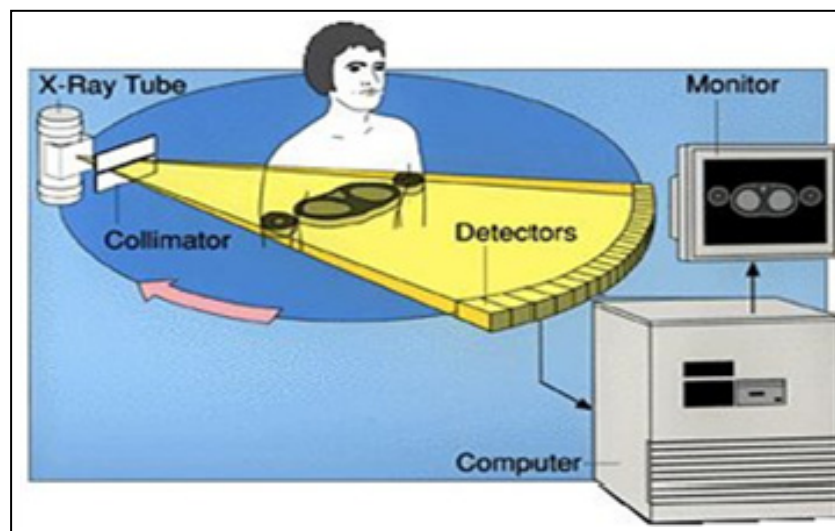
EL TAC o Tomografía (del griego *tomos*, cortes o sección y *grafos*, dibujo o imagen) Axial (a lo largo de un eje) Computarizada (asistida por computador), *CT-Scan* (*Computed Tomography Scan*) o *CAT* (*Computed Axial Tomography*), es una técnica de imagen radiológica, desarrollada por Sir Geodfrey Hounsfield, basado en los fundamentos teóricos descritos por Allan Cormack. Las publicaciones de Cormack, en el *Journal of Applied Physics* en 1963 y 1964, fueron el punto de partida para las investigaciones de Hounsfield en los laboratorios de EMI en Inglaterra. El primer equipo TAC del mundo (desarrollado por Hounsfield y colaboradores) fue usado por primera vez en una experiencia clínica oficial, en el año 1971 en el hospital Atkinson Morley de Wimbledon, este sólo escaneaba el cerebro, y requería que la cabeza del paciente estuviera rodeada por un contenedor con agua. En 1975, Hounsfield introduce el primer TAC de cuerpo completo en el mundo.



**Figura 3.5:** Croquis TAC y primer TAC, ambos por Geodfrey Hounsfield.  
(Exhibición UKRC, Manchester, Inglaterra, 2005)

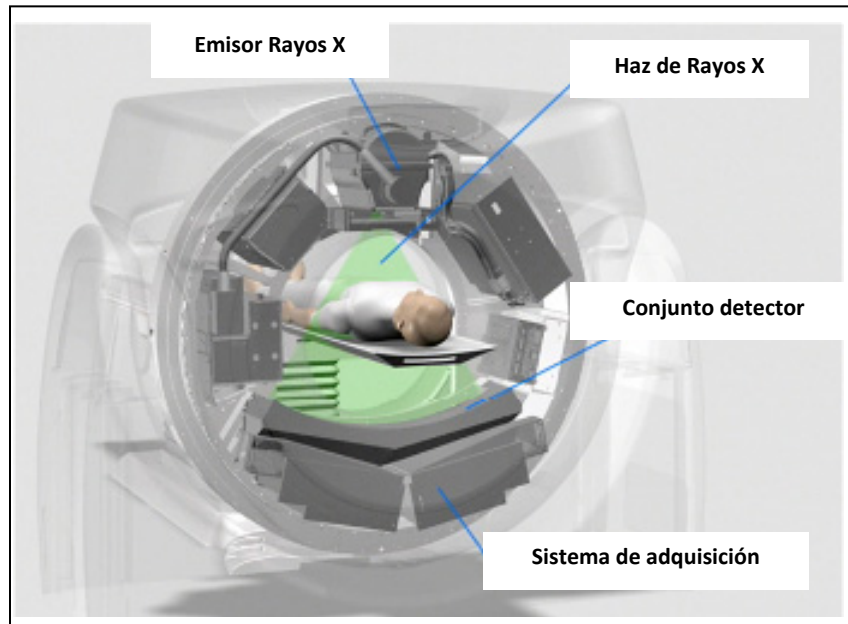
### 3.3.1 Principio de funcionamiento

Como se mencionó anteriormente, es una técnica de imagen radiológica. La imagen es obtenida por la emisión de rayos X que atraviesan la muestra, dejando su impresión en un conjunto de pequeños detectores (como una actualización de las antiguas placas de revelado). El rayo se atenúa en la medida que atraviesa más tejido, o que estos presenten mayor densidad, “imprimiendo” un punto o pixel en escala de grises (Hounsfield). La obtención de las imágenes se realiza mediante la rotación del emisor de rayos X solidario al conjunto de detectores, el rayo atraviesa un colimador, que determina el ancho del rayo y lo proyecta sobre la muestra. Cuando una imagen es adquirida, el conjunto emisor-detector, rota, y se repite el proceso, dependiendo del equipo, el número de imágenes por rotación completa del conjunto fluctúa entre 1000 y 2000; una vez que se finaliza el giro, un corte se completa, la mesa del paciente se mueve, y el proceso se repite. En el caso de un TAC helicoidal, el movimiento del emisor-detector se hace simultáneo al posicionamiento de la cama o mesa. En los TAC más modernos (cuarta generación), sólo el emisor gira, y el conjunto de detectores, conforma un anillo fijo, concéntrico al eje de examinación. La figura 3.6 (a y b) muestra una representación esquemática del funcionamiento de un equipo TAC y los componentes básicos.



**Figura 3.6 a:** Funcionamiento esquemático simplificado de un equipo TAC.

([www.impactscan.org](http://www.impactscan.org))



**Figura 3.6 b:** Componentes básicos de un equipo TAC.

([www.impactscan.org](http://www.impactscan.org))

En general, la precisión del examen, está determinada, por el tamaño de la región que se quiere explorar (*FOV*) en el plano emisor-detector, por el espesor del corte (determinado por la abertura del colimador) y por la distancia entre cortes. El primero determina el tamaño del pixel. El segundo, determina el espesor de la muestra que es promediada en el detector, y el tercero, el espacio de la muestra que no es procesado. A medida que aumenta la precisión del examen, mayor es su duración.

### 3.3.2 Procesamiento y estructura de la imagen

Si bien, el resultado de un examen por TAC produce información tridimensional, la captura de esta se realiza en unidades unidimensionales independientes (los detectores), que son procesadas y transformadas en un plano de corte formado por píxeles. El montaje de todos los planos generados determina el espacio tridimensional del examen. Al incidir el haz de rayos X sobre una sección del paciente u objeto, este se atenúa, llegando una menor cantidad a los detectores. Estos, transforman el estímulo del rayo, en un valor discreto de gris, que es representado por la escala Hounsfield. Esta escala,

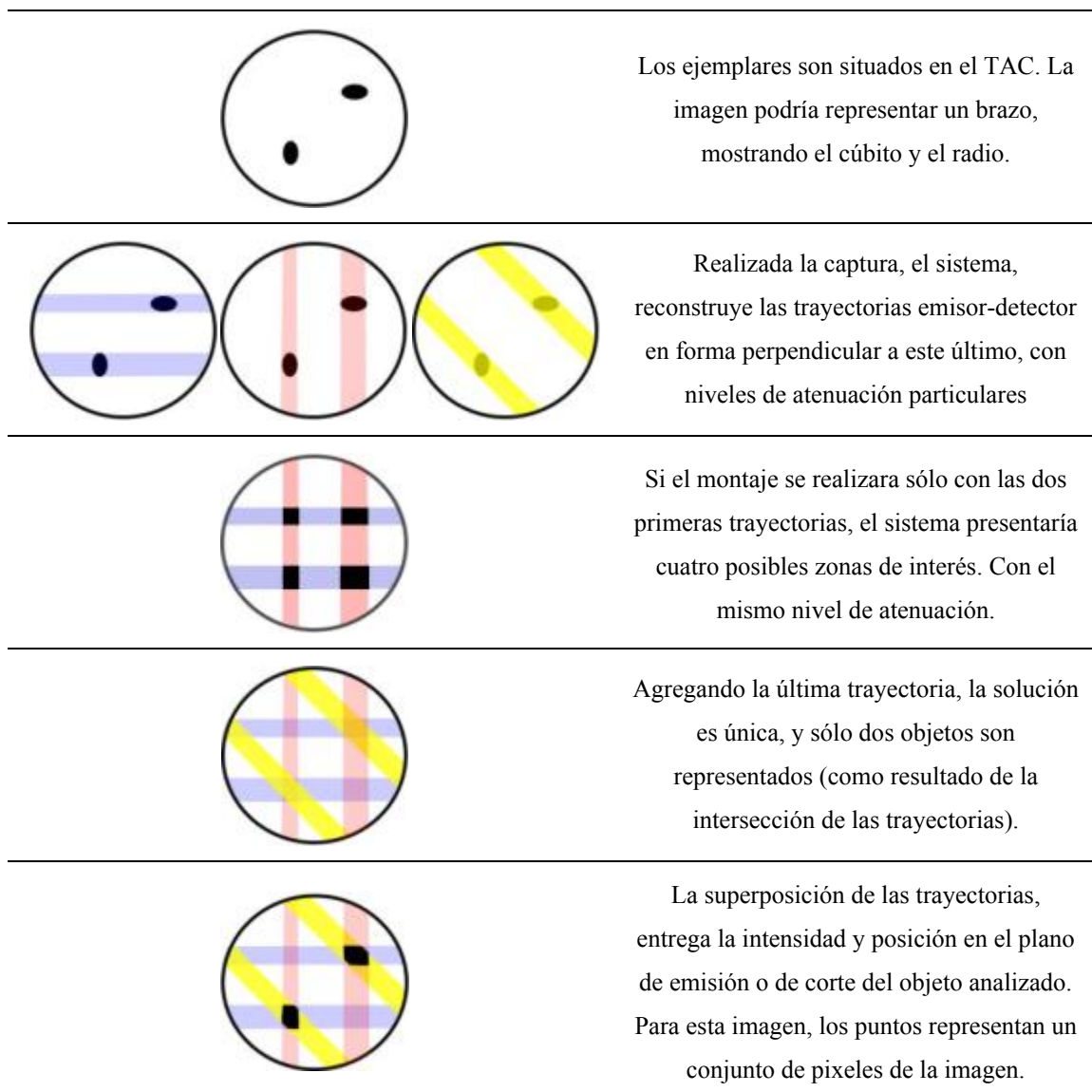
entrega un índice de atenuación o radio-densidad del elemento analizado según la siguiente relación:

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000 \quad (3.1)$$

En donde  $\mu_{agua}$  corresponde al coeficiente de atenuación lineal promedio del haz de fotones en el agua en condiciones estándar y  $\mu_x$  es el coeficiente que corresponde al elemento de análisis. Los valores HU para el agua y el aire son -1000 y 0 respectivamente. Las unidades Hounsfield (en adelante *Hounsfield Unit* o HU), son linealmente dependientes de la densidad electrónica del objeto de estudio variando entre -1024 y 3071 (*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, 1999).

La escala HU es relativa a las condiciones de examinación, es decir al amperaje y voltaje de descarga del haz de rayos. Una muestra, procesada bajo dos condiciones distintas, presentará dos valores distintos HU. El voltaje determina el nivel de contraste o definición de bordes (varía la energía del fotón, llegando con más o menos al detector, cambiando el nivel de gris presentado), y el amperaje, la razón señal a ruido de la imagen o SNR (*Signal to Noise Ratio*), que representa el nivel de alteración de la señal producto del ruido.

El proceso de composición de las imágenes o cortes, una vez hecha la captura, se realiza a través del algoritmo “*filtered back projection*”. Este se presenta a continuación de manera muy simplificada como “*back projection*” (sin filtro). El proceso real de generación de una imagen tomográfica, es una suma de complejas relaciones y algoritmos matemáticos no abordados en esta investigación. Se supondrá para la demostración, un conjunto de detectores que solo distingue blanco y negro (en contraposición a la escala de grises de los detectores reales). Se consideran sólo tres capturas, necesarias para la demostración. El objeto de muestra corresponde a dos secciones elípticas, similar a un corte del antebrazo.

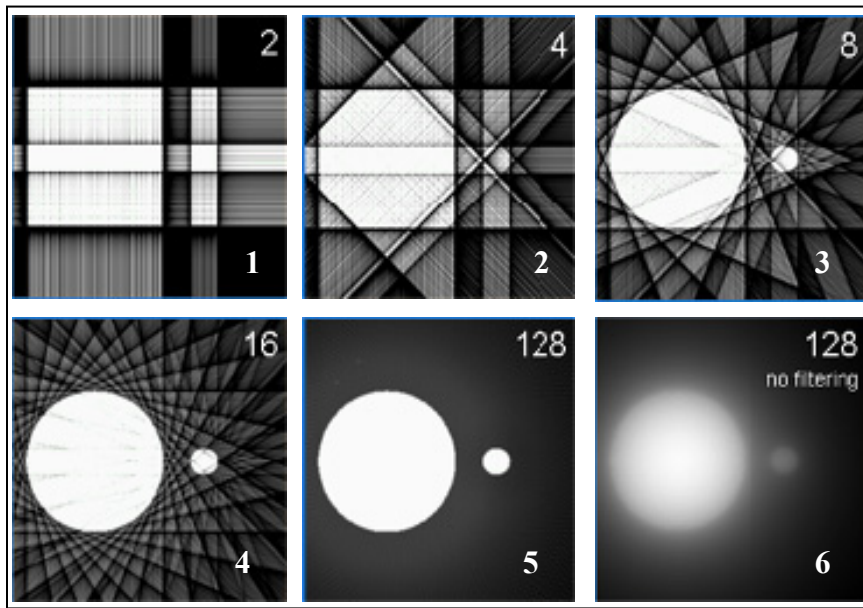


**Figura 3.7:** Formación de una imagen TAC por “*back projection*”.

(www.doctorspiller.com)

A medida que el número de proyecciones por plano aumenta, también lo hace la definición de contornos. Una imagen tiene como promedio, 1000 a 2000 capturas o proyecciones por corte, las cuales son procesadas y filtradas para mejorar la definición y eliminar defectos o artefactos derivados del mismo proceso de montaje (figura 3.8). Las imágenes tomográficas están formadas por una matriz de pixeles de 512 por 512. El tamaño del pixel está determinado por el área de interés del examen que se denomina

*FOV (Field Of View)*. A mayor área, menor es la capacidad de los pixeles de representar la realidad (el pixel crece, promediando zonas adyacentes), a menor área, el pixel se reduce y es capaz de representar estructuras pequeñas con un mayor nivel de detalle, limitado eso sí, por el tamaño del detector. La figura 3.8 presenta la influencia del número de proyecciones en la definición de los contornos sobre dos secciones circulares.



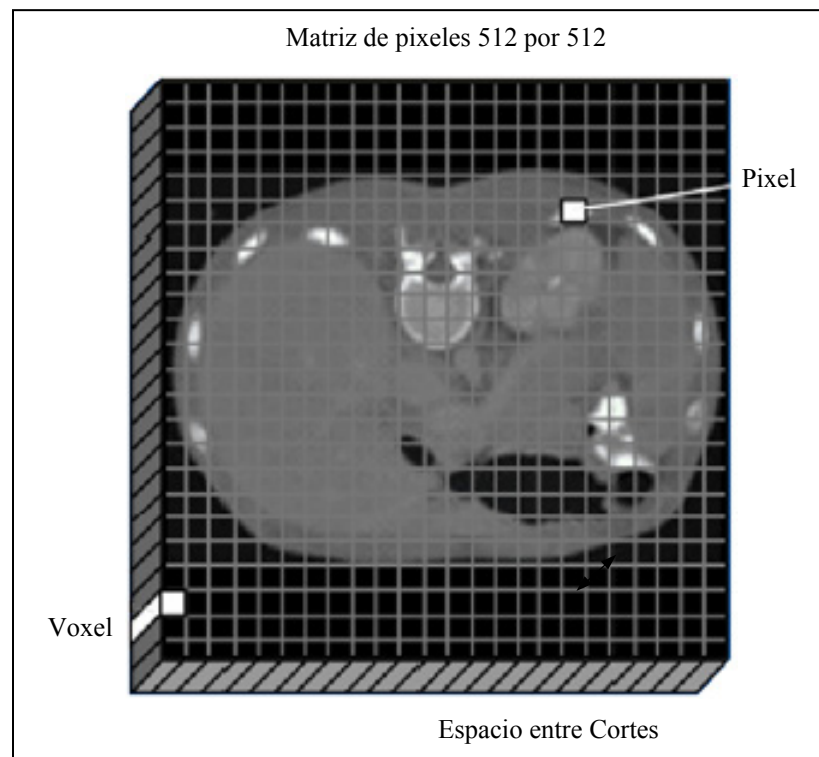
**Figura 3.8:** Influencia del número de proyecciones en la imagen TAC. 1: 2 proyecciones (horizontal y vertical). 2: 4 proyecciones (horizontal, vertical y dos a 45°). 3: 8 proyecciones. 4: 16 proyecciones. 5: 128 proyecciones con filtro y 6: 128 proyecciones sin filtro.

En la figura 3.8 se aprecia que una única proyección (o traza de atenuación) de un objeto de sección circular genera una “sombra” rectangular. La intersección de dos proyecciones ortogonales de dicho objeto genera un cuadrado (cuadro 1), de ahí en adelante, las sucesivas proyecciones (en diferentes ángulos) intersectadas, aproximan el perfil real de la sección del objeto estudiado.

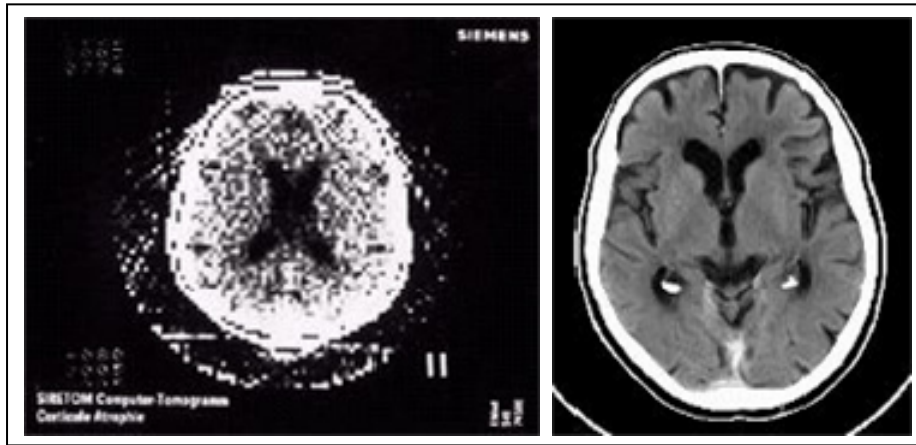
### 3.3.3. Representación tridimensional

Como se hizo mención en el punto anterior, el proceso de generación de la imagen parte desde una representación unidimensional (la trayectoria emisor-detector), hasta

llegar a una tridimensional del objeto analizado. Realizado el proceso descrito en la figura 3.7, los cortes generados son superpuestos y los pixeles de cada imagen son extruidos a una distancia determinada por el espacio entre cortes. La unidad espacial de imagen se denomina voxel, y hereda el valor HU del pixel que lo generó; el resultado es un volumen representativo del objeto de estudio. Este volumen al ser sometidos a un post-proceso computacional, genera los tres planos típicos de la muestra (axial, sagital y coronal) utilizados como herramienta de diagnóstico. La figura 3.9 muestra la estructura de una imagen tridimensional simple (un solo corte extruido). Las imágenes resultantes del proceso, corresponden a un arreglo ordenado sobre un sistema cartesiano, y el conjunto tridimensional, a un espacio cartesiano con un sistema de referencia absoluto, en la cual todas las fronteras de los pixeles/voxels son paralelas entre sí. La representación espacial se consigue con la extrusión de los pixeles de todos los planos generados en la dirección longitudinal de la mesa.



**Figura 3.9:** Esquema de una imagen TAC, mostrando pixel, voxel y espacio entre cortes.  
([www.impactscan.org](http://www.impactscan.org))



**Figura 3.10:** Imagen del cerebro de 1975 de un equipo Siemens Siretom, en una matriz de 128 por 128 y una imagen actual similar en matriz de 512 por 512  
([www.physicscentral.com](http://www.physicscentral.com))

### 3.3.4. Radiación

#### a) Contingencia

A pesar de ser una herramienta clínica invaluable, y actualmente, prácticamente insustituible, la TAC presenta un gran inconveniente derivado de su naturaleza, y corresponde a los niveles de exposición a radiación ionizante que enfrentan los pacientes sometidos a esta práctica. Estas dosis, si bien no son letales, representan valores muy por encima de las radiografías tradicionales u otras técnicas radiológicas. Sin embargo de esta contingencia, es necesario recalcar que los diagnósticos que se pueden realizar a través de este tipo de exámenes están lejos de ser reemplazados por cualquiera de las otras técnicas radiológicas menos “nocivas” (Brenner, 2007).

#### b) Dosimetría

El indicador usado para determinar el nivel de exposición a radiación en los equipos TAC, es el *DLP* o *Dose Length Product* medido en mGy-cm (mili Gray, en donde 1 Gray corresponde a 1 Joule de radiación por kilogramo), que expresa la dosis de

radiación como resultado de la longitud del examen, debido a que este factor determina la cantidad de tejido irradiado. El valor DLP, por otro lado, define el riesgo de radiación o dosis efectiva a través de factores de conversión, el resultado es expresado en mSv (mili Sievert, en donde el Sievert es equivalente numéricamente a 1 Gray) y determina el nivel total de exposición según el examen. El factor de conversión representa el nivel de sensibilidad del tejido a la radiación, en donde valores bajos indican susceptibilidades bajas (tejido celular altamente especializado). Los valores recomendados para DLP, y el factor de conversión para dosis efectiva se presentan en la tabla 3.1. (*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, 1999).

A pesar de que el Gray y el Sievert (Gy, Sv) poseen las mismas unidades, su significado es diferente. El Gy expresa la radiación absorbida por kilogramo de materia, y el Sv, es la radiación absorbida por kilogramo de tejido biológico, considerando la susceptibilidad del tejido irradiado.

**Tabla 3.1:** DLP, factor de conversión y dosis efectiva recomendada para diferentes exámenes TAC.  
(*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, 1999).

| Parte del Cuerpo | DLP (mGy-cm) | Factor | Dosis Efectiva (mSv) |
|------------------|--------------|--------|----------------------|
| Cabeza           | 1050         | 0.0023 | 2.415                |
| Abdomen          | 780          | 0.015  | 11.7                 |
| Pelvis           | 570          | 0.019  | 10.83                |

### c) Niveles máximos recomendados

Los niveles máximos de dosis efectiva de radiación por año a los cuales se pudiera exponer un ser humano, según la *United State Nuclear Regulatory Commission*, dependen de las actividades desarrolladas. Así, para personas que por su trabajo deben estar en contacto con fuentes de radiación ionizante (personal de radiología, funcionarios de reactores nucleares, etc.) el nivel es de 100 mSv por un máximo de 5 años. Para personas no relacionadas con dichos rubros el límite corresponde a 1 mSv sin límite de años. Sin embargo, exposición a niveles menores a 100 mSv al año, no representan daño

inmediato. Por sobre estos niveles se asume que el daño es sólo a nivel celular, expresando dicho efecto en un umbral de 5 a 20 años a contar del momento de la irradiación ([www.nrc.gov](http://www.nrc.gov)).

### **3.4. Modelo sujeto-específico**

#### **3.4.1. Descripción**

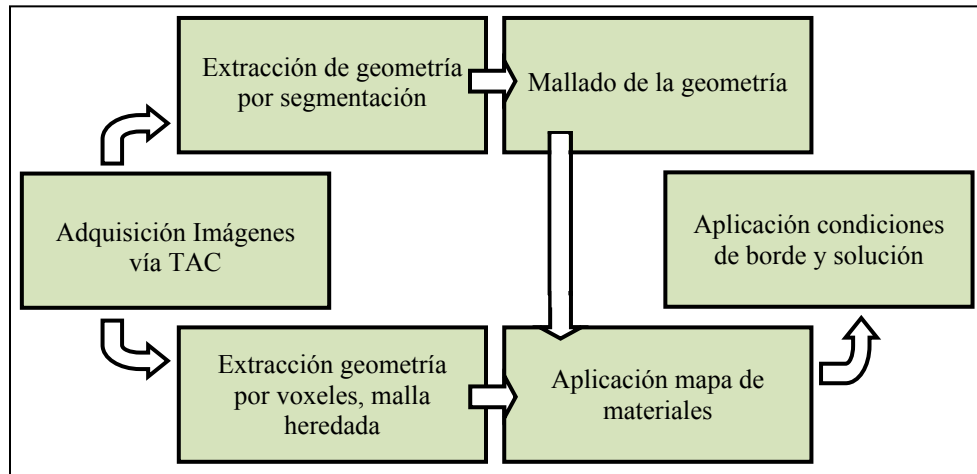
Un modelo sujeto-específico, como ya se ha hecho mención, es una representación de un elemento, órgano o sistema de un organismo vivo (existe aplicación de modelos sujeto-específicos en animales, como el de Tsukrov 2009) que respeta a nivel anatómico, la geometría y a nivel histológico, la variabilidad espacial de los tejidos. Los modelos sujeto-específicos, son resultado de la aplicación de técnicas de imagen médica y diversas herramientas computacionales (Rho et al, 1995; Tadei, et al., 2004; Tadei, et al., 2007; Zhang et al, 2001).

Los modelos sujeto-específicos se usan comúnmente para determinar esfuerzos, deformaciones y riesgo de fractura en huesos largos como el fémur (Little et al., 2007; Schileo et al., 2007; Taddei et al., 2006) columna (Schmidt, 2006), pelvis (Anderson et al., 2005) y metacarpo (Barker et al., 2005), los cuales han sido desarrollados a través de la aplicación de herramientas computacionales de código abierto y comercial.

Como se hizo mención en la introducción, los modelos sujeto-específicos vienen a reemplazar los análisis realizados con propiedades mecánicas generalizadas, y con geometrías idealizadas (Hedia y Mahmoud, 2004; Hedia 2005; Ichim et al. 2006; Janssen et al., 2006; Korhonen et al., 2005; Lin et al., 2006; Meijer et al., 1993; Natali et al., 2006; Tada et al., 2003; Vollmer et al., 2000). Por otro lado, permiten realizar estudios representativos de la naturaleza del hueso caso a caso, de una manera más simple que los planteamientos de anisotropía (Korioth et al., 1992; Hart et al., 1992).

### 3.4.2. Estructura de funcionamiento

La estructura de funcionamiento dependerá de la estrategia utilizada por los autores, sin embargo, existe una serie de recursos y pasos que pueden ser genéricamente descritos de la siguiente manera:



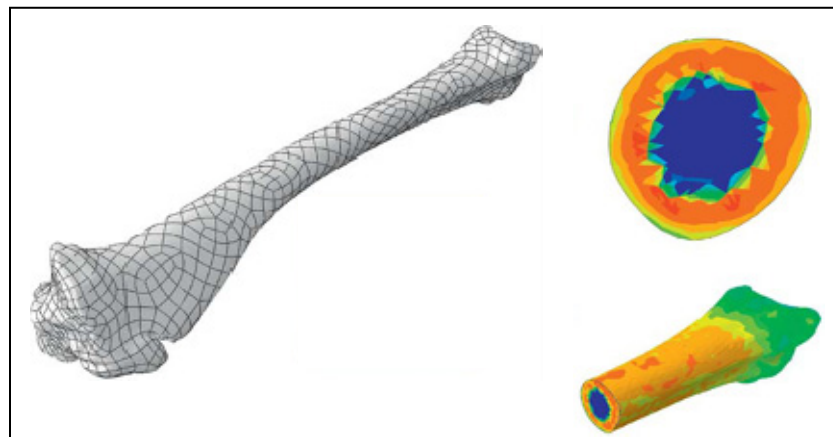
**Figura 3.11:** Esquema de aplicación de un modelo sujeto-específico.

De acuerdo a la figura anterior, se han establecido, a modo general, dos caminos para la generación de modelos sujeto-específicos, los modelos basados en geometría o *geometry based*, y los basados en voxeles o *voxel based* (Chen et al., 2010; Taddei et al., 2004). La diferencia, radica en la forma en la cual la malla de elementos finitos es generada.

La aplicación del mapa de materiales, dependerá del grupo de investigación que implementa el modelo. A pesar de esto, se puede generalizar el procedimiento de transcripción del mapa de materiales. Este consiste, principalmente, en la superposición de la malla de elementos finitos con las imágenes TAC, luego, los elementos son ubicados espacialmente en el conjunto TAC y verificadas las vecindades con los voxeles. El algoritmo y criterio empleado para determinar el aporte de cada voxel al valor del elemento dependerá del autor (Helgason et al., 2008, Keyak y Falkinstein, 2003).

**a) Modelos *geometry based***

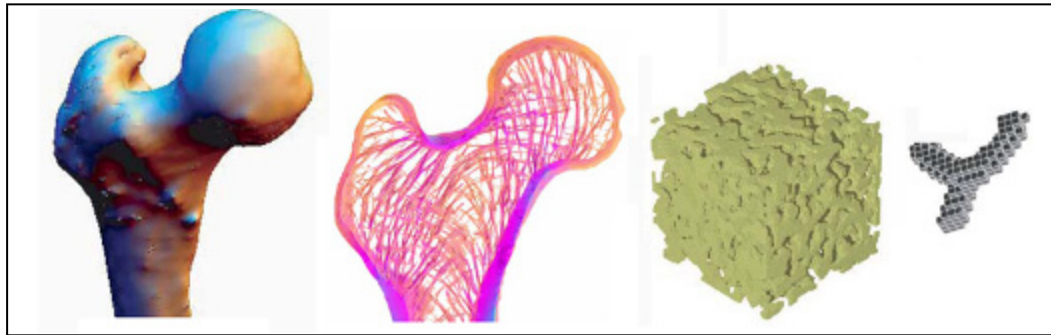
Los modelos basados en geometría o *geometry based*, son los más ampliamente difundidos. Obtienen la malla de elementos finitos a partir de la geometría del ejemplar, generada por un proceso de segmentación implementado en códigos propios o comerciales. Presentan como ventaja, la libertad de definir el tipo de elemento y tamaño de la malla que será utilizada. Es el modelo más usado para análisis sobre huesos enteros o escala completa (*full scale models*) bajo simulación de cargas funcionales (Chen et al., 2010; Keyak et al., 1993; Schileo et al., 2007; Schileo et al., 2008a; Schileo et al., 2008b; Taddei et al., 2004; Taddei et al., 2007; Yosibash et al., 2007).



**Figura 3.12:** Modelo basado en geometría de Chen (2010).

**b) Modelos *voxel based***

Los modelos basados en voxels, heredan directamente la malla de elementos finitos del volumen generado de la tomografía, es decir un voxel un elemento (hexaédrico lineal). El inconveniente de esta modalidad es la gran cantidad de elementos involucrados en las mallas, con el consiguiente gasto computacional asociado. Por otro lado, esta metodología se utiliza más para estudios a micro-escala (*micro scale models*), en huesos pequeños como vértebras y para determinar los mecanismos de modificación del hueso (Chevalier et al., 2007; Mc Donnell et al., 2009; Tsubota et al., 2009).



**Figura 3.13:** Modelo basado en voxel, de Tsubota (2009), para estudiar el mecanismo de formación y modificación del hueso trabecular.

### 3.5. Revisión de algunos modelos sujeto-específicos

A continuación se presenta una revisión de 4 modelos sujeto-específicos implementados, basados en geometría. Se divide la revisión en:

- **Base de estudio:** que muestra los ejemplares estudiados, el objetivo del estudio y el método de verificación.
- **Condiciones de adquisición:** que presenta las condiciones aplicadas en el equipo TAC al momento del examen.
- **Generación de geometría y mallado:** donde se especifica el tipo y nombre del programa en el cual se realizó la obtención de la geometría y el mallado junto con el tipo de elemento utilizado.
- **Asignación de materiales:** muestra el tipo de modelado sobre los tejidos macroscópicos (cortical, esponjoso), el fantoma de calibración utilizado para realizar la conversión HU-propiedades y el código o método utilizado para realizar la transcripción del mapa de materiales.

### 3.5.1. Base de estudio

**Tabla 3.2:** Ejemplares, objetivos y método de verificación de modelos sujeto-específicos.

| Autor          | Ejemplar estudiado                               | Objetivo                                                                | Verificación                                                                 |
|----------------|--------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| Zhang, 2010    | 1 Cadera de hombre asiático                      | Determinar el esfuerzo generado por reemplazos acetabulares             | Análisis <i>FEM</i> contrastado con pruebas con <i>strain-gauge</i>          |
| Keyak, 2003    | 2 Fémures frescos, hombre y mujer, 64 y 51 años. | Comparar carga de fractura bajo dos formas de adquisición               | Comparación de resultados <i>FEM</i> , entre las dos técnicas de adquisición |
| Trabelsi, 2009 | 1 Fémur femenino cadavérico de 54 años           | Determinar el nivel de precisión bajo diferentes métodos de adquisición | Análisis <i>FEM</i> contrastado con pruebas con <i>strain-gauge</i>          |
| Taddei, 2007   | 1 Fémur masculino cadavérico de 51 años          | Comparar los resultados de dos enfoques de asignación de materiales     | Comparación de resultados <i>FEM</i> , entre las dos metodologías            |

### 3.5.2. Condiciones de adquisición

**Tabla 3.3:** Parámetros de adquisición en examen TAC de modelos sujeto-específicos reportados.

| Autor          | kVp | mAs | Espesor (mm) | Espacio (mm) | Tipo  |
|----------------|-----|-----|--------------|--------------|-------|
| Zhang, 2010    | -   | -   | 0.65         | -            | -     |
| Keyak, 2003    | 80  | 280 | 3            | -            | Axial |
| Trabelsi, 2009 | 120 | 250 | 1.25         | -            | Axial |
| Taddei, 2007   | 120 | 180 | 1-2          | -            | Axial |

### 3.5.3. Generación de geometría y mallado

**Tabla 3.4:** Generación de modelos sujeto-específicos reportados.

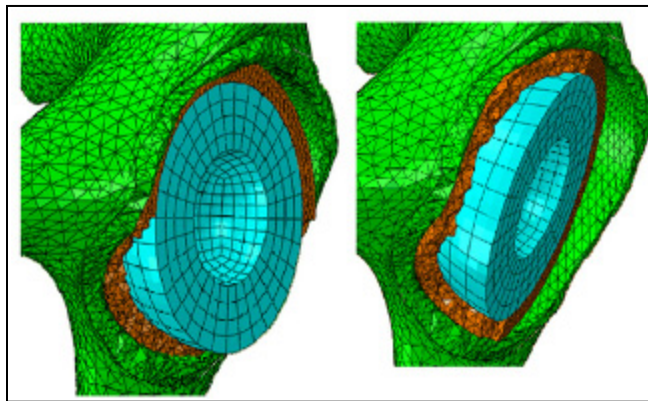
| Autor          | Geometría            | Mallado              | Elemento             |
|----------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| Zhang, 2010    | Mimics 11            | Abaqus 6.8           | Tetraedro cuadrático |
| Keyak, 2003    | Código Propio        | Código Propio        | Hexaedro lineal      |
| Trabelsi, 2009 | Código Propio Matlab | Código Propio Matlab | Tetraedro lineal     |
| Taddei, 2007   | Geomagic             | Hypermesh            | Tetraedro cuadrático |

### 3.5.4. Asignación de materiales

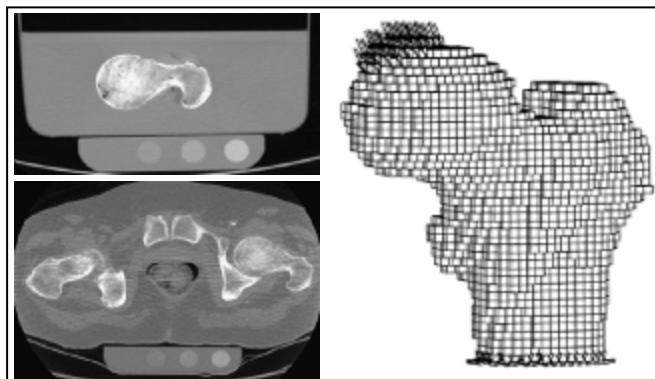
**Tabla 3.5:** Asignación de propiedades de material de modelos sujeto-específicos reportados.

| Autor          | Modelo óseo                                   | Método Calibración                                   | Asignación materiales                                    |
|----------------|-----------------------------------------------|------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| Zhang, 2010    | Cortical homogéneo<br>Trabecular variable     | Revisión bibliográfica                               | -                                                        |
| Keyak, 2003    | Cortical y trabecular<br>espacial dependiente | Fantoma sólido fosfato<br>dipotásico ( $K_2HPO_4$ )  | Código propio, promediación<br>directa sobre valor HU    |
| Trabelsi, 2009 | Cortical y trabecular<br>espacial dependiente | Fantoma líquido fosfato<br>dipotásico ( $K_2HPO_4$ ) | Código propio, ponderación<br>de valor HU por distancia. |
| Taddei, 2007   | Cortical y trabecular<br>espacial dependiente | Fantoma sólido fosfato<br>dipotásico ( $K_2HPO_4$ )  | BoneMat, ponderación por<br>interpolación                |

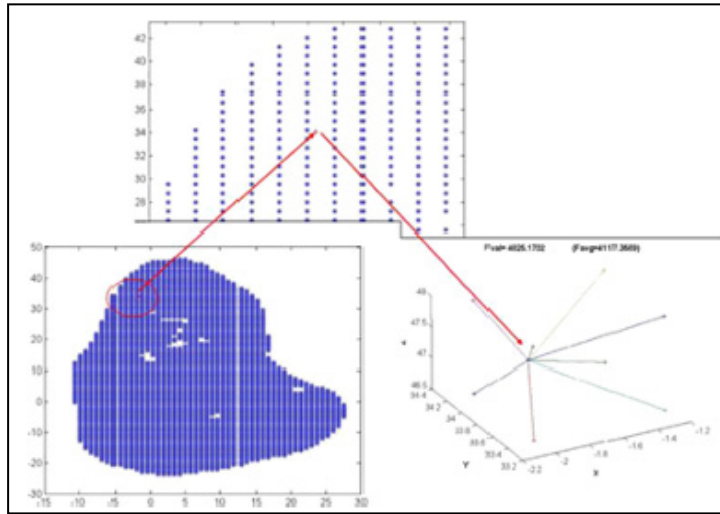
### 3.5.5. Los modelos analizados



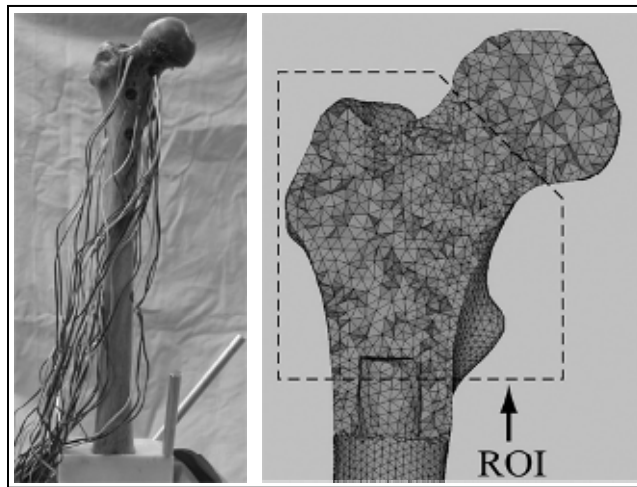
**Figura 3.14:** Aplicación en reemplazo acetabular cementado de cadera de Zhang (2010).



**Figura 3.15:** Imagen TAC “*in vitro*”, *in vivo*” y modelo mallado regular de Keyak (2003).



**Figura 3.16:** Esquema del proceso de transcripción de propiedades según valor HU de Trabelsi (2009).



**Figura 3.17:** Montaje experimental y ejemplar mallado mostrando zona de interés de Taddei (2007).

### 3.6. Métodos de calibración

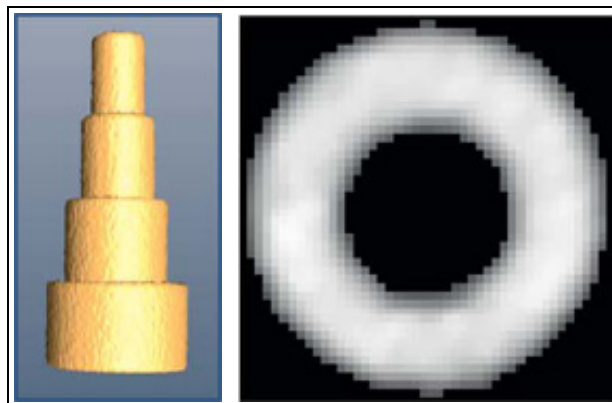
La correcta relación entre la escala HU de un examen TAC, y las densidades físicas asociadas a dicha escala, son fundamentales al momento de desarrollar un modelo sujeto-específico. Los fantasmas son confeccionados con materiales o elementos, que presentan coeficientes de atenuación similares a la matriz mineral de hueso (Schileo et al., 2008a). Existen dos tipos de fantasmas de calibración: líquidos y sólidos.

- **Fantomas líquidos:** Consisten principalmente en soluciones de fosfato dipotásico en base agua, diluidas a diferentes concentraciones con el fin de generar una línea de regresión. Presentan una alta homogeneidad en cuanto a presentación.
- **Fantomas sólidos:** Es el grupo más diverso, pudiendo encontrar fantomas realizados con ejemplares óseos cadavéricos, hidroxiapatita en polvo comprimida a diferentes niveles, fosfato dipotásico comprimido, y fantomas desarrollados “ad-hoc” para la cuantificación.

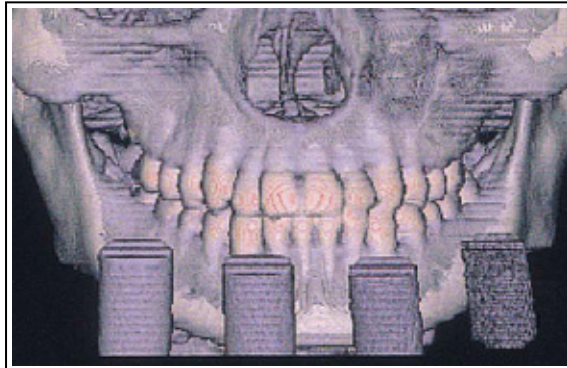
Chen et al., (2010) utilizan un fantoma de calibración correspondiente a un arreglo de cilindros concéntricos en matriz ósea a diversas densidades (*European Forearm Phantom*, QRM, Alemania)

Maki et al., (2010) realizan fantomas sólidos con hidroxiapatita a diferentes niveles de compactación, en recipientes de igual volumen, con valores de densidad aparente entre los 112 y 388 mg/cm<sup>3</sup>.

Trabelsi et al., (2009) utilizan fantomas de solución de fosfato dipotásico en base agua con diferentes concentraciones entre 0 (agua base pura) y 400 mg/cm<sup>3</sup>.



**Figura 3.18:** Fantoma en matriz ósea de Chen (2010). Imagen virtual y sección tomográfica.



**Figura 3.19:** Fantomas sólidos de hidroxapatita de Maki (2001) y representación TAC tridimensional.



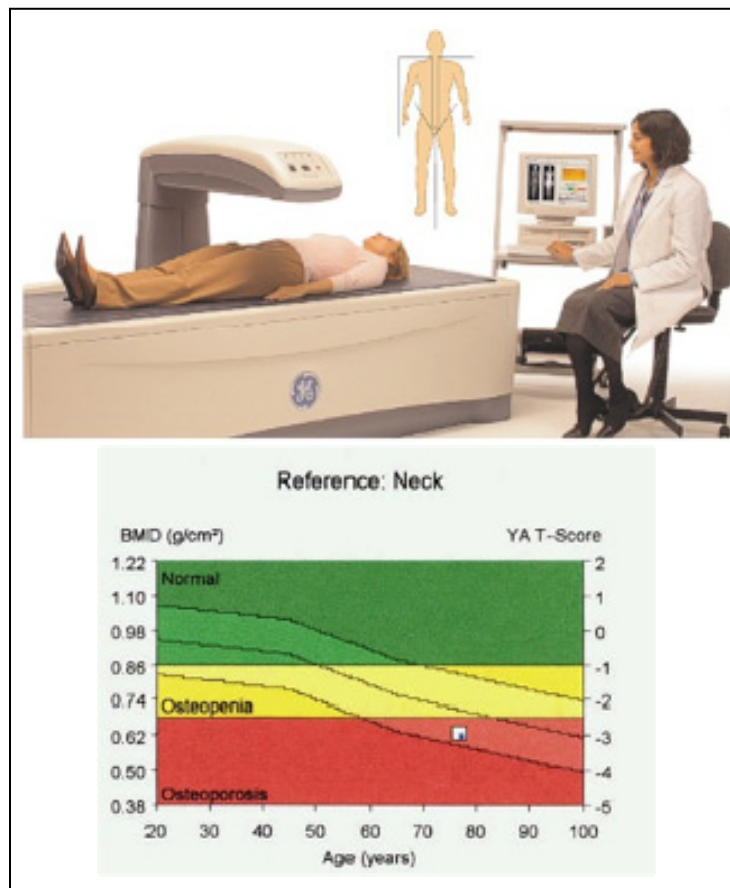
**Figura 3.20:** Fantomas líquidos de fosfato dipotásico de Trabelsi (2009) al momento de la experiencia.

### 3.7. Modelos sujeto-específico aplicados a densitometría ósea

El estándar actual para la determinación de la densidad mineral del hueso corresponde al examen de densitometría ósea o *DXA* o “*Dual X-Ray Absorptiometry*”, que corresponde a un examen radiológico en un equipo especial, que emite dos haces de rayos *X* (*Dual X-Ray*) de distinta energía, que cuantifican el nivel de atenuación del tejido blando y óseo, determinando el contenido mineral en  $\text{mg}/\text{cm}^2$  (cuociente entre masa y superficie) del paciente estudiado.

A favor de la densitometría se puede mencionar las bajas dosis de radiación emitidas (menos que una radiografía de tórax), y el menor costo del equipo en comparación a un equipo TAC. Como desventajas, se pueden mencionar, la incapacidad

de reconocer entre tejido cortical o trabecular, entregar los resultados en una escala poco clara y subjetiva (incluso dependiente del equipo de examinación), y finalmente, no considerar la distribución o estructura espacial del ejemplar de estudio. Por otro lado, los resultados del examen de *DXA*, son entregados como *scores*, que corresponden a evaluaciones del paciente contrastadas con datos medios poblacionales incorporados al equipo examinador (Engelke et al., 2009).



**Figura 3.21:** Equipo *DXA* y perfil de densidades de la cabeza del fémur, indicando zonas de riesgo.

Una de las principales aplicaciones de la *DXA*, es la estimación del riesgo de fractura basado en el contenido mineral, sin embargo, la resistencia del hueso, está relacionada con la distribución espacial de su densidad mineral, sumado a la microestructura trabecular, lo que abre la puerta para la aplicación de técnicas TAC cuantificadas o *QCT* (*Quantitative Computed Tomography*). Estas técnicas consisten en

la aplicación de un proceso de calibración a través de fantomas a un examen TAC tradicional con el objetivo de determinar el contenido y distribución mineral en el hueso. (Cong et al., 2010; Engelke et al., 2009; Langton et al., 2009; Zhang et al., 2001).

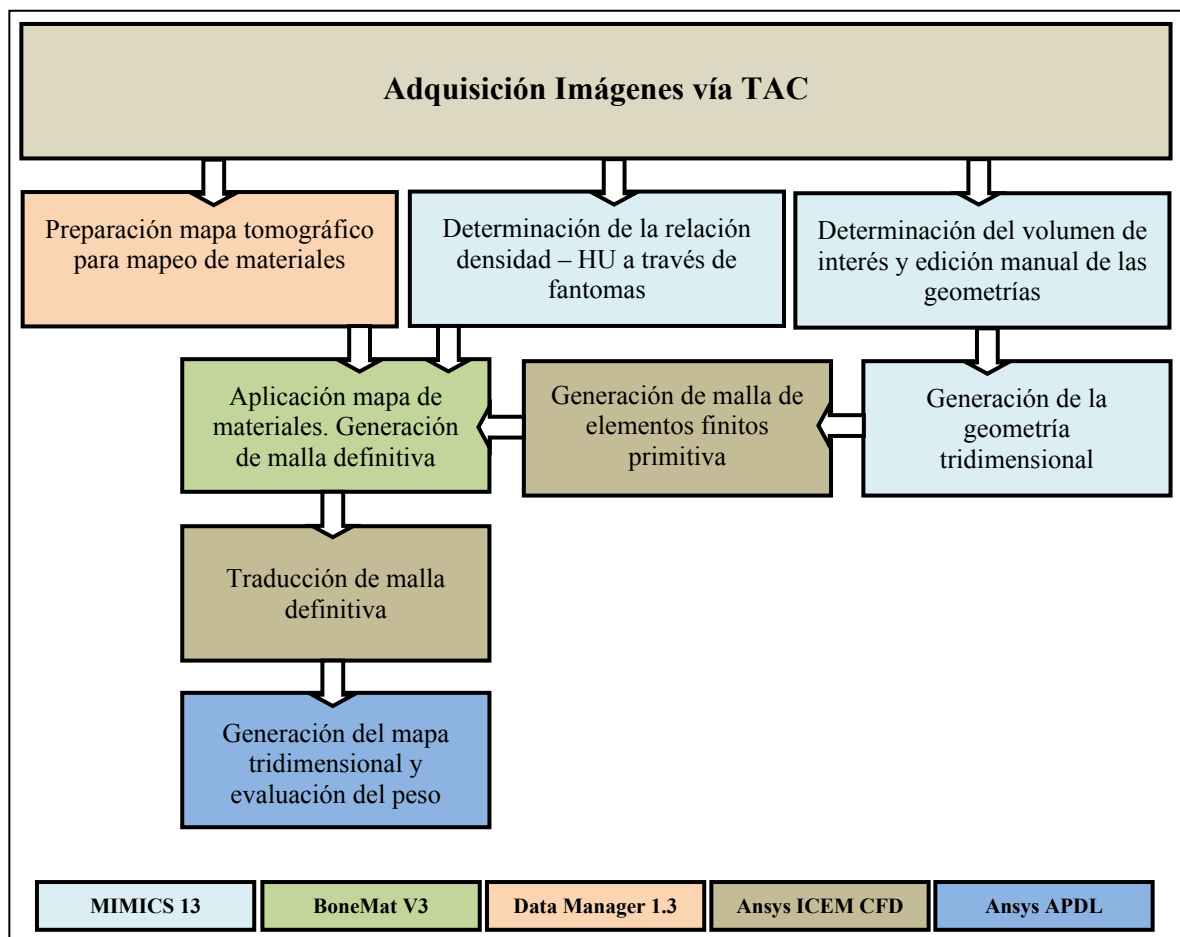
**Tabla 3.6:** Resumen de algunos modelos QCT publicados.

| <b>Autor</b>  | <b>Sujeto de Estudio</b>                                                        | <b>Método Calibración</b>                                           | <b>Objetivo del Estudio</b>                                                          |
|---------------|---------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| Cong, 2010    | 22 fémures cadavéricos, 6 masculinos y 16 femeninos                             | Fantoma comercial con 5 insertos de diferentes densidades conocidas | Determinar una relación entre densidad y módulo de elasticidad en fémures            |
| Engelke, 2003 | 161 Mujeres, post menopáusicas sometidas a <i>DXA</i> y <i>QCT</i> en antebrazo | Fantoma comercial en base Hidroxiapatita. Igual a Chen 2010         | Comparar los resultados entre <i>DXA</i> y <i>QCT</i> en cuanto a riesgo de fractura |
| Langton, 2009 | 18 fémures cadavéricos, 8 masculinos y 10 femeninos entre 52 y 92 años          | Fantomas de calibración en fosfato dipotásico base agua             | Predecir el riesgo de fractura de la cabeza femoral basado en radiografía 2-D        |
| Zhang, 2001   | 10 mandíbulas de porcinos pequeños <i>Sus Scrofa</i> , extraídos frescos        | Fantomas de calibración en fosfato dipotásico base agua             | Determinar la masa, centro de masa y centro de gravedad de la mandíbula              |

## 4. Materiales y método

### 4.1. Modelo sujeto-específico utilizado

Los modelos sujeto-específicos desarrollados en esta investigación son basados en geometría. El proceso de generación de los modelos, si bien difiere en ciertas formas, se basa en lo descrito y reportado por Taddei y colaboradores (2007), y las herramientas de código libre, desarrolladas y reportadas por Taddei y colaboradores (2007), Schileo y colaboradores (2008a) y Viceconti y colaboradores (2007a y 2007b), todos investigadores del *Laboratorio di Tecnologia Medica, Istituti Ortopedici Rizzoli* en Bolonia, Italia. La figura 4.1 presenta esquemáticamente, los pasos y las herramientas involucradas en el desarrollo de los modelos sujeto-específicos de esta investigación.



**Figura 4.1:** Pasos y software utilizados en la generación de los modelos sujeto-específicos.

## **4.2. Fantomas de calibración utilizados:**

Los fantomas de calibración desarrollados corresponden a soluciones, en base agua. En un principio se realizó una búsqueda con diversas sales a fin de determinar las más adecuadas para el proceso de asignación de materiales. De estas, fueron seleccionadas: el Cloruro de Calcio ( $\text{CaCl}$ ); por no estar reportado en ninguno de los estudios referenciados, tener un bajo costo comparativo y una alta solubilidad en agua y el Fosfato Dipotásico ( $\text{K}_2\text{HPO}_4$ ) por ser uno de los elementos de calibración más nombrado y establecido como un estándar en este tipo de experiencias.

### **4.2.1. Consideraciones**

El proceso de generación de imágenes, descrito anteriormente, menciona la atenuación del rayo incidente y la generación de un pixel de una intensidad luminosa o unidad Hounsfield, equivalente al coeficiente de atenuación ( $\mu_x$ ) del elemento que atraviesa. El coeficiente de atenuación es altamente influenciado por el número atómico o número atómico equivalente del tejido o muestra traspasado por el rayo incidente. Por esta razón, es necesario realizar fantomas de calibración con materiales que posean una densidad electrónica o coeficiente de atenuación equivalente a la del tejido óseo, de esta manera se puede hacer una estimación válida de la densidad del hueso.

Otro punto a tener en cuenta a la hora de hacer una calibración basada en fantomas, es el concepto de densidad mineral. Esta densidad, que si bien tiene las mismas unidades que la densidad física, difiere de esta última por representar la masa mineral por unidad de volumen y no la masa total de la muestra como lo haría la segunda. Por ejemplo, un volumen de 100 ml de agua pesa aproximadamente 100 gramos; se dice por tanto, que su densidad física es de 1 gr/ml. Sin embargo su densidad mineral es 0, pues no contiene minerales. Ahora, este mismo volumen de agua con 10 gramos de una sal mineral disuelta tiene una densidad física de 1.1 gr/ml; sin embargo su densidad mineral es de 0.1 gr/ml.

Cabe mencionar, que el valor HU de cada pixel, corresponde a una medida indirecta de la densidad mineral del hueso y no a su densidad física, esto debido a la naturaleza de un examen basado en rayos X, el cual sólo se enfoca en el análisis de tejidos duros o altamente mineralizados.

#### **4.2.2. Proceso de confección de los fantasmas de calibración**

##### **a) Procedimiento con sales y solventes**

En forma general, e independiente de la cantidad de puntos de calibración o fantasmas realizados; las sales fueron pesadas en vasos plásticos debidamente tarados, numerados en forma correlativa desde el valor 1 (mayor cantidad de sal), hasta el valor 7 (menor cantidad de sal o sólo solvente) en el caso del cloruro de calcio. Para el fosfato dipotásico se realizaron 16 puntos de control con el mismo criterio de numeración. Una vez pesadas se dejaron en reposo alrededor de 5 minutos en presencia del 50% del volumen del solvente utilizado. Posterior a esto pasaron por una etapa de agitación. Dependiendo del grado de solubilidad de la sal, se recurrió a una piscina de ultra sonido como coadyuvante de la disolución.

A espacios de tiempo regulados por el nivel de disolución de la sal en el medio, se fue vertiendo el contenido de los vasos en matraces aforados. Al contenido de sal insoluto en el vaso se le fue agregando gradualmente el solvente restante y repitiendo el procedimiento anteriormente descrito. Finalmente, una vez disueltos y vertida la solución completa en los matraces aforados, se agitaron enérgicamente antes de ser traspasados al picnómetro para su pesaje.

##### **b) Protocolo de medición de la densidad**

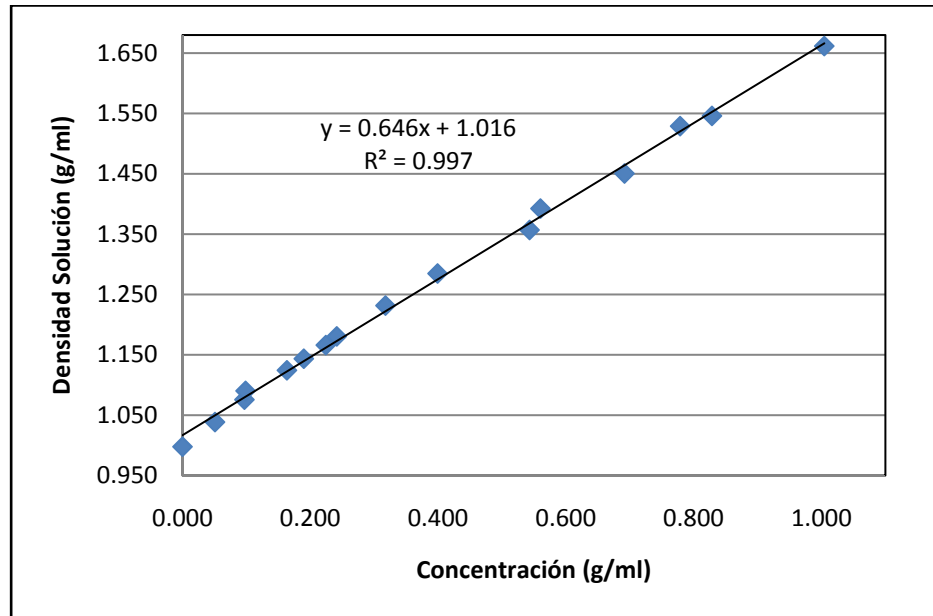
El procedimiento realizado con cada una de las muestras se detalla a continuación a modo de protocolo, previamente, y una sola vez, el picnómetro fue tarado en la misma balanza en la cual se llevaron a cabo las medidas de las densidades:

1. Agitación del matraz con la solución deseada.
2. Se vierten 40 ml de la solución en vaso de precipitado.
3. Se vierten 10 ml en el picnómetro, se agita y se desecha.
4. Se vierte el resto de la solución hasta rebalsar el picnómetro y se tapa.
5. Se seca el picnómetro, se verifica el 0 en la balanza, se pesa el picnómetro.
6. Se anota el valor pesado, se desecha la solución restante del picnómetro y el vaso.
7. Se lava el picnómetro con el solvente de la solución.
8. La solución restante del matraz es puesta en el tubo de ensayo previamente identificado.
9. Se divide la masa neta de la solución (peso total menos el peso del picnómetro) y se divide por el volumen del picnómetro.
10. Se repite con la siguiente solución.

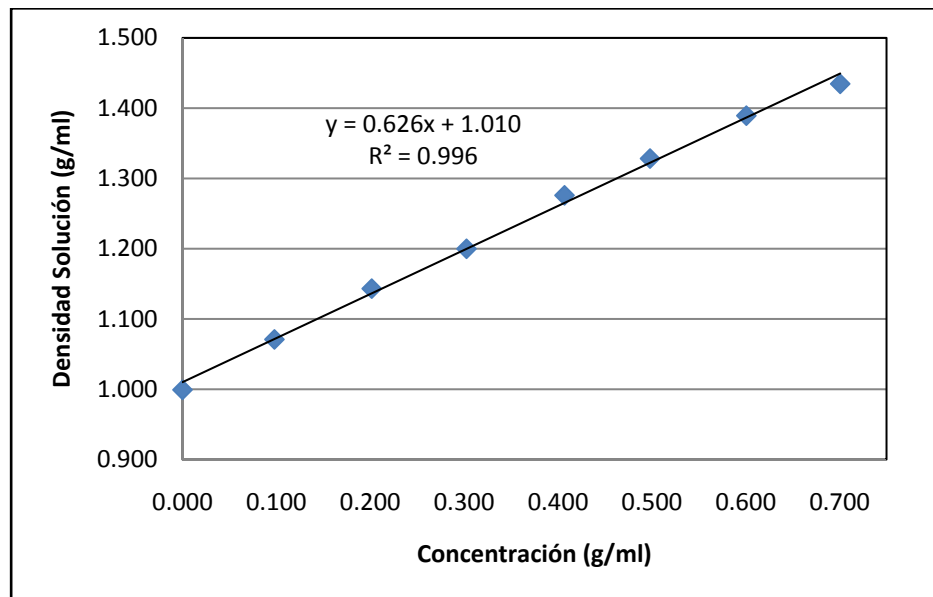
Si bien se mencionó, que el valor utilizado para relacionar los valores HU con la densidad mineral del hueso es la concentración de los fantomas y no la densidad de la solución, esta es necesaria como un elemento de evaluación de dichos fantomas.

### **c) Regresiones densidad-concentración**

Las curvas de concentración (gramos de sal por mililitro de solvente) versus densidad física (gramos de solución por mililitro de solución, determinada a través del picnómetro) tienen por finalidad, respaldar la calidad del fantoma. Esto debido a que las soluciones mantienen su volumen constante, mientras la masa aumenta en la misma cantidad en que aumenta la fase soluta. De esta manera, si la relación entre la concentración y densidad física no es perfectamente lineal (o en un rango razonable), significa que se cometió algún error en la cantidad de solvente o soluto contabilizado. Como muestra de esto, se presentan las regresiones para el fosfato dipotásico y el cloruro de calcio en base agua.



**Figura 4.2:** Gráfico de dispersión concentración-densidad para fosfato dipotásico.



**Figura 4.3:** Gráfico de dispersión concentración-densidad para cloruro de calcio.

El cloruro de calcio, presenta como ventajas comparativas sobre el fosfato dipotásico, un menor costo, mayor solubilidad (lo que se traduce en un menor trabajo de preparación) y baja degradación. El fosfato dipotásico, por la presencia de fósforo, se muestra como un sustrato propenso a la formación de colonias bacterianas, que

promueven su degradación, y por lo tanto, modifican completamente la concentración del fantoma. Los fantasmas utilizados en la forma que fueron procesados se muestran en la figura 4.4. La presentación final corresponde a tubos de ensayo plásticos con 50 ml, aproximadamente, de solución de calibración.



**Figura 4.4:** Presentación de los fantasmas de calibración previo a la examinación.

### **4.3. Ejemplares utilizados: fundamento y descripción**

#### **4.3.1. Ejemplares porcinos como objeto de estudio**

El uso de ejemplares porcinos ha sido ampliamente difundido en el estudio del comportamiento biomecánico y en la validación y evaluación de protocolos relacionados con aplicación en seres humanos (Hara et al., 2002; Lin et al., 1997; Mulder et al., 2007; Teo et al., 2006; Tsai et al., 1998; Zhang et al., 2001). Es evidente, que el parecido entre un ser humano y un ejemplar porcino es escaso, sin embargo, a nivel anatómico e histológico estas diferencias se mitigan. Por otro lado, el uso de ejemplares porcinos permite la aplicación de diversas técnicas experimentales, tanto invasivas como no invasivas. Dentro de estas últimas, posibilita la verificación a través de, por ejemplo, el análisis microscópico de ciertos comportamientos previstos, como en el caso de modelos de reestructuración ósea a nivel trabecular, o estudios de deformación y esfuerzo bajo condiciones de carga. Otra ventaja de los ejemplares porcinos radica en la facilidad de ser obtenidos, por sobre ejemplares cadavéricos humanos, con las limitaciones éticas que

esto implica. Además, permiten una trazabilidad de las condiciones de crianza y deceso, lo que otorga una mayor base de información para los problemas que se quieren analizar.

#### **4.3.2. Ejemplares porcinos utilizados**

Los ejemplares utilizados para las etapas de aprendizaje y optimización de los modelos corresponden a cráneos disecados y limpios, de un ejemplar de 1 año de edad, y un ejemplar de 3 meses de edad. Para las experiencias definitivas, los 6 ejemplares corresponden a cerdos con edades entre 10 y 12 meses y un peso medio estimado de 80 kilogramos al momento de su deceso.

##### **a) Ejemplares de aprendizaje y preparación primera etapa**

Cráneos completos con mandíbulas, disecados y rehidratados 24 horas previas al examen, en agua destilada, con una conductividad menor a 10 uS (micro Siemens).



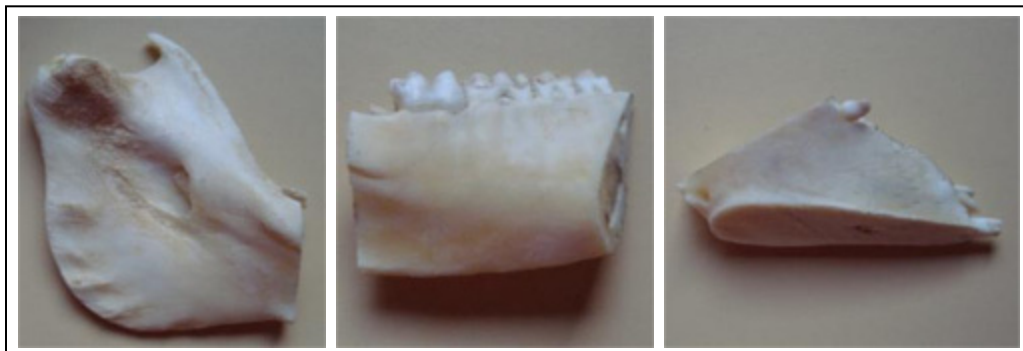
**Figura 4.5:** 1 y 2: Cráneo y mandíbula de cerdo de 12 meses primera experiencia. 3 y 4: Cráneo y mandíbula de cerdo de 3 meses primera experiencia.

**b) Ejemplares de aprendizaje y preparación primera y segunda etapa**

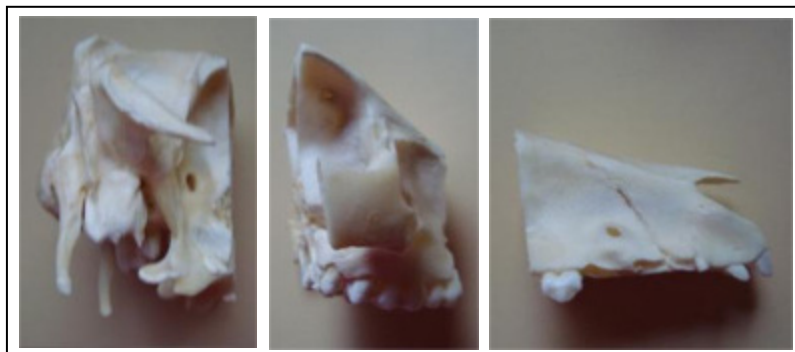
Los mismo ejemplares anteriormente citados, examinados bajo las mismas condiciones (rehidratación), trozados en diferentes zonas, transversalmente.



**Figura 4.6:** Cráneo de 12 meses seccionado, de izquierda a derecha: cuello, cuenca, frente y nariz.



**Figura 4.7:** Mandíbula, lado izquierdo de 12 meses, seccionada, de izquierda a derecha: cóndilo, medio e incisivo. (Análogo lado derecho).



**Figura 4.8:** Cráneo de 3 meses, seccionado, de izquierda a derecha: cuello, frente y nariz.



**Figura 4.9:** Mandíbula de 3 meses, seccionada, de izquierda a derecha: rama izquierda y rama derecha.

#### **c) Ejemplares etapa final**

Corresponden a 6 cráneos frescos, congelados, sin trozar ni intervenir antes del examen, sometidos al proceso, en etapa de descongelamiento. Los ejemplares fueron examinados dentro de bolsas plásticas, debido al proceso de descongelamiento que provocaba la emisión de líquidos.



**Figura 4.10:** De izquierda a derecha: cráneo fresco y mandíbula extraída para determinación del peso.

#### **4.4. Herramientas computacionales utilizadas**

La generación de los modelos sujeto-específicos y su evaluación, se llevó a cabo con la utilización de diversas herramientas computacionales, las cuales pueden ser

divididas en 4 grupos principales: segmentación o procesamiento de las imágenes, generación y transcripción de mallas (basado en elementos finitos), preparación y mapeo (construcción de un volumen tomográfico y transcripción del mapa HU a la malla de elementos finitos) y el análisis en sí, a través de la ejecución del problema en un entorno de elementos finitos. Los software utilizados, y los procedimientos descritos, están referidos al esquema presentado en la figura 4.1.

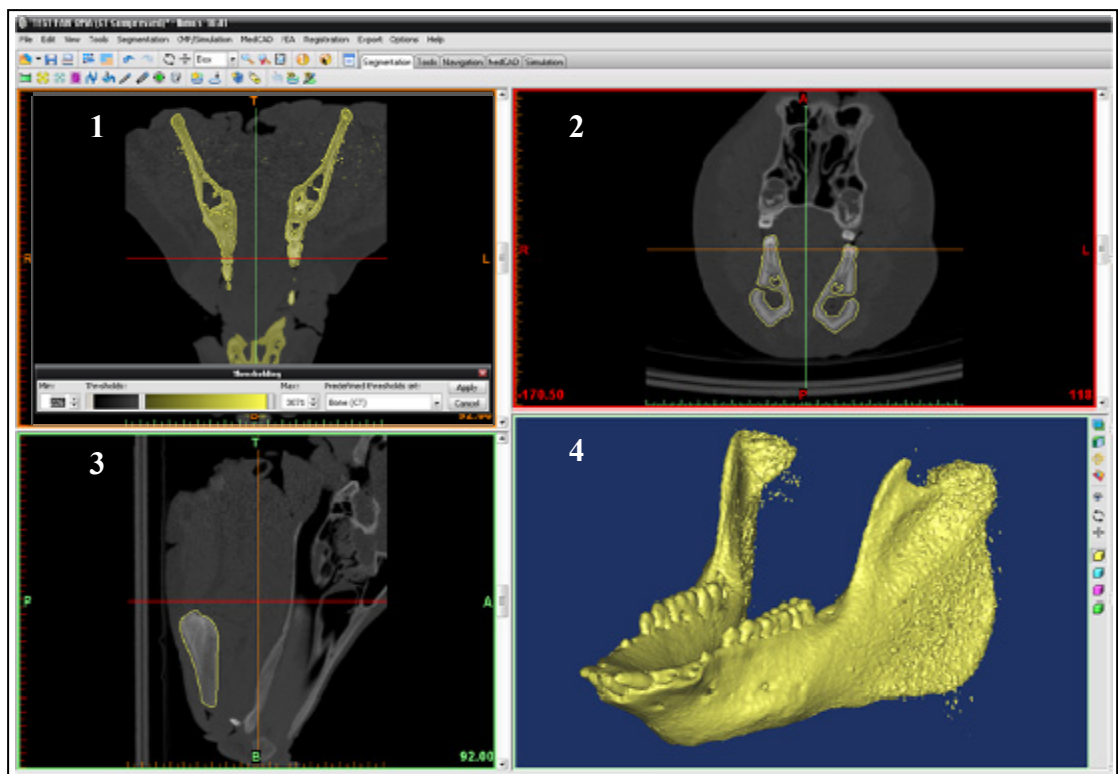
#### **4.4.1. Segmentación**

La segmentación consiste en la selección de los píxeles de interés dentro de cada imagen obtenida del examen TAC. El software utilizado corresponde a MIMICS 13 (Materialise Inc., Lovaina, Bélgica). Dentro del entorno de esta herramienta, todas las imágenes del examen son importadas en formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*, extensión DCM; estándar desarrollado para el intercambio y almacenamiento de imágenes médicas). Luego, se definen los valores de umbral o *threshold*, los cuales determinan un nivel máximo y mínimo en escala HU. Todos los píxeles cuyos valores se encuentren dentro del intervalo, incluyendo los valores de *threshold* serán seleccionados y formaran una máscara. La máscara puede ser editada para agregar o eliminar píxeles manualmente o bien para generar un modelo en 3 dimensiones, con la aplicación del algoritmo de triangulación “*Marching Cubes*”. Existen además, diversos valores de *threshold*, preestablecidos para diferentes densidades de tejido.

El proceso de segmentación, para los modelos aquí desarrollados es manual y, en general, las aplicaciones de segmentación automática son utilizadas en ejemplares examinados sin presencia de tejidos blandos, lo que genera imágenes limpias sin mayor “ruido” o interferencia. En los casos aquí expuestos, si bien el proceso de generación de la máscara es automático con la selección de valores de *threshold* predefinidos, siempre fue necesario realizar una limpieza de dichas máscaras con el fin de obtener, bajo inspección visual, la mejor aproximación al ejemplar de estudio.

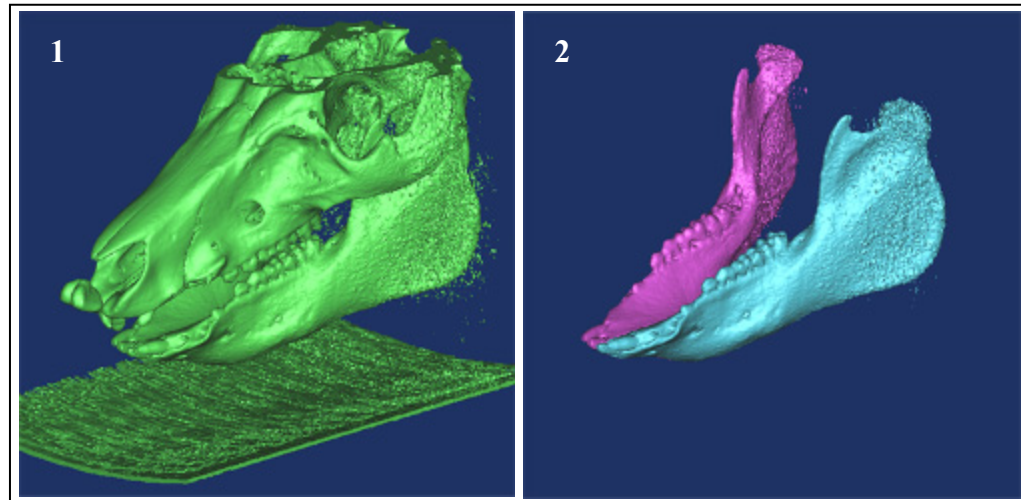
La generación del modelo tridimensional (malla triangular) es un resultado de la aplicación y edición de la máscara. Este modelo es exportado en formato STL, que es un tipo de archivo que contiene los vértices y el vector normal a la superficie de cada triángulo, bajo un sistema cartesiano tridimensional. Este modelo, es la base para el resto de las aplicaciones utilizadas.

La imagen 4.11 presenta una captura del software descrito, en la cual se puede apreciar la barra de aplicación de *threshold*, la máscara generada (en color amarillo) y el modelo tridimensional. Se puede notar además la presencia de ruido en ambas ramas de la mandíbula generada, que tienen que ser removidos en un trabajo de edición manual de la máscara. Otra de las opciones utilizadas dentro de este software, sirve para determinar el volumen ocupado por la máscara, a través de la sumatoria del volumen de todos los voxeles generados y que están incluidos dentro de los valores de umbral.



**Figura 4.11:** Entorno de segmentación y preparación de modelos tridimensionales, MIMICS 13. 1: Barra *threshold* y máscara amarilla en plano coronal. 2: Contorno de máscara en plano axial. 3: Contorno de máscara en plano sagital. 4: Modelo tridimensional generado.

La figura 4.12, muestra el resultado del proceso de edición de la mascar  desde la original hasta la base tridimensional utilizada en los modelos sujeto-específicos.



**Figura 4.12:** 1: Modelo tridimensional previo a la edición. 2: Editado y final.

#### 4.4.2. Generación de mallas y transcripción

El modelo base para la posterior asignación de las propiedades mecánicas del material corresponde una malla tridimensional de elementos finitos. El proceso se inicia con la importación del modelo STL generado anteriormente y la definición de los parámetros que determinan los valores límites dentro de los cuales se puede mover el tamaño de cada elemento de la malla.

Si bien el archivo “teselado” (triangulado) STL, es de por sí una malla (pudiendo ser importado como tal), representa una construcción de dos dimensiones (superficie), lo que imposibilita la aplicación de las funciones de mapeo de propiedades de material. Por otro lado, generar una malla de elementos finitos (desde ahora MEF) a la escala de tamaños de la malla STL (en el orden de tamaño del voxel), conlleva una serie de desventajas, como el excesivo tiempo de c culo de malla y el excesivo tiempo de resolución del problema.

La plataforma utilizada para realizar el mallado corresponde al programa ANSYS ICEM CFD (ANSYS Inc., Canonsburg, USA). Esta es una herramienta especializada en la importación y exportación de mallas y geometrías, junto con la generación de mallas complejas, basado principalmente en dar libertad del usuario de definir diversos parámetros, en cuanto a orden, tipo y tamaño de la malla; que en otro tipo de aplicaciones no serían posibles.

#### **a) Generación de mallas**

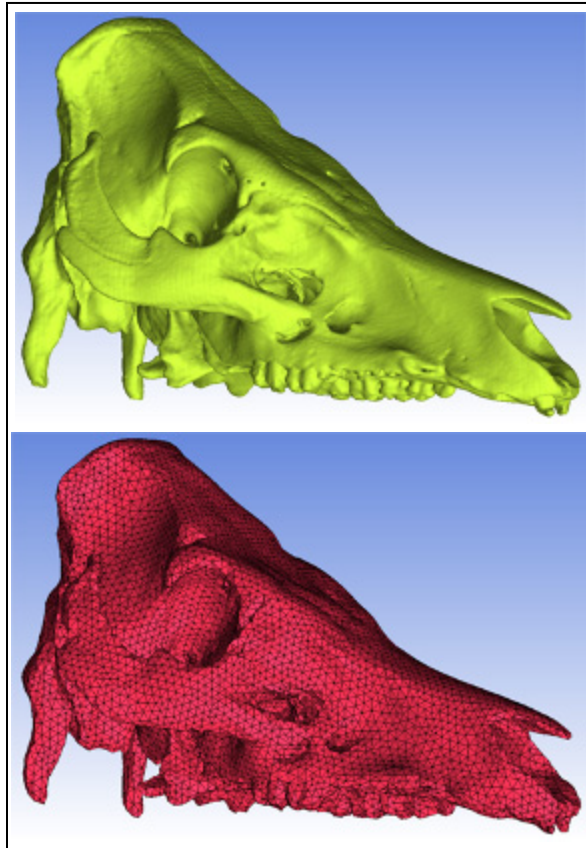
En este software es importada la malla STL generada del proceso de segmentación en el programa MIMCS 13. Una vez importada la malla como una geometría (no como MEF bidimensional), se definen el tamaño máximo que puede tener el elemento en milímetros y el tipo de malla que se quiere construir (tridimensional lineal en este caso). Para esta investigación el elemento es un tetraedro lineal de 4 nodos. El proceso de mallado se denomina “*Patch independing*”, y consiste en una aproximación de la malla de elementos finitos a la superficie de frontera original (malla STL), no siendo ambas fronteras (la de la MEF y la de la malla geométrica) necesariamente coincidentes. A pesar de que este método de mallado es más simple y representa menos gasto computacional que un método “*Patch conforming*” (que fuerza la coincidencia de las fronteras de la MEF con las fronteras de la geometría o malla STL), las diferencias por inspección son imperceptibles.

La malla generada es exportada luego a un formato neutro, que es nativo del software de análisis PATRAN. Esta malla, bajo la extensión NTR, es la base para el mapeo de las unidades HU del espacio voxelado del examen tomográfico.

#### **b) Transcripción de mallas**

La transcripción de mallas corresponde a un proceso de reformateo o traducción de un lenguaje a otro. Este paso ocurre, una vez obtenida la malla con el mapa de materiales aplicado, debido a que el entorno de análisis no recibe el formato NTR. El proceso de

transcripción, consiste sólo en importar la malla a ANSYS ICEM CFD y exportarla como archivo de entrada ANSYS APDL bajo la extensión IN.



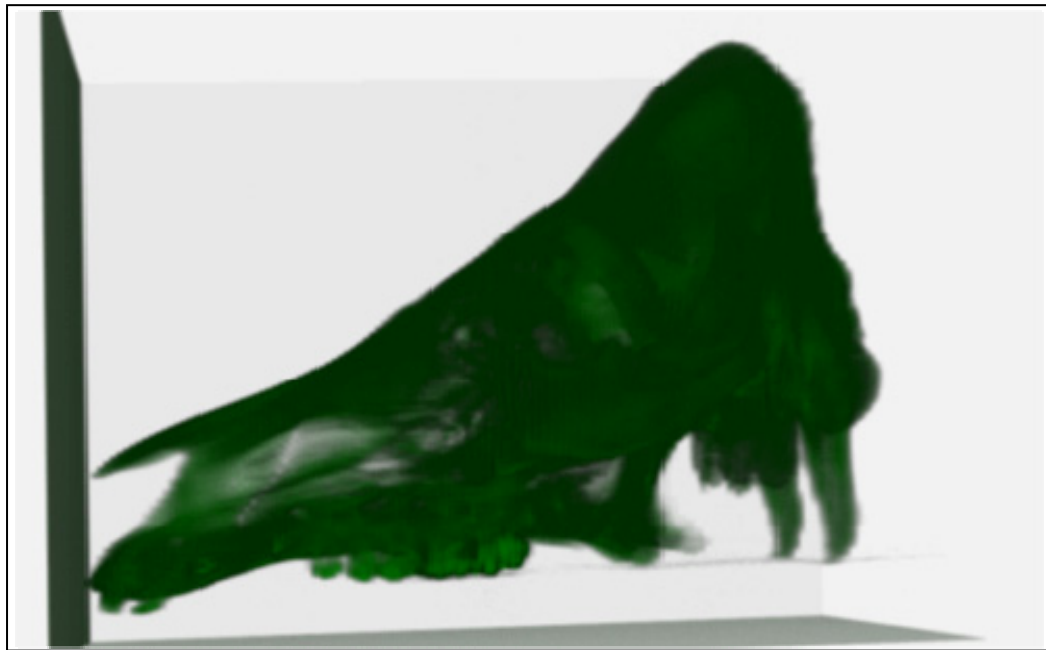
**Figura 4.13:** Arriba: modelo tridimensional STL importado. Abajo: malla tetraédrica lineal.

#### **4.4.3. Preparación de imágenes TAC y mapeado de materiales**

##### **a) Preparación de imágenes**

Con los ejemplares ya mallados, el siguiente paso para conseguir una base de análisis sujeto-específica, consiste en preparar el conjunto de imágenes en formato DICOM que constituyeron la base de la segmentación, para poder ser procesadas finalmente con el software BoneMat (Taddei et al., 2007). Esta preparación se realiza importando todas las imágenes que en forma secuenciada determinan el espacio del

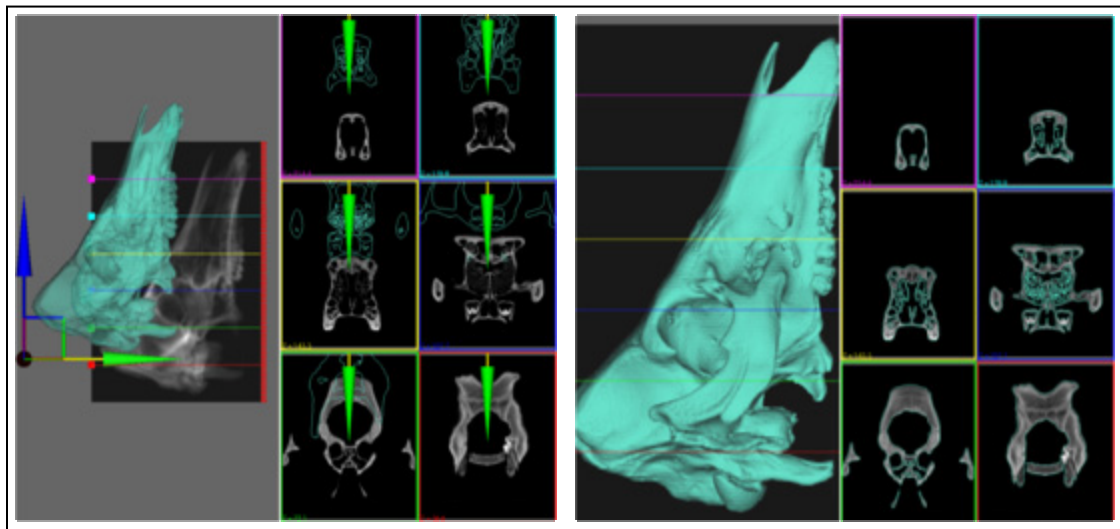
examen de la muestra (espacio tomográfico). A través de la aplicación DataManager (DataManager 1.3, B3C, Italia), es posible hacer una importación de dicho espacio, junto al volumen STL. En esta utilidad, se ejecuta una prueba de diagnóstico, la cual consiste en verificar que la reconstrucción tridimensional se encuentra ubicada espacialmente en la misma posición en la que se encuentra el mapa tomográfico. Debido a que la malla de elementos finitos, es coincidente espacialmente con el modelo en STL, es necesario realizar esta corroboración, a fin de que las propiedades derivadas de los valores HU de los voxeles puedan ser correctamente transferidas a la malla.



**Figura 4.14:** Reconstrucción de Data Manager para el espacio tomográfico.

La figura 4.14 muestra el resultado del proceso de extrusión de los píxeles, no como un sólido, sino respetando el valor HU de cada uno. Se puede apreciar además, en una forma tridimensional, las diferentes intensidades HU del ejemplar analizado, y de esta manera identificar las zonas de mayor mineralización (como el caso de los dientes, en donde el esmalte genera una zona de alta intensidad o mayor brillo). En contraposición, el tejido que forma la pared externa de la nariz, muestra una tonalidad translúcida, debido al reducido espesor de estas, derivando en una baja radio-densidad.

La figura 4.15 presenta un ejemplo de un modelo desplazado del mapa y un modelo listo para ser procesado. En el caso que exista un desplazamiento del modelo, la transcripción del mapa tomográfico se ejecutará igualmente; sin embargo, el orden espacial de la distribución de intensidades HU será totalmente discordante con la realidad.



**Figura 4.15:** Modelo discordante y modelo ajustado al mapa tomográfico.

Finalizadas las verificaciones, es necesario convertir las imágenes DICOM, en un archivo que contenga la información, ya no en una manera bidimensional, si no en una tridimensional como lo presentado en la figura 4.14. Este modelo, es la base de información necesaria para realizar la asignación de materiales a través de BoneMat, y consiste en un único fichero con extensión VTK no binario, que almacena la información de intensidad HU de cada voxel.

#### **b) Mapeado de materiales**

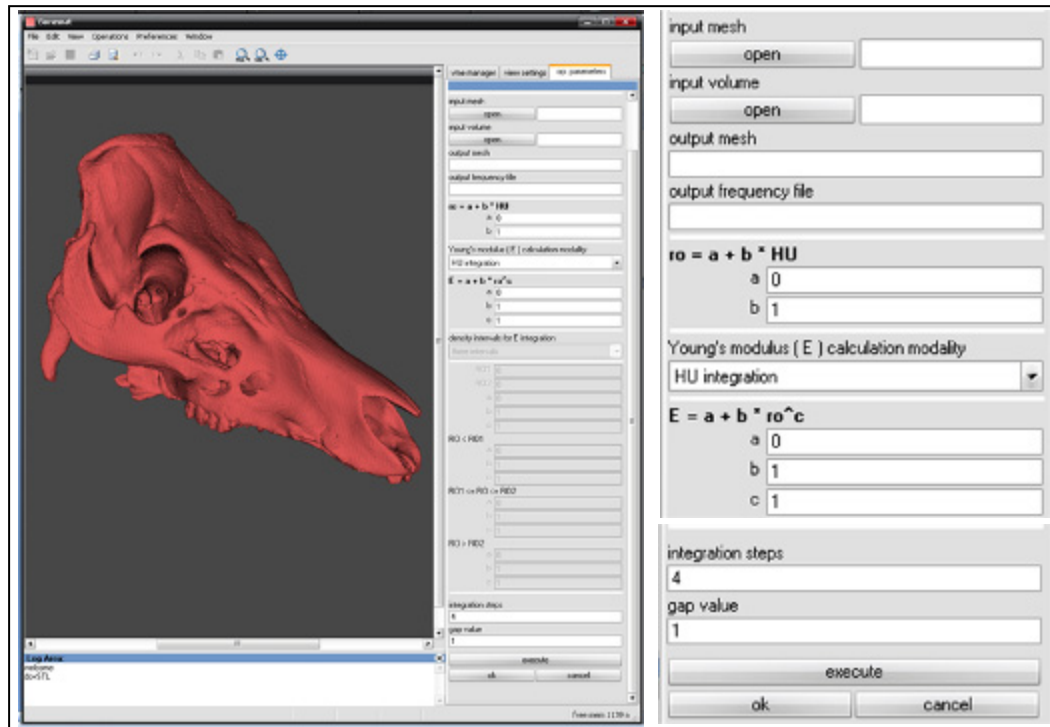
El mapeo consiste en el traspaso de la información del mapa tomográfico o espacio CT, al espacio del modelo de elementos finitos. Este traspaso se realiza superponiendo los dos espacios y verificando la ubicación de la malla de elementos finitos sobre el

modelo VTK generado. Este proceso se realiza mediante la utilización del software de libre distribución BoneMat V3.

Ingresando la regresión entre densidad mineral y valor HU obtenida del procesamiento de los fantomas, se procede al cómputo, elemento por elemento, del valor de densidad promedio y módulo de elasticidad asociado (que para los casos aquí desarrollados toma el mismo valor que la densidad). El proceso de asignación de valores HU a los elementos, y por tanto, de la densidad y módulo de elasticidad, consiste en la superposición de la malla al espacio TAC. Luego la posición relativa de cada elemento con respecto a los voxels vecinos, determina el aporte de cada uno de ellos al valor promedio final HU del elemento finito. De esta manera, si un elemento contiene a más de un voxel, y en distintos grados de interferencia, este efecto se ve ponderado a fin de evaluar de mejor manera el valor final HU correspondiente.

Como datos de entrada para la generación del modelo de elementos finitos mapeado, es necesario exportar las mallas anteriormente descritas a un formato neutral de extensión NTR, más el volumen VTK, junto a las respectivas funciones de regresión. Como parámetros finales para la definición del modelo sujeto específico, es necesario definir el número de pasos de integración (que corresponde a los puntos donde será evaluada la regresión entre el centroide del elemento y los vértices de los voxels vecinos) y el "Gap" o espaciamiento entre cada punto del módulo de elasticidad. Las familias de materiales quedarán luego agrupadas por poseer el mismo módulo de elasticidad y la misma densidad. Una forma de establecer el espaciamiento a priori es determinar, derivado de las funciones de regresión escogidas y los valores de umbral HU determinados en la segmentación, que posibles valores límites del módulo de elasticidad (desde ahora  $E$ ) se podrían encontrar. Luego, se divide el rango de  $E$  por el número de materiales que se estima pertinente. El resultado será el "Gap" aproximado para la reconstrucción. Como archivos de salida se obtiene la misma malla de elementos finitos ingresada, con la sola excepción de estar agrupada esta vez, por familias, las cuales representan grupos de elementos que comparten los mismos valores de densidad y

módulo de elasticidad. El otro fichero generado corresponde a un archivo de texto a 3 columnas, cada una representando la densidad, el módulo de elasticidad y el número de elementos por familia respectivamente.

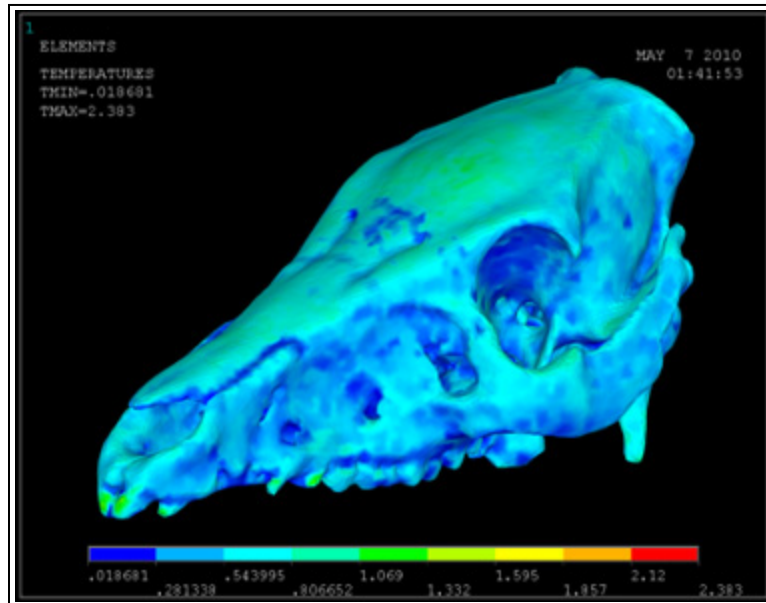


**Figura 4.16:** Entorno de BoneMat, presentando el cuadro de especificaciones ampliado a la derecha. Ingreso de archivos de entrada (malla y volumen VTK), regresión HU-densidad (de fantomas), regresión densidad-módulo de elasticidad y parámetros de integración.

#### 4.4.4. Análisis

Para el análisis se utilizó el programa de elementos finitos ANSYS APDL (ANSYS Inc., Canonsburg, USA). El proceso consiste en importar la malla transcrita en ANSYS ICEM CFD con extensión IN, más la ejecución de una macro (extensión MAC) que contiene la información del archivo de salida de BoneMat en una forma adecuada para su uso en ANSYS APDL. Este archivo contiene los comandos de visualización y cálculo de la matriz de rigidez del modelo de elementos finitos, junto con la presentación de los valores calculados de masa del modelo. La transcripción del archivo de salida de

BoneMat al formato de archivo macro de ANSYS APDL se realizó mediante una aplicación doméstica desarrollada en Matlab 7 (Mathworks, USA).



**Figura 4.17:** Modelo sujeto-específico presentando distribución mineral en ANSYS APDL.

#### **4.5. Determinación del peso mineral de los ejemplares estudiados**

La determinación del contenido mineral consiste en la incineración o calcinación de los ejemplares (a fin de eliminar todo rastro de materia orgánica) y el posterior pesaje de estos. El resultado es el peso de la matriz mineral (principalmente fósforo y calcio) que es el valor estimado a través de los modelos sujeto-específicos desarrollados.

##### **4.5.1. Incineración**

El proceso de incineración se realiza con el fin de obtener el contenido mineral de los ejemplares estudiados, que contrastado con el peso estimado del modelo sujeto-específico entrega un indicador de la precisión del mapa de distribución de densidades. Se optó por una modificación en el protocolo utilizado por Chevalier et al., (2008), que consiste en 12 horas a 700 °C (como límites mínimos). Las muestras fueron calcinadas en hornos (muflas) eléctricos con control digital de temperatura.

El proceso de calcinación o incineración comienza con un pre-quemado de las muestras en un horno secundario, en donde se realiza una combustión sucia del contenido orgánico del ejemplar (emisión de humos visibles). En promedio la duración de esta etapa es entre 10 a 15 minutos (con valores máximos de temperatura debido a la combustión de los gases de 780 °C), dependiendo del contenido orgánico del ejemplar. Se dio por terminada la preparación cuando visualmente se determinaba el fin de la emisión de humos. Posterior a esto, las muestras eran puestas en los hornos definitivos por al menos 12 horas, los cuales estaban precalentados a 700 °C. Se reportan protocolos que consideran 24 horas a 800 °C de temperatura (Chappard et al., 2009; Drum et al., 2009); que se consideraron innecesarios en vista a otros protocolos menos intensivos que reportan valores de tiempo de 2 horas y temperaturas de 550 °C (*The United States Composting Council. Test Methods for the Examination of Composting and Compost*), 12 horas a 600 °C (Chevalier et al., 2008) y 24 horas a 650 °C (Schileo et al., 2008a).



**Figura 4.18:** Incisivo izquierdo posterior a la incineración.

#### **4.5.2. Pesaje**

Debido a la alta higroscopia del material calcinado (alta afinidad con la humedad ambiental), y al bajo peso de estas, las muestras eran precalentadas por 5 minutos a 90 °C antes de ser puestas en la balanza. Para el pesaje, se utilizó un recipiente de acero

inoxidable, tarado previo a la transferencia de cada muestra, en el cual se vertía el contenido de los recipientes utilizados en la calcinación, la balanza posee una resolución de 0.0001 gramos.

#### **4.5.3. Protocolo de preparación, incineración y pesaje**

Los pasos seguidos desde la limpieza de los ejemplares hasta el pesaje se detallan a continuación, de manera protocolizada:

##### **a) Preparación e incineración**

1. Limpieza de los ejemplares con métodos quirúrgicos, eliminando la mayor cantidad posible de tejidos blandos (músculos, ligamentos etc.).
2. Cocción de los ejemplares en agua por al menos 15 minutos (agregando hipoclorito de sodio y bicarbonato de calcio).
3. Segunda limpieza quirúrgica de los ejemplares, removiendo el resto de los tejidos blandos presentes, si es que existieran.
4. Congelamiento de los ejemplares hasta su traslado y preparación en hornos.
5. Preparación de las muestras a 700 °C hasta verificar el cese de la emisión de humos.
6. Disposición de los ejemplares en los hornos definitivos por al menos 12 horas a 700 °C.

##### **b) Pesaje**

1. Retirar las muestras de los hornos.
2. En caso de estar frías las muestras, precalentar por 5 minutos a 90 grados.
3. Tarar el recipiente de pesaje.
4. Transferir la muestra al recipiente tarado y pesar.
5. Almacenar las muestras incineradas y pesadas.
6. Limpiar recipiente de pesaje y volver a tarar.
7. Repetir el proceso.

## **5. DESARROLLO EXPERIMENTAL**

En esta sección se presentará el desarrollo paso a paso, desde el proceso de calibración, hasta la determinación del contenido mineral y la generación de los mapas tridimensionales de densidad mineral de los ejemplares utilizados. Todo esto, basado en el modelo sujeto-específico previamente descrito, y asistido por las herramientas computacionales presentadas en el punto anterior.

Se dividirá en cinco apartados principales, según las experiencias desarrolladas. Estas son: primera etapa experimental (ejemplares completos y seccionados disecados en seco), segunda etapa experimental (ejemplares disecados inmersos), tercera etapa experimental (ejemplares frescos), pruebas de dosis (ejemplares frescos medición de dosis de radiación) y pruebas de convergencia (determinación de los parámetros óptimos utilizados en las herramientas computacionales). Las pruebas de convergencia se muestran al final de este capítulo a fin de no interrumpir la evolución del desarrollo de los modelos sujeto-específicos presentados. Para cada caso se definen: los objetivos, las condiciones al momento del examen, las relaciones de calibración, las pruebas realizadas y los resultados y conclusiones preliminares obtenidos.

### **5.1. Primera etapa experimental**

#### **5.1.1. Descripción**

Corresponde a las primeras experiencias, desde la etapa de definición de los ejemplares examinados, la selección de los fantasmas de calibración definitivos, las condiciones y los parámetros del proceso, el aprendizaje de las herramientas computacionales y la definición del posterior enfoque del estudio.

En esta sección se explicarán en detalle ciertos procedimientos que son reiterativos en las siguientes etapas; sin embargo, en dichas etapas, sólo se hará mención a ellos, respaldados por las descripciones aquí dadas.

### **5.1.2. Objetivos**

Determinar el o los fantasmas de calibración óptimos para el resto de las pruebas. Definir las muestras objetivo para el resto de la investigación. Aprender el uso de las herramientas involucradas en el desarrollo de los modelos y determinar el nivel de precisión alcanzado en esta etapa formativa.

### **5.1.3. Ejemplares de estudio**

Corresponde a un cráneo y mandíbula de un ejemplar porcino adulto de 1 año de edad y las mismas partes de un ejemplar joven de 3 meses de edad, sin antecedentes de peso ni antecedentes patológicos, presentados en el punto 4.3.2 “a” figura 4.5. Se suman además los mismos ejemplares, seccionados, presentados en el punto 4.3.2 “b” figuras 4.6 a la 4.9. En total para esta etapa se contabilizan 19 ejemplares, para 3 tipos de calibración, lo que se traduce en un total de 57 modelos sujeto-específicos. Corresponden a esta etapa también, todos los fantasmas desarrollados, y el proceso implementado para relacionar los valores de concentración y valor HU de los exámenes realizados.

### **5.1.4. Condiciones del examen**

Las cuatro partes óseas (dos cráneos y dos mandíbulas), fueron examinados en seco, limpios, sin muestras aparentes de tejidos blandos como masa muscular, ligamentos o tejido conectivo. Estos ejemplares se consideran secos, puesto que no estaban sometidos a rehidratación para las pruebas de esta etapa y por el tiempo transcurrido desde el momento de limpieza y preparación hasta su examen (aproximadamente 1 mes). La tabla 5.1 muestra la descripción del equipo TAC y los parámetros utilizados al momento del examen para la primera etapa, tanto para los ejemplares óseos como para los fantasmas

de calibración (los parámetros de imagen tales como *FOV* y tamaño de pixel no son relevantes para la determinación de la relación densidad-HU, debido a la homogeneidad del fantoma de calibración).

**Tabla 5.1:** Condiciones de adquisición ejemplares primera experiencia.

|                                |                                |
|--------------------------------|--------------------------------|
| <b>Equipo TAC</b>              | General Electric HighSpeed CTE |
| <b>Tipo de Examen</b>          | Secuencial-Axial               |
| <b>Espesor de corte</b>        | 1 mm                           |
| <b>Distancia entre cortes</b>  | 1 mm                           |
| <b>Voltaje de emisión</b>      | 80 kVp (kilo Volt peak)        |
| <b>Corriente de tubo</b>       | 80 mAs (mili Amper segundo)    |
| <b>Filtro de adquisición</b>   | Bone                           |
| <b>Matriz de pixeles</b>       | 512 por 512                    |
| <b>Condición de ejemplares</b> | En seco                        |
| <b>Condición de fantomas</b>   | En seco e inmersos             |

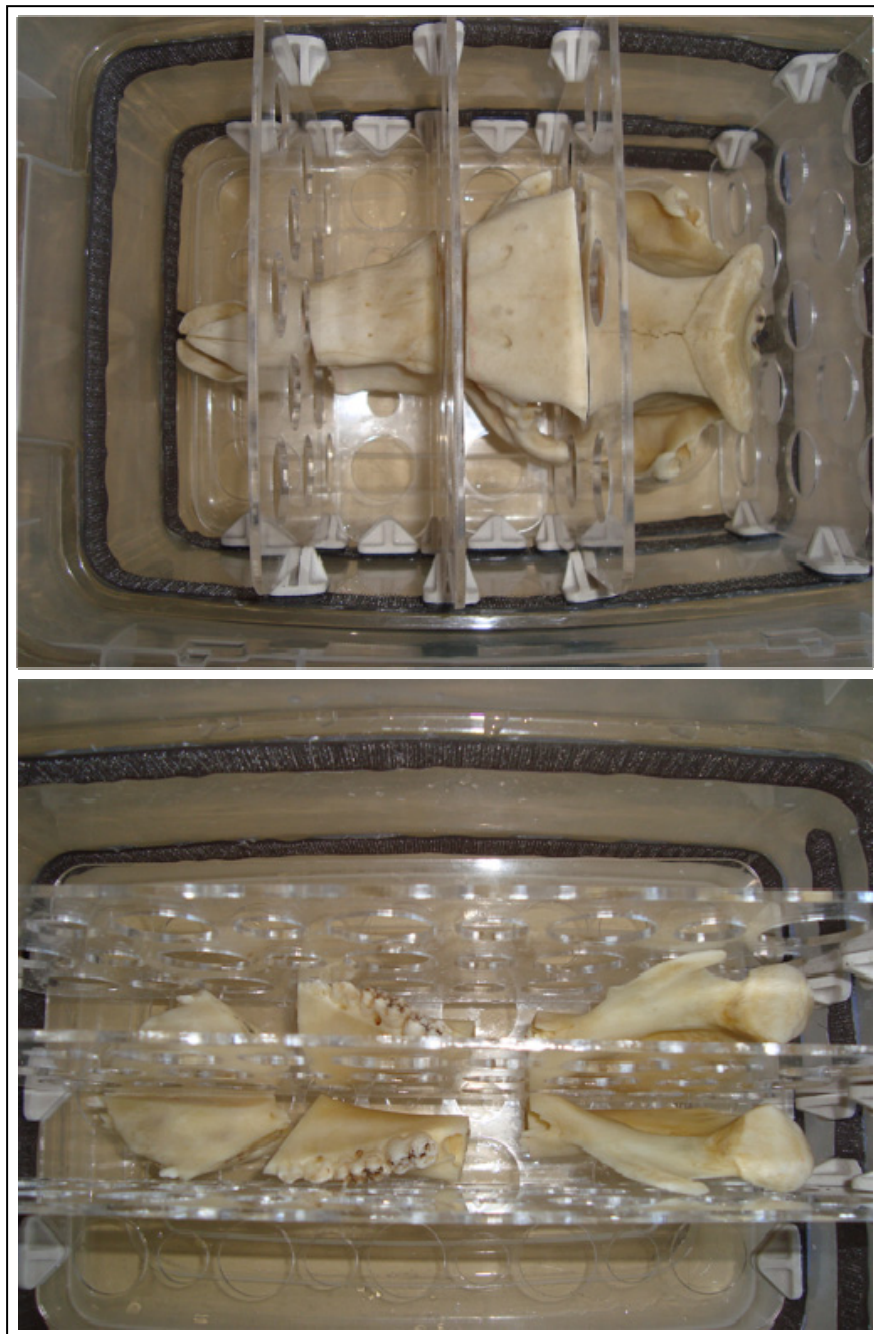
Los valores de resolución del examen para las 4 muestras óseas procesadas se presentan en la tabla 4.2 en donde “*FOV*” corresponde a la medida de cada lado del campo visual del examen en milímetros (sección cuadrada), “tamaño pixel” corresponde a la medida de cada lado de los pixeles de la imagen en milímetros y “Nº imágenes” corresponde al número de cortes sobre el espacio examinado de la muestra.

**Tabla 5.2:** Parámetros de imagen del proceso de adquisición primera experiencia.

| <b>Ejemplar</b>             | <b>FOV</b> | <b>Tamaño Pixel</b> | <b>Nº Imágenes</b> |
|-----------------------------|------------|---------------------|--------------------|
| <b>Cráneo adulto</b>        | 170        | 0.332               | 250                |
| <b>Cráneo seccionado</b>    | 250        | 0.488               | 327                |
| <b>Mandíbula adulto</b>     | 170        | 0.332               | 108                |
| <b>Mandíbula seccionada</b> | 250        | 0.488               | 284                |
| <b>Cráneo joven</b>         | 250        | 0.448               | 192*               |
| <b>Cráneo seccionado</b>    | 250        | 0.488               | 220                |
| <b>Mandíbula joven</b>      | 250        | 0.448               | 192*               |
| <b>Mandíbula seccionada</b> | 250        | 0.488               | 162                |

\* Estos ejemplares fueron examinados uno sobre otro en la misma sesión

Para el caso de los ejemplares trozados, estos fueron examinados en la misma sesión dentro de contenedores especialmente preparados. Estos contenedores fueron utilizados en todas las experiencias posteriores, tanto para los ejemplares como los fantasmas.

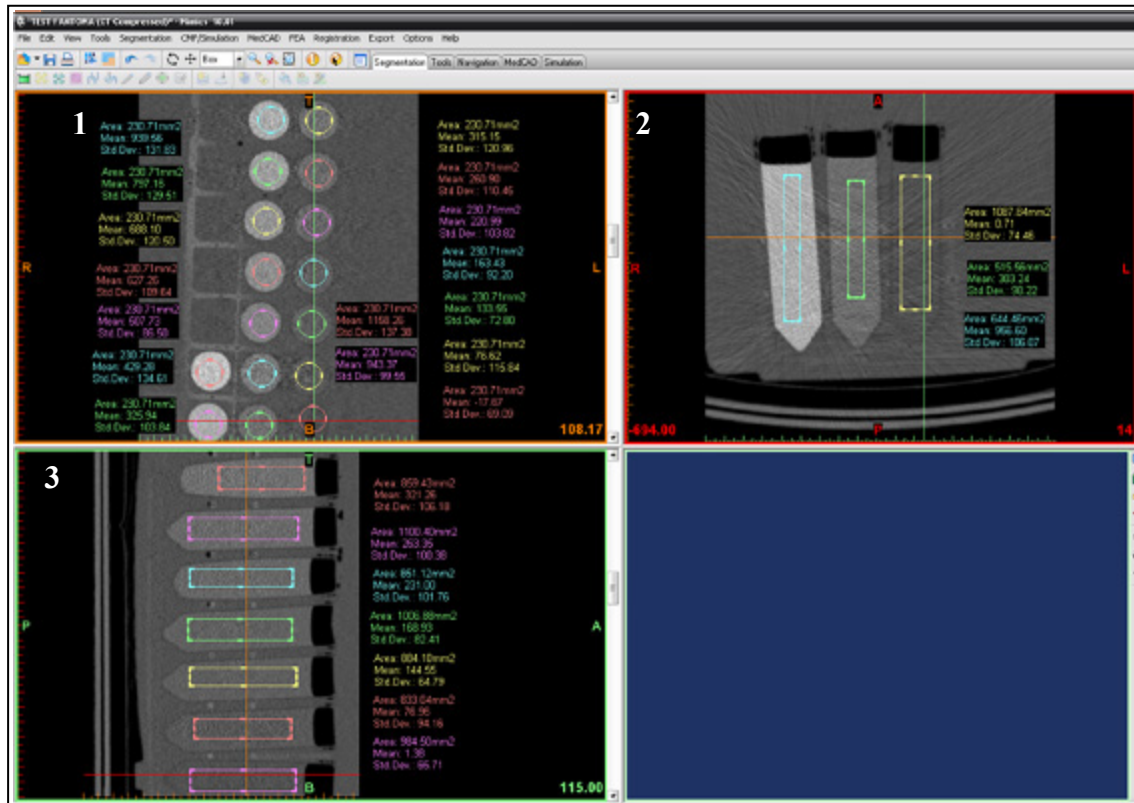


**Figura 5.1:** Arriba: cráneo seccionado en contenedor acondicionado, abajo: mandíbula seccionada en contenedor acondicionado, ambos del ejemplar mayor.

### 5.1.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas

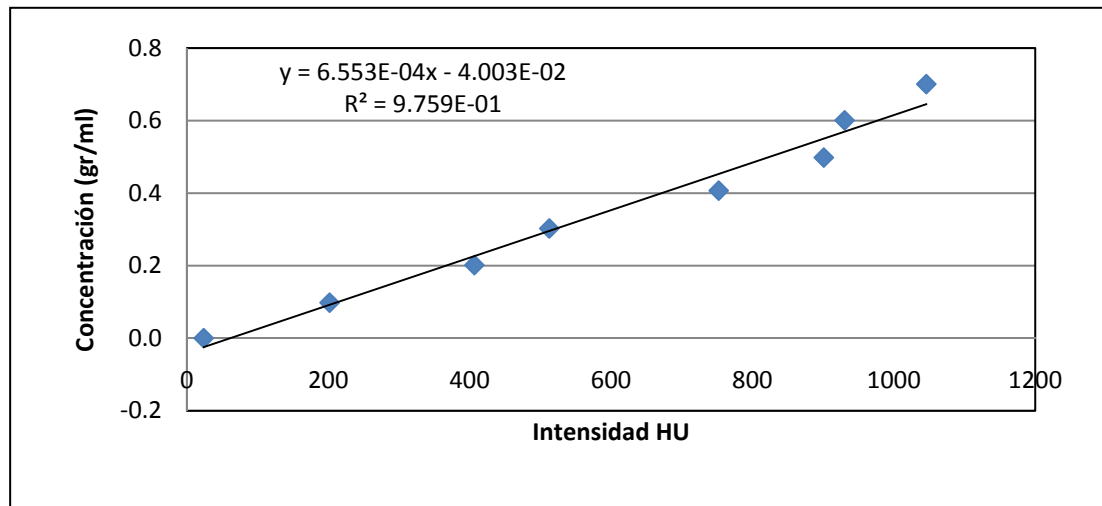
#### a) Relaciones de calibración

Los valores HU de cada fantoma de calibración se obtuvieron a través de MIMICS 13, con la utilización de la herramienta de pesquisa HU disponible. Con ésta, se determina el valor promedio HU de un área de pixeles dentro de cada corte, en diferentes tipos de secciones. Para este caso, se tomó una medida de sección rectangular por cada tubo o fantoma en el plano axial, una medida circular en el plano coronal, y una medida rectangular en el plano sagital. El promedio de las 3 mediciones corresponde al valor HU del tubo respectivo. Para cualquier caso, un gráfico de dispersión simple, realizado en Excel (Microsoft Corporation, USA) con una función de regresión lineal sin forzar intercepto (muy cercano a 0) entrega las relaciones de calibración que serán utilizadas posteriormente.



**Figura 5.2:** Proceso de obtención de los valores HU para los fantomas (entorno inmerso). Cuadro 1: plano coronal. Cuadro 2: plano axial y cuadro 3: plano sagital.

La figura 5.3 muestra el gráfico de dispersión para el cloruro de calcio. De esta manera se determinaron todas las regresiones utilizadas en todas las experiencias realizadas



**Figura 5.3:** Regresión lineal para el cloruro de calcio. Calibración valor HU versus densidad mineral.

Las funciones de regresión HU versus densidad mineral (concentración del fantoma), para esta etapa de la investigación se resumen en la tabla 5.3 de acuerdo a la siguiente forma:

$$\rho = a \cdot HU + b \quad (5.1)$$

El resultado de esta regresión (que será implementada en BoneMat) es la densidad mineral o concentración en  $\text{g/cm}^3$ . Para todos los casos de esta investigación los coeficientes de regresión para esta función se encuentran sobre 0,97.

**Tabla 5.3:** Coeficientes de regresión de las curvas de calibración primera experiencia.

| Fantoma                    | a        | b         |
|----------------------------|----------|-----------|
| Cloruro de calcio          | 6.553e-4 | -4.003e-2 |
| Fosfato dipotásico seco    | 6.110e-4 | -2.738e-2 |
| Fosfato dipotásico inmerso | 6.391e-4 | -4.614e-2 |

La variante inmersa de los fantasmas (tubos de ensayo bajo agua), es una equivalencia con las condiciones de procesamiento de los ejemplares inmersos, a fin de representar la atenuación producto de la presencia de tejido blando.

#### b) Valores y condiciones de segmentación

Los ejemplares seccionados fueron procesados de manera independiente, es decir, la base de imágenes DICOM del examen TAC, fue dividida de acuerdo al tamaño de cada uno de ellos, en concordancia a los puntos 4.3.2 “a” figura 4.5 y punto 4.3.2 “b” figuras 4.6 a la 4.9. Los valores de umbral HU para todos los ejemplares de esta etapa corresponden a -526 como mínimo y 3071 como máximo.

#### c) Condiciones de mallado, parámetros de mallado y transcripción de mapas

La tabla 5.4 (a y b) presenta los valores de tamaño de elemento en mm (T. E.), número de elementos (Nº E.), número de nodos (Nº N.) y los parámetros y resultados del proceso de transcripción: valor “gap” y el número materiales (Nº M.) de cada modelo según los fantasmas utilizados (cloruro de calcio CaCl y fosfato dipotásico K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> seco e inmerso) para el ejemplar mayor (1 año) y las partes seccionadas. Para todos los casos, el valor “*integration step*” fue 15.

**Tabla 5.4 a:** Resumen parámetros y valores del ejemplar mayor primera experiencia. Cráneo y secciones.

| Ejemplar      | T. E. | Nº E.  | Nº N. | CaCl  |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |       |
|---------------|-------|--------|-------|-------|-------|--------------------------------------|-------|--------------------------------------|-------|
|               |       |        |       | Gap   | Nº M. | Gap                                  | Nº M. | Gap                                  | Nº M. |
| <b>Cráneo</b> | 4.0   | 287207 | 54216 | 0.015 | 126   | 0.012                                | 145   | 0.012                                | 152   |
| <b>Cuello</b> | 3.5   | 148397 | 27062 | 0.015 | 121   | 0.012                                | 140   | 0.012                                | 145   |
| <b>Cuenca</b> | 3.5   | 116585 | 22378 | 0.015 | 146   | 0.015                                | 137   | 0.015                                | 142   |
| <b>Frente</b> | 3.5   | 30732  | 5743  | 0.015 | 113   | 0.011                                | 140   | 0.011                                | 147   |
| <b>Nariz</b>  | 2.0   | 64232  | 11585 | 0.015 | 145   | 0.012                                | 167   | 0.012                                | 172   |

**Tabla 5.4 b:** Resumen parámetros y valores del ejemplar mayor primera experiencia. Mandíbula y secciones.

| Ejemplar               | T. E. | N° E. | N° N. | CaCl  |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |       |
|------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------------|-------|--------------------------------------|-------|
|                        |       |       |       | Gap   | N° M. | Gap                                  | N° M. | Gap                                  | N° M. |
| <b>Mandíbula</b>       | 4.0   | 75443 | 13361 | 0.015 | 128   | 0.014                                | 129   | 0.014                                | 133   |
| <b>Cóndilo der.</b>    | 3.0   | 29878 | 5525  | 0.015 | 112   | 0.012                                | 129   | 0.012                                | 134   |
| <b>Medio der.</b>      | 2.5   | 41793 | 7450  | 0.015 | 160   | 0.014                                | 160   | 0.014                                | 166   |
| <b>Incisivo der.</b>   | 2.0   | 46256 | 8013  | 0.015 | 145   | 0.013                                | 154   | 0.013                                | 162   |
| <b>Cóndilo izqdo.</b>  | 3.0   | 28915 | 5311  | 0.015 | 113   | 0.012                                | 132   | 0.012                                | 136   |
| <b>Medio izqdo.</b>    | 2.5   | 43633 | 7694  | 0.015 | 158   | 0.014                                | 158   | 0.014                                | 165   |
| <b>Incisivo izqdo.</b> | 2.0   | 52548 | 8944  | 0.015 | 141   | 0.013                                | 129   | 0.013                                | 159   |

La tabla 5.5 (a y b) procede de la misma manera que la tabla anterior, esta vez para el ejemplar pequeño y las partes seccionadas. Para todos los casos, el valor “*integration step*” fue 15.

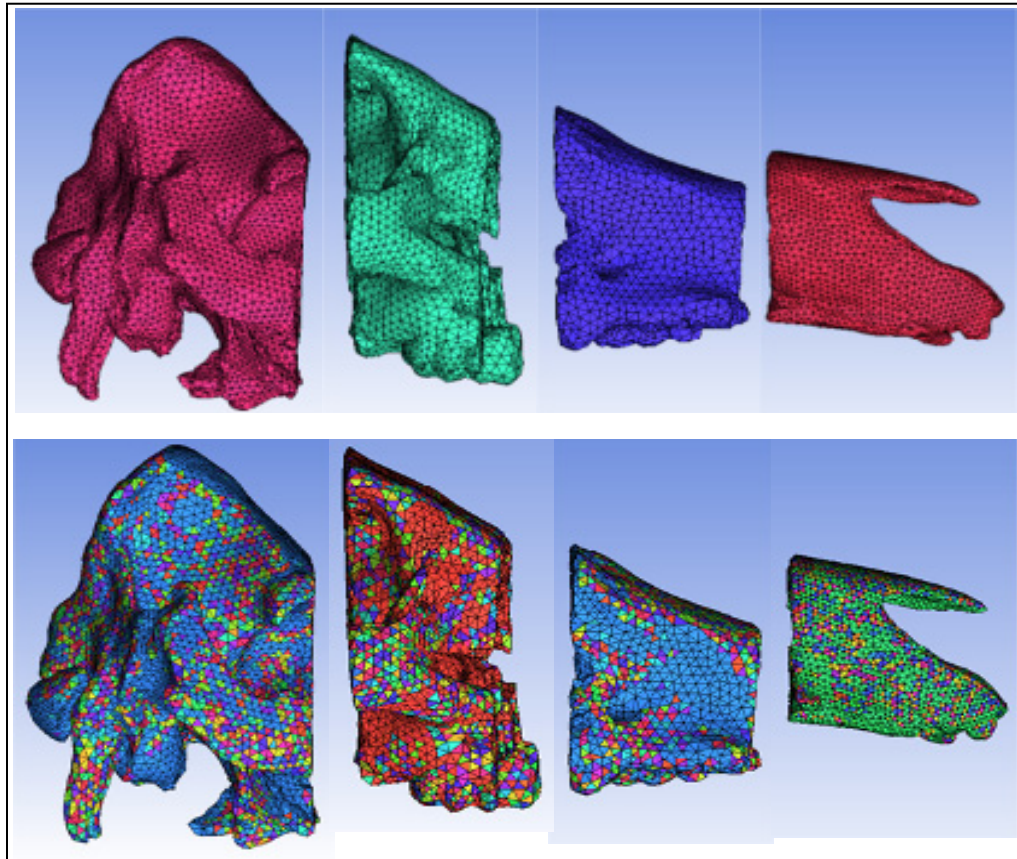
**Tabla 5.5 a:** Resumen parámetros y valores del ejemplar joven primera experiencia. Cráneo y secciones.

| Ejemplar      | T. E. | N° E.  | N° N. | CaCl  |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |       |
|---------------|-------|--------|-------|-------|-------|--------------------------------------|-------|--------------------------------------|-------|
|               |       |        |       | Gap   | N° M. | Gap                                  | N° M. | Gap                                  | N° M. |
| <b>Cráneo</b> | 3.0   | 137129 | 36493 | 0.015 | 123   | 0.012                                | 149   | 0.012                                | 146   |
| <b>Cuello</b> | 2.5   | 111140 | 20501 | 0.015 | 128   | 0.012                                | 152   | 0.012                                | 155   |
| <b>Frente</b> | 2.5   | 112929 | 20829 | 0.015 | 160   | 0.014                                | 161   | 0.014                                | 157   |
| <b>Nariz</b>  | 2.5   | 34669  | 6507  | 0.015 | 123   | 0.012                                | 142   | 0.014                                | 166   |

**Tabla 5.5 b:** Resumen parámetros y valores del ejemplar joven primera experiencia. Mandíbula y secciones.

| Ejemplar           | T. E. | N° E. | N° N. | CaCl  |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |       |
|--------------------|-------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------------|-------|--------------------------------------|-------|
|                    |       |       |       | Gap   | N° M. | Gap                                  | N° M. | Gap                                  | N° M. |
| <b>Mandíbula</b>   | 2.5   | 81719 | 17894 | 0.015 | 130   | 0.012                                | 153   | 0.012                                | 158   |
| <b>Rama der.</b>   | 2.5   | 46453 | 8274  | 0.015 | 159   | 0.014                                | 160   | 0.014                                | 167   |
| <b>Rama izqda.</b> | 2.5   | 48703 | 8467  | 0.015 | 164   | 0.014                                | 165   | 0.014                                | 169   |

La figura 5.4 muestra las mallas primitivas y las mallas transcritas (ambas MEF) vía BoneMat de acuerdo a los parámetros presentados en la tabla 5.4. “a” para el cráneo mayor.



**Figura 5.4:** Mallas primitivas y mallas transcritas para el cráneo seccionado del ejemplar mayor.

#### 5.1.6. Resultados preliminares

Las tablas 5.6 y 5.7 presentan los resultados preliminares indicando: peso real mineral o de ceniza (P. C.), el peso estimado (P. E.), ambos en gramos y el error porcentual (E. %) por cada fantoma utilizado. El error porcentual se define de acuerdo a la siguiente expresión, en donde el signo negativo indica una sobreestimación por parte del modelo:

$$\varepsilon = \frac{\text{Peso Ceniza} - \text{Peso Estimado}}{\text{Peso Ceniza}} \cdot 100 \quad (5.2)$$

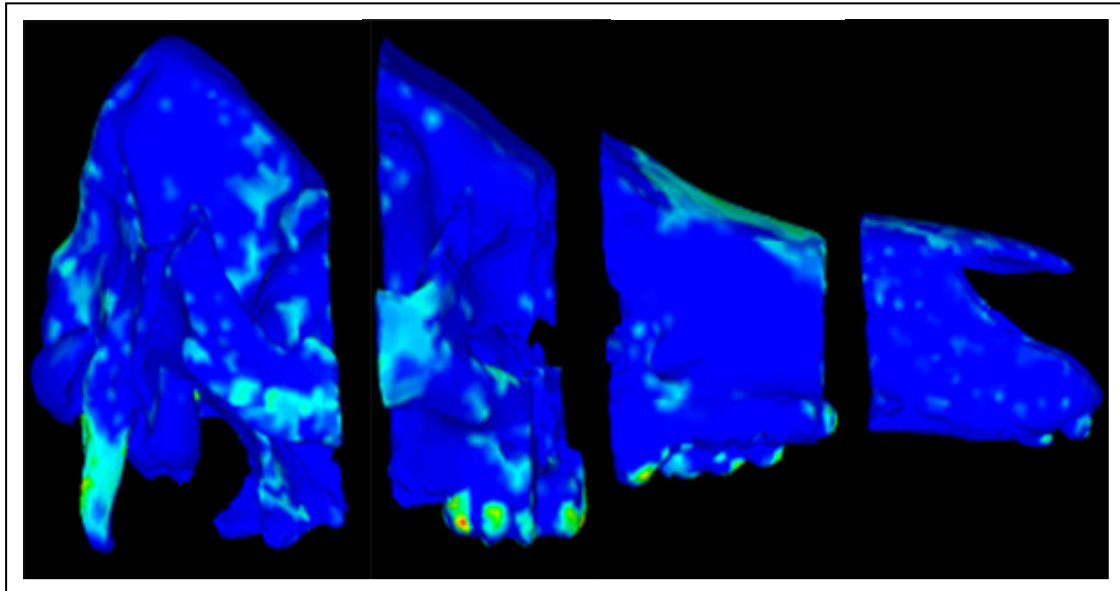
**Tabla 5.6:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico ejemplar mayor primera experiencia

| Ejemplar               | P. C. | CaCl  |      | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |      | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |      |
|------------------------|-------|-------|------|--------------------------------------|------|--------------------------------------|------|
|                        |       | P. E. | E. % | P. E.                                | E. % | P. E.                                | E. % |
| <b>Cráneo</b>          | 260.9 | 167.0 | 36.0 | 162.5                                | 37.7 | 209.0                                | 19.9 |
| <b>Mandíbula</b>       | 119.2 | 109.0 | 8.5  | 103.3                                | 13.4 | 105.5                                | 11.5 |
| <b>Cuello</b>          | 162.4 | 105.0 | 35.3 | 102.3                                | 37.0 | 126.0                                | 22.4 |
| <b>Cuenca</b>          | 55.5  | 33.4  | 39.8 | 31.9                                 | 42.5 | 31.7                                 | 42.9 |
| <b>Frente</b>          | 26.9  | 18.2  | 32.5 | 17.8                                 | 33.9 | 22.4                                 | 17.1 |
| <b>Nariz</b>           | 16.1  | 14.2  | 11.9 | 13.6                                 | 15.7 | 15.7                                 | 2.6  |
| <b>Cóndilo der.</b>    | 24.7  | 23.7  | 4.1  | 22.8                                 | 7.8  | 23.2                                 | 6.2  |
| <b>Medio der.</b>      | 22.7  | 22.8  | -0.3 | 21.7                                 | 4.6  | 24.2                                 | -6.4 |
| <b>Incisivo der.</b>   | 11.0  | 11.1  | -1.2 | 10.5                                 | 4.3  | 11.9                                 | -8.5 |
| <b>Cóndilo izqdo.</b>  | 23.8  | 22.8  | 4.3  | 21.7                                 | 9.0  | 22.1                                 | 7.3  |
| <b>Medio izqdo.</b>    | 23.5  | 23.6  | -0.5 | 22.4                                 | 4.6  | 25.7                                 | -9.4 |
| <b>Incisivo izqdo.</b> | 13.4  | 13.3  | 0.8  | 12.5                                 | 6.8  | 14.2                                 | -5.9 |

**Tabla 5.7:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico ejemplar joven primera experiencia

| Ejemplar           | P. C. | CaCl  |      | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> seco |      | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> inm. |      |
|--------------------|-------|-------|------|--------------------------------------|------|--------------------------------------|------|
|                    |       | P. E. | E. % | P. E.                                | E. % | P. E.                                | E. % |
| <b>Cráneo</b>      | 73.9  | 38.4  | 48.0 | 37.1                                 | 49.8 | 36.1                                 | 51.1 |
| <b>Mandíbula</b>   | 41.7  | 31.2  | 25.2 | 29.3                                 | 29.7 | 29.8                                 | 28.5 |
| <b>Cuello</b>      | 37.6  | 21.0  | 44.3 | 20.6                                 | 45.3 | 20.5                                 | 45.5 |
| <b>Frente</b>      | 26.4  | 16.1  | 39.0 | 15.2                                 | 42.4 | 15.6                                 | 40.9 |
| <b>Nariz</b>       | 9.9   | 5.5   | 43.8 | 5.4                                  | 45.1 | 5.4                                  | 44.9 |
| <b>Rama der.</b>   | 20.5  | 18.3  | 10.8 | 17.3                                 | 15.7 | 17.5                                 | 14.9 |
| <b>Rama izqda.</b> | 21.2  | 17.9  | 15.4 | 17.0                                 | 19.7 | 17.5                                 | 14.9 |

La figura 5.5 muestra los modelos sujeto-específicos resultantes de las secciones del cráneo del ejemplar mayor. Se puede apreciar el mapa tridimensional de densidades, en donde los colores más cercanos al rojo representan densidades mayores (como en el caso de las cúspides de las muelas, que es el tejido más mineralizado), y los colores cercanos al azul las zonas menos densas.



**Figura 5.5:** Mapas de densidad tridimensional sujeto-específico para las secciones del cráneo mayor.

#### 5.1.7. Conclusiones preliminares

De los resultados preliminares obtenidos de esta etapa, se destaca la correcta aplicación de las herramientas tanto clínicas (TAC-fantomas) como computacionales, traducido esto en los mapas presentados como muestra en la figura 5.5. Por otro lado, del nivel estimado de error, se concluye, para esta etapa, que la aplicación de este procedimiento en zonas complejas y de alta presencia de tejido trabecular, o tejidos con bajo nivel de mineralización (ejemplar joven), arroja errores altamente significativos, por lo menos a nivel de macro estructura. Esta situación se revierte, para estructuras regulares de tejidos claramente diferenciables y altamente mineralizados como el caso de la mandíbula del ejemplar mayor. Esta experiencia, enfoca la investigación a la generación de mapas, basado en modelos sujeto-específicos, sólo a mandíbulas, definiendo nuevas condiciones de adquisición, utilizando para esto fantomas de fosfato dipotásico, por no existir diferencias relevantes con el cloruro de calcio.

## **5.2 Segunda etapa experimental**

### **5.2.1. Descripción**

Son introducidos dos grandes cambios con respecto a la etapa anterior. Acotados los ejemplares de estudio, el primer cambio corresponde a los parámetros de adquisición, los cuales ahora, son heredados del campo clínico. Por otro lado, los valores de resolución se ven mejorados gracias al cambio en el equipo de adquisición TAC. El segundo cambio, corresponde a la inmersión de los ejemplares durante la adquisición, ajustándose el proceso a otros estudios publicados y generando un acercamiento a un entorno clínico de estudio. Corresponde a esta etapa la definición de los parámetros óptimos de generación de los modelos y la influencia de los valores de segmentación en la predicción del contenido mineral del ejemplar, pruebas que serán expuestas en detalle en puntos posteriores.

### **5.2.2. Objetivos**

Determinar la precisión del modelo bajo parámetros clínicos de adquisición y condición controlada de procesamiento (tejido blando simulado por inmersión).

### **5.2.3. Ejemplares de estudio**

Corresponde a la mandíbula seccionada del ejemplar adulto o mayor (1 año de edad), presentada en el punto 4.3.2 “b” figura 4.6.

### **5.2.4. Condiciones del examen**

La mandíbula seccionada, fue examinada bajo inmersión en agua destilada, rehidratada 24 horas previas al examen en el mismo fluido. La tabla 5.8 muestra la descripción del equipo TAC y los parámetros de adquisición para esta etapa. Se aplican las mismas observaciones hechas en el punto anterior.

**Tabla 5.8:** Condiciones de adquisición ejemplares segunda experiencia.

|                              |                                    |
|------------------------------|------------------------------------|
| <b>Equipo TAC</b>            | Siemens Biograph True Point Pet CT |
| <b>Tipo de Examen</b>        | Helicoidal                         |
| <b>Espesor de corte</b>      | 0.6 mm                             |
| <b>Paso helicoidal</b>       | 0.5 mm                             |
| <b>Voltaje de emisión</b>    | 120 kVp                            |
| <b>Corriente de tubo</b>     | 200 mAs                            |
| <b>Filtro de adquisición</b> | H31                                |
| <b>Matriz de pixeles</b>     | 512 por 512                        |
| <b>Condición de ejemplar</b> | Inmersas                           |
| <b>Condición de fantoma</b>  | Inmersos                           |

Los valores de resolución del examen para las 6 muestras óseas procesadas se presentan en la tabla 5.9.

**Tabla 5.9:** Parámetros de imagen del proceso de adquisición segunda experiencia

| <b>Ejemplar</b>           | <b>FOV</b> | <b>Tamaño Pixel</b> | <b>Nº Imágenes</b> |
|---------------------------|------------|---------------------|--------------------|
| <b>Cóndilo derecho</b>    | 300        | 0.586               | 219                |
| <b>Medio derecho</b>      | 300        | 0.586               | 138                |
| <b>Incisivo derecho</b>   | 300        | 0.586               | 142                |
| <b>Cóndilo izquierdo</b>  | 300        | 0.586               | 219                |
| <b>Medio izquierdo</b>    | 300        | 0.586               | 138                |
| <b>Incisivo izquierdo</b> | 300        | 0.586               | 142                |

### 5.2.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas

#### a) Relación de calibración

Los valores de calibración para esta etapa se presentan en la tabla 5.10 (fórmula 5.1).

**Tabla 5.10:** Coeficientes de regresión de la curva de calibración segunda experiencia.

| <b>Fantoma</b>                    | <b>a</b> | <b>b</b>  |
|-----------------------------------|----------|-----------|
| <b>Fosfato dipotásico inmerso</b> | 9.861e-4 | -3.687e-2 |

## b) Valores y condiciones de segmentación

Al igual que la etapa anterior, los ejemplares seccionados fueron procesados de manera independiente. En esta etapa se analizaron 3 condiciones de umbral diferentes, que se detallarán en títulos posteriores. En este punto sólo se presentará el resultado de la aplicación del filtro *Bone*, con valores mínimos y máximos de 220 y 2729 HU.

## c) Condiciones de mallado, parámetros de mallado y transcripción de mapas

La tabla 5.11 presenta los parámetros y resultados del mallado y asignación de materiales. Para todos los casos, el valor “*integration step*” fue 15.

**Tabla 5.11:** Resumen parámetros y valores de transcripción segunda experiencia.

| Ejemplar           | T. E. | Nº E. | Nº N. | Gap    | Nº M. |
|--------------------|-------|-------|-------|--------|-------|
| Cóndilo derecho    | 3.0   | 24543 | 6042  | 0.0021 | 624   |
| Medio derecho      | 3.0   | 19217 | 4479  | 0.0028 | 615   |
| Incisivo derecho   | 3.0   | 12981 | 3045  | 0.0019 | 634   |
| Cóndilo izquierdo  | 3.0   | 22311 | 5422  | 0.0020 | 616   |
| Medio izquierdo    | 3.0   | 19740 | 4536  | 0.0028 | 643   |
| Incisivo izquierdo | 3.0   | 14982 | 3199  | 0.0020 | 628   |

## 5.2.6. Resultados preliminares

La tabla 5.12 presenta los resultados preliminares para el valor umbral especificado, manteniendo la convención establecida en el punto 5.1.6.

**Tabla 5.12:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico segunda experiencia.

| Ejemplar           | P. C. | P. E. | E. % |
|--------------------|-------|-------|------|
| Cóndilo derecho    | 24.7  | 26.85 | -8.6 |
| Medio derecho      | 22.7  | 24.10 | -6.0 |
| Incisivo derecho   | 11.0  | 11.46 | -4.4 |
| Cóndilo izquierdo  | 23.8  | 24.01 | -0.7 |
| Medio izquierdo    | 23.5  | 25.41 | -8.2 |
| Incisivo izquierdo | 13.4  | 13.94 | -3.9 |

### **5.2.7. Conclusiones preliminares**

Los valores de error estimado, se encuentran en un aparente “*status quo*” con respecto a la primera experiencia. Sin embargo, la inmersión de las muestras supone una dificultad extra a la hora de definir la máscara necesaria para la generación del volumen de interés. A pesar de esto, la aplicación de un filtro predefinido permitió, sin necesidad de manipulación ni edición, obtener una máscara de manera automática, entregando los valores de error anteriormente presentados. La inmersión de los ejemplares, permite realizar la experiencia desde un punto más cercano al ambiente clínico por simular de manera simplificada la presencia de tejidos blandos, impactando esto en la atenuación del haz incidente y en los valores HU obtenidos.

A pesar de mejorar los niveles de resolución en el examen (menor espacio de corte y espacio entre cortes) y aumentar las densidades de las mallas, los valores de error en la estimación parecen estar aparentemente estabilizados. Por otro lado, la inmersión de los ejemplares, no supuso mayor trabajo de edición que en la etapa anterior.

## **5.3. Etapa experimental final**

### **5.3.1. Descripción**

Corresponde a la generación de los mapas tridimensionales bajo condiciones clínicas, tanto en parámetros de adquisición, como en condición de procesamiento, destacando para esta etapa final, el examen de cráneos frescos cadavéricos completamente cubiertos por tejido blando, otorgando un entorno realista de análisis.

Se desarrolló en esta etapa además, un estudio de dosimetría, a fin de definir los menores valores de dosis de radiación que no alteraran la estimación del contenido mineral de los ejemplares. Esta prueba será detallada en un apartado posterior; sin embargo, para los casos presentados se indicará el valor DLP y el valor de dosis efectiva.

### 5.3.2. Objetivos

Determinar la precisión del modelo bajo parámetros clínicos de adquisición y examinación basados en los valores y criterios definidos en la experiencia anterior. Determinar el valor de dosis efectiva por cada experiencia y el menor valor posible sin alterar las estimaciones del contenido mineral de los ejemplares.

### 5.3.3. Ejemplares de estudio

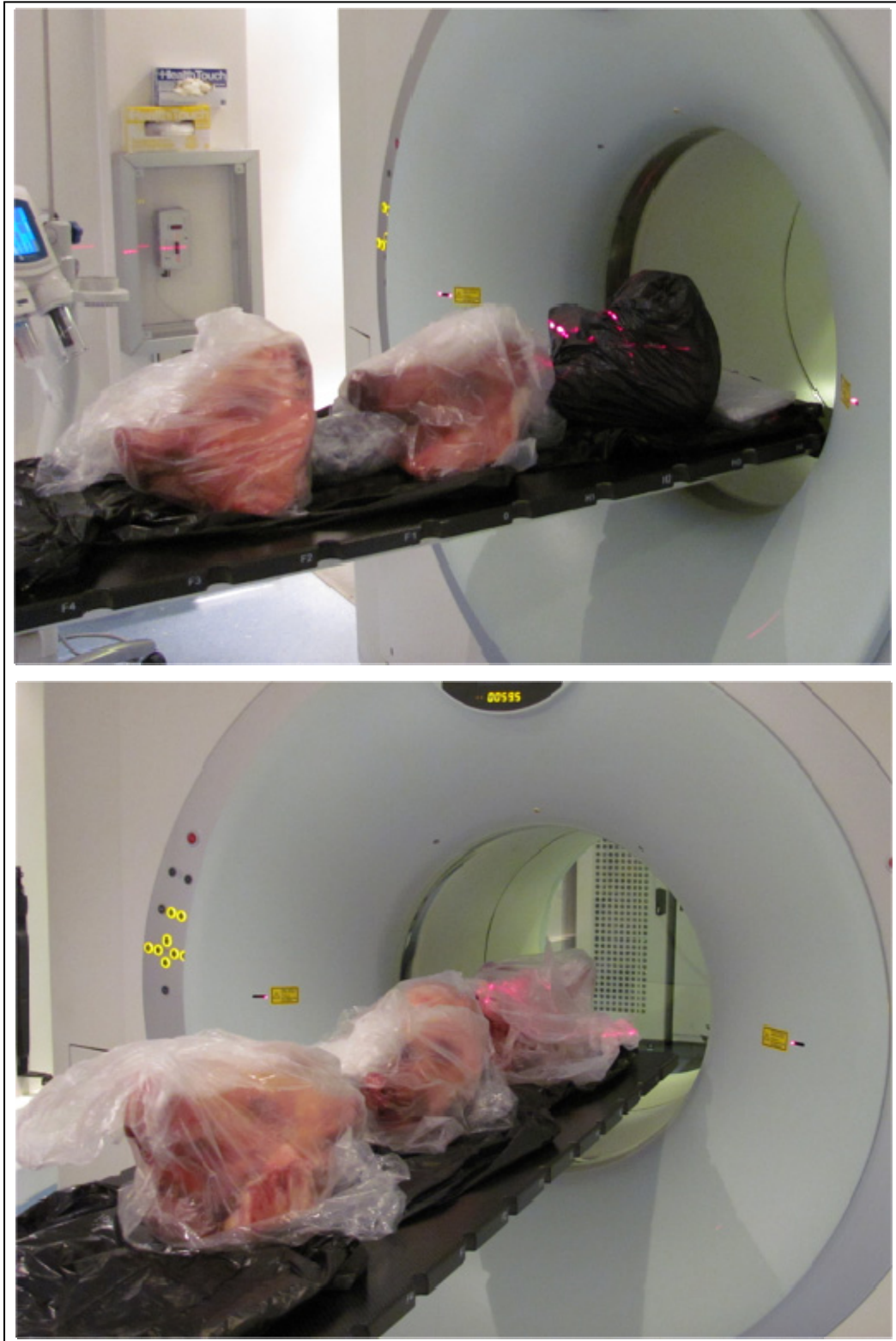
Corresponden a 6 cráneos porcinos frescos, con presencia de tejido blando presentados en el punto 4.3.2 “c” figura 4.7. Sin embargo, el objeto de estudio corresponde sólo a las mandíbulas de dichos ejemplares. Posterior al examen, las mandíbulas fueron extraídas quirúrgicamente y seccionadas a nivel de la sínfisis para estimar el valor de contenido mineral por rama, generando un total de 18 modelos sujeto-específicos. Esta descripción no incluye los modelos generados para el estudio de dosis.

### 5.3.4. Condiciones del examen

La tabla 5.13 muestra la descripción del equipo TAC y los parámetros de adquisición para esta etapa. Los ejemplares fueron procesados en estado de descongelamiento.

**Tabla 5.13:** Condiciones de adquisición ejemplares experiencia final.

|                              |                                    |
|------------------------------|------------------------------------|
| <b>Equipo TAC</b>            | Siemens Biograph True Point Pet CT |
| <b>Tipo de Examen</b>        | Helicoidal                         |
| <b>Espesor de corte</b>      | 0.6 mm                             |
| <b>Paso helicoidal</b>       | 0.5 mm                             |
| <b>Voltaje de emisión</b>    | 120 kVp                            |
| <b>Corriente de tubo</b>     | 200 mAs                            |
| <b>Filtro de adquisición</b> | H31                                |
| <b>Matriz de pixeles</b>     | 512 por 512                        |
| <b>Condición de ejemplar</b> | Presencia de tejidos blandos       |
| <b>Condición de fantoma</b>  | Inmersos                           |



**Figura 5.6:** Ejemplares de la experiencia final en pleno proceso de adquisición.

Los valores de DLP (mGy-cm) y dosis efectiva (mSv) del examen para los 6 ejemplares procesados se presentan en la tabla 5.14. La numeración utilizada como identificación en esta tabla será el patrón para el resto del estudio.

**Tabla 5.14:** Dosis de radiación del proceso de adquisición experiencia final.

| <b>Ejemplar</b> | <b>DLP</b> | <b>Factor</b> | <b>Dosis efectiva</b> |
|-----------------|------------|---------------|-----------------------|
| <b>Cráneo 1</b> | 913        | 0.0023        | 2.100                 |
| <b>Cráneo 2</b> | 972        | 0.0023        | 2.236                 |
| <b>Cráneo 3</b> | 1031       | 0.0023        | 2.371                 |
| <b>Cráneo 4</b> | 1076       | 0.0023        | 2.475                 |
| <b>Cráneo 5</b> | 1076       | 0.0023        | 2.475                 |
| <b>Cráneo 6</b> | 1076       | 0.0023        | 2.475                 |

Los valores de resolución del examen para los 6 ejemplares procesados se presentan en la tabla 5.15.

**Tabla 5.15:** Parámetros de imagen del proceso de adquisición experiencia final.

| <b>Ejemplar</b> | <b>FOV</b> | <b>Tamaño Pixel</b> | <b>Nº Imágenes</b> |
|-----------------|------------|---------------------|--------------------|
| <b>Cráneo 1</b> | 181        | 0.354               | 464                |
| <b>Cráneo 2</b> | 187        | 0.365               | 552                |
| <b>Cráneo 3</b> | 187        | 0.365               | 551                |
| <b>Cráneo 4</b> | 181        | 0.354               | 528                |
| <b>Cráneo 5</b> | 181        | 0.354               | 496                |
| <b>Cráneo 6</b> | 187        | 0.365               | 551                |

### 5.3.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas

#### a) Relación de calibración

Los valores de calibración para esta etapa se presentan en la tabla 5.16 (fórmula 5.1).

**Tabla 5.16:** Coeficientes de regresión de la curva de calibración experiencia final.

| <b>Fantoma</b>                    | <b>a</b> | <b>b</b> |
|-----------------------------------|----------|----------|
| <b>Fosfato dipotásico inmerso</b> | 9.741e-4 | -3.328-2 |



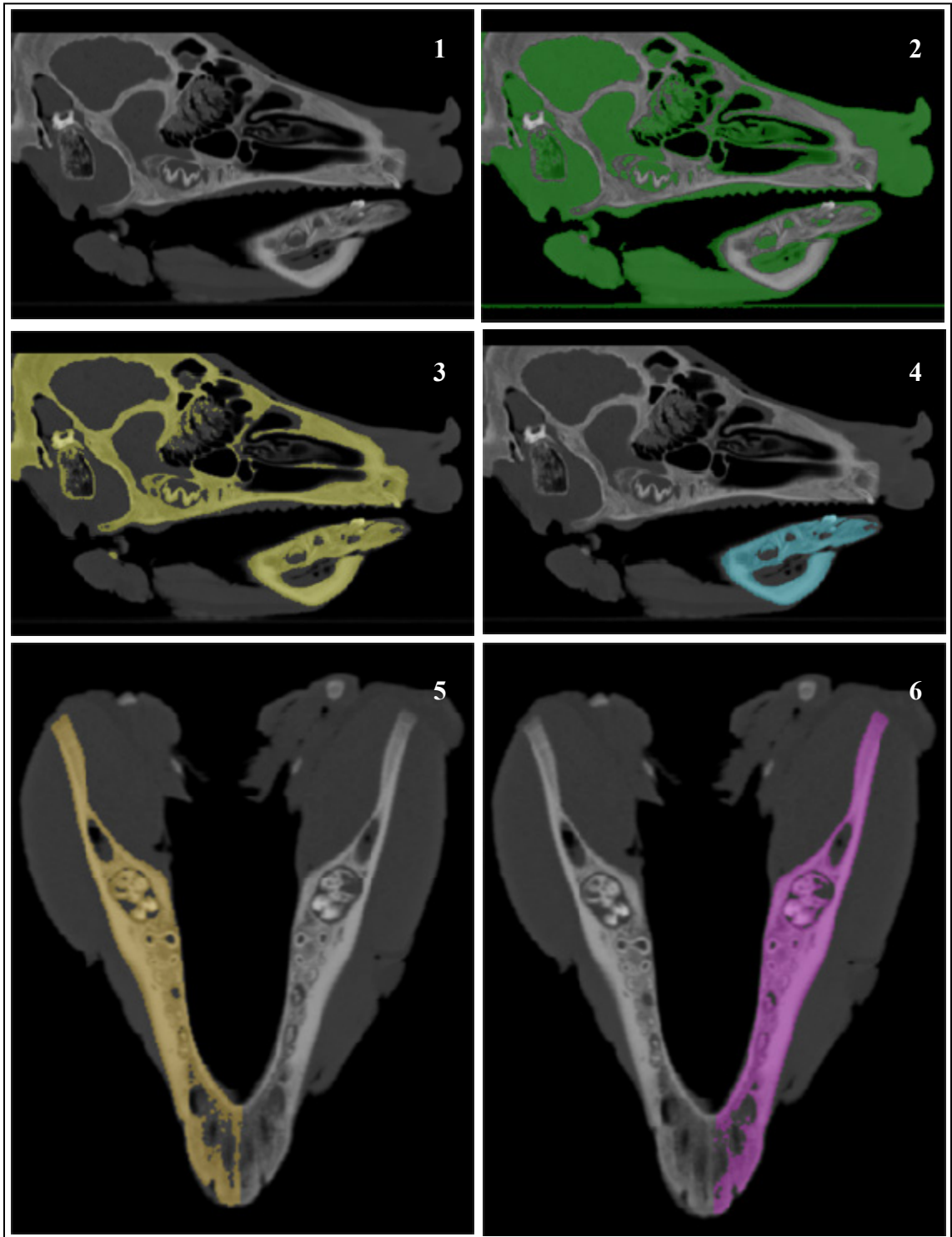
**Figura 5.7:** Disposición de fantasmas inmersos en la experiencia final.

#### **b) Valores y condiciones de segmentación**

En esta etapa, se utilizó como valor único de segmentación, el ofrecido por el filtro predefinido *Bone*, el cual para estos efectos registra mínimos y máximo de 226 y 3070 HU.

Para todos los ejemplares, si bien la asignación de la máscara se realiza de manera automática, es necesario editarla para poder seleccionar sólo la mandíbula. El proceso final de edición, entrega 4 máscaras, correspondientes al cráneo, la mandíbula, y las dos ramas, divididas por la sínfisis, de forma de emular la sección realizada post examen y contar así con nuevos elementos de comparación.

La figura 5.8 muestra las diferentes máscaras generadas para el cráneo 1. El proceso es análogo para el resto de los ejemplares y para las experiencias conducentes a determinar la influencia de las dosis de radiación en el nivel de estimación del contenido mineral de los ejemplares.



**Figura 5.8:** 1: sin máscara. 2: máscara tejido blando. 3: máscara *Bone* sobre cráneo. 4: máscara de cráneo editada obteniendo máscara mandíbula. 5: máscara mandíbula editada obteniendo rama derecha. 6: máscara mandíbula editada obteniendo rama izquierda.

**c) Condiciones de mallado, parámetros de mallado y transcripción de mapas**

La tabla 5.17 presenta los parámetros y resultados del mallado y asignación de materiales para las mandíbulas completas.

**Tabla 5.17:** Resumen parámetros y valores por mandíbula experiencia final.

| <b>Ejemplar</b> | <b>T. E.</b> | <b>Nº E.</b> | <b>Nº N.</b> | <b>Gap</b> | <b>Nº M.</b> |
|-----------------|--------------|--------------|--------------|------------|--------------|
| <b>Cráneo 1</b> | 2.30         | 215236       | 48472        | 0.003      | 686          |
| <b>Cráneo 2</b> | 2.35         | 256633       | 53178        | 0.003      | 715          |
| <b>Cráneo 3</b> | 2.40         | 219021       | 46608        | 0.003      | 719          |
| <b>Cráneo 4</b> | 2.30         | 212972       | 47559        | 0.003      | 706          |
| <b>Cráneo 5</b> | 2.30         | 241573       | 55447        | 0.003      | 685          |
| <b>Cráneo 6</b> | 2.40         | 233854       | 49135        | 0.003      | 709          |

La tabla 5.18 presenta los parámetros y resultados del mallado y asignación de materiales por sección de mandíbula. Las mallas se generaron con aproximadamente la mitad de elementos del ejemplar completo. Se agrega además la suma de elementos de las ramas o número total de elementos (Nº T. E.) y el número total de nodos (Nº T. N.).

**Tabla 5.18:** Resumen parámetros y valores por sección mandibular experiencia final.

| <b>Ejemplar</b>        | <b>T. E.</b> | <b>Nº E.</b> | <b>Nº N.</b> | <b>Nº T. E.</b> | <b>Nº T. N.</b> | <b>Gap</b> | <b>Nº M.</b> |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|-----------------|-----------------|------------|--------------|
| <b>Cráneo 1 der.</b>   | 2.30         | 109865       | 24261        | 217694          | 49054           | 0.003      | 657          |
| <b>Cráneo 1 izqdo.</b> | 2.30         | 107829       | 24793        |                 |                 | 0.003      | 652          |
| <b>Cráneo 2 der.</b>   | 2.35         | 128963       | 26768        | 258385          | 53861           | 0.003      | 675          |
| <b>Cráneo 2 izqdo.</b> | 2.35         | 129422       | 27093        |                 |                 | 0.003      | 685          |
| <b>Cráneo 3 der.</b>   | 2.40         | 110521       | 23654        | 217555          | 25948           | 0.003      | 667          |
| <b>Cráneo 3 izqdo.</b> | 2.40         | 107034       | 2294         |                 |                 | 0.003      | 680          |
| <b>Cráneo 4 der.</b>   | 2.30         | 104582       | 24066        | 214449          | 48294           | 0.003      | 679          |
| <b>Cráneo 4 izqdo.</b> | 2.30         | 109867       | 24228        |                 |                 | 0.003      | 666          |
| <b>Cráneo 5 der.</b>   | 2.30         | 126722       | 28884        | 244121          | 56319           | 0.003      | 644          |
| <b>Cráneo 5 izqdo.</b> | 2.30         | 117399       | 27435        |                 |                 | 0.003      | 639          |
| <b>Cráneo 6 der.</b>   | 2.40         | 116809       | 25123        | 229319          | 49441           | 0.003      | 660          |
| <b>Cráneo 6 izqdo.</b> | 2.40         | 112510       | 24318        |                 |                 | 0.003      | 663          |

### 5.3.6. Resultados preliminares

La tabla 5.19 y 5.20 presentan los resultados preliminares para la etapa final de experimentación. Para la tabla 5.20, se agrega el error porcentual promedio (E. P. %), que corresponde al promedio de los errores porcentuales de las dos ramas, como si fueran un modelo único de la mandíbula original, la suma de las dos ramas o peso total (P. T.) y la diferencia absoluta entre el E. P. % y el E. % de la tabla 5.19 (Dif.).

**Tabla 5.19:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico mandíbulas completas experiencia final.

| <b>Ejemplar</b> | <b>P. C.</b> | <b>P. E.</b> | <b>E. %</b> |
|-----------------|--------------|--------------|-------------|
| <b>Cráneo 1</b> | 82.43        | 97.39        | -18.15      |
| <b>Cráneo 2</b> | 132.74       | 172.40       | -29.88      |
| <b>Cráneo 3</b> | 145.16       | 164.40       | -13.25      |
| <b>Cráneo 4</b> | 81.61        | 97.21        | -19.11      |
| <b>Cráneo 5</b> | 83.08        | 96.05        | -15.61      |
| <b>Cráneo 6</b> | 150.64       | 172.13       | -14.27      |

**Tabla 5.20:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico secciones mandibulares experiencia final.

| <b>Ejemplar</b>        | <b>P. C.</b> | <b>P. E.</b> | <b>E. %</b> | <b>E. P. %</b> | <b>P. T.</b> | <b>Dif.</b> |
|------------------------|--------------|--------------|-------------|----------------|--------------|-------------|
| <b>Cráneo 1 der.</b>   | 43.37        | 50.48        | -16.34      | -18.77         | 97.79        | 0.62        |
| <b>Cráneo 1 izqdo.</b> | 39.06        | 47.34        | -21.20      |                |              |             |
| <b>Cráneo 2 der.</b>   | 66.292       | 85.31        | -28.69      | -30.26         | 172.91       | 0.39        |
| <b>Cráneo 2 izqdo.</b> | 66.45        | 87.60        | -31.83      |                |              |             |
| <b>Cráneo 3 der.</b>   | 71.526       | 82.42        | -15.23      | -13.64         | 164.92       | 0.39        |
| <b>Cráneo 3 izqdo.</b> | 73.639       | 82.50        | -12.04      |                |              |             |
| <b>Cráneo 4 der.</b>   | 40.785       | 48.38        | -18.63      | -19.48         | 97.51        | 0.36        |
| <b>Cráneo 4 izqdo.</b> | 40.829       | 49.12        | -20.33      |                |              |             |
| <b>Cráneo 5 der.</b>   | 42.7956      | 49.72        | -16.18      | -16.04         | 96.41        | 0.43        |
| <b>Cráneo 5 izqdo.</b> | 40.287       | 46.69        | -15.89      |                |              |             |
| <b>Cráneo 6 der.</b>   | 75.508       | 87.51        | -15.90      | -14.48         | 172.46       | 0.22        |
| <b>Cráneo 6 izqdo.</b> | 75.133       | 84.947       | -13.06      |                |              |             |

### **5.3.7. Conclusiones preliminares**

La aplicación de modelos sujeto-específicos, bajo condiciones clínicas (parámetros de adquisición y presencia de tejidos blandos), significó un incremento significativo en los niveles de error, sin embargo, este incremento, presenta el mismo sentido y orden de magnitud en cada uno de los ejemplares modelados.

Otro punto a mencionar, es el hecho de que los errores porcentuales por rama son similares (manteniéndose siempre en el mismo orden de magnitud), y el promedio de los errores por rama, da como resultado valores muy próximos al promedio de error del modelo completo. En cuanto a la distribución del peso en los modelos, la estimación por rama evidencia esto, al ser la suma de ellas igual al valor estimado para el modelo completo.

Para la totalidad de casos desarrollados, el modelo sujeto-específico, predice los valores de contenido mineral sobre estimándolo, comparado este, con el peso real mineral del ejemplar estudiado.

## **5.4. Estudio de dosis y calidad de los modelos**

### **5.4.1. Descripción**

Esta prueba o estudio, se desarrolló como una actividad complementaria a la experiencia anterior. Consistió en el procesamiento del primero de los 6 cráneos descritos en el punto anterior, bajo 5 condiciones distintas, de parámetros de adquisición (voltaje de descarga y corriente de tubo) y un único valor de espaciamiento longitudinal.

### **5.4.2. Objetivos**

Determinar la influencia de los parámetros de adquisición, como voltaje de descarga, corriente de tubo y paso helicoidal, en la calidad del modelo sujeto-específico resultante, con el fin de definir el nivel mínimo de exposición a radiaciones que permita

obtener los mejores resultados. Establecer el nivel de diferencia entre las estimaciones realizadas a través de los modelos, a fin de determinar si existe alguna variación significativa entre los diferentes casos modelados en cuanto al nivel de error porcentual del contenido mineral establecido.

#### 5.4.3. Ejemplares de estudio

Corresponde al cráneo 1 del punto anterior, procesado bajo 5 condiciones distintas (más el caso analizado en la experiencia anterior). Los fantasmas de calibración fueron examinados también para cada una de las 5 condiciones preestablecidas.

#### 5.4.4. Condiciones del examen

La tabla 5.21 muestra la descripción del equipo TAC y los parámetros de adquisición para las 5 condiciones de procesamiento definidas.

**Tabla 5.21:** Condiciones de adquisición ejemplares experiencia de dosimetría.

|                              |                                    |
|------------------------------|------------------------------------|
| <b>Equipo TAC</b>            | Siemens Biograph True Point Pet CT |
| <b>Tipo de Examen</b>        | Helicoidal                         |
| <b>Espesor de corte</b>      | 1 mm                               |
| <b>Paso helicoidal</b>       | 1 mm                               |
| <b>Voltajes de emisión</b>   | 80, 100, 120 y 140 kVp             |
| <b>Corrientes de tubo</b>    | 100 y 200 mAs                      |
| <b>Filtro de adquisición</b> | H31                                |
| <b>Matriz de pixeles</b>     | 512 por 512                        |
| <b>Condición de ejemplar</b> | Presencia de tejidos blandos       |
| <b>Condición de fantoma</b>  | Inmersos                           |

Los valores de voltaje de descarga (kVp), corriente de tubo (mAs), DLP (mGy-cm) y dosis efectiva (mSv) del examen para las condiciones de adquisición sobre el cráneo 1 se presentan en la tabla 5.22. La numeración utilizada como identificación en esta tabla será el patrón para el resto del estudio.

**Tabla 5.22:** Dosis de radiación del proceso de adquisición experiencia de dosimetría.

| Prueba      | Voltaje | Corriente | DLP | Factor | Dosis efectiva |
|-------------|---------|-----------|-----|--------|----------------|
| V80 – A100  | 80      | 100       | 107 | 0.0023 | 0.246          |
| V100 – A100 | 100     | 100       | 241 | 0.0023 | 0.554          |
| V120 – A100 | 120     | 100       | 401 | 0.0023 | 0.922          |
| V140 – A100 | 140     | 100       | 615 | 0.0023 | 1.414          |
| V80 – A200  | 80      | 200       | 254 | 0.0023 | 0.584          |
| Estándar*   | 120     | 200       | 913 | 0.0023 | 2.100          |

\* Corresponde al modelo realizado en la experiencia anterior.

Los valores de resolución del examen para los 5 casos analizados, más el estándar, se presentan en la tabla 5.23.

**Tabla 5.23:** Parámetros de imagen del proceso de adquisición experiencia de dosimetría.

| Prueba      | FOV | Tamaño Pixel | Nº Imágenes |
|-------------|-----|--------------|-------------|
| V80 – A100  | 184 | 0.359        | 237         |
| V100 – A100 | 184 | 0.359        | 237         |
| V120 – A100 | 184 | 0.359        | 237         |
| V140 – A100 | 184 | 0.359        | 237         |
| V80 – A200  | 184 | 0.359        | 237         |
| Estándar*   | 181 | 0.354        | 464         |

\* Corresponde al modelo realizado en la experiencia anterior.

#### 5.4.5. Calibración, segmentación, mallado y transcripción de mapas

##### a) Relación de calibración

Los valores de calibración para esta etapa se presentan en la tabla 5.24 (referidos a la fórmula 5.1), Para cada combinación de voltaje y corriente, corresponde una nueva correlación entre la concentración de los fantomas de calibración y el mapa de valores HU. Para todas las pruebas de dosis, la solución de calibración corresponde a fosfato dipotásico inmerso.

**Tabla 5.24:** Coeficientes de regresión de la curva de calibración experiencia de dosimetría.

| Prueba      | a        | b         |
|-------------|----------|-----------|
| V80 – A100  | 8.877e-4 | -3.537e-2 |
| V100 – A100 | 9.460e-4 | -3.521e-2 |
| V120 – A100 | 9.748e-4 | -3.056e-2 |
| V140 – A100 | 9.862e-4 | -2.607e-2 |
| V80 – A200  | 9.111e-4 | -3.431e-2 |
| Estándar*   | 9.741e-4 | -3.328e-2 |

\* Corresponde al modelo realizado en la experiencia anterior.

#### b) Valores y condiciones de segmentación

Para todos los casos, la segmentación se realizó con el filtro *Bone*, sin embargo, y dado que las condiciones de examinación cambiaron en cada caso, los valores umbrales considerados por el filtro también. La tabla 5.25 presenta para cada condición, los valores máximos y mínimos de *threshold* (en HU) dentro del filtro.

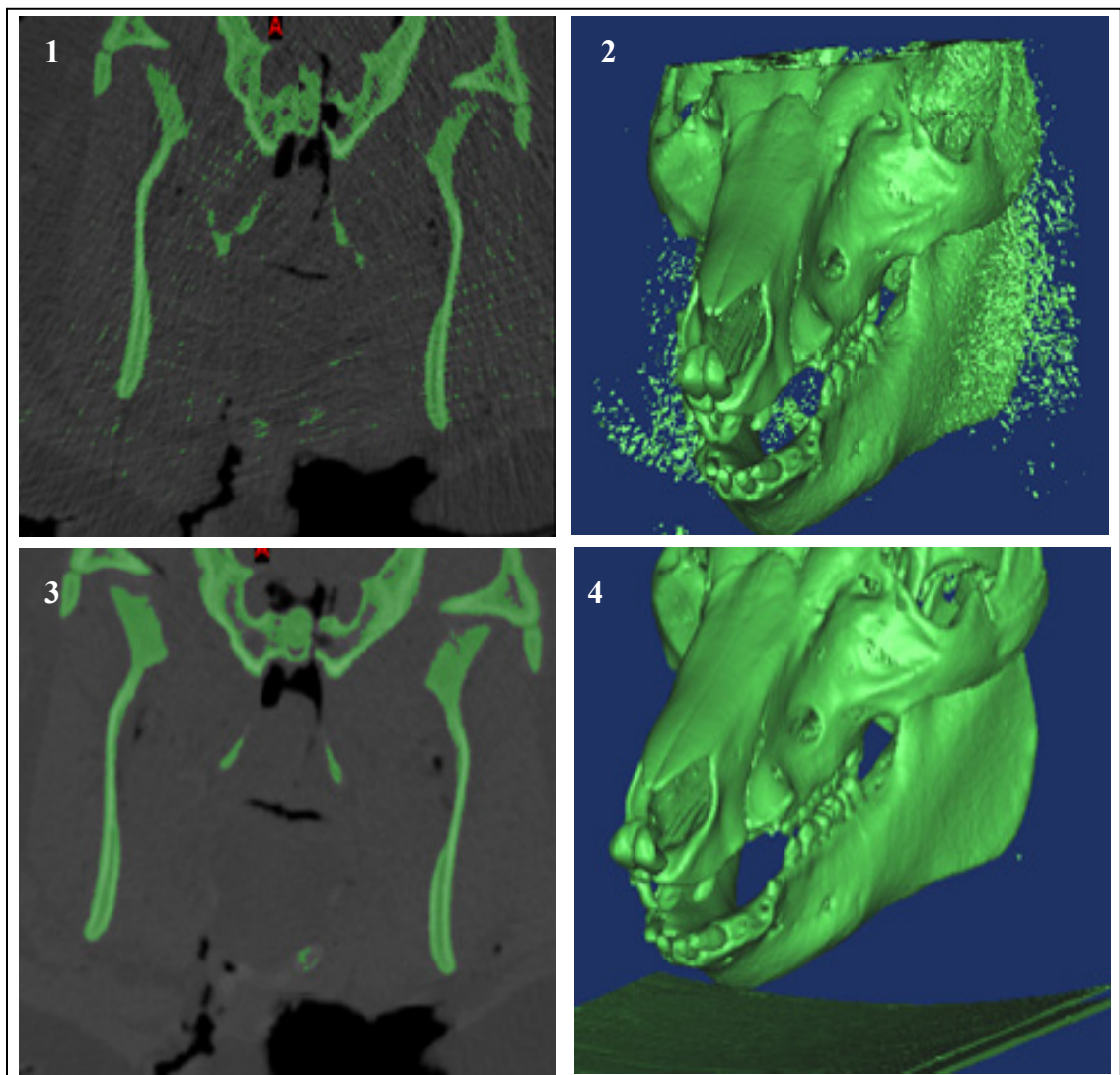
**Tabla 5.25:** Valores de *threshold* para cada caso estudiado experiencia de dosimetría.

| Prueba      | Mínimo | Máximo |
|-------------|--------|--------|
| V80 – A100  | 226    | 3071   |
| V100 – A100 | 226    | 2689   |
| V120 – A100 | 226    | 2537   |
| V140 – A100 | 226    | 2485   |
| V80 – A200  | 226    | 3071   |
| Estándar*   | 226    | 2771   |

\* Corresponde al modelo realizado en la experiencia anterior.

Al variar las condiciones de adquisición, la calidad de las imágenes también varía. Al aumentar el valor del voltaje de descarga, el rayo incidente atraviesa más tejido antes de atenuarse, lo que permite obtener mayor nivel de detalle al “interior” de las estructuras. Por otro lado, al disminuir el voltaje, el rayo se atenúa rápidamente aumentando el contraste en zonas de transición entre alta y baja densidad (alto gradiente), definiendo de mejor manera el contorno o frontera. Sin embargo, se pierde

capacidad de definición al interior. En cuanto al amperaje o corriente de tubo, esta determina la nitidez de los cortes, representado por una mayor cantidad de fotones emitidos que inciden sobre la muestra. En la medida en que alguno de los dos parámetros aumente, los niveles de radiación efectiva también lo harán. La figura 5.9 muestra la influencia de los parámetros descritos en la calidad de la imagen y el modelo tridimensional, sobre todo la disminución del ruido debido al aumento de la corriente.



**Figura 5.9:** 1 y 2: Corte V 80 – A 100 y modelo tridimensional. 3 y 4: corte V 80 – A 200 y modelo tridimensional. Nótese la disminución del ruido debido al aumento de la corriente.

### c) Condiciones de mallado, parámetros de mallado y transcripción de mapas

La tabla 5.26 presenta los parámetros y resultados del mallado y asignación de materiales para los diferentes casos analizados.

**Tabla 5.26:** Resumen parámetros y valores por condición de adquisición experiencia de dosimetría.

| Ejemplar    | T. E. | Nº E.  | Nº N. | Gap   | Nº M. |
|-------------|-------|--------|-------|-------|-------|
| V80 – A100  | 2.3   | 229944 | 52246 | 0.004 | 548   |
| V100 – A100 | 2.3   | 216279 | 47368 | 0.004 | 561   |
| V120 – A100 | 2.3   | 209942 | 46296 | 0.004 | 523   |
| V140 – A100 | 2.3   | 208968 | 46010 | 0.004 | 519   |
| V80 – A200  | 2.3   | 222608 | 48786 | 0.004 | 548   |
| Estándar    | 2.3   | 215236 | 48472 | 0.003 | 686   |

### 5.4.6. Resultados preliminares

La tabla 5.27 presentan los resultados preliminares para el estudio de dosis en influencia en la determinación del peso del modelo.

**Tabla 5.27:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico mandíbulas completas experiencia de dosimetría.

| Ejemplar    | P. C.  | P. E.  | E. %   |
|-------------|--------|--------|--------|
| V80 – A100  | 82.430 | 95.32  | -15.64 |
| V100 – A100 | 82.430 | 97.97  | -18.85 |
| V120 – A100 | 82.430 | 99.18  | -20.32 |
| V140 – A100 | 82.430 | 99.903 | -21.20 |
| V80 – A200  | 82.430 | 95.805 | -16.23 |
| Estándar    | 82.430 | 97.39  | -18.15 |

### 5.4.7. Conclusiones preliminares

Los valores de error porcentual estimado, siguen siendo altos, comparados con la segunda experiencia, sin embargo, resulta interesante el hecho de que, a pesar de lo

diverso de las condiciones utilizadas, los valores se mantienen en torno al 16% de error promedio, incluso, si se suman a esta experiencia los otros 5 cráneos de la fase final.

Lo relevante de estos valores, es el hecho de que es posible disminuir los valores de radiación al punto de ser comparables con una radiografía de tórax, sin por esto comprometer la capacidad de predicción del contenido mineral de los ejemplares.

## **5.5. Parámetros de sensibilidad**

### **5.5.1. Descripción**

Esta experiencia consistió en ver la influencia de los parámetros involucrados en el proceso de elaboración de los modelos sujeto-específicos a nivel de los software utilizados, a fin de determinar zonas o valores dentro de los cuales, el peso estimado de los modelos converja. Esta convergencia, no es hacia el valor real del peso mineral de los ejemplares si no a un valor, que se defina naturalmente. Se utiliza este criterio pensando en una situación en la cual la verificación del contenido mineral no sea posible (ambiente clínico).

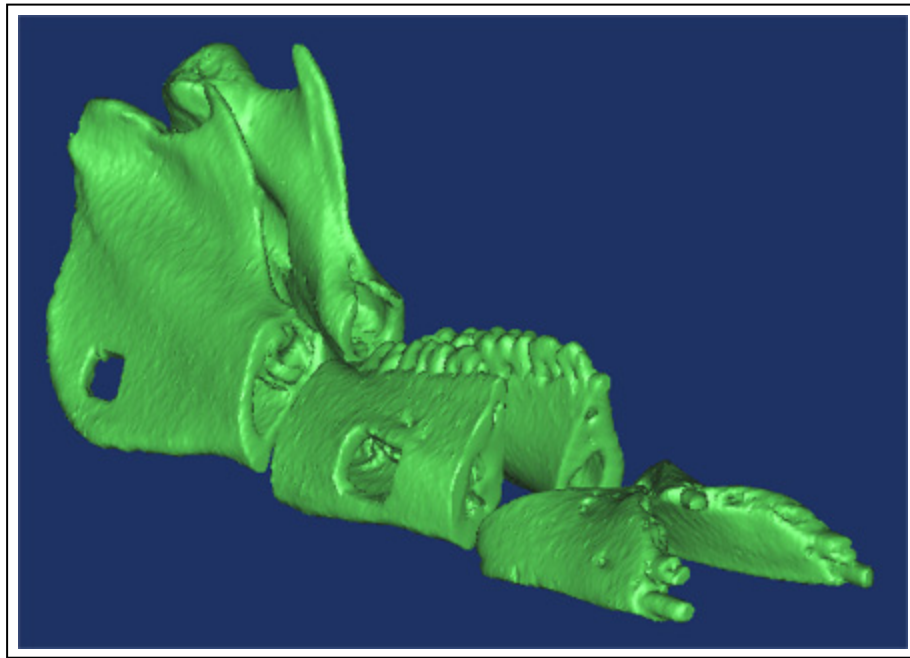
### **5.5.2. Objetivos**

Determinar la influencia de los diversos parámetros necesarios para la generación de los modelos en la estimación final del contenido mineral a fin de definir valores estándar de estabilidad para futuras experiencias. El término convergencia, para estas pruebas, se aplica a la estabilización del peso estimado alrededor de un valor determinado.

### **5.5.3. Ejemplar de estudio**

Todas las pruebas de sensibilidad se realizaron sobre el set completo de imágenes de la segunda experiencia. La figura 5.10 muestra el modelo base tridimensional utilizado para todas las pruebas realizadas en el estudio de sensibilidad.

Para determinar la influencia de los valores de umbral en la estimación final del contenido mineral de los ejemplares, el modelo anterior fue dividido en las secciones visualizadas, en consecuencia con la segunda etapa experimental.



**Figura 5.10:** Base tridimensional para todas las pruebas de sensibilidad realizadas.

#### **5.5.4. Condiciones del examen y función de regresión**

Corresponde a los valores explicitados en las tablas 5.8 y 5.9. La función de regresión corresponde a la definida en el punto 5.2.5 “a”.

#### **5.5.5. Influencia de los valores de umbral**

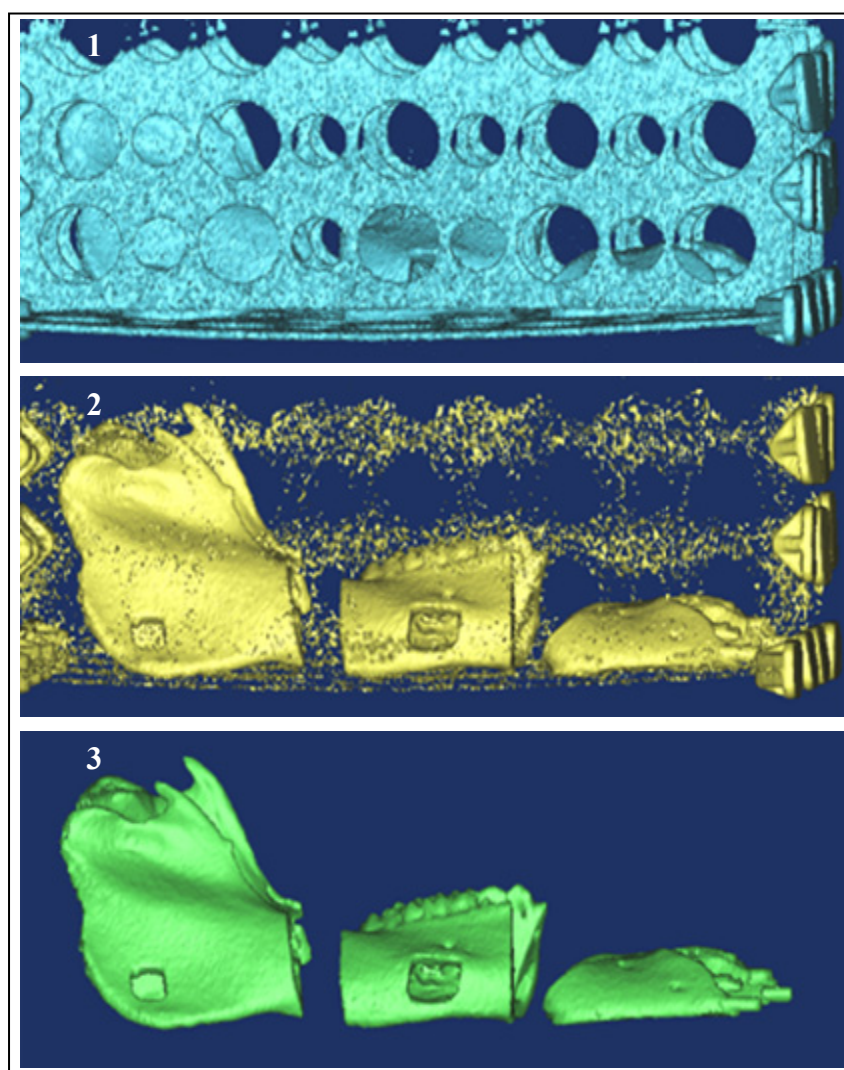
##### **a) Umbrales de segmentación**

Como se describió en puntos anteriores, los valores de umbral o *threshold*, definen directamente los píxeles de interés, y por extensión los voxeles que determinan el modelo tridimensional. Al cambiar los valores de umbral, varía también el volumen de la máscara.

La tabla 5.28, muestra los valores de umbral utilizados, basados en filtros predefinidos y el volumen de la máscara generada. La figura 5.11 muestra la representación tridimensional de las máscaras sin editar, para cada filtro.

**Tabla 5.28:** Valores de *threshold* para estudio de sensibilidad de valor umbral

| Nombre filtro          | Mínimo | Máximo | Volumen (cm <sup>3</sup> ) |
|------------------------|--------|--------|----------------------------|
| <b>Custom</b>          | 80     | 2729   | 1082.7                     |
| <b>Bone + Spongial</b> | 148    | 2729   | 830.2                      |
| <b>Bone</b>            | 220    | 2729   | 173.6                      |



**Figura 5.11:** 1: filtro *Custom*. 2: filtro *Spongial + Bone*. 3: filtro *Bone*. Nótese la disminución de elementos indeseados, como la estructura de soporte, a medida que el valor inferior de *threshold* aumenta.

En la figura 5.11, se aprecia el efecto de la disminución del valor umbral mínimo como resultado de la aplicación de diversos filtros, lo que ocasiona la inclusión de zonas que empiezan a abarcar tejidos blandos (de similar densidad al agua y a las estructuras de soporte utilizadas para la experiencia), alterando el volumen del modelo tridimensional y por lo tanto la estimación del peso. Para esta evaluación, como excepción, la comparación para determinar los valores óptimos se realizó sobre el peso mineral real o de ceniza del ejemplar de estudio.

#### b) Condiciones de mallado, parámetros de mallado y transcripción de mapas

Las tablas 5.29 a la 5.31, presentan los parámetros y resultados del mallado y asignación de materiales para el estudio de la influencia de los valores umbrales en la determinación del peso del modelo. Se utiliza la misma nomenclatura aplicada en el punto 5.2 con un “*integration step*” de 15.

**Tabla 5.29:** Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro *Custom*.

| Ejemplar           | T. E. | Nº E. | Nº N. | Gap    | Nº M. |
|--------------------|-------|-------|-------|--------|-------|
| Cóndilo derecho    | 3.0   | 34001 | 8088  | 0.0021 | 632   |
| Medio derecho      | 3.0   | 25197 | 5986  | 0.0028 | 624   |
| Incisivo derecho   | 3.0   | 25322 | 5362  | 0.0021 | 628   |
| Cóndilo izquierdo  | 3.0   | 31588 | 7567  | 0.0020 | 639   |
| Medio izquierdo    | 3.0   | 24651 | 5665  | 0.0028 | 628   |
| Incisivo izquierdo | 3.0   | 17146 | 3715  | 0.0020 | 632   |

**Tabla 5.30:** Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro *Bone + Spongia*.

| Ejemplar           | T. E. | Nº E. | Nº N. | Gap    | Nº M. |
|--------------------|-------|-------|-------|--------|-------|
| Cóndilo derecho    | 3.0   | 26843 | 6429  | 0.0021 | 629   |
| Medio derecho      | 3.0   | 20696 | 4871  | 0.0028 | 636   |
| Incisivo derecho   | 3.0   | 14012 | 3247  | 0.0019 | 637   |
| Cóndilo izquierdo  | 3.0   | 24804 | 5905  | 0.0020 | 624   |
| Medio izquierdo    | 3.0   | 20980 | 4722  | 0.0028 | 639   |
| Incisivo izquierdo | 3.0   | 15617 | 3352  | 0.0020 | 624   |

**Tabla 5.31:** Resumen parámetros y valores por nivel de segmentación, estudio sensibilidad filtro *Bone*.

| <b>Ejemplar</b>           | <b>T. E.</b> | <b>N° E.</b> | <b>N° N.</b> | <b>Gap</b> | <b>N° M.</b> |
|---------------------------|--------------|--------------|--------------|------------|--------------|
| <b>Cóndilo derecho</b>    | 3.0          | 24543        | 6042         | 0.0021     | 624          |
| <b>Medio derecho</b>      | 3.0          | 19217        | 4479         | 0.0028     | 615          |
| <b>Incisivo derecho</b>   | 3.0          | 12981        | 3045         | 0.0019     | 634          |
| <b>Cóndilo izquierdo</b>  | 3.0          | 22311        | 5422         | 0.0020     | 616          |
| <b>Medio izquierdo</b>    | 3.0          | 19740        | 4536         | 0.0028     | 643          |
| <b>Incisivo izquierdo</b> | 3.0          | 14982        | 3199         | 0.0020     | 628          |

### c) Resultados preliminares

La tabla 5.32 presenta los resultados preliminares para el estudio de la influencia de los valores umbral en la estimación del contenido mineral.

**Tabla 5.32:** Resultados preliminares modelos sujeto-específico mandíbulas completas, sensibilidad umbral.

| <b>Ejemplar</b>           | <b>P. C.</b> | <b>Custom</b> |             | <b>Bone + Spongial</b> |             | <b>Bone</b>  |             |
|---------------------------|--------------|---------------|-------------|------------------------|-------------|--------------|-------------|
|                           |              | <b>P. E.</b>  | <b>E. %</b> | <b>P. E.</b>           | <b>E. %</b> | <b>P. E.</b> | <b>E. %</b> |
| <b>Cóndilo derecho</b>    | 24.7         | 27.8          | -10.7       | 27.21                  | -10.0       | 26.85        | -8.6        |
| <b>Medio derecho</b>      | 22.7         | 24.44         | -7.5        | 24.29                  | -6.8        | 24.10        | -6.0        |
| <b>Incisivo derecho</b>   | 11.0         | 11.67         | -6.3        | 11.61                  | -5.9        | 11.46        | -4.4        |
| <b>Cóndilo izquierdo</b>  | 23.8         | 24.59         | -3.2        | 24.39                  | -2.3        | 24.01        | -0.7        |
| <b>Medio izquierdo</b>    | 23.5         | 25.75         | -9.6        | 25.60                  | -9.0        | 25.41        | -8.2        |
| <b>Incisivo izquierdo</b> | 13.4         | 14.14         | -5.4        | 14.07                  | -5.0        | 13.94        | -3.9        |

### d) Conclusiones preliminares

Las variaciones del error porcentual por cada nivel de segmentación, no presentan mayores diferencias. Sin embargo, el trabajo manual de edición asociado a cada base tridimensional, aumenta de manera considerable el tiempo destinado a la preparación de los modelos. El hecho de obtener imágenes claras sólo con la aplicación del filtro, permite además de estandarizar el proceso de generación de modelos, minimizar arbitrariedades en la edición. Remitiéndose a los valores de error porcentual, el menor

valor puntual y promedio, corresponde al filtro *Bone*, que además es el que ofrece una mejor calidad de imagen o modelo base.

#### **5.5.6. Parámetros de transcripción de materiales**

Los parámetros de transcripción de materiales pertenecen al entorno BoneMat y son dos: el “*gap value*” y “*integration step*”. El primero define el espacio en magnitud aproximado de dos valores de módulo de elasticidad consecutivos (para este caso define el campo de densidades sobre el modelo de elementos finitos) y el segundo, define los puntos de muestreo en los cuales se realizará la integración numérica que interpolará el campo de densidades dentro del elemento finito.

A medida que el valor “*gap value*” disminuye, el número de materiales aumenta. Para el caso de “*integration step*” a medida que el valor aumenta, mayores son los puntos de muestreo dentro el espacio del elemento sobre los cuales se determinará el valor de densidad que luego será promediado para definir el valor total del elemento. A diferencia del valor “*gap value*” el valor “*integration step*” determina el tiempo de ejecución de la aplicación y una convergencia en cuanto a la densidad calculada de cada elemento.

La geometría base completa, seccionada sin separar (es decir, dentro del mismo modelo se encuentran las 6 secciones de la mandíbula) presentada en la figura 5.9, es la base de este estudio. Como valores de segmentación se utilizan los ofrecidos por el filtro *Bone*.

#### **a) Condiciones de mallado, parámetros de mallado, transcripción de mapas, y valores de convergencia para “*integration step*”**

Para determinar la influencia del parámetro “*integration step*” en la convergencia de los pesos estimados, se realizaron 10 transcripciones diferentes, variando sólo este valor. La malla fue realizada con un tamaño de elemento de 2.4 mm y una métrica de 213858

elementos y 47347 nodos y un valor “*gap value*” de 0.0035. Para definir el límite de convergencia del peso calculado se realizaron 3 determinaciones. La primera es el promedio de todas las densidades transcritas; la segunda es el promedio de los valores de densidad ponderado por el total de elementos por familia y la tercera es a través del peso calculado determinado a través del modelo sujeto-específico.

La tabla 5.33 presenta el valor “*integration step*” (pasos), el número de materiales calculados para cada serie, los valores de densidad promedio (Rho Pr.), densidad promedio ponderada (Rho Po.), todas en g/cm<sup>3</sup> y el peso estimado.

**Tabla 5.33:** Valores prueba de sensibilidad “*integration step*”.

| Nombre serie | Pasos | Nº M. | Rho Pr. | Rho Po. | P. E.  |
|--------------|-------|-------|---------|---------|--------|
| <b>1</b>     | 2     | 742   | 1.141   | 168.989 | 129.28 |
| <b>2</b>     | 4     | 713   | 1.093   | 172.865 | 126.78 |
| <b>3</b>     | 8     | 709   | 1.088   | 173.228 | 126.27 |
| <b>4</b>     | 12    | 713   | 1.092   | 172.153 | 126.18 |
| <b>5</b>     | 16    | 708   | 1.086   | 173.327 | 126.15 |
| <b>6</b>     | 20    | 709   | 1.090   | 173.080 | 126.14 |
| <b>7</b>     | 25    | 707   | 1.084   | 173.547 | 126.13 |
| <b>8</b>     | 35    | 711   | 1.089   | 172.554 | 126.11 |
| <b>9</b>     | 40    | 711   | 1.089   | 172.557 | 126.12 |
| <b>10</b>    | 60    | 712   | 1.090   | 172.310 | 126.11 |

El tiempo de cálculo asociado a la variación de este parámetro responde a una función polinomial cuadrática, alcanzando, para la última serie realizada, un tiempo de aproximadamente 60 minutos en una plataforma AMD 64 a 2.6 Ghz y 2 Gb RAM.

**b) Condiciones de mallado, parámetros de mallado, transcripción de mapas, y valores de convergencia para “*gap value*”**

Para determinar la influencia del parámetro “*gap value*” en la convergencia de los pesos estimados, se realizaron 15 transcripciones diferentes, variando sólo este valor,

sobre la misma malla y condiciones de segmentación definidas en el punto 5.5.6 “a”, con un valor “*integration step*” de 8. Un cálculo *a priori* del número de materiales que puede tener el modelo se realiza reemplazando los valores extremos o de umbral HU del mapa tomográfico en la función de regresión, restándolos y dividiéndolos por el “*gap value*” definido. Es necesario aclarar que el número de materiales se ve influenciado por la cantidad de pasos de integración definidos.

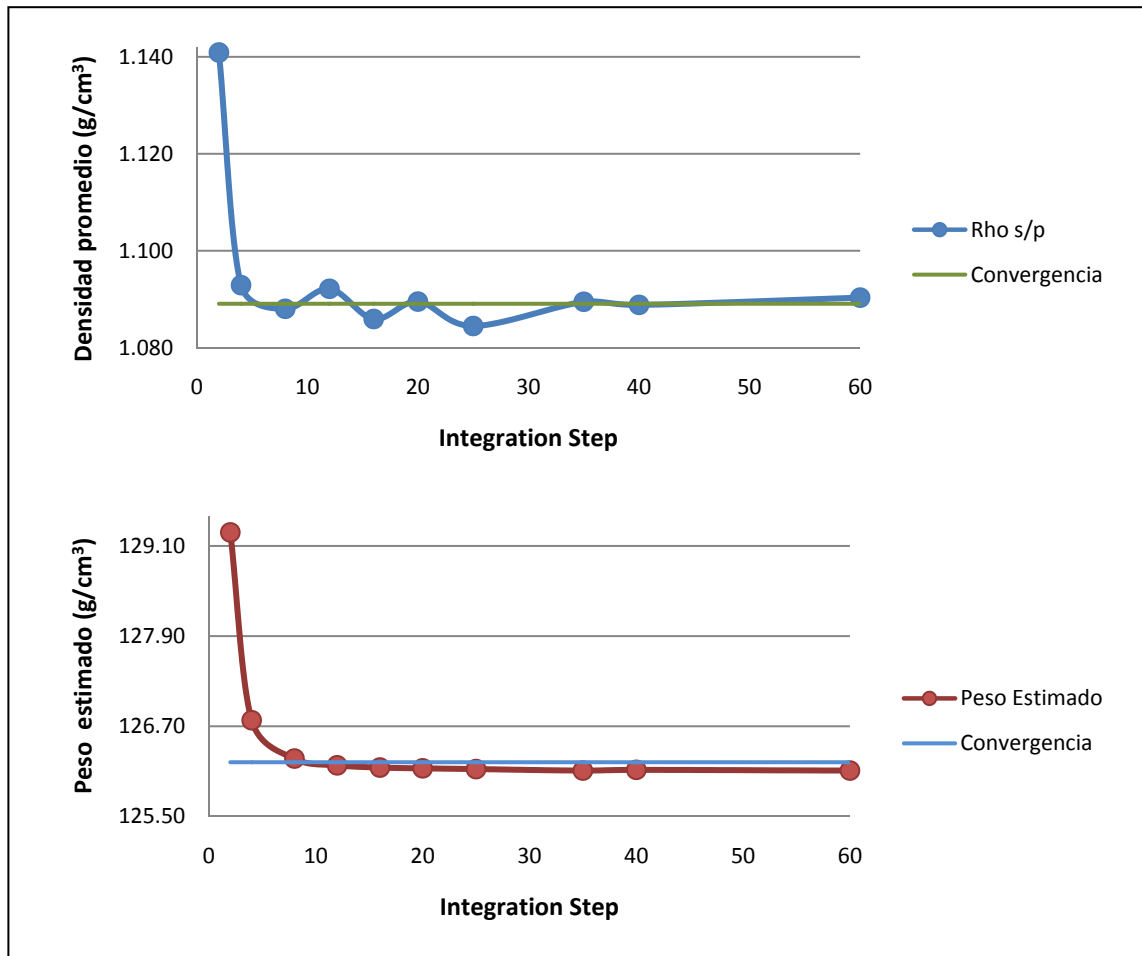
La convergencia para este parámetro se determinó únicamente con la comparación de los valores de peso estimado, basados en el desarrollo completo de los modelos sujeto-específicos. La tabla 5.34 presenta el valor “*gap value*” (gap), el número de materiales calculados para cada serie, los valores de densidad máxima y mínima calculada (Rho máx. y Rho mín.) y el peso estimado.

**Tabla 5.34:** Valores prueba de sensibilidad “*gap value*”.

| Nombre serie | Gap    | Nº M. | Rho máx. | Rho mín. | P. E.  |
|--------------|--------|-------|----------|----------|--------|
| 1            | 2      | 2     | 2.354    | 0.3530   | 375.50 |
| 2            | 0.5    | 5     | 2.354    | 0.3530   | 176.89 |
| 3            | 0.25   | 10    | 2.354    | 0.1011   | 151.91 |
| 4            | 0.15   | 16    | 2.354    | 0.0990   | 141.50 |
| 5            | 0.10   | 24    | 2.362    | 0.0500   | 136.63 |
| 6            | 0.06   | 39    | 2.354    | 0.0578   | 132.16 |
| 7            | 0.04   | 59    | 2.354    | 0.0092   | 129.97 |
| 8            | 0.02   | 115   | 2.354    | 0.0147   | 127.94 |
| 9            | 0.01   | 227   | 2.354    | 0.0071   | 126.89 |
| 10           | 0.0070 | 320   | 2.354    | 0.0029   | 126.57 |
| 11           | 0.0060 | 372   | 2.363    | 0.0055   | 126.85 |
| 12           | 0.0040 | 544   | 2.354    | 0.0001   | 126.26 |
| 13           | 0.0030 | 708   | 2.354    | 0.0021   | 126.16 |
| 14           | 0.0015 | 1337  | 2.354    | 0.0012   | 126.00 |
| 15           | 0.0010 | 1925  | 2.354    | 0.0000   | 125.95 |

### c) Resultados preliminares “*integration step*”

Para cada una de las formas descritas en el punto 5.5.6. “a” se realizaron los gráficos de dispersión correspondientes. El primero, como ya se mencionó, corresponde al promedio de todas las densidades calculadas por serie, contra el valor “*integration step*” correspondiente y el segundo o indicador definitivo fue establecido a través de la determinación del contenido mineral de cada modelo correspondiente a cada serie analizada. La línea de convergencia corresponde al valor promedio de Y, sin considerar el primer punto (el más alto de la serie), a fin de normalizarlo al resto de la serie.



**Figura 5.12:** Arriba: diagrama de convergencia densidad promedio. Abajo: Diagrama de convergencia peso estimado a través de modelos sujeto-específicos.

#### d) Resultados preliminares “*gap value*”

Se presenta, al igual que para el caso anterior, el diagrama de convergencia. A pesar de que el parámetro que se define es “*gap value*”, el indicador relevante, es el número de materiales transcritos por dicho valor, de esta manera, el eje X del diagrama corresponde al número de materiales transcritos y no al valor “*gap value*”. Para obtener una mejor apreciación de la curva de convergencia, el primer valor fue omitido, por ser más del doble del siguiente más cercano.

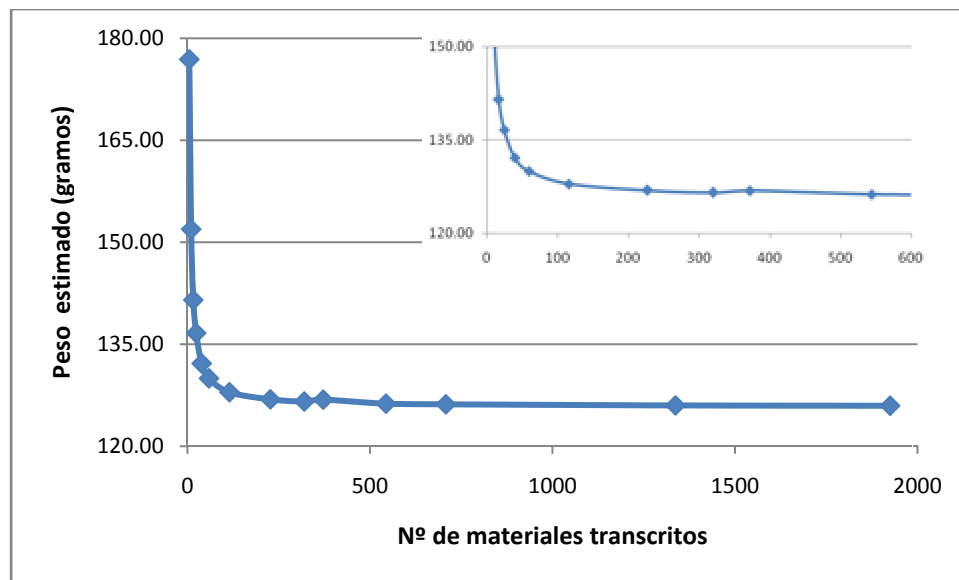


Figura 5.13: Convergencia del peso estimado según el número de materiales transcritos.

#### e) Conclusiones preliminares “*integraton step*” y “*gap value*”

En vista de los valores obtenidos y los gráficos o diagramas presentados, es posible establecer, que para cualquier modelo que se quiera generar, valores de “*integration step*” sobre 12 son suficientes, no presentando, para ninguno de los 3 criterios de evaluación explicitados, diferencias mayores al 1% entre el máximo y el mínimo determinado. Para el parámetro “*gap value*”, si bien no se puede definir directamente, por ser dependiente de cada modelo y regresión de calibración utilizada, podemos

establecer un valor mínimo de materiales transcritos, el cual sería de 300. Sobre este valor, la diferencia entre dos series consecutivas no supera el 1%.

#### **5.5.7. Densidad de malla**

Se define la densidad de la malla como el número de elementos por modelo. A mayor número de elementos sobre un mismo modelo se dice que la malla es más densa. La densidad de la malla (definida por el tamaño del elemento), afecta de dos maneras el modelo sujeto-específico. La primera manera, es que al disminuir el tamaño del elemento, aumenta el número de nodos en el modelo; este aumento de nodos, incrementa la precisión y la convergencia de la solución de elementos finitos para el caso de análisis mecánicos. La segunda manera, es que a través de la disminución del tamaño del elemento, estos son capaces de reproducir estructuras cada vez más pequeñas, minimizando la promediación del campo de valores HU (mientras más grande el elemento, mayor cantidad de voxels son promediados para asignar el valor al elemento), lo que hace disminuir errores de aproximación. El tamaño de elemento mínimo está determinado por el tamaño del voxel, pasando de un modelo basado en geometría a uno basado en voxels, tamaños menores al voxel no entregan, por lo menos a nivel de estimación del peso, mayor ventaja.

#### **a) Condiciones de mallado, parámetros de mallado, transcripción de mapas, y valores de convergencia para densidad de malla**

Para determinar la influencia del parámetro “densidad de malla” en la convergencia de los pesos estimados, se realizaron 12 transcripciones diferentes, variando sólo el tamaño del elemento. El número de materiales de cada transcripción se estabilizó en torno a los 440 materiales por modelo, para aislar su efecto sobre del tamaño de elemento. Para todos los casos el valor “*integration step*” se definió en 15. Se realizó una prueba final sobre un modelo especialmente preparado (basado en la serie T02), que ofrece un alto número de materiales transcritos, a fin de determinar un punto lejano de estimación de tendencia y el nivel de interacción entre el número de materiales y

definición de malla. La convergencia se definió sobre dos aspectos: el peso mineral estimado por el modelo y el error porcentual (definido según la expresión 5.2).

La tabla 5.35 muestra el tamaño máximo del elemento en milímetros (T. E.), como complemento a los otros valores previamente definidos.

**Tabla 5.35:** Valores prueba de sensibilidad densidad de malla.

| Nombre serie | T. E. | Nº E.  | Nº N. | Gap    | Nº. M. | P. E.  | E. % |
|--------------|-------|--------|-------|--------|--------|--------|------|
| <b>T14</b>   | 14    | 4789   | 1516  | 0.0026 | 440    | 115.73 | 2.9  |
| <b>T12</b>   | 12    | 6392   | 1923  | 0.0028 | 444    | 116.86 | 2.0  |
| <b>T10</b>   | 10    | 8328   | 2475  | 0.0028 | 443    | 117.81 | 1.2  |
| <b>T08</b>   | 8     | 12409  | 3657  | 0.0030 | 454    | 121.29 | -1.8 |
| <b>T06</b>   | 6     | 20635  | 5867  | 0.0035 | 442    | 123.69 | -3.8 |
| <b>T05</b>   | 5     | 30673  | 8408  | 0.0037 | 437    | 124.59 | -4.5 |
| <b>T04</b>   | 4     | 52945  | 13538 | 0.0040 | 444    | 125.34 | -5.2 |
| <b>T03</b>   | 3     | 113385 | 26699 | 0.0047 | 435    | 126.01 | -5.7 |
| <b>T027</b>  | 2.7   | 151319 | 34718 | 0.0047 | 449    | 126.16 | -5.8 |
| <b>T024</b>  | 2.4   | 213860 | 47342 | 0.0047 | 467    | 126.32 | -6.0 |
| <b>T022</b>  | 2.2   | 273143 | 59433 | 0.0050 | 451    | 126.44 | -6.1 |
| <b>T02</b>   | 2     | 359841 | 76559 | 0.0050 | 458    | 126.55 | -6.2 |

La variación del “*gap value*” se debe a que al disminuir el tamaño del elemento, disminuye la promediación, moviéndose los niveles HU para cada elemento, apareciendo valores que antes eran “absorbidos” por el mayor tamaño de los elementos. La serie T02 fue reprocesada con el fin de determinar si un aumento en el número de materiales transcritos afectaría el valor de peso predicho.

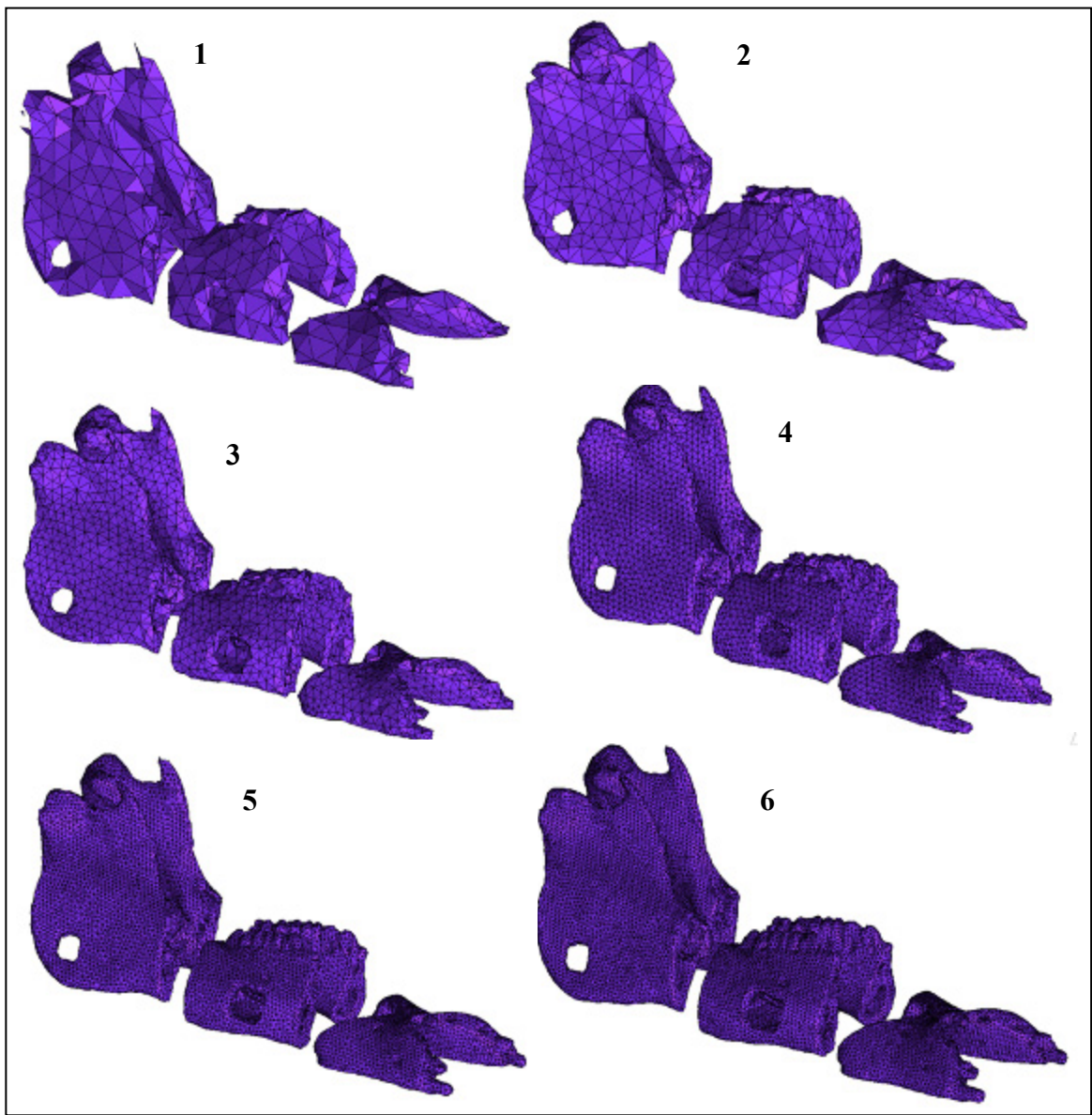
**Tabla 5.36:** Valores prueba de sensibilidad densidad de malla especial.

| Nombre serie | T. E. | Nº E.  | Nº N. | Gap    | Nº. M. | P. E.  | E. % |
|--------------|-------|--------|-------|--------|--------|--------|------|
| <b>T02E</b>  | 2     | 359841 | 76559 | 0.0015 | 1427   | 126.18 | -5.9 |

Mallas más densas que la serie T02 y T02E, aumentan de manera drástica los tiempos de generación, transcripción y traducción, en la plataforma utilizada.

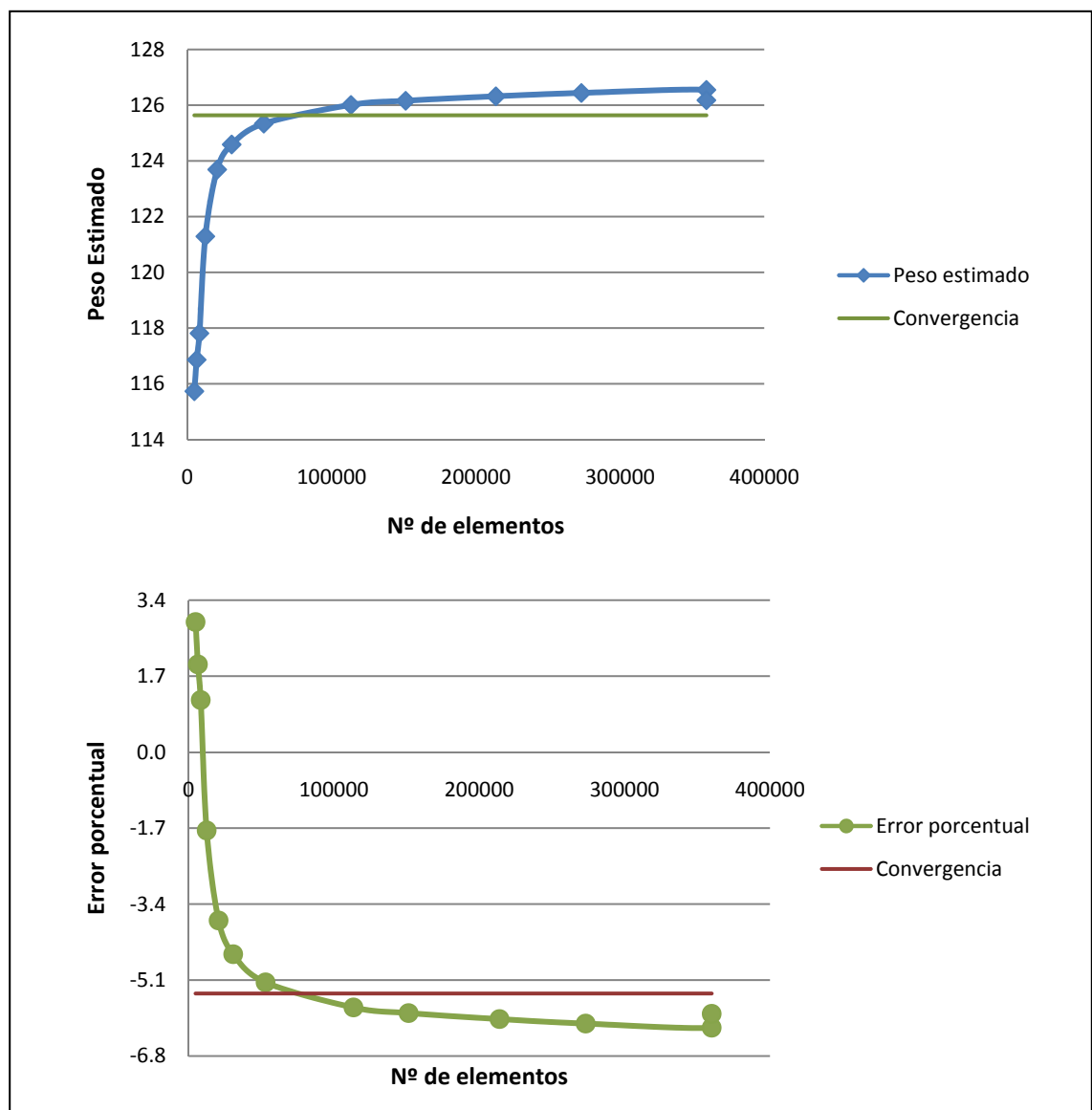
**b) Condiciones de mallado, parámetros de mallado, transcripción de mapas, y valores de convergencia**

La figura 5.14 muestra la evolución de la malla o el aumento de densidad de esta a medida que el tamaño del elemento decrece. Se observa un importante aumento del nivel de detalle y la homogeneidad de la malla al pasar de una serie a otra, sobre todo a nivel de la dentadura del ejemplar.



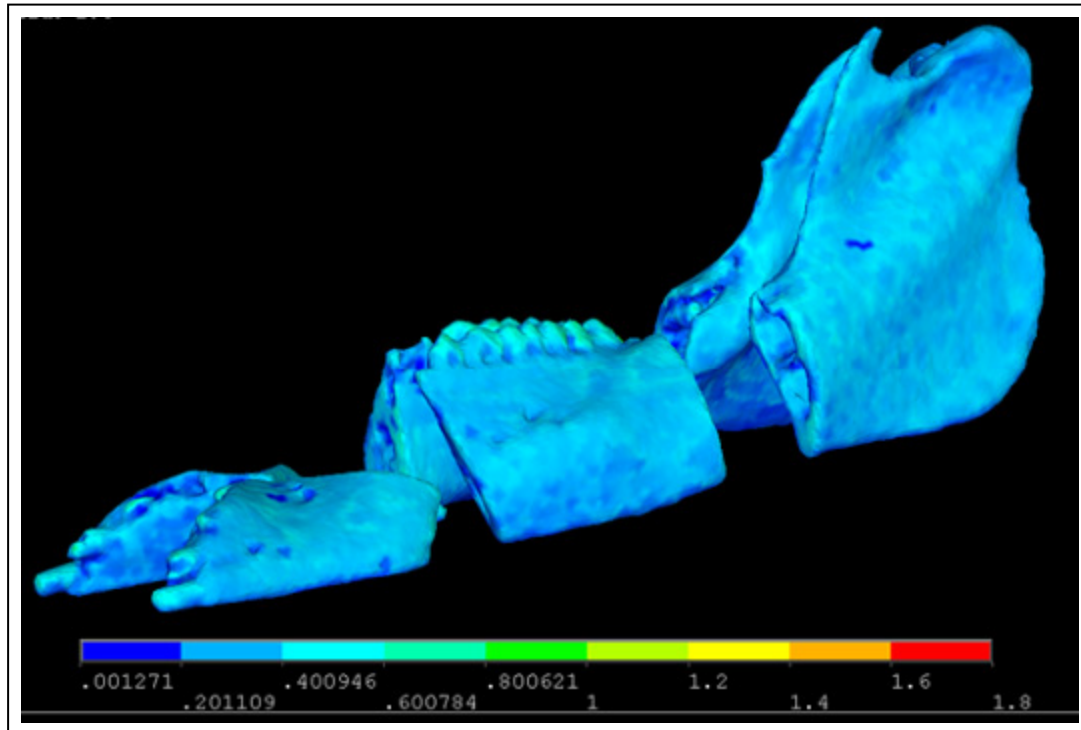
**Figura 5.14:** 1: Serie T14. 2: Serie T10. 3: Serie T06. 4: Serie T04. 5: Serie T027. 6: Serie T022. Nótese el aumento notorio y sostenido de la definición de las estructuras anatómicas como dientes y cóndilos.

La figura 5.15 muestra los dos gráficos de convergencia, para el peso estimado y para el error porcentual por cada serie presentada. La línea convergencia corresponde al valor promedio desde la serie T06 en adelante. El error porcentual fue determinado comparado con el peso de ceniza del ejemplar estudiado. El punto T02E aparece al final de cada gráfico, bajo el punto correspondiente a la serie T02, mostrando la influencia del número de materiales sobre el peso determinado del modelo y el error porcentual.



**Figura 5.15:** Arriba: gráfico de convergencia por peso estimado. Abajo: gráfico de convergencia por error porcentual.

La figura 5.16 muestra como ejemplo genérico a todas las pruebas de sensibilidad desarrolladas, el mapa tridimensional de densidades generado como resultado de la aplicación del modelo sujeto-específico basado en la serie T02.



**Figura 5.16:** Mapa tridimensional de densidades derivado del modelo sujeto-específico de la serie T02.

### **c) Conclusiones preliminares densidad de malla**

El tamaño de la malla es determinante en cuanto al nivel de precisión del modelo y por sobre todo, en cuanto al tiempo de proceso, siendo, el trabajo relacionado con las mallas y la generación del mapa tridimensional, las tareas que más tiempo consumen, sobre todo, la traducción de mallas especialmente densas (de la series T024 en adelante) desde el formato NTR al nativo de ANSYS APDL. La necesidad de determinar un punto de estabilidad en cuanto a la densidad de las mallas, se sostiene en la reducción de estos tiempos, sin sacrificar precisión del modelo, y esta precisión se traduce en una conformidad anatómica con el ejemplar de estudio y una conformidad en cuanto al contenido mineral de este. Abocado a los resultados presentados, mallas por sobre los 200000 elementos no presentan ventajas aparentes en cuanto a conformidad geométrica

ni porcentajes de error significativamente menores, siendo estas diferencias inferiores a 0.5 puntos porcentuales. La influencia del número de materiales, se hace cada vez más notoria, en la medida que el tamaño de los elementos se reduce, sin embargo, la generación y manejo de archivos extensos (como el de la serie T02E) presenta complicaciones para otros análisis que se pueden derivar de este tipo de modelos.

#### **5.5.8. Conclusiones generales preliminares parámetros de sensibilidad**

Reuniendo los resultados de las pruebas realizadas, es posible determinar parámetros óptimos de modelación para la generación de modelos sujeto-específicos. Estos valores permitirán acotar los tiempos de desarrollo de los modelos, asegurando zonas “seguras” de trabajo. De la primera prueba, el filtro predefinido *Bone*, cumple satisfactoriamente con el proceso de segmentación, sin presentar, degeneraciones del modelo obtenido (como ausencia o mimetización de ciertas zonas del hueso) entregando una máscara limpia que no requiere de un gran trabajo de edición, junto con la estandarización del criterio de selección.

Los parámetros de transcripción son más complejos por presentar una interdependencia entre sí, e incluso con la malla de elementos finitos; sin embargo, modelos con un número de materiales superior a 300 aseguran niveles estables de predicción sin grandes diferencias en los errores o pesos estimados. Los pasos de integración o “*integration step*” aseguran la convergencia del modelo de interpolación/integración utilizado, pero a un costo computacional elevado sin mejoras sustanciales para valores superiores a 15.

Finalmente, a pesar de que el tamaño del elemento se define en términos absolutos por una magnitud de longitud, su tamaño es relativo comparado con el modelo que ha de discretizar; es por esto que se establece un número de elementos y no un tamaño de elemento. Para cualquier caso, el número establecido como óptimo es la vecindad de los 200000 elementos, por la semejanza geométrica del modelo y una diferencia menor al 1% en los pesos estimados.

## 6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 6.1. Consideraciones generales

Para todos los resultados presentados, a menos que se especifique lo contrario, los análisis serán realizados basados en la comparación del error porcentual calculado. Esta medida se utiliza a fin de normalizar los gráficos acotando la escala de valores y mantener el criterio de comparación utilizado en los resultados preliminares.

Todas las pruebas estadísticas fueron realizadas con el paquete de funciones ampliadas de Excel (Microsoft Corporation, USA); los gráficos fueron generados con el mismo software. La presentación de los mapas tridimensionales se acotará a casos relevantes para evitar redundancia en las imágenes.

### 6.2. Resultados *in extenso* primera experiencia

#### 6.2.1. Indicadores de estadística descriptiva

Se presentan en la tabla 6.1, los valores de estadística descriptiva, para todos los ejemplares de la primera experiencia, esto incluye los huesos completos y seccionados, sin diferenciación por tipo de fantoma utilizado.

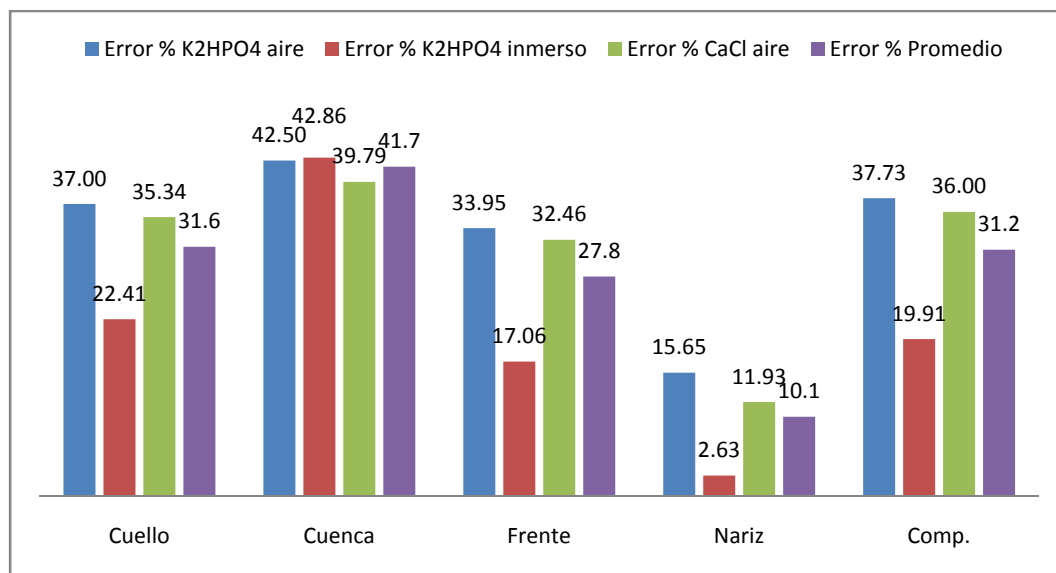
**Tabla 6.1:** Indicadores estadísticos por ejemplar para la primera experiencia.

| Indicador estadístico | Ejemplar Mayor |           | Ejemplar Joven |           |
|-----------------------|----------------|-----------|----------------|-----------|
|                       | Cráneo         | Mandíbula | Cráneo         | Mandíbula |
| Media                 | 28.482         | 2.910     | 45.004         | 19.684    |
| Desviación estándar   | 12.496         | 6.398     | 3.467          | 6.612     |
| Rango                 | 40.230         | 22.764    | 12.157         | 18.891    |
| Mínimo                | 2.630          | -9.413    | 38.983         | 10.801    |
| Máximo                | 42.859         | 13.351    | 51.140         | 29.692    |
| Cuenta                | 15             | 21        | 12             | 9         |

En el cuadro anterior, se aprecia el mayor valor de error para los cráneos en ambos casos, en niveles muy superiores a los de las mandíbulas. Dentro de estas, la mandíbula del ejemplar mayor presenta los menores valores de error estimado, eso sí con la mayor dispersión de los cuatro grupos óseos estudiados. Los rangos hablan de una mayor diferencia puntual en el cráneo adulto (mayor), llamando la atención el mínimo valor de error alcanzado (2.6%). Los valores de error promedio de la mandíbula del ejemplar joven se encuentran dentro de los límites vistos en la prueba final; sin embargo, comparado con su símil en esta experiencia, resulta significativamente mayor.

### 6.2.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales

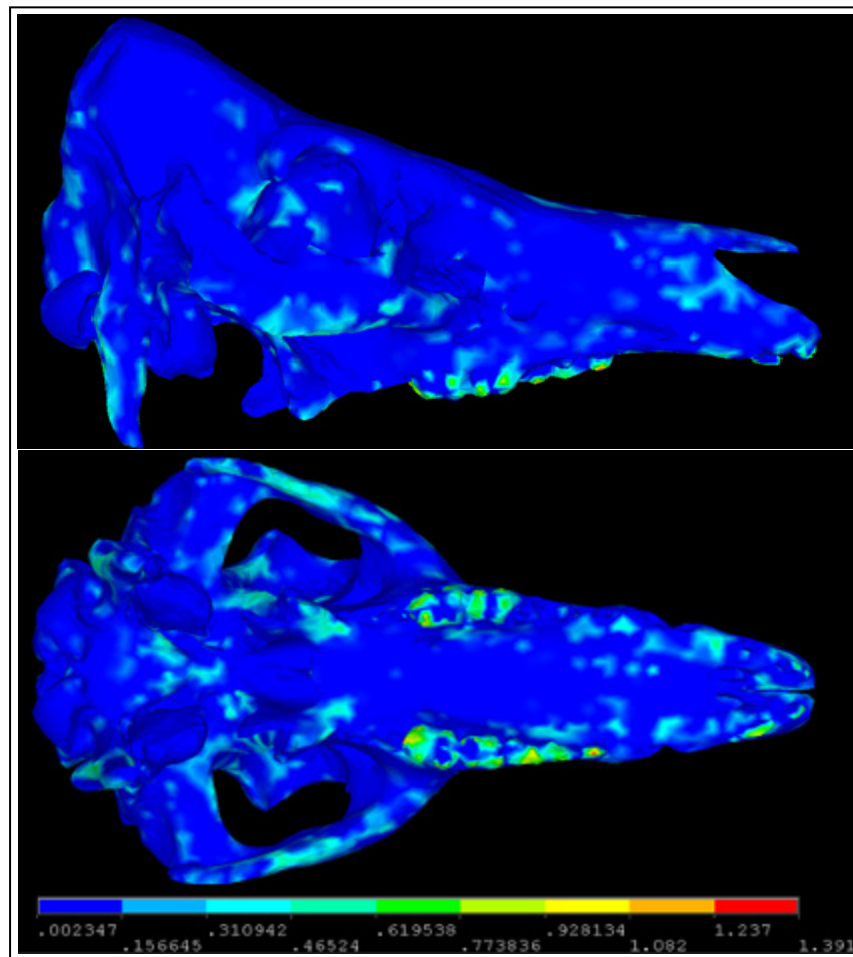
La figura 6.1 muestra los errores porcentuales por segmento óseo y ejemplar completo (Comp.) para el cráneo del ejemplar adulto, comparando cada uno de ellos con el error porcentual promedio de las tres sales para dicho ejemplar (Error % Promedio).



**Figura 6.1:** Errores porcentuales por sección ósea y completo para el cráneo del ejemplar mayor.

Se aprecia una gran variabilidad de los errores tanto para un mismo fantoma, como entre segmentos. El caso más dramático corresponde a la nariz, con una diferencia de hasta 6 veces entre las versiones inmersa y seca del fosfato dipotásico. En general, los

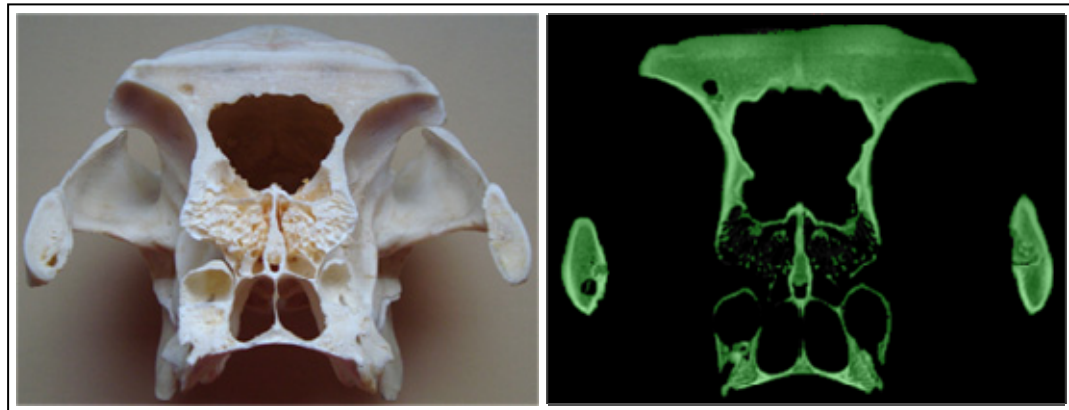
modelos desarrollados con la regresión correspondiente al fosfato dipotásico inmerso, entregaron mejores aproximaciones. Por otro lado, contrario a lo que ha sido la tendencia a partir de la segunda experiencia, todos los pesos son subestimados a través del modelo.



**Figura 6.2:** Mapa tridimensional de densidades ( $\text{g/cm}^3$ ) cráneo ejemplar mayor completo.

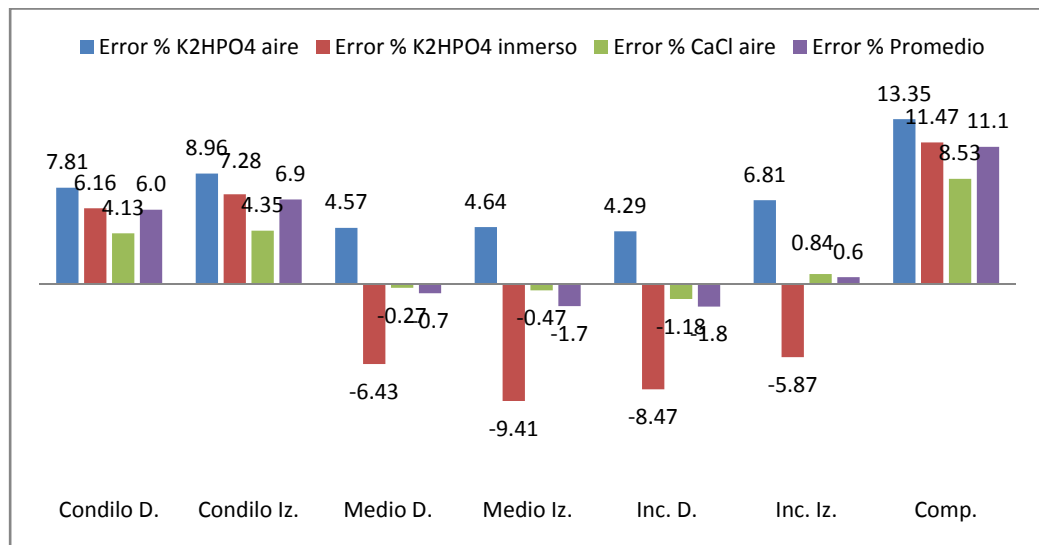
El mapa tridimensional, a pesar de los errores vistos, es consecuente con la realidad del ejemplar, presentando los valores de densidad más alto en la cúspide de los molares y en zonas como las cuencas o la articulación del cuello. Los valores de error alto para las zonas desde el cuello a la frente, se pueden explicar por la gran presencia de tejido trabecular fino (presentado en la figura 6.3), el cual induciría errores por promediación,

tanto a nivel de adquisición como a nivel de modelamiento. De ser posible una mejora a nivel de adquisición, debería plantearse la reducción del *FOV* (aumentando la resolución del plano de corte), por sobre una disminución del espaciamiento de adquisición y desplazamiento o paso helicoidal (los cuales fueron los mínimos permitidos por el equipo). Es interesante el hecho de que utilizando valores de segmentación extremadamente bajos (-520 HU aproximadamente), existen zonas de hueso que no son consideradas en la máscara (figura 6.3).



**Figura 6.3:** Tejido trabecular en la zona de los senos y máscara segmentada.

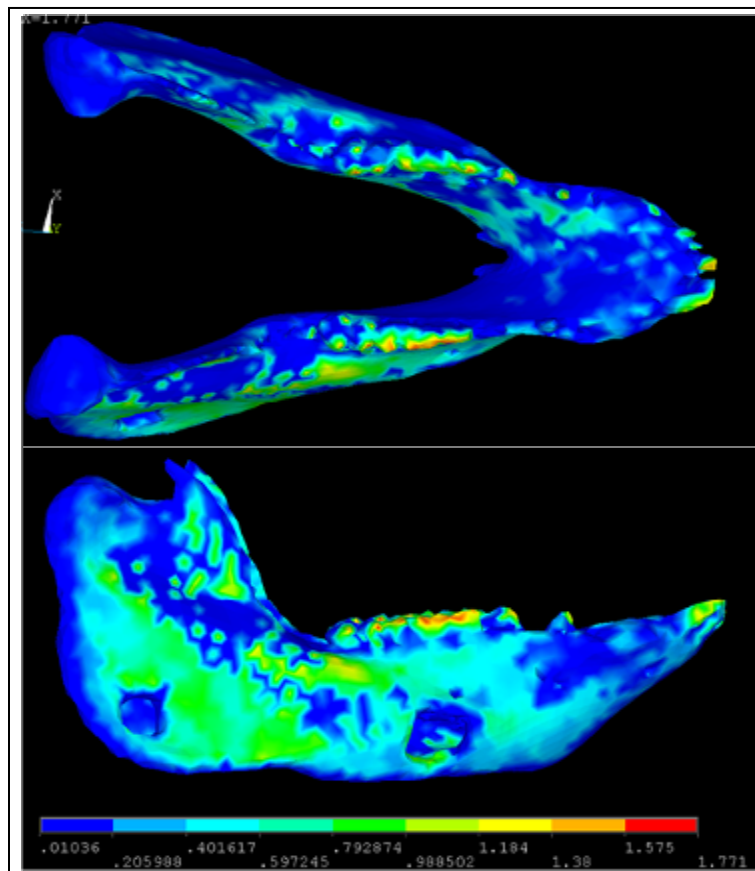
La figura 6.4 muestra de manera análoga a la figura 6.1, los valores de error por sección y completo para la mandíbula del ejemplar mayor.



**Figura 6.4:** Errores porcentuales por sección ósea y completo para la mandíbula del ejemplar mayor.

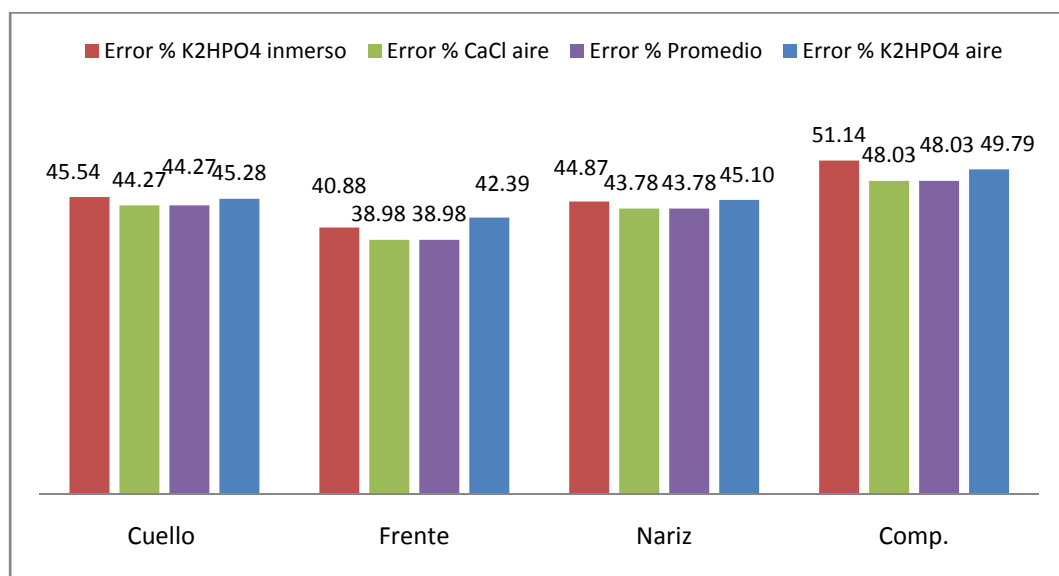
A diferencia del cráneo, los errores para este hueso se ven claramente reducidos, e incluso en niveles aceptables y menores a los reportados por Zhang (2001), en donde se reportan valores de error promedio de alrededor del 12% en sobreestimación. Por otro lado, para todos los fantasmas utilizados, los valores de error son contenidos entre el 10% de sobreestimación y el 9% de subestimación aproximadamente (no así para el ejemplar completo que aumente a un 13.4% en el peor caso).

Para el caso de la estimación del peso en los ejemplares completos, la mejor aproximación se logra con el cloruro de calcio con un 8.5% de error. La figura 6.5 muestra el mapa de densidades tridimensional para la mandíbula grande (no serán presentados los mapas de las contrapartes del ejemplar joven, debido a que no aportan mayores antecedentes a la discusión).

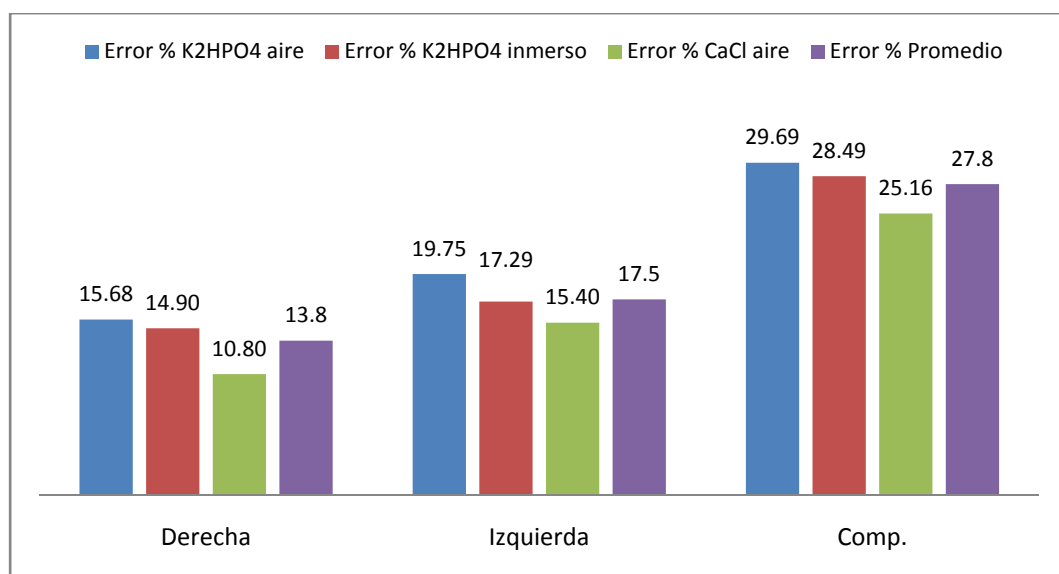


**Figura 6.5:** Mapa tridimensional de densidades ( $\text{g/cm}^3$ ) mandíbula ejemplar mayor completa.

El mapa tridimensional de distribución del contenido mineral, para este ejemplar, representa una inconsistencia con lo que se esperaría; esto es, una asimetría en la distribución de los tejidos densos, presentándose estos por el lado exterior de la rama derecha y por el lado interior de la rama izquierda, esperándose que fuera por los exteriores de ambas ramas, esta situación se repite en el ejemplar joven, no así en los cráneos.



**Figura 6.6:** Errores porcentuales por sección ósea y completo para el cráneo del ejemplar joven.



**Figura 6.7:** Errores porcentuales por sección ósea y completo para la mandíbula del ejemplar joven.

El caso del ejemplar joven, tanto para el cráneo como la mandíbula, destaca por la homogeneidad de los errores calculados, tanto en magnitud como sentido. Sin embargo la situación cambia al determinar el peso de las mandíbulas completas, ocasión en la cual el error es del orden de 10 puntos porcentuales más alto que el error por rama.

No existe, para ninguno de los casos presentados, algún valor o tendencia en los errores que pueda definir un factor de corrección o similar, que mitigue en parte la gran diferencia entre los valores estimados y los reales. Por otro lado, las condiciones de examinación utilizadas, como los ejemplares limpios, no inmersos o los bajos niveles de voltaje y corriente, dejan a esta experiencia como una unidad de aprendizaje y determinación de los mejores tipos de fantasmas de calibración.

### 6.2.3. Análisis según tipo fantoma de calibración utilizado

Uno de los objetivos de esta experiencia era determinar el mejor fantoma de calibración. Para esto se realizó una prueba de T a dos colas, para dos muestras con varianza diferente, comparando dos fantasmas a la vez de la forma a-b, b-c y a-c. Siendo a, b y c los fantasmas utilizados. Como nivel de confianza se estableció un valor de 95%. Si el “Valor de P” es menor al “Valor crítico de t”, no existe diferencia significativa entre los pares analizados. Las pruebas se realizaron por cada fantoma sobre cada uno de los ejemplares (cráneos y mandíbulas) comparando los errores porcentuales de cada sección más el estimado del ejemplar completo. Las tablas 6.2 a la 6.5 muestran los datos más relevantes de esta prueba.

**Tabla 6.2:** Resultados prueba T cráneo ejemplar mayor.

| Parámetro                       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | CaCl aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | CaCl aire |
|---------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------|-----------------------------------------|-----------|
| <b>Media</b>                    | 33.366                                  | 20.973                                  | 20.973                                  | 31.107    | 33.366                                  | 31.107    |
| <b>Varianza</b>                 | 107.429                                 | 208.496                                 | 208.496                                 | 121.716   | 107.429                                 | 121.716   |
| <b>Desviación estándar</b>      | 10.365                                  | 14.439                                  | 14.439                                  | 11.033    | 10.365                                  | 11.033    |
| <b>Diferencia de las medias</b> | 12.392                                  |                                         | 10.133                                  |           | 2.259                                   |           |
| <b>Valor de P</b>               | 1.000                                   |                                         | 0.041                                   |           | 1.000                                   |           |
| <b>Valor crítico de t</b>       | 2.365                                   |                                         | 2.365                                   |           | 2.306                                   |           |

**Tabla 6.3:** Resultados prueba T mandíbula ejemplar mayor.

| Parámetro                       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | CaCl aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | CaCl aire |
|---------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------|-----------------------------------------|-----------|
| <b>Media</b>                    | 7.205                                   | -0.752                                  | -0.752                                  | 2.277     | 7.205                                   | 2.277     |
| <b>Varianza</b>                 | 10.568                                  | 75.765                                  | 75.765                                  | 12.483    | 10.568                                  | 12.483    |
| <b>Desviación estándar</b>      | 3.251                                   | 8.704                                   | 8.704                                   | 3.533     | 3.251                                   | 3.533     |
| <b>Diferencia de las medias</b> | 7.956                                   |                                         | 3.029                                   |           | 4.927                                   |           |
| <b>Valor de P</b>               | 1.000                                   |                                         | 0.126                                   |           | 1.000                                   |           |
| <b>Valor crítico de t</b>       | 2.306                                   |                                         | 2.306                                   |           | 2.179                                   |           |

**Tabla 6.4:** Resultados prueba T cráneo ejemplar joven.

| Parámetro                       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | CaCl aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | CaCl aire |
|---------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------|-----------------------------------------|-----------|
| <b>Media</b>                    | 45.639                                  | 45.607                                  | 45.607                                  | 43.765    | 45.639                                  | 43.765    |
| <b>Varianza</b>                 | 9.386                                   | 17.846                                  | 17.846                                  | 13.764    | 9.386                                   | 13.764    |
| <b>Desviación estándar</b>      | 3.064                                   | 4.224                                   | 4.224                                   | 3.710     | 3.064                                   | 3.710     |
| <b>Diferencia de las medias</b> | 0.033                                   |                                         | 1.842                                   |           | 1.875                                   |           |
| <b>Valor de P</b>               | 1.000                                   |                                         | 1.000                                   |           | 1.000                                   |           |
| <b>Valor crítico de t</b>       | 2.571                                   |                                         | 2.447                                   |           | 2.447                                   |           |

**Tabla 6.5:** Resultados prueba T mandíbula ejemplar joven.

| Parámetro                       | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>agua | CaCl aire | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>aire | CaCl aire |
|---------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------|-----------------------------------------|-----------|
| <b>Media</b>                    | 21.705                                  | 20.226                                  | 20.226                                  | 17.121    | 21.705                                  | 17.121    |
| <b>Varianza</b>                 | 51.994                                  | 52.687                                  | 52.687                                  | 53.781    | 51.994                                  | 53.781    |
| <b>Desviación estándar</b>      | 7.211                                   | 7.259                                   | 7.259                                   | 7.334     | 7.211                                   | 7.334     |
| <b>Diferencia de las medias</b> | 1.479                                   |                                         | 3.105                                   |           | 4.584                                   |           |
| <b>Valor de P</b>               | 1.000                                   |                                         | 1.000                                   |           | 1.000                                   |           |
| <b>Valor crítico de t</b>       | 2.776                                   |                                         | 2.776                                   |           | 2.776                                   |           |

Para todos los casos, el “Valor de P” es bastante menor que el “Valor crítico de t”, lo que implica una similitud de los datos comparados entre los pares presentados. Esto indica una insensibilidad, sobre el tipo y condición de fantoma utilizado para el desarrollo de las pruebas. Basado en las ventajas comparativas del cloruro de calcio, es recomendable utilizar este compuesto como elemento de calibración, respaldado en los

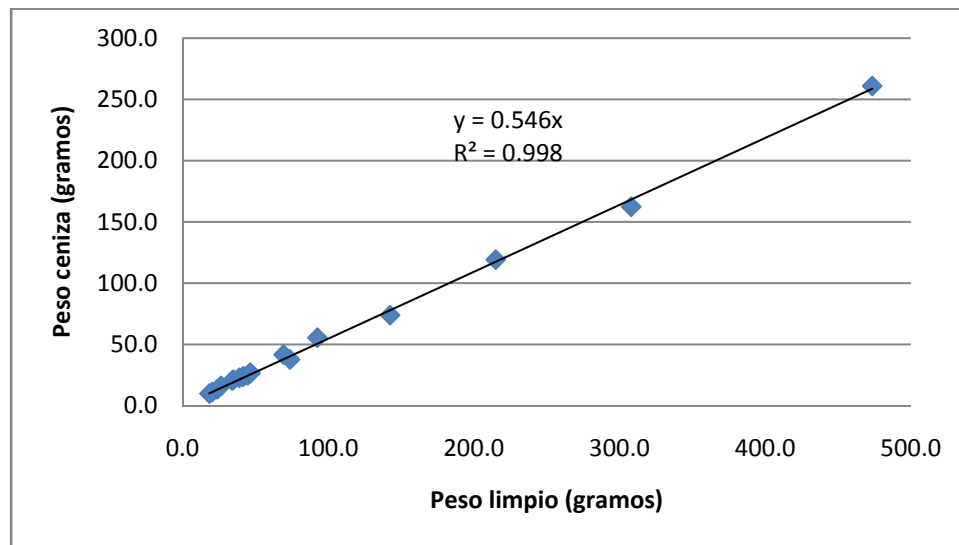
resultados de estas pruebas preliminares, y realizar nuevas verificaciones bajo condiciones clínicas.

#### 6.2.4. Determinación de la relación densidades: aparente versus ceniza

Gran parte de los modelos y regresiones utilizadas para la aplicación de los modelos sujeto-específicos en el campo de la simulación se basa en el peso de ceniza (Helgason et al., 2008). Keyak y colaboradores (1994) definen la siguiente relación:

$$\rho_{aparente} = \frac{\rho_{ceniza}}{0.55} \quad (6.1)$$

Para este caso, la correlación entre el peso del ejemplar limpio y el peso ceniza para todas las secciones descritas en los puntos 4.3.2 “a” y “b” se muestra en la figura 6.8.



**Figura 6.8:** Determinación de la relación peso limpio – peso ceniza.

Basado en la función de regresión presentada en la figura 6.8, se puede establecer la relación de Keyak, realizando algunos pasos algebraicos de la siguiente manera.

$$\rho_{aparente} = \frac{\text{Peso Limpio}}{\text{Vol.limpio}} \rightarrow \text{Vol.limpio} = \frac{\text{Peso Limpio}}{\rho_{aparente}} \quad (6.2)$$

$$\rho_{ceniza} = \frac{Peso\ ceniza}{Vol.ceniza} \rightarrow Vol.ceniza = \frac{Peso\ ceniza}{\rho_{ceniza}} \quad (6.3)$$

Asumiendo, que los volúmenes (Vol.) de los ejemplares son equivalentes, e igualando las expresiones 6.2 y 6.3 se obtiene:

$$\frac{Peso\ ceniza}{\rho_{ceniza}} \rightarrow \frac{Peso\ limpio}{Peso\ ceniza} = \frac{\rho_{limpio}}{\rho_{ceniza}} \quad (6.4)$$

Con 6.4, queda demostrado que la relación entre pesos es equivalente a la relación entre densidades. Tomando la función de regresión de la figura 6.8, se tiene:

$$Peso_{ceniza} = 0.546 \cdot Peso_{limpio} \rightarrow Peso_{limpio} = \frac{Peso_{ceniza}}{0.546} \quad (6.5)$$

Finalmente, utilizando la relación 6.4 y teniendo en cuenta que el peso limpio es el peso aparente (el tejido todavía conserva la matriz orgánica) la relación aquí encontrada toma la forma definitiva:

$$\rho_{aparente} = \frac{\rho_{ceniza}}{0.546} \quad (6.6)$$

La relación 6.6 aquí definida difiere, a nivel del tercer decimal en el denominador, con la expresión utilizada por Keyak (1994), lo que permite establecer un punto de verificación de los procedimientos desarrollados y valores obtenidos a nivel experimental.

### 6.3. Resultados *in extenso* segunda experiencia

#### 6.3.1. Indicadores de estadística descriptiva

Se presentan en la tabla 6.6, los valores de estadística descriptiva, para todos los ejemplares de la segunda experiencia (mandíbula grande seccionada) basados en el filtro de segmentación *Bone*. Los casos basados en los otros filtros aplicados no serán presentados, salvo para su comparación a través de la prueba T.

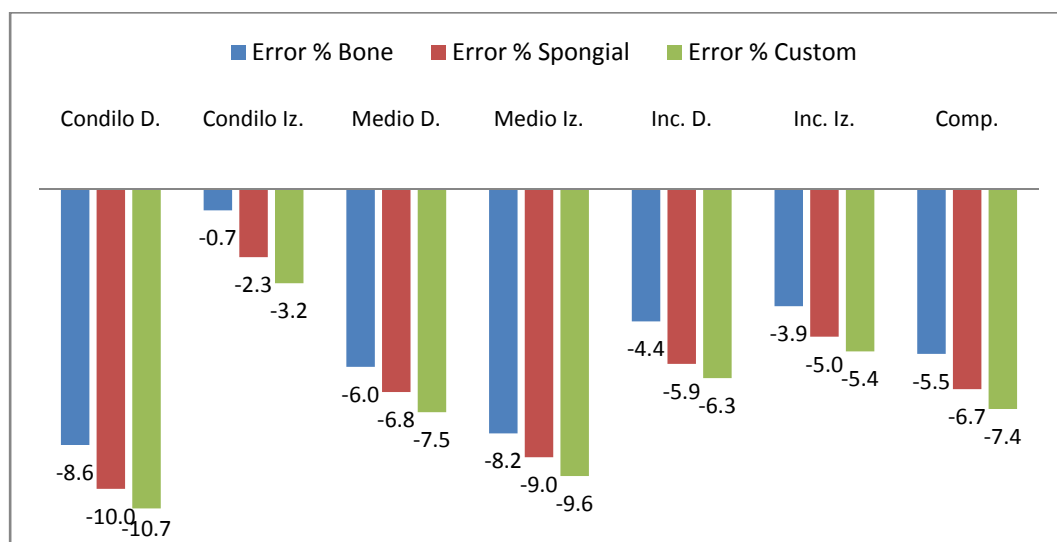
**Tabla 6.6:** Indicadores estadísticos para todos los ejemplares segunda experiencia.

| Indicador estadístico | Secciones Mandíbula |
|-----------------------|---------------------|
| Media                 | -5.334              |
| Desviación estándar   | 2.679               |
| Rango                 | 7.847               |
| Mínimo                | -8.573              |
| Máximo                | -0.726              |
| Cuenta                | 7                   |

A diferencia de la experiencia anterior, se aprecia, una homogeneidad en la magnitud y sentido del error, es decir, los valores calculados sobreestiman, en todos los casos, el valor real determinado. Para esta prueba, no existen mayores comparaciones a realizar, salvo la influencia del umbral de segmentación (descrito en el punto 5.5.5), debido a que los modelos sujeto-específicos se realizaron con una única condición de adquisición y sobre un único tipo de fantoma.

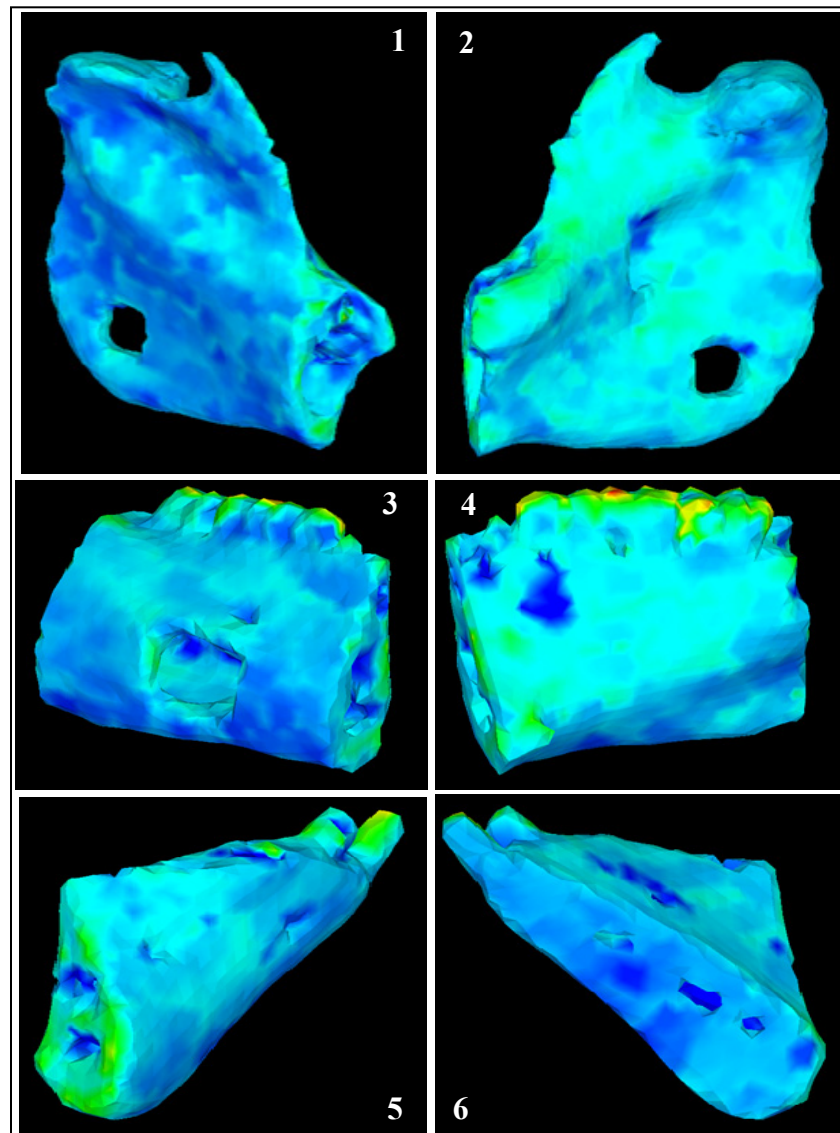
### 6.3.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales

La figura 6.9 muestra los errores porcentuales por segmento óseo y ejemplar completo (Comp.) en la segunda experiencia, según el filtro de segmentación utilizado.



**Figura 6.9:** Error porcentual por sección mandibular según filtro aplicado. Nótese el aumento del error a medida que el valor de segmentación disminuye, aumentando el volumen de la máscara.

En esta experiencia se encuentran bajos niveles de error (menores al 9%), y coincidentes en cuanto a la sobrevaloración del peso de los ejemplares. A diferencia de la primera experiencia; en esta, las condiciones de adquisición sobre el equipo TAC corresponden a valores clínicos. La inmersión de los ejemplares permitió generar un ambiente más realista de simulación y la aplicación de un filtro predefinido facilita la generación y estandarización de los modelos, disminuyendo los errores que se pudieran cometer al definir una máscara de manera manual y arbitraria.



**Figura 6.10:** Mapa tridimensional segunda experiencia mandíbula lado derecho. 1: Cóndilo exterior. 2: Cóndilo interior. 3: Medio exterior. 4: Medio interior. 5: Incisivo exterior. 6: Incisivo interior.

El mapa tridimensional generado para cada segmento de la mandíbula muestra para la rama derecha (análogo a los resultados de la rama izquierda), una concentración de tejidos densos en la periferia por los dos lados, y por sobre todo, en las cúspides de molares y en los incisivos. Llama la atención, para el segmento “incisivos”, la presencia de una mayor densidad en el lado que lo conecta al segmento “medio” que en la sínfisis. Dicho “error” podría atribuirse a la posición de estos en el contenedor, quedando dicha parte (la sínfisis) apoyada en el soporte de acrílico, promediando píxeles de alto valor como los del hueso, con los píxeles de bajo valor de dicho soporte. A pesar de esto, en general, la representación es coherente con lo visto en el ejemplar real.

### 6.3.3. Análisis según tipo de valor umbral utilizado

Aplicando el mismo criterio definido en el punto 6.2.3, se realizó la misma prueba de T a fin de determinar, estadísticamente, si existe diferencia alguna, entre los modelos generados con filtros de distintos niveles de valor umbral. La tabla 6.7 muestra el resultado de la prueba para las tres condiciones analizadas.

**Tabla 6.7:** Resultados prueba T mandíbula según filtro de segmentación.

| Parámetro                       | <i>Custom</i> | <i>Spongial</i> | <i>Custom</i> | <i>Bone</i> | <i>Spongial</i> | <i>Bone</i> |
|---------------------------------|---------------|-----------------|---------------|-------------|-----------------|-------------|
| <b>Media</b>                    | -7.156        | -6.519          | -7.156        | -5.334      | -6.519          | -5.334      |
| <b>Varianza</b>                 | 6.377         | 6.559           | 6.377         | 7.177       | 6.559           | 7.177       |
| <b>Desviación estándar</b>      | 2.525         | 2.561           | 2.525         | 2.679       | 2.561           | 2.679       |
| <b>Diferencia de las medias</b> | -0.637        |                 |               | -1.822      |                 | -1.185      |
| <b>Valor de P</b>               | 0.648         |                 |               | 0.215       |                 | 0.414       |
| <b>Valor crítico de t</b>       | 2.179         |                 |               | 2.179       |                 | 2.179       |

Al igual que para el caso 6.2.3, no existe evidencia estadística, que demuestre diferencias significativas entre cada uno de los filtros aplicados, por lo que la elección del filtro *Bone* resulta ser la más adecuada, apoyado en un menor error y en el menor trabajo de edición de todas las máscaras desarrolladas, para todas los modelos creados en esta investigación.

#### 6.4. Resultados *in extenso* experiencia final

Para la etapa final se incluyen los análisis con respecto a la influencia de los parámetros de adquisición en el nivel de radiación y estimación del contenido y distribución mineral de los ejemplares.

##### 6.4.1. Indicadores de estadística descriptiva

La tabla 6.8, presenta los valores de estadística descriptiva, para todos los ejemplares de esta experiencia, incluyendo los procesados en la prueba de dosimetría.

**Tabla 6.8:** Indicadores estadísticos para todos los ejemplares experiencia final y dosimetría.

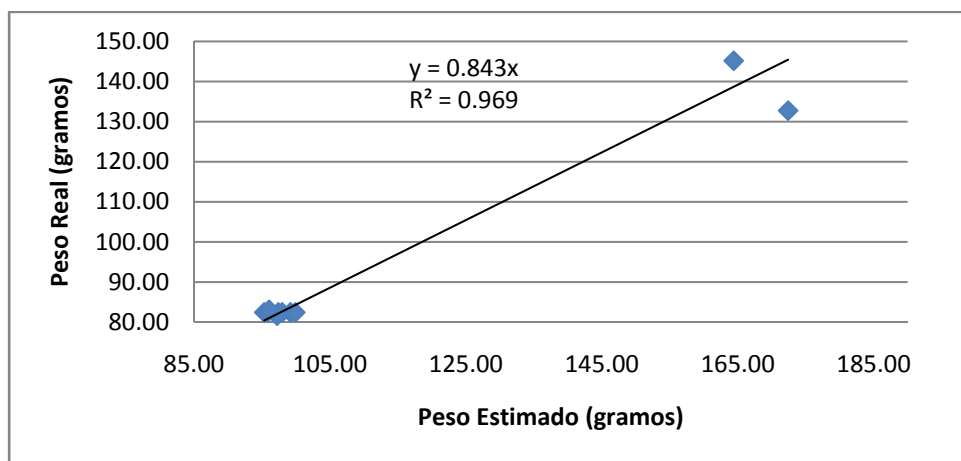
| <b>Indicador estadístico</b> | <b>Secciones Mandíbula</b> |
|------------------------------|----------------------------|
| <b>Media</b>                 | -18.409                    |
| <b>Desviación estándar</b>   | 4.558                      |
| <b>Rango</b>                 | 16.626                     |
| <b>Mínimo</b>                | -13.250                    |
| <b>Máximo</b>                | -29.876                    |
| <b>Cuenta</b>                | 11                         |

Consecuente con los resultados de la experiencia anterior, los valores de error vuelven a tener el mismo orden de magnitud, con una baja dispersión (desviación estándar baja), y en valores entorno al 18% de sobreestimación (incluyendo el valor de error máximo reportado, que sobresale muy por encima de la media).

Derivado del bajo nivel de variación del error, se realizó un gráfico de dispersión relacionando los valores de peso estimado y peso real para todos los modelos generados en esta etapa final, incluyendo los realizados para las pruebas de dosimetría. La correlación se hizo a través de una función lineal forzando el intercepto a 0. El valor de pendiente fue utilizado como ponderador corrector de los pesos estimados, disminuyendo el valor de error a niveles inferiores al 10%. Sin embargo, la corrección a través de este factor de las funciones de regresión densidad-HU no es directa, pues la

ponderación de esta función por el factor de corrección, altera los valores de pronóstico generando niveles de error superior al 40%.

La figura 6.11 presenta el gráfico de dispersión junto a la función de regresión que expresa el factor de corrección (pendiente de la recta de regresión) aplicado a los pesos estimados para la experiencia final.



**Figura 6.11:** Correlación entre pesos, definiendo factor de corrección para pesos estimados.

Los valores finales se muestran en la tabla 6.9 (a y b) indicando el peso estimado (P. E.), peso real o de ceniza (P. C.), el error porcentual (E. %), peso estimado corregido (P. E. c., a través del valor determinado en la figura 6.9), el error porcentual corregido (E. c. %), y la dosis de radiación efectiva recibida en mSv por cada ejemplar y condición en la sesión de adquisición.

**Tabla 6.9 a:** Resultados estimados y corregidos de la experiencia final.

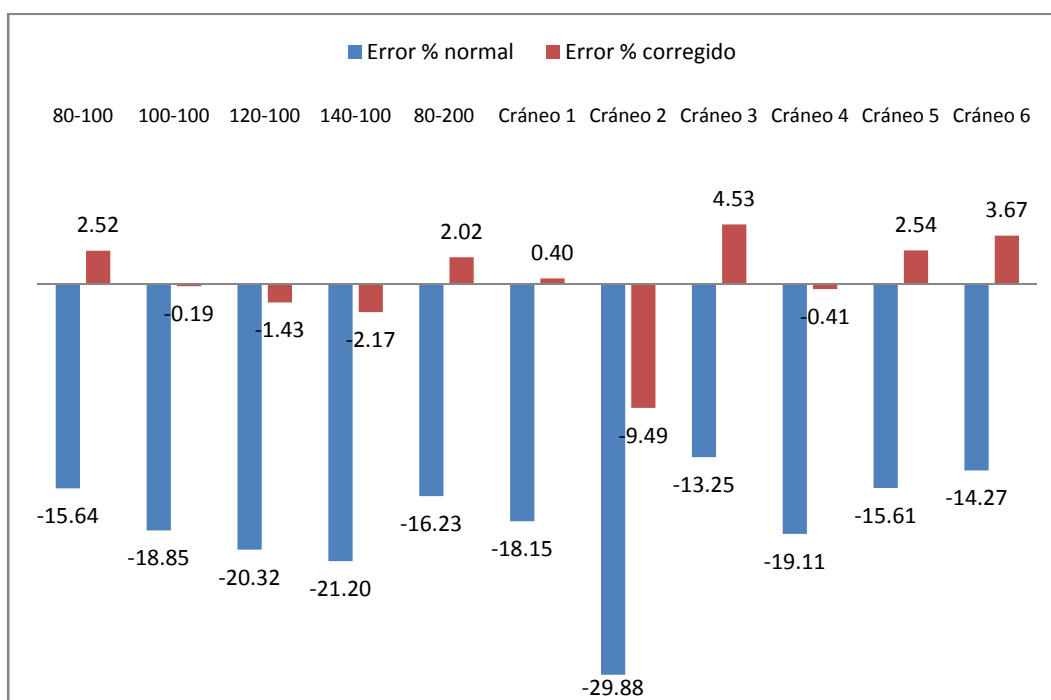
| Nombre serie    | P. E.  | P. C.  | E. %   | P. E. c. | E. c. % | Dosis |
|-----------------|--------|--------|--------|----------|---------|-------|
| <b>Cráneo 1</b> | 97.39  | 82.43  | -18.15 | 82.10    | 0.40    | 2.10  |
| <b>Cráneo 2</b> | 172.40 | 132.74 | -29.88 | 145.33   | -9.49   | 2.24  |
| <b>Cráneo 3</b> | 164.40 | 145.17 | -13.25 | 138.59   | 4.53    | 2.37  |
| <b>Cráneo 4</b> | 97.21  | 81.61  | -19.11 | 81.95    | -0.41   | 2.47  |
| <b>Cráneo 5</b> | 96.05  | 83.08  | -15.61 | 80.97    | 2.54    | 2.47  |
| <b>Cráneo 6</b> | 172.13 | 150.64 | -14.27 | 145.11   | 3.67    | 2.47  |

**Tabla 6.9 b:** Resultados estimados y corregidos de la prueba de dosis.

| Nombre serie     | P. E. | P. C. | E. %   | P. E. c. | E. c. % | Dosis |
|------------------|-------|-------|--------|----------|---------|-------|
| <b>80 - 100</b>  | 95.32 | 82.43 | -15.64 | 80.35    | 2.52    | 0.25  |
| <b>100 - 100</b> | 97.97 | 82.43 | -18.85 | 82.59    | -0.19   | 0.55  |
| <b>120 - 100</b> | 99.18 | 82.43 | -20.32 | 83.61    | -1.43   | 0.92  |
| <b>140-100</b>   | 99.90 | 82.43 | -21.20 | 84.22    | -2.17   | 1.41  |
| <b>80 - 200</b>  | 95.81 | 82.43 | -16.23 | 80.76    | 2.02    | 0.58  |

#### 6.4.2. Análisis por gráficos y mapas tridimensionales

La figura 6.12 muestra el valor de error porcentual real y corregido para cada uno de los casos analizados

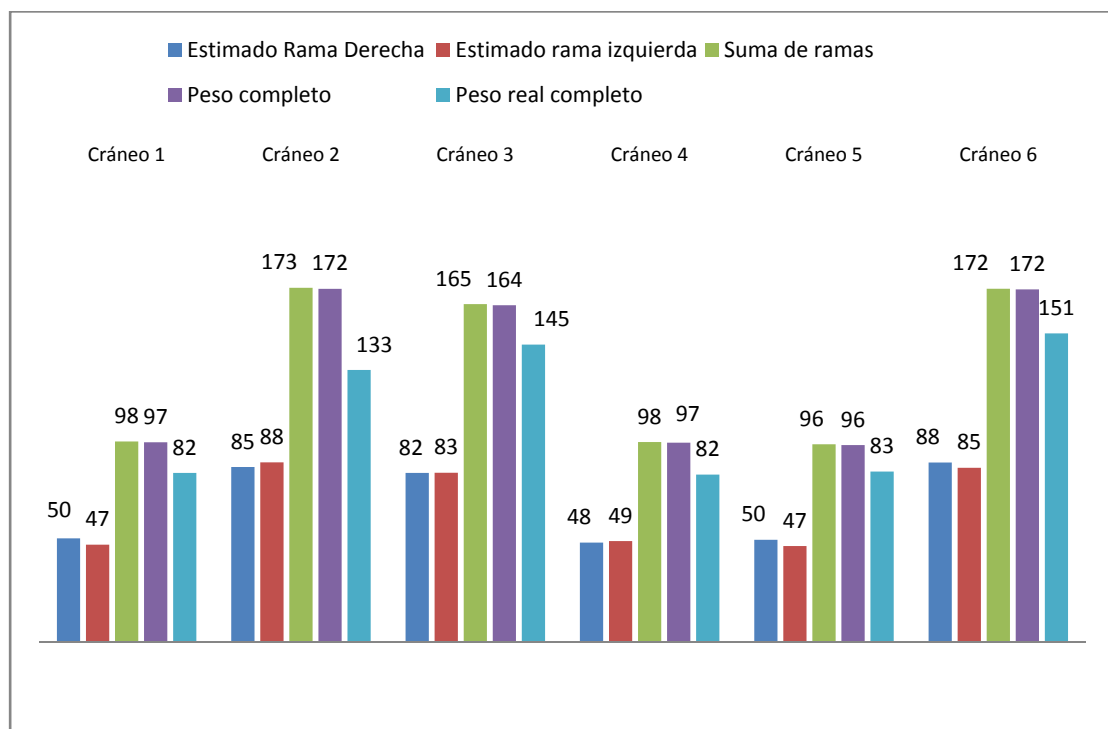


**Figura 6.12:** Error porcentual para todos los ejemplares y casos experiencia final y dosimetría.

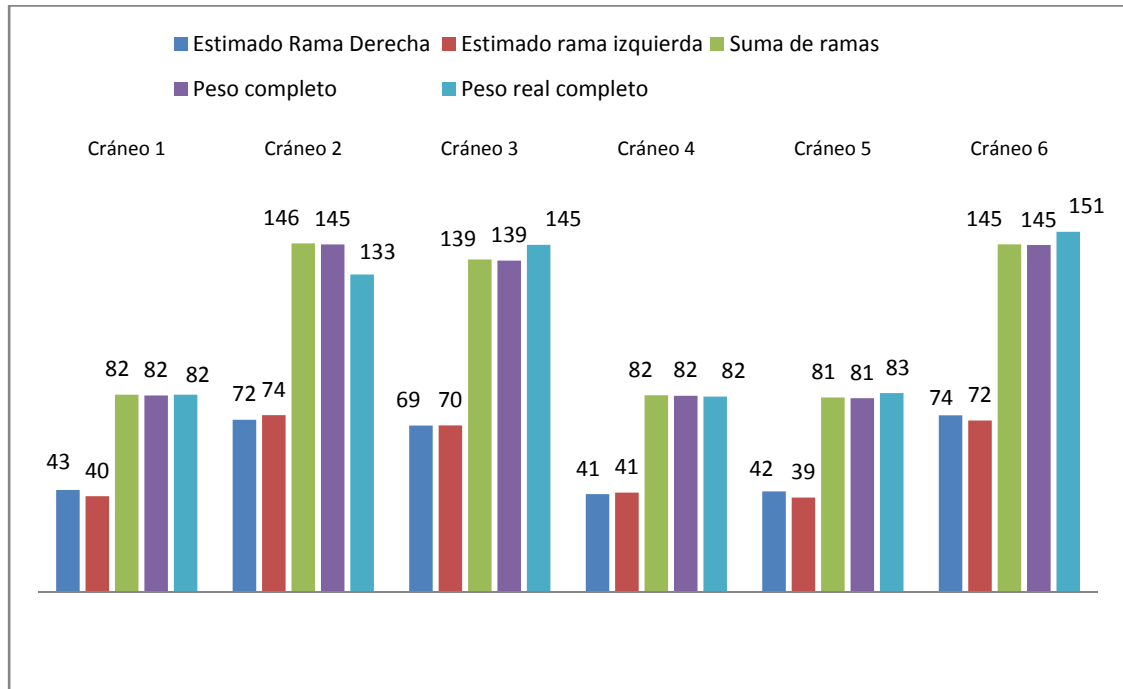
Los errores registrados, como se hizo mención al inicio, a pesar de presentar un valor claramente elevado (para el cráneo 2), no muestran mayor diferencia, estando todos, bastante cercanos al valor promedio. No se aprecia diferencia aparente entre las

distintas condiciones de examinación (o niveles de radiación efectiva) y el error obtenido, es decir, a pesar de que la calidad de las imágenes se ve afectada negativamente al disminuir los valores de voltaje y corriente, aumentando el trabajo de edición, los errores obtenidos no son significativamente mayores. La aplicación del factor de corrección significó una mejora relevante en cuanto al nivel de predicción del contenido mineral de los ejemplares, lo cual queda evidenciado al evaluar el peso corregido del cráneo 2, pasando de cerca de un 30% a un 9,5% aproximadamente. Queda determinar, si esta corrección puede ser aplicada a los mapas tridimensionales o a zonas específicas de manera directa, haciendo una analogía a los razonamientos utilizados en el punto 6.2.4.

En los gráficos de las figuras 6.13 y 6.14 se muestran el peso por rama, la suma de los pesos de las ramas, el peso sobre el ejemplar completo y el peso real, con y sin factor de corrección respectivamente (todos en gramos).



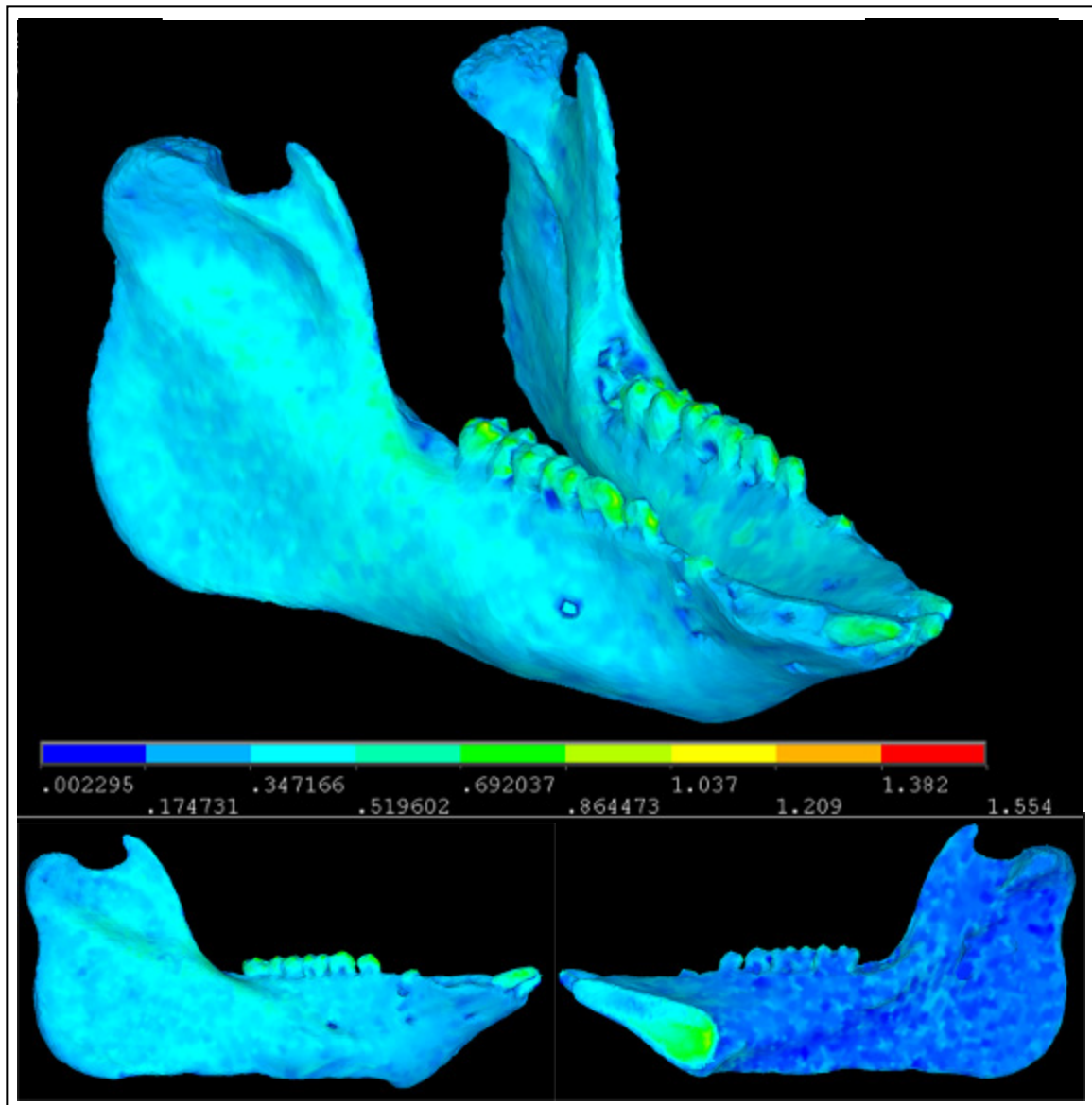
**Figura 6.13:** Pesos estimados sin corregir.



**Figura 6.14:** Pesos estimados corregidos.

De las figuras anteriores se aprecia que la distribución de densidades sobre el modelo completo es coherente, derivado esto de la casi nula diferencia entre, determinar el peso del ejemplar completo, como la suma de las ramas que lo conforman o como modelo único. De esto se puede inferir que la definición de modelos sujeto-específicos a menor escala, como secciones de hueso, respeta la distribución mineral espacial pudiendo realizar búsquedas o exámenes en zonas más pequeñas con la consiguiente disminución de las dosis de radiación asociadas. Los porcentajes de error, siguen la misma tendencia, es decir, el valor para el modelo completo es equivalente a la suma de los errores de sus ramas.

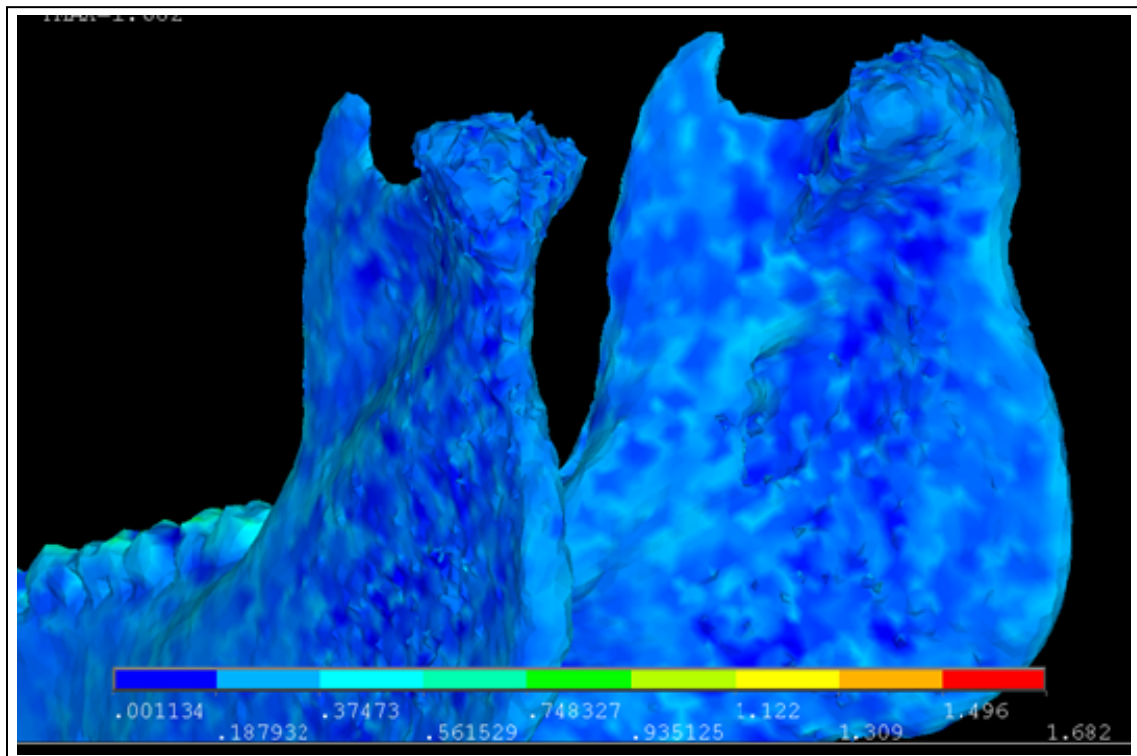
La figura 6.15 muestra el mapa de distribución del contenido mineral para ejemplar denominado Cráneo 1 de la experiencia final. Se muestra en detalle el modelo generado para la rama derecha (similar a la rama izquierda). La escala en la parte inferior del modelo de la mandíbula representa la densidad en  $\text{g/cm}^3$  para las diferentes zonas del mapa, en donde zonas más densas corresponden a zonas más resistentes.



**Figura 6.15:** Mapa tridimensional experiencia final. Mandíbula completa y rama derecha por ambos lados (escala de densidad en  $\text{g/cm}^3$ ).

Se vuelve a repetir lo visto en la segunda experiencia. Los tejidos densos se concentran en la periferia de la mandíbula y por sobre todo en las cúspides de los molares y los incisivos. No se aprecian degeneraciones o incongruencias con los ejemplares reales ni elementos derivados de ruido de la imagen. Resulta interesante que para esta experiencia, en donde los modelos fueron cortados digitalmente, que la sínfisis presenta una zona de tejido altamente denso hacia abajo y atrás, consecuente con las

descripciones anatómicas de la mandíbula y con una inspección visual sobre el ejemplar real. Esto vendría a explicar parte de la subestimación de pesos en experiencias anteriores, en donde no se apreciaba esta gran densidad mineral en dicha zona, producto de una promediación de esos pixeles con otros de menor densidad. Para todos los modelos de esta experiencia los mapas tridimensionales por rama y completo tienen la misma apariencia. Este punto determina ciertas consideraciones para futuras experiencias, en donde es necesario tener claro, que si los ejemplares son procesados seccionados, se encontrarán zonas de subestimación como resultado de la promediación de valores HU con el medio que lo rodea, esto es especialmente sensible en zonas de alto gradiente, como el visto acá en la sínfisis mentoneana.



**Figura 6.16:** Degradación de los cóndilos para el caso V 80 – A 100 por ruido.

Si bien no se reporta mayor variación en el porcentaje de error de los diferentes casos desarrollados, el hecho de utilizar valores bajos de adquisición (como voltaje y corriente), disminuye los valores de radiación, sin embargo disminuye con ello también

la calidad visual del mapa tridimensional como se ve en la figura 6.16. No existe evidencia estadística que avale que este detrimento gráfico impacte también en la precisión del modelo.

#### 6.4.3. Análisis de correlación dosis – error estimado

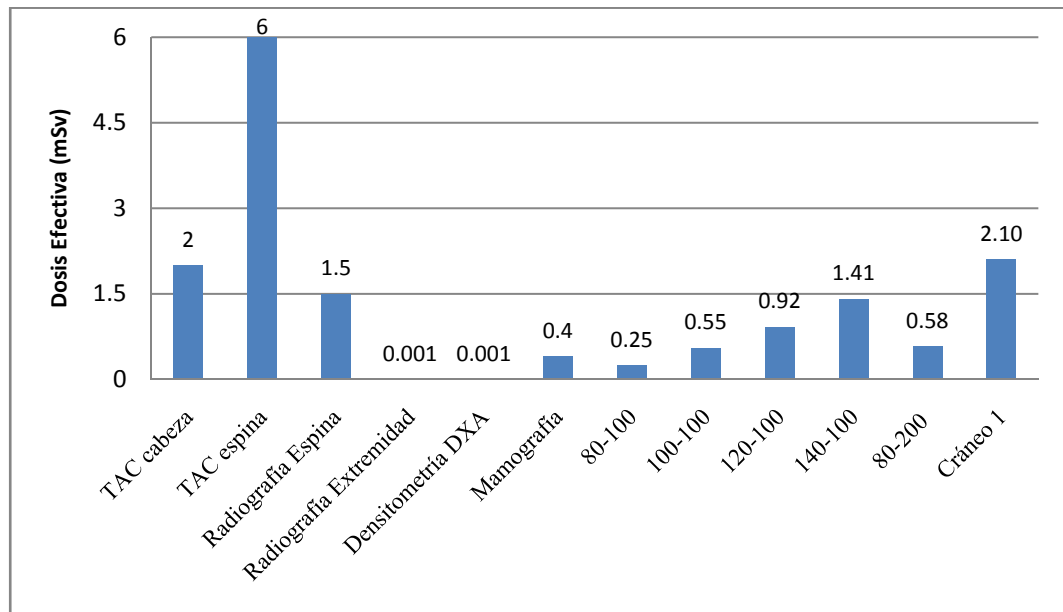
A fin de determinar estadísticamente la correlación, o no correlación entre la dosis de radiación efectiva y el nivel de error, se realizó una prueba de regresión con análisis de varianza, sobre estas dos variables. Se hace la relación entre dosis y error porcentual estimado, entendiendo que a menores dosis, menor es también la calidad de las imágenes adquiridas y por extensión de los modelos generados. Los resultados se presentan en la tabla 6.10.

**Tabla 6.10:** Resultados prueba de correlación entre dosis efectiva y error.

| Parámetro                                             | Valor  |
|-------------------------------------------------------|--------|
| <b>Coefficiente de correlación múltiple</b>           | 0.035  |
| <b>Coefficiente de determinación <math>R^2</math></b> | 0.001  |
| <b><math>R^2</math> ajustado</b>                      | -0.109 |
| <b>Error típico</b>                                   | 4.801  |
| <b>Valor de F</b>                                     | 0.011  |
| <b>Valor crítico de F</b>                             | 0.920  |

Al igual que para el caso 6.2.3, no existe evidencia estadística que demuestre diferencias significativas entre cada una de las condiciones de adquisición utilizada. El coeficiente de correlación múltiple, con una tendencia clara a 0 (indicando indiferencia), establece que la dosis efectiva de radiación afecta el valor de error porcentual en un 3.5%. Por otro lado, el coeficiente de determinación muestra que sólo un 0.1% del error porcentual puede ser atribuido o explicado por cambios en las condiciones de adquisición (traducidas en la dosis de radiación). Por último, el valor de F, muy por debajo del valor crítico, indica que no existe una relación estadísticamente significativa entre la dosis de radiación y el error estimado, complementando la información entregada por los valores de correlación. Lo relevante de esto, es que se pueden

disminuir los valores de radiación sobre los pacientes sin sacrificar por eso, precisión de los modelos o de los mapas, pudiendo ser comparados con el nivel de radiación de una mamografía para el caso V 80 – A 100. La figura 6.16 muestra los niveles de radiación a los cuales fueron expuestos los ejemplares en las diversas condiciones, contrastados con valores de otros exámenes radiológicos ([www.radiologyinfo.org](http://www.radiologyinfo.org)).



**Figura 6.17:** Niveles de radiación efectiva en mSv para diferentes exámenes.

En vista al gráfico de la figura 6.17, se ve como los niveles de dosis efectiva para todos los exámenes realizados en esta investigación están bajo las recomendaciones o muy cerca de ellas, destacan los casos V 80 – A 100 y V 100 – A 100, por presentar valores extremadamente bajos, comparables a una mamografía y mucho menores aún que una radiografía de espina o columna. Lo que, a nivel de riesgo radiológico, podría hacer pensar en el uso del procedimiento aquí expuesto como un examen rutinario, al igual que las densitometrías *DXA*.

## **7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

### **7.1. Conclusiones**

Esta investigación se realiza como una continuación de los estudios desarrollados por Pérez (2008), siendo una extensión de dicho trabajo sobre todo en lo concerniente al desarrollo, aplicación y evaluación de los fantasmas de calibración. Por otro lado, plantea la utilización de ejemplares óseos complejos, irregulares como el cráneo y la mandíbula en una etapa inicial y sólo esta última en etapas posteriores, en contraposición a los modelos desarrollados sobre huesos regulares de baja complejidad geométrica. En general, el cráneo y la mandíbula presentan desafíos mayores, como la dentadura, y los senos maxilares, junto con cambios permanentes y rápidos en los gradientes de densidad, pasando de zonas altamente mineralizadas a zonas alveolares de baja densidad. No se reportan, a excepción de Zhang (2001), modelos o análisis de este tipo sobre mandíbulas o cráneos (evaluando los modelos por simulaciones mecánicas en vez de contenido mineral), siendo los análisis de estos huesos, simplificaciones anatómicas basadas en promedios poblacionales o revisiones bibliográficas de investigaciones bajo el mismo enfoque.

El desarrollo de la primera experiencia se realizó heredando los parámetros de adquisición de otro tipo de experiencias (80 kVp y 80 mAs), las cuales, en vista de la información recabada y resultados obtenidos, parecen ser inadecuados para los objetivos planteados. Sin embargo, permitieron establecer la base de conocimiento para el resto de esta investigación. En esta primera etapa, los valores de error son elevados y, a diferencia del resto del estudio, subestiman el contenido mineral de los ejemplares reales. Los mapas generados, son útiles a la hora de definir zonas de mayor densidad, y además son consecuentes, con las descripciones anatómicas de los ejemplares. Existen casos especiales como la mandíbula, en la cual se visualiza una especie de asimetría entre las ramas que no influiría en la determinación de contenido mineral, pero si genera confusión como guía gráfica. El hecho de utilizar ejemplares limpios permite definir

entre otros, la relación entre densidad aparente y densidad de ceniza; en cambio, otorga un ambiente artificial de análisis, al presentar condiciones ideales que podrían inducir a razonamientos erróneos. Se destaca de esta etapa, el representar la primera aplicación reportada de fantasmas de calibración conducentes a la generación de mapas tomográficos cuantificados. Otro punto a destacar, es la utilización de un nuevo elemento de calibración como es el cloruro de calcio, no reportado en ninguna de las investigaciones referenciadas. Derivado del análisis de los resultados de error porcentual, no existe evidencia estadística que avale una mejora de los fantasmas de fosfato dipotásico por sobre los fantasmas de cloruro de calcio, sin embargo, este último presenta ventajas en cuanto a costos, preparación y conservación por sobre el estándar en este tipo de investigaciones (fosfato dipotásico).

Para la segunda experiencia, extrapolándose a casos desarrollados, no presentados en esta investigación, la aplicación de nuevos parámetros de adquisición, más la simulación de un entorno más natural (con la inmersión de los ejemplares) otorga la posibilidad de probar nuevos elementos y estrategias para la preparación de los modelos, como la aplicación de filtros predefinidos. La variación de los valores de segmentación afecta de manera clara las máscaras primitivas generadas y no puede pensarse, por lo menos con el procedimiento aquí utilizado, en una automatización de dicho proceso, debido a que, incluso en condiciones ideales, siempre existen elementos seleccionados indeseados que pueden acarrear fallas en la aplicación de modelos sujeto-específicos al análisis de elementos finitos. A pesar de esto, la aplicación del filtro predefinido *Bone*, resultó ser el ideal a la hora de establecer la base geométrica de los modelos, entregando estructuras bien definidas y anatómicamente consecuentes con los ejemplares de estudio. El mayor beneficio de la aplicación de un filtro predefinido, radica en la estandarización del procedimiento y en un ahorro de trabajo manual, que puede llevar por falta de experiencia, a la inclusión o eliminación de píxeles por criterios infundados del usuario. No se reportan mayores diferencias entre los 3 filtros analizados, debido al trabajo de edición manual realizado, salvo un gran ahorro de tiempo comparando la edición de las tres máscaras generadas.

Como parámetros óptimos de modelación, se puede hablar en términos absolutos que a partir de un valor “*integration step*” de 15, los pesos estimados se estabilizan, no encontrando mayores ventajas a pasos superiores (con diferencias porcentuales menores al 1% y aumentos excesivos del tiempo de cálculo respondiendo a una función cuadrática). Para la transcripción de materiales, estos deberían, por lo menos, estar en las proximidades de 300, estabilizándose los valores para mapas superiores. En cuanto a la densidad de las mallas, estas no presentan diferencias significativas ni ventajas comparativas por sobre los 200000 elementos. Sin embargo, es necesario verificar la interdependencia de estos 3 parámetros debido a que la modificación de uno de ellos afecta, aunque sea de manera aparentemente despreciable a los otros, y por lo tanto al modelo sujeto-específico desarrollado. Es necesario ser cuidadoso con estos límites, debido a que la aplicación de los modelos aquí desarrollados, en simulaciones por elementos finitos de comportamientos mecánicos, podrían resultar complejos y requerirían de plataformas de hardware más avanzadas que el estándar actual para el público masivo. Si lo que se requiere es sólo desarrollar los mapas tridimensionales, estos pueden ser generados, contando con los software adecuados, en cualquier computador de línea doméstica de la actualidad. Los modelos aquí presentados fueron desarrollados en su mayoría en una plataforma AMD a 2.6 Ghz con 2 Gb de memoria instalada.

La experiencia final presenta, a criterio del autor, el punto más relevante de la investigación. Primero, por realizar un proceso en condiciones absolutamente clínicas (parámetros de adquisición y presencia de tejidos blandos, no visto en otras investigaciones referenciadas) y segundo, por considerar y comparar los niveles de radiación efectiva generados durante el examen. Esto cobra relevancia, cuando este tipo de exámenes se posterga precisamente por los altos índices de irradiación relativos a otras técnicas (como densitometría). Los resultados de esta experiencia demostraron que se pueden disminuir los valores de dosis a niveles comparables con una mamografía o radiografía sin sacrificar la precisión del modelo sujeto-específico desarrollado, lo cual

abre una puerta para establecer este tipo de exámenes como un nuevo estándar en la determinación de patologías como osteoporosis o riesgo de fractura. Por otro lado, esta experiencia demostró que valores de resolución de adquisición longitudinal (espacio de corte y paso helicoidal) bajos (0.5 mm y 0.6 mm respectivamente) no aportaron mayor ventaja contra los valores utilizados en el estudio de dosis (1 mm de corte y 1 mm de paso helicoidal). Queda la posibilidad de determinar, el momento en que estos parámetros sí se vuelven relevantes, debido a que el aumento de dichos valores va en detrimento de la calidad del modelo y en una disminución de las dosis efectivas de radiación.

Si bien los mapas tridimensionales son gráficamente coherentes con la real distribución mineral o campos de densidad de los ejemplares; su precisión numérica o cuantitativa queda bajo lo esperado, con niveles de error en promedio del 18% de sobreestimación en pruebas clínicas. Esta sobreestimación podría ser atribuida a la influencia del tejido dentario (altamente mineralizado) sobre los espacios alveolares de baja densidad. Esto aumentaría la densidad de dichos espacios por efecto del esmalte radicular, generando un amplio frente de densidad media a lo largo de toda la línea dentaria en lugar de una zona de densidad baja, con el consiguiente aumento de la masa mineral.

Se recomienda para cualquier caso, la utilización de ejemplares completos, seccionados física y digitalmente posterior al examen, a fin de evitar los errores de promediación vistos, como ejemplo, en los mapas tridimensionales en la zona de la sínfisis mentoneana.

En general, no se cuenta con información bibliográfica acerca de la estimación de la precisión de modelo sujeto-específicos enfocados a la determinación del contenido mineral de ejemplares óseos. Los objetivos planteados han sido cumplidos en toda su extensión. A pesar de esto, queda todavía la evaluación de estos modelos sujeto-específicos en entornos de simulaciones mecánicas.

## **7.2. Trabajos futuros**

Es necesario determinar si el factor de corrección responde a una semejanza de los ejemplares analizados o a algún otro parámetro no reconocido. Para esto se requiere realizar nuevas pruebas sobre un mismo ejemplar, variando todos los parámetros posibles de uno a la vez, sobre todo en la etapa de adquisición. El factor de corrección mostró ajustar de manera eficaz los valores de peso total de cada ejemplar, llevando todos los errores porcentuales a niveles inferiores al 10%.

Se puede pensar en desarrollar y establecer una aplicación que genere mapas tridimensionales basado en voxeles, similar al volumen VTK, pero incluyendo la información de la calibración. Para esto, se podría establecer una transcripción inmediata de los valores HU de cada voxel a un valor de densidad mineral conocido. La representación gráfica podría incluir un promedio lineal de las densidades visualizadas a fin de entregar un mapa de contorno suavizado.

En cuanto a simulaciones, existe la opción de verificar las estimaciones, ya no a través del contenido mineral, si no a través de la realización de ensayos mecánicos simples y su simulación basada en los modelos sujeto-específicos desarrollados. Asociado a esto, se puede verificar los campos de densidad presentados en los mapas tridimensionales con medidas de micro dureza sobre puntos que puedan ser corroborados en el modelo virtual.

Manteniendo la línea de esta investigación, es necesario realizar más pruebas, con nuevos fantasmas de calibración (basados en las sales aquí presentadas) y nuevas condiciones de examinación a fin de determinar los límites de aplicación y precisión de esta metodología.

## BIBLIOGRAFIA

Anderson, A.E.; Peters, C.L.; Tuttle y B.D. y Weiss, J.A., (2005). Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127, 364–373.

Branemark P. I., (2005). The osseointegration book, from calvarium to calcaneus, 1ª Edición, Quintessence Boooks, Berlin, Alemania.

Brenner, D., (2007). Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure. *The New England Journal Of Medicine*, 357, 2277-2284.

Carter, D. y Hayes, W., (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 59, 954–962.

Chen, G.; Schmutz, B.; Epari, D.; Rathnayaka, K.; Ibrahim, S.; Schuetz, M. A. y Percy, M. J., (2010). A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models. *Journal of Biomechanics*, 43, 1011-1015.

Chappard, D.; Moquereau M.; Mercier, P.; Gallois, Y.; Legrand, E.; Baslé, M. F. y Audran, M., (2004). Ex vivo bone mineral density of the wrist: influence of medullar fat. *Bone*, 34, 1023-1028.

Chevalier, Y.; Pahr, D.; Allmer H.; Charlebois, M. y Zysset, P., (2007). Validation of a voxel-based FE method for prediction of the uniaxial apparent modulus of human trabecular bone using macroscopic mechanical tests and nanoindentation. *Journal of Biomechanics*, 40, 3333-3340.

Chevalier, Y.; Charlebois, M.; Pahr, D.; Varga, P.; Heini, P.; et al., (2008). A patient-specific finite element methodology to predict damage accumulation in vertebral bodies under axial compression, sagittal flexion and combined loads. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11, 477-487.

Cong, A.; Op Den Buijs, J. y Dragomir-Daescu, D., (2010). In situ parameter identification of optimal density–elastic modulus relationships in subject-specific finite element models of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics*. (Article in Press).

Dalstra, M., Huiskes, R. y van Erning, L., (1995). Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117, 272–278.

Drum, M. G.; Les, C. M.; Park, R. D.; Norrdin, R. W.; Mcllwraith, C. W. y Kawcak, C. E., (2009). Correlation of quantitative computed tomographic subchondral bone density and ash density in horses. *Bone*, 44, 319-319.

Engelke, K.; Libanati, C.; Liu, Y.; Wang, H.; Austin, M.; Fuerst, T.; et al., (2009). Quantitative computed tomography (QCT) of the forearm using general purpose spiral whole-body CT scanners: Accuracy, precision and comparison with dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Bone*, 45, 110-118.

Gbara, A.; Heilnad, M.; Schmelzle, R. y Blake, F., (2008). Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparision with four conventional systems. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 36, 152-156.

Gibson, L. J., (1985). The mechanical behavior of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 18, 317-328.

Giesen, E. B. W.; Ding, M.; Dalstra, M. y van Eijden, T. M. G. J., (2001). Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *Journal of Biomechanics*, 34, 799-803.

Gartner, L. y Hiatt, J. (1997) Histología, Texto y Atlas. Editorial McGraw Hill, 1ª Edición.

Hara, T.; Tanck, E.; Homminga, J. y Huiskes, R., (2002). The Influence of Microcomputed Tomography Threshold Variations on the Assessment of Structural and Mechanical Trabecular Bone Properties. *Bone*, 31, 107-109.

Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Buskirk, W. C. y Anderson, R. C., (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics*, 25 (3), 261-286.

Hedia, H.S., (2005). Design of functionally graded dental implant in the presence of trabecular bone. *Journal of Biomedical Materials Research, Part B* 75B, 74–80.

Hedia, H.S. y Mahmoud, N.A., (2004). Design optimization of functionally graded dental implant. *Biomedical Materials and Engineering*, 14, 133–143.

Helgason, B., Taddei, F., Palsson, H., Schileo, E., Cristofolini, L., Viceconti, M., et al., (2008). A modified method for assigning material properties to fe models of bones. *Medical Engineering & Physics*, 30, 444–453.

Ichim, I., Swain, M. V. y Kieser, J. A., (2006). Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions. *Journal of Biomechanics*. 39, 1093-1913.

Janssen, D., Stolk, J., Verdonshot, N., (2006). Finite element analysis of the longterm fixation strength of cemented ceramic cups. *Proceedings Institution of Mechanical Engineers: Part H. Journal of Engineering in Medicine*, 220, 533–539.

Keaveny, T., Morgan, E., Niebur, G. y Yeh, O., (2001). Biomechanics of trabecular bone. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3, 307–333.

Keyak, J.H., Fourkas, M.G., Meagher, J.M. y Skinner, H.B., (1993). Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering*, 15, 505–509.

Keyak, J., Lee, I. y Skinner, H., (1994). Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research*, 28 (11), 1329–1336.

Keyak, J.H. y Falkinstein, Y., (2003). Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics*, 25, 781-787.

Keyak, J.H., Kaneko, T.S., Tehranzadeh, J. y Skinner, H.B., (2005). Predicting proximal femoral strength using structural engineering models. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 219–228.

Korhonen, R.K., Koistinen, A., Kontinen, Y.T., Santavirta, S.S., Lappalainen, R., (2005). The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups–finite element simulations and experimental tests. *Biomedical Engineering Online*, 4 (1), 32.

Korioth, T.W., Romilly, D.P. y Hannam, A.G., (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *American Journal of Physical Anthropology*, 88, 69-96.

Langton, C. M.; Pisharody, S. y Keyak, J. H., (2009). Comparison of 3D finite element analysis derived stiffness and BMD to determine the failure load of the excised proximal femur. *Medical Engineering & Physics*, 31, 668-672.

Latarjet, M. y Ruiz Liard, A., (1995). Anatomía Humana, Volumen 1. 3ª edición. Editorial Médica Panamericana.

Lin, C.L., Wang, J.C. y Kuo, Y.C., (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of Biomechanics*, 39, 453–463.

Lin, R-M.; Tsai, K-H. y Chang, G-L., (1997). Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 12, 331-336.

Linde, F., (1994). Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. *Danish Medical Bulletin*, 41, 119-138.

Maki, K.; Miller, A. J.; Okano, T. y Shibasaki, Y., (2001). A three-dimensional, quantitative computed tomographic study of changes in distribution of bone mineralization in the developing human mandible. *Archives of Oral Biology*, 46, 667-678.

Mc Donnell, P.; Harrison, N.; Liebschner, M. A. K. y Mc Hugh, P. E., (2009). Simulation of vertebral trabecular bone loss using voxel finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 42, 2789-2796.

Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A. y Bosman, F., (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38, 491–496.

Meyer, C.; Kahn, J-L.; Boutemi, P. y Wilk A., (2002). Photoelastic analysis of bone deformation in the región of the mandibular condyle during mastication. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 30, 160-169.

Meyer, C.; Serhir, L. y Boutemi, P., (2006). Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 34, 173-181.

Moore, K. y Dalley, A., (2002). Anatomía con orientación Clínica. 4ª edición. Editorial Médica Panamericana.

Mulder, L.; Koolstra, J. H.; den Toonder, J. y van Eijden, T., (2007). Intratrabecular distribution of tissue stiffness and mineralization in developing trabecular bone. *Bone*, 41, 256-265.

Natali, A.N., Pavan, P.G. y Ruggero, A.L., (2006). Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 67–74.

Pérez, I., (2008). Caracterización sujeto-específica de las propiedades mecánicas del material óseo en fémur porcino. Tesis de Magister, Pontificia Universidad Católica de Chile, Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica.

Rho, J., Hobatho, M. y Ashman, R., (1995). Relations of mechanical properties to density and ct numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*, 17, 347–355.

Ross, M. y Pawlina, W., (2007). Histología texto y atlas color con biología celular y molecular. 5ª edición. Editorial Médica Panamericana.

Schileo, E.; Taddei, F.; Malandrino, A.; Cristofolini, L. y Viceconti, M., (2007). Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *Journal of Biomechanics*, 40, 2982-2989.

Schileo, E.; Dall'Ara, E.; Taddei, F.; Malandrino, A.; Schotkamp, T.; Baleani, M. y Viceconti, M., (2008a). An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics*, 41, 2483-2491.

Schileo, E.; Taddei, F.; Cristofolini, L. y Viceconti, M., (2008b). Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *Journal of Biomechanics*, 41, 356-367.

Schmidt, H.; Heuer, F.; Simon, U.; Kettler, A.; Rohlmann, A.; Claes, L.; et al., (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 337-44.

Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. y Kusakari, H., (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 18, 357-368.

Taddei, F., Viceconti, M., Manfrini, M. y Toni, A., (2003). Mechanical strength of a femoral reconstruction in paediatric oncology: a finite element study. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, *Journal of Engineering in Medicine*, 217, 111-119.

Taddei, F.; Pancanti, A. y Viceconti, M., (2004). An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering and Physics*, 26, 61–69.

Taddei, F.; Helgason, E. S. B.; Cristofolini, L. y Viceconti, M., (2007). The material mapping strategy influences the accuracy of ct-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering and Physics*, 29, 973–979.

Teo, J.; Si-Hoe, K.; Keh, J. y Hin Teoh, S., (2006). Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. *Clinical Biomechanics*, 21, 235-244.

Trabelsi, N.; Yosibash, Z. y Milgrom, C., (2009). Validation of subject-specific automated p-FE analysis of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 42, 234-241.

Tsi, K-H.; Chang, G-L. y Lin, R-M., (1997). Differences in mechanical response between fractured and non-fractured spines under high-speed impact. *Clinical Biomechanics*, 12, 445-451.

Tsubota, K.; Suzuki, Y.; Yamada, T.; Hojo, M. et al., (2009). Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law. *Journal of Biomechanics*, 42, 1088-1094.

Tsukrov, I.; DeCew, J.; Baldwin, K.; Campbell-Malone, R.; Moore, M. J., (2009). Mechanics of the right whale mandible: Full scale testing and finite element analysis. *Journal of Experimental Marine Biology and Ecology*, 374, 93-103.

Viceconti, M., Zannoni, C., Testi, D. y Cappello, A., (1999). A new method for the automatic mesh generation of bone segments from CT data. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 23 (2), 77–781.

Viceconti, M., Davinelli, M., Taddei, F. y Cappello, A., (2004). Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of Biomechanics*, 37, 1597–1605.

Viceconti, M., Zannoni, C., Testi, D.; Petrone, M.; Perticoni, S. et al., (2007a). The multimod application framework: A rapid application development tool for computer aided medicine. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 85, 138-151.

Viceconti, M., Taddei, F.; Montanari, L.; Testi, D.; Leardini, A.; Clapworthy, G. y Van Sint Jan, S., (2007b). Multimod Data Manager: A tool for data fusion. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 87, 148-159.

Vollmer, D., Meyer, U., Joos, U., Vegh, A. y Piffko, J., (2000). Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 28 (2), 91-96.

Wagner, A., Krach, W., Schicho, K., Undt, G., Ploder, O. y Ewers, R., (2002). A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 94, 678–686.

Yosibash, Z.; Trabelsi, N. y Milgrom, C., (2007). Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of Biomechanics*, 40, 3688-3699.

Zhang, F., Langenbach, G.E.J., Hannam, A.G. y Herring, S.W. (2001). Mass properties of the pig mandible. *Journal of Dental Research*, 80, 327-335.

Zhang, Q-H.; Wang, J-Y.; Lupton, C.; Heaton-Adegbile, P.; Guo, Z-X.; Liu, Q. y Tong, J., (2010). A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements. *Journal of Biomechanics*, 43, 2722-2727.

Zienkiewicz, O. C. y Taylor, R. L. (2000). The Finite Element Method, Volume 1: The Basis. 5ª Edición, Butterworth Heinemann, Oxford, Inglaterra.

## ANEXOS

### ANEXO A: Archivo de salida BoneMat y archivo macro de ANSYS APDL.

Archivo de salida de BoneMat. La primera columna corresponde a la densidad por familia, la segunda al módulo de elasticidad por familia y la tercera, al número de elementos por familia.

| ro       | E        | NUMBER OF ELEMENTS |
|----------|----------|--------------------|
| 2.385838 | 2.385838 | 1                  |
| 2.380998 | 2.380998 | 1                  |
| 2.376931 | 2.376931 | 1                  |
| 2.373141 | 2.373141 | 1                  |
| 2.365440 | 2.365440 | 2                  |
| 2.359858 | 2.359858 | 1                  |
| 2.355134 | 2.355134 | 1                  |

Archivo macro de ANSYS APDL. Posee extensión .mac. El nombre no puede contener espacios ni caracteres especiales y su extensión es acotada.

|                      |                                                                                        |
|----------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| /units, MPA          | Define el sistema de unidades en milímetros, toneladas y MPA entre otros               |
| irlf, -1             | Activa el sumario de matriz de inercia o <i>Inertia Relief</i>                         |
| /GLINE, 1, -1        | Opciones de visualización del modelo sin bordes de elementos                           |
| Gplot                | Activa la visualización del modelo                                                     |
| MP, DENS, 1, 2.38e-9 | Establece la propiedad, <i>Dens</i> densidad, para la familia 1 con el valor definido  |
| MP, DENS, 2, 2.38e-9 | Establece la propiedad, <i>Dens</i> densidad, para la familia 2 con el valor definido  |
| MP, EX, 1, 2.38      | Establece la propiedad, <i>Ex</i> Elasticidad, para la familia 1 con el valor definido |
| MP, EX, 2, 2.3       | Establece la propiedad, <i>Ex</i> Elasticidad, para la familia 2 con el valor definido |
| MP, PRXY, 1, 3.0e-1  | Establece la propiedad, <i>PRXY</i> Poisson, para la familia 1 con el valor definido   |
| MP, PRXY, 2, 3.0e-1  | Establece la propiedad, <i>PRXY</i> Poisson, para la familia 2 con el valor definido   |
| BF, FAM1, TEMP, 2.38 | Aplica como una temperatura ( <i>TEMP</i> ), el valor de densidad a la familia 1       |
| BF, FAM2, TEMP, 2.38 | Aplica como una temperatura ( <i>TEMP</i> ), el valor de densidad a la familia 2       |
| /PBF, temp,, 1       | Presenta en pantalla el campo de temperatura <i>temp</i> como promedio de contorno     |
| /GLINE, 1, -1        | Opciones de visualización del modelo sin bordes de elementos                           |
| EPLLOT               | Redibuja el modelo con campos de temperatura por familia aplicados                     |
| /SOLU                | Ingresa al menú de solución                                                            |
| SOLVE                | Ejecuta un cálculo sin restricciones para determinar el peso                           |

Terminado de ejecutar los cálculos, es necesario digitar *irlist*, para visualizar el sumario con el peso del modelo y la matriz de inercia.

## ANEXO B: Código m de Matlab para prerapación de archivos macro.

Archivo m de Matlab para transformar el formato de los archivos de salida de BoneMat al formato de los archivos macro de entrada de ANSYS APDL.

```
clear all;

% Declaracion y apertura archivo de entrada, reconocimiento de vectores
in=fopen('m.txt');
fseek(in, 30, 'bof');
C=textscan(in,'%n %n %n');

% Declaracion variables
rho=C{1};
long=length(rho);
ex=C{2};
elementos=sum(C{3});
nuxy=0.3;
rhomax=max(C{1});
rhomin=min(C{1});
exmax=max(C{2});
exmin=min(C{2});
cr=0.000000001;

% Declaracion y apertura archivo de salida
out=fopen('m.mac','w');
diag=fopen('diagnostico.txt','w');

% Cuerpo archivo de diagnostico
fprintf(diag,'Archivo de diagnostico\n\n- Numero de materiales: %i\n- Numero de elementos: %d\n-
Rho maximo: %d\n- Rho minimo: %d\n- Ex maximo: %d\n- Ex minimo: %d',length(rho), elementos,
rhomax, rhomin, exmax, exmin);

% Formato archivo de salida
% Impresion encabezado
fprintf(out,'%units, MPA\n\n/GLINE, 1, -1\nngplot\n');

% Impresion cuerpo archivo densidad, elasticidad y poisson.
% Densidad
for i=1:(long)
    fprintf(out,'MP, DENS, %i, %d\n', i, rho(i)*cr);
end

% Elasticidad
```

```

    for i=1:(long)
        fprintf(out,'MP, EX,  %i, %d\n', i, ex(i));
    end

%   Poisson
    for i=1:(long)
        fprintf(out,'MP, PRXY,  %i, %d\n', i, nuxy);
    end

%   Impresion mapeo de densidades via asignacion de familia
    for i=1:(long)
        fprintf(out,'BF, FAM%i, TEMP, %d\n', i, rho(i));
    end

%   Impresion de pie de archivo
    for i=length(rho)
        fprintf(out,'PBF, temp,, 1\n/GLINE, 1, -1\nEPLT\n/SOLU\nSOLVE');
    end

% Cierre archivos utilizados
    fclose('all');

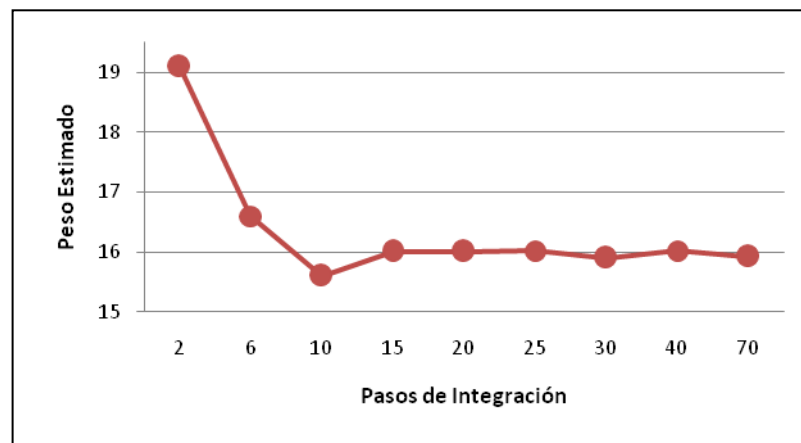
```

Los archivos de entrada son renombrados a m.txt, la ejecución del código entrega dos archivos de salida; uno de diagnóstico que muestra valores de número de elementos, máximo y mínimo de densidad y módulo de elasticidad y número de materiales; el otro archivo entregado corresponde al fichero macro para ser ejecutado en ANSYS APDL.

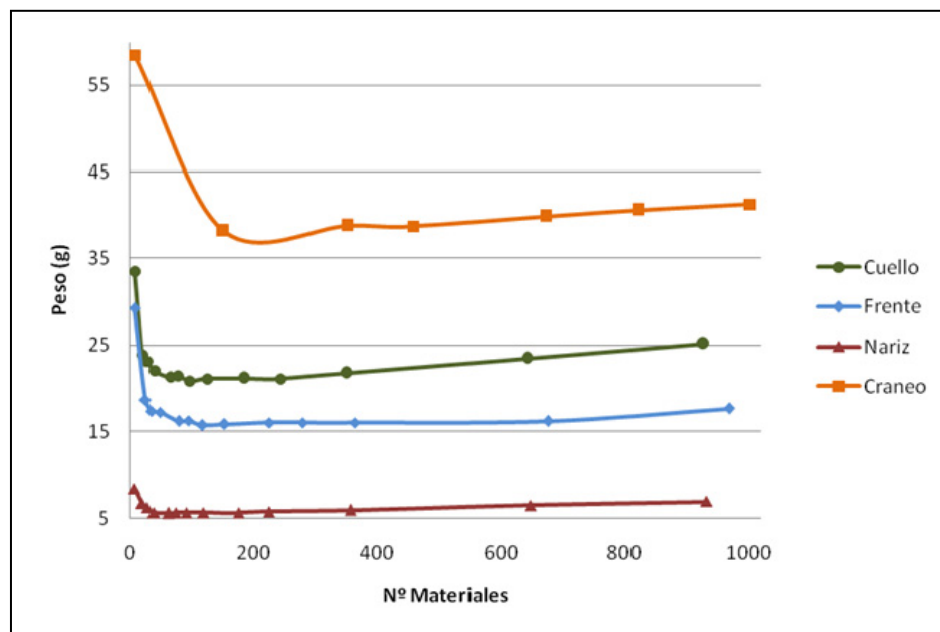
## ANEXO C: Prueba de convergencia basados en el cráneo del ejemplar joven.

Paralelo a la primera experiencia, se ejecutaron las mismas pruebas de sensibilidad presentadas en esta investigación en el punto 5.5. Para dicho estudio, se utilizaron los segmentos del cráneo del ejemplar joven obteniendo los siguientes resultados:

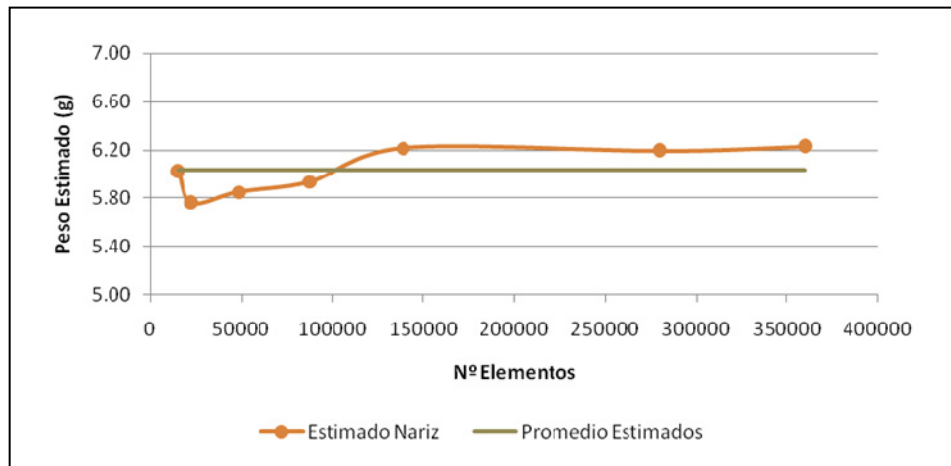
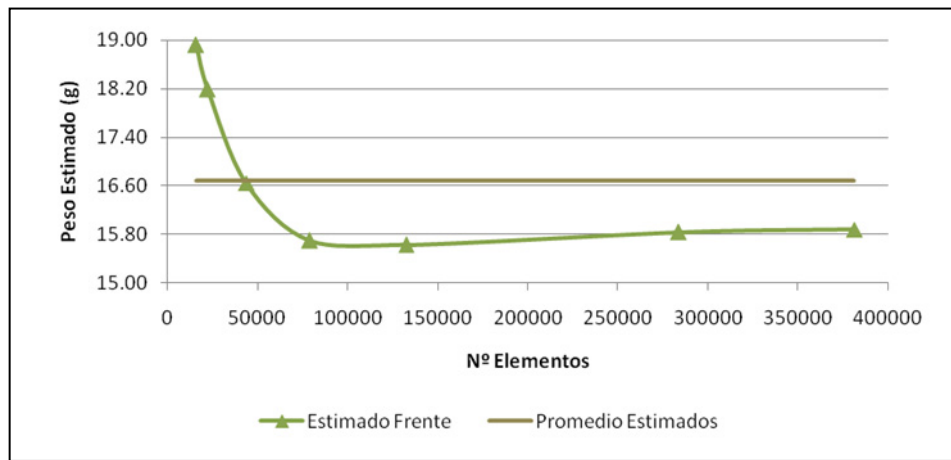
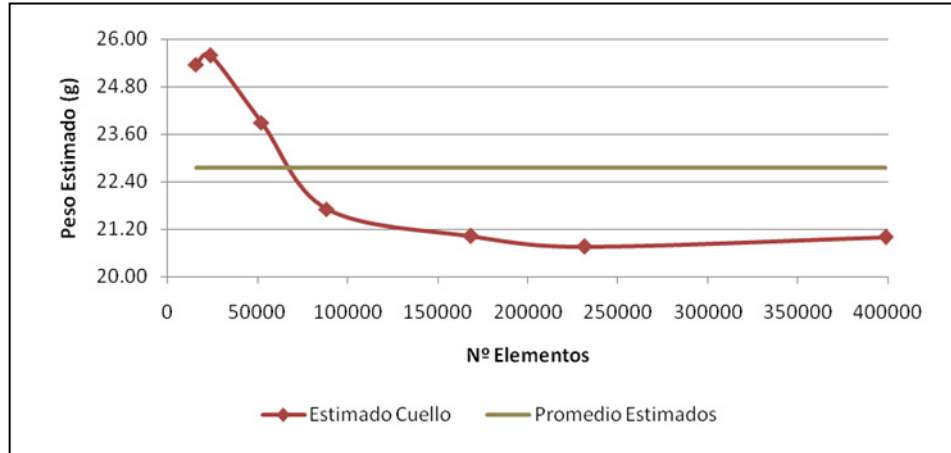
### - Convergencia según pasos de integración



### - Convergencia según número de materiales



- Convergencia según número de elementos



Los gráficos presentados, refuerzan los valores óptimos establecidos en el cuerpo formal de esta investigación. Se establece como valor de estabilización para el parámetro “*integration step*” 15, el número de materiales muestra una cierta divergencia basado en peso estimado, sin embargo, esas diferencias, como porcentaje, son menor al 3%. En cuanto al número de elementos, la tendencia es clara e independiente del ejemplar modelado, así, existe una clara convergencia a un número promedio de elementos cercano a los 2000000.

Estos valores cobran mayor importancia al ser comparados con las pruebas descritas en esta investigación, en donde se obtuvieron los mismos valores o zonas de estabilidad, para ejemplares y condiciones completamente diferentes.