

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA  
INFORMÁTICA  
INGENIERÍA DE LA SALUD

**CARACTERIZACIÓN DEL PERFIL HUMANO PARA  
CIRUGÍA ORTOGNÁTICA**  
**CHARACTERIZATION OF THE HUMAN PROFILE FOR  
ORTOGNACTIC SURGERY**

Realizado por  
**BLANCA MARCHAL CANO**  
Tutorizado por  
**JOSE MARÍA ALVAREZ PALOMO Y ENRIQUE  
DOMINGUEZ MERINO**  
Departamento  
**LENGUAJES Y CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
MÁLAGA, JUNIO 2017

Fecha defensa:  
El Secretario del Tribunal



## RESUMEN:

La cirugía ortognática tiene como objetivo restituir los volúmenes óseos perdidos por la edad o afectados por anomalías en el desarrollo y crecimiento. Para ello hay que realizar unas medidas exhaustivas que proporcionen la información adecuada de cara a la intervención quirúrgica.

El primer paso para obtener estas medidas es localizar sobre la imagen biomédica, y en 2D, el perfil de tejidos blandos y una gran cantidad de puntos localizados en diferentes zonas de ese perfil, en los maxilares y en la zona craneal.

Este análisis se hace, en la mayoría de hospitales de uso público, de una forma manual: se marcan los puntos de interés con papel de acetato y posteriormente se calculan las medidas necesarias pre quirúrgicas.

El objetivo principal del proyecto es simplificar y facilitar las medidas que debe obtener el cirujano, mediante la implementación de un software que destaque en primer lugar, el patrón de tejidos blandos que forman el perfil facial para posteriormente aplicar un análisis cefalométrico que permita obtener resultados similares a los que se extraen manualmente.

## ABSTRACT:

Orthognathic surgery aims to restore bone volumes lost through age or affected by abnormalities in development and growth. To do this, it is necessary take of the imagen measures that provide adequate information for a suitable surgical intervention. The first step to obtain these measurements is to locate in the biomedical image, and in 2D, the soft tissue profile and a large number of points located in different zones of that profile, in the jaws and in the cranial area.

This analysis is done in most public hospitals in a manual way: the points of interest are marked with acetate paper and then the necessary measures are calculated before surgical operation.

The main objective of the project is to simplify and facilitate the measures to be taken by the surgeon, by implementing a software that first emphasizes the pattern of soft tissues that form the facial profile to examine the ones that are extracted manually.

**PALABRAS CLAVES:** cirugía ortognática, cálculos preoperatorios, analisis de imágenes, procesado de imágenes, análisis cefalométrico, patrón de tejidos blandos, Matlab.

**KEYWORDS:** Orthognathic surgery, preoperative calculations, image analysis, image processing, cephalometric analysis, soft tissue pattern, Matlab.

# ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	
1.1	Motivación.....	8
1.2	Objetivos.....	9
1.3	Estructura de la memoria.....	10
2	ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO	
2.1	Toma de radiografía cefalométrica.....	11
2.2	Trazado cefalométrico.....	12
2.2.1	Puntos óseos.....	14
2.2.2	Puntos dentarios.....	15
2.2.3	Puntos en tejidos blandos.....	16
2.3	Líneas y planos cefalométricos.....	17
2.4	Patrón facial.....	18
3	ENTORNO DE TRABAJO	
3.1	Entorno de Matlab.....	20
3.2	Escritorio.....	21
3.3	Matrices en Matlab.....	21
3.4	Imágenes en Matlab	
3.4.1	Lectura de imágenes.....	22
3.4.2	Visualización de imágenes.....	23
3.4.3	Escritura de imágenes.....	23
3.5	Tipos de datos.....	23
3.6	Operaciones en Matlab.....	25
3.7	Procesado de imágenes en Matlab.....	27
3.8	Programación en Matlab.....	30
3.9	Objetos gráficos.....	31
4	PROCESAMIENTO DE IMAGEN	
4.1	Lectura	
4.1.1	La imagen digital.....	32
4.1.2	Introducción de imágenes en el sistema.....	33
4.2	Preprocesamiento de imágenes	
4.2.1	Operaciones puntuales.....	33

4.2.1.1	Modificación del contraste.....	34
4.2.1.2	Modelado del histograma.....	34
4.2.1.3	Operaciones entre imágenes.....	35
4.2.2	Operaciones espaciales	
4.2.2.1	Convolución.....	36
4.2.2.2	Filtros no lineales.....	37
4.3	Detección de contornos.....	38
4.4	Segmentación	
4.4.1	Usando umbral.....	39
4.4.2	Crecimiento de regiones.....	39
4.4.3	Ampliaciones.....	40
5	DETECCIÓN DE TEJIDOS BLANDOS	
5.1	Lectura de radiografías.....	41
5.2	Procesado para resaltar tejidos blandos	
5.2.1	Preprocesado de la radiografía.....	43
5.2.2	Detección de bordes.....	47
5.2.3	Segmentación.....	51
5.2.4	Crecimiento de regiones.....	55
6	CONCLUSIONES	
6.1	Conclusion.....	59
6.2	Avances futuros.....	62
7	REFERENCIAS	
8	ANEXOS	
8.1	Anexo I: Criterios selección de imágenes.	
8.2	Anexo II: Más resultados obtenidos en el procesado de imágenes.	
8.3	Anexo III: Comandos de la función RegionGrowing	

# ÍNDICE DE FIGURAS

## **CAPÍTULO 2: ANALISIS CEFALOMÉTRICO**

2.1 Componentes del cefalograma.....	6
2.2 Representación del dibujo anatómico facial.....	6
2.3 Representacion de puntos cefalométricos.....	10
2.4 Representacion de Líneas de Steiner, Ricketts, Holdaway y Burstone respectivamente.....	13

## **CAPÍTULO 3: ENTORNO DE TRABAJO**

3.1 Esquematización de los comandos que permiten pasar de un tipo de imagen	
3.2 concreto a otro.....	18
3.3 Operadores aritméticos principales disponibles en Matlab.....	19
3.4 Operadores relacionales.....	19
3.5 Operadores lógicos disponibles en Matlab.....	20
3.6 Funcionamiento de 'regiongrowing'.....	23
3.7 Resultado de pintar '*b' sobre una imagen en Matlab.....	24

## **CAPÍTULO 4: PROCESAMIENTO DE IMÁGENES**

4.1 Operaciones puntuales.....	27
4.2 Operaciones espaciales.....	29

## **CAPÍTULO 5: DETECCIÓN DE TEJIDOS BLANDOS**

5.1 Esquema de resultados.....	30
5.2 Imagen a niveles de gris.....	37
5.3 Diferencia entre contrastes.....	38
5.4 Histograma sin ecualizar.....	39
5.5 Histograma ecualizado.....	39
5.6 Diferencia imagen ecualizada o no.....	40
5.7Filtrado por mediana.....	41
5.8 Bordes obtenidos con 'Canny'.....	43
5.9 Bordes obtenidos con 'Roberts'.....	43
5.10 Bordes obtenidos con 'Sobel'.....	44
5.11 Bordes obtenidos con Prewitt.....	45
5.12 Filtrado máscara 7x7 dirección vertical.....	46
5.13 Segmentación por binarización con umbral.....	47
5.14 Imagen resultante de la unión de horizontal y vertical.....	47

5.15 Puntos obtenidos.....	49
5.16 Crecimiento de regiones.....	50
5.17 Unificación de regiones.....	51
<b>CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES Y AVANCES FUTUROS.</b>	
6.1 Objetivos del proyecto.....	52

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 Motivación

La cirugía maxilofacial es una especialidad quirúrgica que incluye el diagnóstico, cirugía y tratamientos relacionados de un gran espectro de enfermedades, heridas y aspectos estéticos de la boca, dientes, cara, cabeza y cuello.

En ese amplio espectro, está incluida la cirugía ortognática, del griego *orthos*, “recto” y *gnathos*, “mandíbula” que es una intervención quirúrgica que se encarga de corregir las deformidades dento-cráneo-maxilofaciales para lograr el equilibrio perfecto entre todos los rasgos faciales del paciente.

Este tipo de alteraciones faciales aparecen en la fase de crecimiento de la persona y se estabilizan al finalizar la misma.

Cuando un paciente es candidato a la cirugía ortognática, el equipo médico realiza un análisis completo de su cara. Se estudian exhaustivamente todos los elementos que la componen: mandíbula, maxilar, huesos cigomáticos, nariz, regiones orbitarias, dientes y todos los tejidos blandos que recubren el esqueleto facial y la región cervical.

De la misma manera que todos estos componentes forman un conjunto indivisible, el cirujano maxilofacial también debe valorar conjuntamente la morfología y la función. Así, cuando se pretenda armonizar un rostro se debe evaluar de forma holística todo el complejo dento-cráneo-maxilofacial con sus distintos elementos tanto estéticos como funcionales.

Para la valoración de dichos tejidos y su relación con las distintas partes, hay una amplia variedad de procedimientos, entre los que se encuentran los análisis clásicos cefalométricos de Downs, Tweed, Steiner, Ricketts, Sassouni, etc.

Pero la posibilidad real de extrapolar estos estudios anatómicos a la ortodoncia surge con el descubrimiento de los rayos X y la búsqueda de la estandarización de las radiografías realizadas, así como de la invención del ‘cefalostato’, que permite mantener fija la cabeza para que las imágenes puedan servir a los métodos de investigación aplicables.



En este trabajo, que se sitúa entre la investigación y la aplicación de lo investigado, se pretende hacer una recopilación, estudio y profundización sobre los aspectos relevantes al ya nombrado análisis exhaustivo de todos los elementos que componen la cara del paciente.

Debido a la baja (o ninguna) disponibilidad de software libre desarrollado para este cometido, este trabajo se convierte y se centra principalmente en la exploración de cómo puede mejorarse el rendimiento y la precisión de las técnicas utilizadas hoy en día para la obtención de los ya nombrados datos de interés.

Por lo tanto, el proyecto puede encuadrarse en el ámbito de la investigación de las herramientas tecnológicas utilizadas en el campo de la Salud y de cómo estas podrían ayudar al diagnóstico y el tratamiento.

## **1.2 Objetivos**

En este proyecto nos centraremos en el estudio en los tejidos blandos que recubren el esqueleto facial, ya que es el primer paso para obtener el resto de medidas de interés.

Para ello se va a realizar, en primer lugar, una recopilación de imágenes biomédicas que presenten los rasgos a estudiar y una forma, tamaño y calidad según los parámetros establecidos en el Anexo I.

En segundo lugar, se van a explorar y aplicar los distintos filtros de imágenes digitales disponibles para conseguir que la zona deseada (perfil facial) destaque sobre el resto de la imagen. El objetivo es realizar un procesado de las imágenes para que se faciliten los estudios posteriores sobre este perfil.

Se continuará con el estudio y aplicación de distintos algoritmos que nos permitirán obtener, ahora sí, los distintos puntos deseados sobre dicho perfil de tejidos blandos.

Tras ello se hará una estandarización de todas las imágenes seleccionadas para el estudio, de forma que se producirá una mejora y ajuste de los algoritmos utilizados para perfeccionar su utilidad y hacerlos más generalizados.

Con el propósito de explorar y certificar la utilidad del estudio realizado y del proyecto en sí, se efectuará una evaluación por parte de médicos expertos en este campo, que será incluida en las conclusiones, así como un encuadre

de esta investigación y sus aplicaciones futuras dentro del mundo de la tecnología.

Para ello las imágenes biomédicas serán procesadas con las herramientas del programa Matlab.

Matlab viene de la abreviación MATrix LABoratory, que significa: laboratorio de matrices. Es decir, los elementos que componen las imágenes propuestas serán tratados como elementos de una matriz, lo que permitirá analizar y obtener los resultados de interés.

Las herramientas utilizadas de este programa vendrán detalladas en uno de los capítulos que componen la memoria.

Hay versiones para estudiantes que permiten investigar utilizando esta herramienta, una aplicación futura sería traducir el código y funciones a un entorno que esté disponible para toda la comunidad sin necesidad de licencia.

También se hará uso de un Atlas de cefalometría que incluye todos los análisis y estudios anatómicos y como estos se relacionan directamente con el estudio de las radiografías.

Actualmente en la mayoría de hospitales de uso público no es utilizado ningún software que permita a los cirujanos obtener las medidas precisas y esta información automáticamente.

La técnica utilizada actualmente se realiza tomando las medidas de interés con papel de acetato, lo que incrementa el tiempo de realización y un trabajo un tanto costoso que podría mejorarse con el avance tecnológico. el objetivo principal de este trabajo es el planteamiento de un software que reproduzca dichos puntos y el patrón facial, de forma que permita obtener medidas de interés automáticamente para el usuario.

Estas medidas son: línea S de Steinner, línea de Holdaway, Burstone y Ricketts.<sup>1</sup>

### **1.3 Estructura de la memoria**

La memoria incluirá una explicación detallada de las distintos análisis cefalométricos que existen y son objetivo de estudio.

---

<sup>1</sup> Recogidas en el Atlas de Cefalometría y Análisis Facial ( Jesús Fernández Sánchez y Omar Gabriel da Silva Filho), 5. Análisis del trazado: Referencias Cefalométricas.

Posteriormente se hará una valoración de las herramientas de Matlab que se utilizan en este proyecto y la justificación de los filtros y algoritmos utilizados con motivo de encajar y encuadrarlos dentro de los análisis ya expuestos. Además se realizará una apreciación de cuál es el seleccionado para realizar un código que pueda aproximarse lo máximo posible a los resultados obtenidos manualmente.

Finalmente se hace una presentación y comentario de los resultados que se han obtenido con las técnicas utilizadas.

## **2. ANALISIS CEFALOMÉTRICO**

### **2.1 Toma de la radiografía cefalométrica**

Las condiciones que debe cumplir la aparatología que se utiliza para realizar telerradiografías con fines ortodóncicos debe cumplir una serie de requisitos:

En primer lugar el voltaje medido, el cual establece cuál será la fuerza de penetración de los rayos X debe oscilar entre 80 y 96 KVp.<sup>2</sup>

La segunda condición es que el miliamperaje esté entre 20 y 30 mA<sup>3</sup>.

Le sigue el tiempo de exposición que influye indirectamente en la dosis de radiación que sufre el paciente, viniendo determinada en miliamperios por segundo y estableciéndose un tiempo de 0,4 segundos por disparo radiográfico.

Otro dato a tener en cuenta es el punto focal. Este influye directamente en la distorsión de la imagen de una forma directamente proporcional; por lo que una reducción en el tamaño del foco implica una reducción en la distorsión o ruido.

Finalmente un dato importante a tener en cuenta es que de forma ideal, la fuente de rayos X debería mantenerse fija, para evitar así los cambios de distancia desde el foco a la placa radiográfica que contendrá la imagen.

Los ajustes que se realizan sobre el aparato de rayos X antes de realizar la telerradiografía incluyen:

---

<sup>2</sup> Kilovoltios necesarios para obtener una relación calidad visibilidad de los tejidos necesarios.

<sup>3</sup> Intensidad de corriente que pasa por el tubo en forma de electrones.

1. El haz de rayos X estará dirigido hacia las olivas auriculares<sup>4</sup> y perpendicular al plano sagital del paciente.<sup>5</sup>
2. Distancia entre foco y placa de 1,52 m y distancia mínima entre objeto y película.

Pero además de la importancia de los anteriores datos y de la posición fija del paciente (lo cual se consigue mediante el cefalostato) una buena telerradiografía debe mantener de forma paralela una buena presentación del tejido óseo y blando.

Requisito difícil de conseguir con meros ajustes de la maquinaria o del paciente. Por lo que a lo largo de la historia se han considerado distintas opciones que permitan obtener una buena representación del tejido óseo y a la misma vez de los tejidos blandos.

Algo que se está franqueando en la actualidad con el uso de equipos que ya incorporan herramientas suficientes para hacer posible la uniformidad en el contraste de densidades.

Pese a esto conseguir destacar el tejido blando por encima de las demás regiones anatómicas que aparecen en la imagen supone una combinación de filtros y un tratado de imagen específico y extenso.

## **2.2 Trazado cefalométrico**

Una vez obtenida una imagen de calidad, el siguiente paso es plasmar sobre ella el cefalograma.

El cefalograma es un dibujo anatómico sobre la imagen que permite reproducir algunas de las estructuras anatómicas de interés. En las figuras 2.1 y 2.2 se

---

<sup>4</sup> Parte del aparato que se introduce en los conductos auditivos y sirven como puntos anatómicos de referencia.

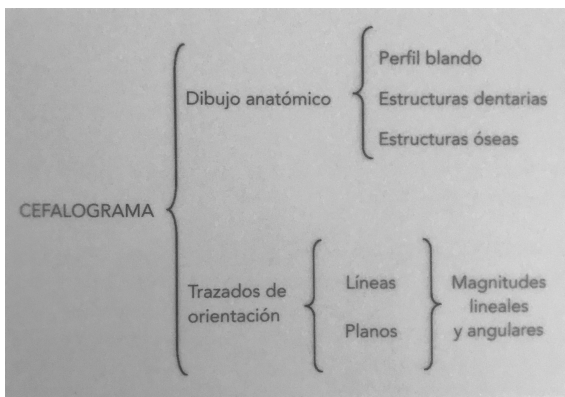
<sup>5</sup> Los planos anatómicos faciales vienen detallados en el Anexo II

pueden observar un esquema del contenido del cefalograma así como el dibujo resultante, respectivamente.

El método utilizado actualmente realiza este trazado sobre la parte opaca de un papel de acetato. Esto debe realizarse bajo una luz lo más tenue posible para no perder detalles del tejido blando y otras partes difíciles de visualizar sobre la imagen.

Se pretende hacer un reconocimiento de estos tejidos, blandos en primer lugar, mediante un código que permite reconocerlos dentro de una serie de imágenes que cumplan los requisitos incluidos en el Anexo I.

Según lo estudiado, esta parte es la más complicada de conseguir por eso en este proyecto se ha comenzado por ahí. Como iremos viendo a continuación es una de las partes menos tenidas en cuenta pero de gran importancia teniendo en cuenta la estética facial.



2.1 Componentes del cefalograma



2.2 Representación del dibujo anatómico

Una vez tenemos el tejido blando reconocido, el dibujo anatómico sobre la imagen se divide en cinco bloques, que llevan a que no se olvide ninguna estructura de interés:

- Tercio facial superior y base del cráneo, que será tratado como frente.
- Tercio medio o maxilar, que será tratado como nariz y labio superior.

- Tercio facial inferior o mandibular, que será tratado como labio inferior.
- Trazado dentario
- Espacio nasofaríngeo

### ○ **Análisis del trazado referencias cefalométricas**

Una vez realizado el dibujo anatómico hay que establecer puntos de referencia básicos.

Estos representan distintas estructuras o funciones anatómicas y al unirlos mediante líneas o planos permiten analizar la estructura facial del paciente.

Estos puntos se dividen en óseos, dentarios y de los tejidos blandos. En la figura 2.3 se muestran representados todos los puntos que veremos a continuación.

#### **2.2.1 Puntos óseos**

Entre ellos se encuentran:

- Punto S o Silla turca que se localiza en el centro geométrico de la silla turca, en el hueso esfenoides. Su estabilidad y su fácil localización lo convierten en zona de referencia en la superposición de sucesivos trazados cefalométricos.
- Punto N (Nasion): se localiza en la intersección de las suturas internasal y frontonasal. El trazado del perfil anterior del hueso frontal y de los huesos propios se interrumpe exactamente en este punto, facilitando así su localización.
- Punto Ba (Basion): situado en el extremo inferior del contorno del hueso esfenoides. Representa el punto más anterior del foramen magno en la base del hueso occipital.
- Punto Or (Orbitario): es el punto más inferior del contorno de la órbita. Generalmente existe superposición de imágenes al observar las dos orbitas en la telerradiografía y en el trazado del punto Or se refleja el promedio entre los límites de ambas.
- Punto Po(Porio): se traza en la zona más superior del conducto auditivo externo. Si existen dos imágenes se rechaza la de mayor distorsión.

- Punto Pt(Pterigoideo): el punto más posterosuperior de la fosa pteriomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor.
- Punto Go(Gonion): el punto más inferior y posterior del contorno del cuerpo mandibular. Es determinado por la bisectriz del Angulo formado por la tangente al reborde inferior del cuerpo mandibular y la tangente al margen posterior de la rama ascendente. La zona donde la bisectriz corta la mandíbula constituye la ubicación del punto Go.
- Punto ENA(Espina Nasal Anterior): se traza sobre el extremo más prominente de la región más anterior del suelo de las fosas nasales.
- Punto ENP(Espina Nasal Posterior): está en la zona más posterior del hueso platino. Es de complicada ubicación.
- Punto A (Subespinal): se localiza en la zona más profunda de la concavidad anterior del hueso maxilar.
- Punto B (Supramentoniano): es el punto más profundo de la concavidad anterior mandibular.
- Punto Pog (Pognion): es el más prominente del mentón óseo o sínfisis mandibular. Se puede determinar centrado la regla en el punto N, girándola hasta rozar el mentón.
- Punto Me (Mentoniano): punto más inferior del contorno de la sínfisis mentoniana.
- Punto Gn (Gnathion): constituye el punto más inferior y anterior de la cortical externa del mentón óseo. Se determina por el corte de la bisectriz del Angulo formado por la línea N-Pog (línea facial) y por la línea del borde inferior del cuerpo de la mandíbula con la sínfisis mandibular.
- Punto E(Eminencia): puede o no coincidir con el Pognion, se diferencian en que Pognion es anatómico mientras que Eminencia es cefalométrico.
- Punto Co (Condilon): punto más superior y posterior del cóndilo mandibular.
- Punto P': se localiza en el lugar donde la línea NA cruza la línea P.
- Punto D: centro de la sínfisis mentoniana.

### **2.2.2 Puntos dentarios**

- Punto Ais (Ápice del incisivo superior): constituye el punto medio del ápice radicular del incisivo central superior.
- Punto Iis (Incisal del incisivo superior): el punto medio del borde incisal del incisivo central superior.
- Punto Aii (Ápice del incisivo inferior): se localiza a nivel del punto medio del ápice radicular del incisivo central inferior.
- Punto Iii (Incisal del incisivo inferior): está situado en el punto medio del borde incisal del incisivo central inferior.
- Punto Om (Oclusal de molares): punto intermedio de la cúspide mesial de los primeros molares.
- Punto Op (Oclusal de premolares): punto intermedio en la oclusión de las cúspides de los primeros premolares.

### **2.2.3 Puntos en tejidos blandos**

Los siguientes son los objetivos de estudio en este proyecto concreto, sin dejar de relacionarlos con los demás.

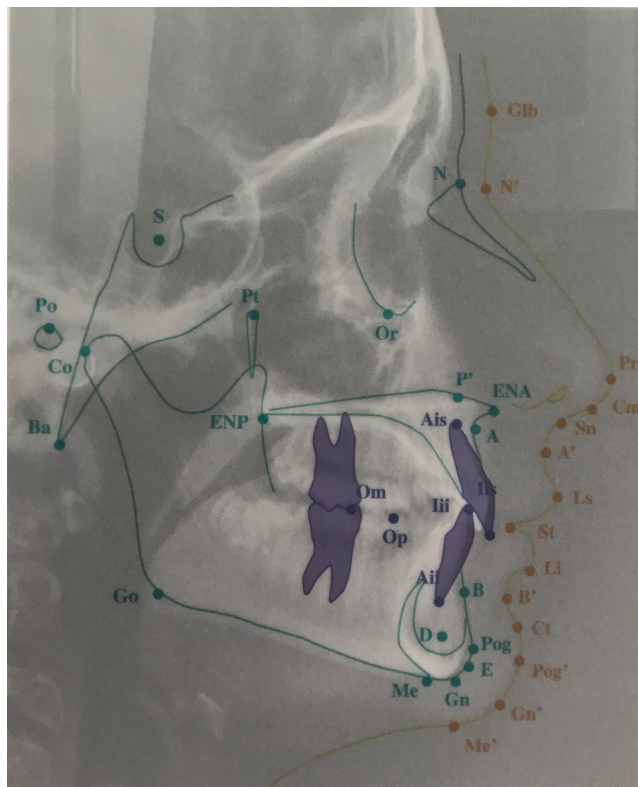
Para observarlos se analiza la radiografía lateral de cráneo, dibujo anatómico de tejidos blandos y posteriormente se buscan:

Punto Glb (Glabela): punto más prominente y anterior a nivel de la zona superior de las orbitas.

- Punto N' (Nasion blando): punto más profundo en la concavidad del perfil blando del área de la sutura frontonasal.
- Punto Prn (Pronasale): punto más anterior y prominente de la punta de la nariz, donde presenta su máxima curvatura.
- Punto Cm (Columela): el punto más anterior de la columela de la nariz.
- Punto Sn (Subnasal blando): punto donde termina la nariz.
- Punto A' (Subnasal blando): punto de mayor concavidad en la línea media entre el punto Sn y el Labrale superior.
- Ls (Labrale superius): punto más prominente del margen del labio superior.



- Punto St (Stomion): punto más inferior del labio superior o más superior del labio inferior en la zona de contacto labial.
- Punto Li (Labrale inferior): su demarcación se precisa como el punto más anterior y prominente del labio inferior.
- Punto B' (Supramentoniano blando): punto más superior y anterior del tejido blando del mentón, donde la concavidad del tejido cambia a convexidad.
- Punto Ct (Chin tangente): punto más superior y anterior del tejido blando del mentón.
- Punto Pog' (Pogonion blando): el más prominente y anterior del mentón.
- Punto Gn'(Gnathio blando): el punto medio entre el más anterior y el más inferior del tejido blando mentoniano.
- Punto Me' (Mentón blando): punto más inferior del tejido blando del mentón.



2.3 Representación puntos cefalométricos: en verde observamos los óseos, en morado los dentarios y en amarillo los pertenecientes a tejidos blandos

## 2.3 Líneas y planos cefalométricos

Con los puntos anteriores se pueden calcular una serie de planos y líneas que sirven como referencia para un análisis exhaustivo cefalométrico.

Su comparación con los datos ideales o preestablecidos determinan el tipo de anomalía existente en las estructuras estudiadas.

Aunque en la radiografía los planos se convierten a dos dimensiones y se muestran como meras líneas, se le atribuye el término plano porque implican tres o más puntos cefalométricos.

Hay diferentes tipos de análisis realizados por distintos autores los cuales han utilizado innumerables planos y líneas a partir de los puntos que se han establecido<sup>1</sup>.

Por la importancia que se le da a este trabajo y por su orientación inicial hacia los puntos referentes en tejido blando, vamos a explicar en profundidad únicamente los análisis que se han referido a ellos.

A lo largo de la historia y en la actualidad se ha encontrado una gran limitación a la hora de diferenciar la parte del tejido blando de la cara.

Si esto le añadimos la importancia del factor estético, es decir, cómo influye la operación en los cambios faciales, podemos determinar que conseguir con exactitud la línea facial y los puntos sobre tejidos blandos es un buen ámbito de desarrollo en investigación.

## **2.4 Patrón facial**

En una telerradiografía lateral de cráneo de buena calidad, actualmente, es posible observar de forma nítida el contorno y el espesor del tejido blando. A lo largo de la historia se han utilizado distintas técnicas para resaltarlos más que se introducen en un momento anterior a la realización de la radiografía, pero no posterior.

Realmente, todos los estudios e investigaciones en el campo de la cefalometría están basados principalmente en los parámetros óseos y dentarios, dejando de lado el perfil blando.

De este tema solo se ocuparon Steiner, Ricketts, Holdaway y Burstone, que buscaban una metodología más práctica, ya que concebían la observación de los tejidos blandos y su análisis como la contemplación de una mera

representación de la estructura dentaria y ósea que tenía el paciente. En la figura 2.4 podemos observar el resultado de su estudio.

Por lo que según ellos, con una buena interpretación visual directa podría definirse el comportamiento de los principales puntos de estudio.

Haremos por tanto, un recorrido de las diferentes líneas y ángulos que se utilizan para examinar los tejidos blandos.

- **Línea S de Steiner**

Línea tangente al mentón blando pasando por el punto medio de la base de la nariz. En caras agradables, el labio superior debe tocar esta línea.

- **Punto estético de Ricketts**

Esta línea es trazada tangente a la punta de la nariz y al mentón blando, midiendo a partir de esta la distancia a los labios.

En una cara equilibrada, el labio superior e inferior se localizan a 4mm y 2mm respectivamente del plano estético.

- **Línea de Holdaway**

Pasa tangencialmente al tejido blando (Por') y el borde más anterior del labio superior (Las). También uso el ángulo H.NB para cuantificar la belleza facial.

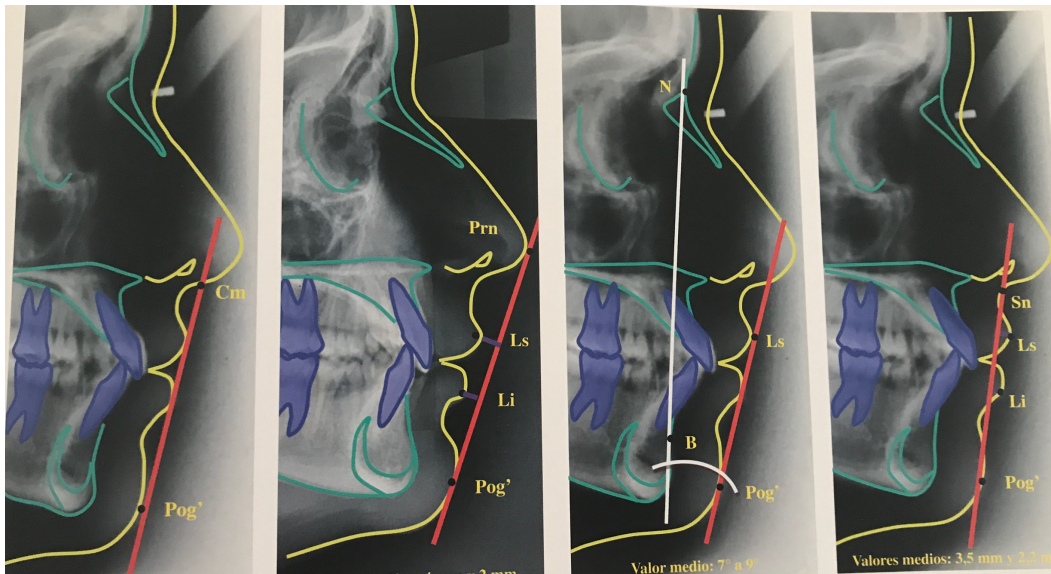
En caras equilibradas, estableció que dicho Angulo debía de ser de 7° a 9°.

Esto sucedía cuando la relación apical, maxilar y mandibular era normal.

- **Línea de Burstone**

Línea trazada desde el punto subsanar al ogonio blando. El punto subsanar está marcado en la unión del labio superior con el borde inferior de la nariz.

En una cara armónica, los labios superior e inferior deberían pasar por delante de la línea de Burstone a una distancia media de 3,5mm a 2,2mm, respectivamente.



2.4 Representación de Líneas de Steiner, Ricketts, Holdaway y Burstone respectivamente.

Después del anterior sumario, cabe concluir que este trabajo está basado en: Realizar una detección automática del perfil blando del paciente, los puntos que sirven de interés para posteriormente conseguir los resultados de las anteriores líneas y planos para su análisis.

Este estudio en un programa podría realizarse en cuestión de segundos, actualmente se tiene que realizar sobre papel de acetato. Por lo que en los siguientes capítulos se pasará a la investigación y aplicación de las herramientas que permitan mejorar las técnicas convencionales.

### 3. ENTORNO DE TRABAJO

Elegir un adecuado entorno de trabajo para analizar imágenes biomédicas es importante y a la misma vez complejo. Existen muchos entornos en los que se pueden aplicar las técnicas de procesamiento de imágenes que serán descritas con detalle posteriormente. Y con ello muchos tipos de lenguaje en el cual pueden ser programadas.

#### 3.1 Entorno de Matlab

MATLAB es un paquete de software para el desarrollo de algoritmos, el análisis de datos, la visualización y el cálculo numérico, que goza en la actualidad de un alto nivel de implantación en escuelas y centros universitarios, así como en departamentos de investigación y desarrollo de muchas compañías industriales nacionales e internacionales<sup>2</sup>. En entornos universitarios, MATLAB se ha convertido en una herramienta básica tanto para los profesionales e investigadores de centros docentes como para sus alumnos.

El software cuenta con un amplio abanico de herramientas especializadas denominadas *toolboxes* que extienden significativamente la funcionalidad del programa principal.

El entorno de MATLAB incluye tres elementos principales: ventanas, variables y ficheros.

- **Ventanas:** Son de diversos tipos. En el procesamiento digital de imágenes aparecerán sobre todo ventanas con las imágenes que van siendo tratadas.
- **Variables:** Son objetos temporales que durante la sesión en curso se almacenan en el espacio de trabajo.
- **Ficheros:** Son objetos permanentes. Destacan los ficheros tipo M (.m), específicos de MATLAB, que guardan funciones o simplemente código ejecutable directamente desde la ventana de comandos.

## 3.2 Escritorio

En él se pueden diferenciar las siguientes zonas de interés:

- **Directorio actual** (*Current Folder*): es el directorio donde se ejecutarán los comandos, pudiendo leer y escribir datos de/en ese directorio.
- **Ventana de comandos** (*Command Window*): es la ventana principal. Desde ella se escriben las instrucciones.
- **Espacio de trabajo** (*Workspace*): muestra las variables creadas durante la ejecución del programa, así como su tipo y su valor.

- **Historial de comandos** (*Command History*): almacena las instrucciones introducidas en cada una de las sesiones anteriores de MATLAB.

### 3.3 Matrices en Matlab

Las matrices pueden estar compuestas por un solo elemento, una sola fila (componiendo un vector) o una matriz de distintos tamaños.

Para acceder a los elementos de las matrices, se utilizan los siguientes comandos:

>>A(1,1) si queremos el elemento (1,1) de la matriz.

>>A(1:2,3) si queremos las dos primeras filas de la tercera columna

>>A(3,:) si queremos todos los elementos (todas las columnas) de la tercera fila

>>B=A(1:2,2:3) B=A([1,2],[2 3]) si queremos crear la submatriz B formada por las filas 1 a 2 y las columnas 2 a 3 de la matriz A.

En cuanto a las operaciones entre matrices o entre sus elementos los signos que se utilizan son:

+ para sumar, - para restar, \* para multiplicar, ' para trasponer y ^ seguido del número al que se pretende elevar la matriz para potenciar.

Poner un punto antes de un operador indica que la operación debe realizarse componente a componente.

Por ejemplo, A\*B es el producto matricial entre las matrices A y B.

Si se teclea C=A.\*B (siendo A y B matrices de igual dimensión), el resultado es una matriz C cuyas componentes  $c_{ij}$  corresponden a  $c_{ij}=a_{ij}\times b_{ij}$ .

### 3.4 Imágenes en Matlab

Una imagen puede ser definida como una función bidimensional de intensidad de luz  $f(x, y)$ , donde  $x$  e  $y$  denotan las coordenadas espaciales y el valor de  $f$  en cualquier punto  $(x, y)$  es proporcional a la intensidad de la imagen en ese punto.

#### 3.4.1 Lectura de imágenes

Las imágenes se leen mediante la función 'imread', incorporando así al espacio de trabajo su variable/array correspondiente:

```
>>I = imread('nombre_archivo');
```

Si la imagen se encuentra en el directorio actual de trabajo no hará falta indicar la ruta al archivo. Si se encuentra fuera, es necesario indicar la ruta del archivo.

Algunos de los comandos que aportan cierta información sobre la imagen leída son:

- 'size' que permite ver las dimensiones de la imagen.
- 'whos' que muestra algunas de sus características, como sus dimensiones, bytes ocupados y clase de archivo.

### **3.4.2 Visualización de imágenes**

Las sintaxis más habituales son las siguientes:

- imshow(I, G) donde I es la imagen a mostrar y G es el número de niveles de intensidad utilizados para mostrarla (256 si se omite).
- figure, imshow(I) donde I es la imagen a mostrar, que se abrirá en una nueva ventana.
- imshow(I, [low high]) donde I es la imagen. Se mostrarán como negro todos los valores menores o iguales que el valor low y como blanco todos los valores mayores o iguales que el valor high.
- imshow(I, []) donde I es la imagen a mostrar. Es útil para mostrar imágenes con bajo rango dinámico o con valores de intensidad positivos y negativos.

### **3.4.3 Escritura de imágenes**

Las imágenes se guardan o escriben en el disco mediante la función imwrite. Si no se especifica otro directorio en el nombre del archivo la función guarda la imagen en el directorio actual de trabajo. Las sintaxis más habituales son:

- imwrite(f, 'nombre\_archivo')
- imwrite(f, 'nombre\_archivo', 'tipo\_imagen')

- `imwrite(f, 'nombre_archivo.extensión')`

Para guardar gráficos generados con MATLAB debemos hacerlo a través del menú contextual de la ventana, seleccionando “*File-Save As...*”.

### 3.5 Tipos de datos y de imágenes

Existen diferentes tipos o clases de datos en MATLAB:

- `double`    Números de precisión doble en el rango aproximado de -10308 a 10308. Si es una imagen con valores escalados (lo habitual) el rango será [0, 1] (8bytes por elemento)
- `uint8`     Enteros sin signo de 8-bits en el rango [0, 255] (1 byte por elemento)
- `uint16`    Enteros sin signo de 16-bits en el rango [0, 65535] (2 bytes por elemento)
- `uint32`    Enteros sin signo de 32-bits en el rango [0, 4294967295] (4 bytes por elemento)
- `int8`       Enteros con signo de 8-bits en el rango [-128, 127] (1 byte por elemento)
- `int16`     Enteros con signo de 16-bits en el rango [-32768, 32767] (2 bytes por elemento)
- `int32`     Enteros con signo de 32-bits en el rango [-2147483648, 2147483647] (4 bytes por elemento)
- `single`    Números de precisión simple en el rango aproximado de -1038 a 1038 (4 bytes por elemento)
- `char`      Caracteres (2 bytes por elemento)
- `logical`    Valores 0 o 1 (1 byte por elemento)

La *toolbox* soporta 4 tipos de imágenes:

- **Imágenes de intensidad:** son matrices de datos cuyos valores representan una escala determinada de intensidad. Por ejemplo, cuando sus elementos son



de clase uint8, tendrán valores numéricos entre 0 y 255.

- **Imágenes binarias:** son matrices de ceros y unos de clase logical (lógica o binaria). Un array de ceros y unos cuyos valores no son de clase lógica (uint8 por ejemplo), no se considera una imagen binaria.

- **Imágenes RGB (Red Green Blue):** son matrices de píxeles de color de tamaño M-por-N-por-3, donde cada pixel está formado las componentes roja, verde y azul de la imagen.

El tipo de dato de las componentes determina el rango de valores. Por ejemplo, si la imagen RGB es de clase double, su rango irá de 0 a 1, o si es de clase uint8, tendrá valores numéricos entre 0 y 255.

Para extraer cada una de las componentes de una imagen RGB se puede utilizar la siguiente sintaxis:

R = RGB(:, :, 1);

G = RGB(:, :, 2);

B = RGB(:, :, 3);

- **Imágenes indexadas:** tienen dos componentes: una matriz de datos formada por números enteros y una matriz con el mapa o paleta de color.

Para pasar de un tipo de imagen a otro se usan las funciones representadas en la figura 3.1.

Comando	Descripción
gray2ind	Crea una imagen indexada a partir de una imagen de intensidad en escala de gris.
im2bw	Crea una imagen binaria a partir de una imagen de intensidad, imagen indexada o RGB basado en un umbral de luminancia.
ind2rgb	Crea una imagen RGB a partir de una imagen indexada
rgb2gray	Crea una imagen de intensidad en escala de gris a partir de una imagen RGB
rgb2ind	Crea una imagen indexada a partir de una imagen RGB

Comandos de conversión de imágenes en Matlab

3.1 Esquemmatización de los comandos que permiten pasar de un tipo de imagen concreto a otro

### 3.6 Operaciones en Matlab

Los operadores de MATLAB se agrupan en tres categorías principales:

- **Operadores aritméticos** que realizan operaciones numéricas. Son las operaciones que se realizan entre matrices o vectores. Se muestran en la figura 3.2.

Operador	Operación	Función
+	Suma de arrays o matrices.	plus(A, B)
-	Resta de arrays o matrices.	minus(A, B)
.*	Multiplicación de arrays.	times(A, B)
*	Multiplicación de matrices.	mtimes(A, B)
./	División de cada entrada de A por su correspondiente en B (división de array derecha).	rdivide(A, B)
.\	División de cada entrada de B por su correspondiente en A (división de array izquierda).	ldivide(A, B)
/	División de matrices derecha (A/B es similar a $A \cdot \text{inv}(B)$ ).	mrdivide(A, B)
\	División de matrices izquierda (A\B es similar a $\text{inv}(A) \cdot B$ ).	mldivide(A, B)
.^	Potenciación de arrays.	power(A, B)
^	Potenciación de matrices.	mpower(A, B)
.'	Traspuesta de vectores y matrices.	transpose(A)
,	Adjunta o traspuesta conjugada de vectores y matrices.	ctranspose(A)

3.2 Operadores aritméticos principales disponibles en Matlab

- **Operadores relacionales**

Los operadores relacionales de los que dispone MATLAB son los habituales y comparan elemento a elemento los elementos correspondientes de cada matriz. Se indican en la figura 3.3.

Operador	Operación lógica
<	Menor que.
<=	Menor o igual que.
>	Mayor que.
>=	Mayor o igual que.
==	Igual que.
~=	Distinto que.

3.3 Operadores relacionales

Normalmente se usan en las sentencias de repetición como son 'for', 'while' o 'if'.

- **Operadores lógicos.**

Pueden operar tanto con datos lógicos como con datos numéricos. Devuelve 1 cuando hay un valor lógico de 1 o cuando hay un valor numérico distinto de cero. Se presentan en la figura 3.4.

<b>Operador</b>	<b>Operación lógica</b>
&	AND
	OR
NOT	NOT

*3.4 Operadores lógicas disponibles en Matlab*

## **3.7 Procesado de imágenes con Matlab**

### **3.7.1 Histograma**

Para corregir el contraste de una imagen y ecualizar su histograma, Matlab cuenta con una función que recibe la imagen y el rango de valores en los que se quiere extender este y devuelve un histograma ya ecualizado.

Para esto utilizamos la función

```
>> im_ecualizada=histeq(l,n)
```

Donde 'im\_ecualizada' es la imagen resultante tras la ecualización, 'l' la imagen de entrada y 'n' el rango de valores en los que se extiende el histograma.

### **3.7.2 Filtrado y detección de contornos**

Este punto se desarrollará en profundidad en el siguiente capítulo, pero se presentan a continuación las funciones que permiten realizar estas operaciones en este entorno de trabajo.

- Filtrado

>>H = fspecial (tipo, parámetros) acepta el filtro especificado en 'tipo' y parámetros de modificación adicionales particulares al tipo de filtro elegido. Si se omiten alguno de estos argumentos, 'fspecial' utiliza valores por defecto.

Veamos la sintaxis para algunos de los filtros que se pueden utilizar:

- H = fspecial ('average', hsize) devuelve un filtro de la media de tamaño hsize. El argumento hsize puede ser un vector que especifique el número de filas y columnas en h, o puede ser un escalar, en cuyo caso h es una matriz cuadrada. El valor predeterminado para hsize es [3 3].
- H = fspecial ('disk', radius) devuelve un filtro de promediación circular (pillbox) dentro de la matriz cuadrada de tamaño 2 \* radio + 1. El radio predeterminado es 5.
- H = fspecial ('gaussiano', hsize, sigma) devuelve un filtro de paso bajo gaussiano simétrico de rotación de tamaño hsize con desviación estándar sigma (positivo). Hsize puede ser un vector especificando el número de filas y columnas en h, o puede ser un escalar, en cuyo caso h es una matriz cuadrada. El valor predeterminado para hsize es [3 3]; El valor predeterminado para sigma es 0,5.
- H = fspecial ('laplacian', alfa) devuelve un filtro 3-by-3 que se aproxima a la forma del operador laplaciano bidimensional. El parámetro alfa controla la forma del laplaciano y debe estar en el rango de 0,0 a 1,0. El valor predeterminado para alpha es 0.2.

Hay muchos más filtros definidos que permiten tanto el suavizado de la imagen como eliminación de ruido. Todo esto vendrá detallado, como ya hemos dicho en el siguiente capítulo.

- Detección de contornos

En este caso también encontramos numerosos comandos que permiten obtener una imagen de salida que contiene los principales contornos de la imagen de entrada.

Algunos de ellos son:

- **Canny:**

```
>>im_edge = edge(im_entrada,'canny');
```

- **Sobel:**  
`>>im_edge = edge(im_entrada, 'sobel');`
- **Prewitt:**  
`>>im_edge = edge(im_entrada, 'prewitt');`

Además también se le pueden añadir más parámetros para modificar el resultado que se va a obtener.

En caso de querer aplicar una máscara definida por el propio usuario se hará de la siguiente forma:

- En primer lugar, definimos la matriz que contiene la máscara de convolución:  
`>>A=[K K K;K K K;K K K];`
- En segundo lugar aplicamos a la imagen de entrada el filtrado de la máscara creada:  
`>>Im_filt=imfilter(Im_entrada,A);`  
 donde `Im_filt` es la imagen de salida, `'Im_entrada'` la de entrada y `'A'` la máscara definida anteriormente.

### 3.7.3 Programación en Matlab

Al igual que en otros entornos usados para la programación de alto nivel, en Matlab también es posible utilizar un lenguaje de programación. Se puede hacer directamente desde la línea de comandos o crear un archivo que contenga el código para luego aplicarlo.

Las funciones para el manejo del flujo de comandos son muy parecidas al de otros lenguajes de alto nivel como pueden ser C o Java.

Algunas, entre otras, de las sentencias de control que se pueden utilizar son:

- **While:** que puede traducirse como 'hacer esto mientras que la condición sea cierta'.
- **For:** se utiliza cuando una tarea se debe repetir un numero finito de veces, en cada pasada o repetición el contador se incrementa y comprueba que no se haya superado el límite.
- **If:** produce una bifurcación en base a las condiciones que apliquen.
- **Break:** ejecuta el final de un bucle.

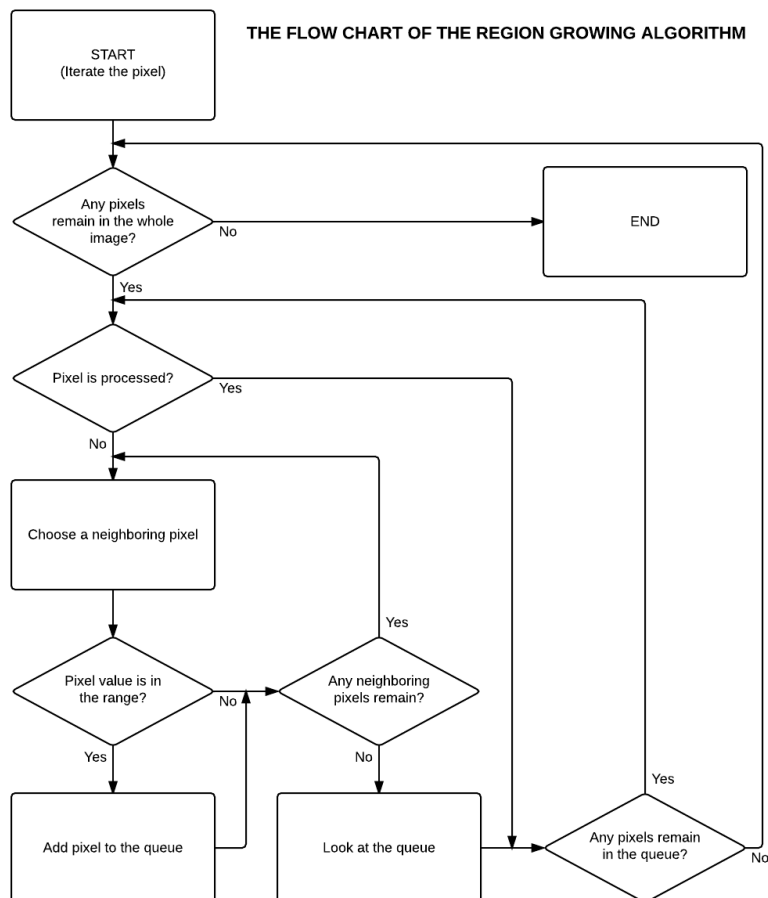
- **Return:** devuelve los valores encontrados.

Además de poder crear un código de programación propio que contenga sentencias que apunten hacia un objetivo de interés, hay numerosos ficheros disponibles que contienen funciones generalizadas que pueden ser usadas añadidas al propio programa.

Por ejemplo, 'regiongrowing'<sup>3</sup> es una función definida que permite hacer crecer una función a partir de un pixel semilla o de inicio.

Un esquema que podría representar el funcionamiento sería el representado en la figura 3.5.

*3.5 Funcionamiento de 'Regiongrowing' esquematizado.*



### 3.8 Objetos gráficos de Matlab

En Matlab se pueden mostrar tanto graficas como imágenes completas en una ventana independiente del escritorio. Como ya se ha indicado, para mostrar imágenes usamos el comando 'imshow' pero contiene otro comando que permite pintar elementos gráficos sobre la imagen.

Este comando es 'plot'. Con él se pueden pintar puntos, de la forma \*,+,- y que adquieran distintos colores. También se pueden dibujar líneas tangentes a varios puntos o con una pendiente especificada, a las que también se les puede aplicar color o grosor. En la figura 3.6 se muestra un ejemplo.

```
figure(4);  
imshow(im)  
hold on  
plot(columnNariz, filaNariz, '*b')  
hold off
```

En este ejemplo, obtendríamos un punto de color 'blue' azul y que aparecería sobre la imagen 'im' en la posición (columnaNariz, filaNariz) como un asterisco.



3.6 Resultado de pintar '\*b' sobre una imagen en Matlab

La programación entorno de trabajo MATLAB contiene gran cantidad de herramientas y funciones para el procesamiento de imágenes, objeto primordial de nuestro estudio. Además se trata de una programación muy sencilla e intuitiva, y con una alta capacidad de cómputo para procesar datos complejos como imágenes. Esto no ocurre en C++, donde cada función de procesamiento tendría que ser programada desde cero, a no ser que utilizáramos librerías de distribución libre ya definidas como ITK o VTK. Así, para la programación de algoritmos de procesamiento de imágenes es recomendable utilizar MATLAB, dada su sencillez.

Sin embargo C++ presenta dos grandes ventajas con respecto a MATLAB:

- La rapidez de ejecución de C++ frente a MATLAB.
- Es multiplataforma, es decir, el ejecutable creado con C++ podrá ser transportado a otras plataformas independientes de MATLAB, los ejecutables creados con C++ no lo son, lo es el código fuente siempre que no use llamadas al sistema.

## **4. PROCESAMIENTO DE IMÁGENES**

En este capítulo se tratarán todos los temas relacionados con el análisis de imágenes, proceso que consiste en analizar, encontrar e interpretar los patrones relevantes de las imágenes que son objeto de estudio.

Para ello se pretende hacer un encuadre teórico de todas las herramientas que han sido de utilidad para el desarrollo de este proyecto de una forma explicativa y objetiva.

### **4.1 Lectura de imágenes**

Para trabajar computacionalmente con una imagen hay que interpretarla como una función matemática. Dicha imagen puede ser analógica, es decir su estructura base está formada por granos; o digital, en la que su estructura base se compone de píxeles.

#### **4.1.1 La imagen digital.**



El pixel es la unidad base de la imagen digital al que se le puede aplicar un valor individual de color o intensidad.

Una imagen digital es una agrupación de píxeles que pueden ser representados matemáticamente como una matriz bidimensional, de forma que cada elemento de la matriz se corresponda con un pixel de la imagen.

#### **4.1.2 Introducción de la imagen en el sistema**

Para ello se pueden usar distintas herramientas, esto también depende del formato de la imagen que se vaya a utilizar.

Lo más recomendable en el caso de imágenes biomédicas es que estén en formato DICOM, aunque también se pueden usar numerosos formatos como JPEG, TIFF, GIF...

El almacenamiento en DICOM permite la interoperabilidad entre los distintos dispositivos que realicen operaciones con la imagen, ya que en el estándar la información se define mediante un modelo que refleja el mundo real.

La imagen es el núcleo de información de un fichero DICOM. Cada fichero contiene, además de la imagen, información sobre el paciente (identificación demográfica y de identificación), el estudio en el que se encuadra la toma de la imagen, la serie a la que pertenece la imagen e información sobre la propia imagen.

En el caso de operar con imágenes de pacientes para trabajos de investigación, se requiere anonimizar las imágenes que se utilizan.

### **4.2 Preprocesamiento de imágenes**

Para realizar un procesamiento exitoso, es necesario aplicar algoritmos que mejoren la calidad o características de interés de la imagen.

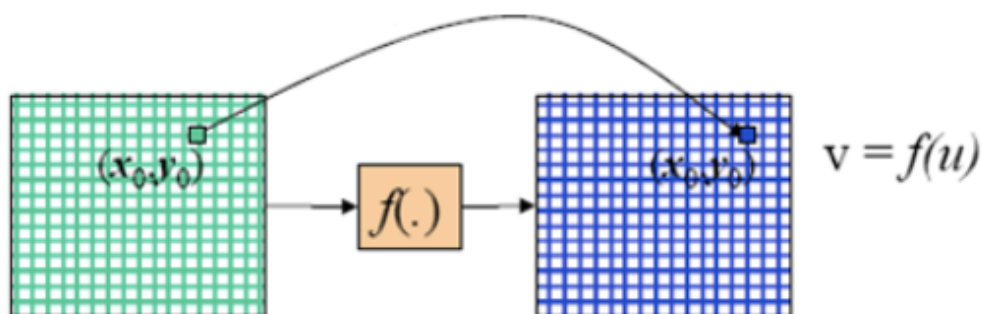
Por tanto para que las fases posteriores de análisis puedan llevarse a cabo es necesario aplicar antes algunas de las siguientes técnicas.

#### **4.2.1 Operaciones puntuales**

Son las técnicas que modifican el valor de un píxel basándose únicamente en el valor previo de dicho píxel o en su localización.

Ningún otro píxel se involucra en la transformación. Para ello se realiza un barrido de toda la imagen píxel por píxel y dependiendo de si la transformación que se aplica depende solo de su valor original o si se considera también su posición se utilizan unas herramientas u otras.

Son técnicas simples que pueden resultar muy útiles solas o en conjunto formando técnicas más complejas. Gráficamente podría explicarse con la figura 4.1.



4.1 Operaciones puntuales

#### 4.2.1.1 Modificación del contraste

Con la modificación del contraste de una imagen lo que se pretende es favorecer algunas zonas o evitar otras según el criterio que se quiera seguir.

El contraste de una imagen puede mejorarse con un re-escalamiento de la intensidad de cada píxel. Según este método, se modifica de acuerdo a una transformación específica el nivel de gris correspondiente a un píxel de la imagen. Tal transformación, que podría presentarse como una función, relaciona la intensidad del píxel proveniente de la imagen de entrada con el que resulta de salida. Eligiendo y definiendo adecuadamente dicha transformación o función se pueden obtener mejoras notables en la imagen con la que trabajamos y obtendremos un mayor detalle de las zonas de interés.

#### 4.2.1.2 Modelado del histograma

El histograma de una imagen es ampliamente utilizado tanto como herramienta cualitativa como cuantitativa. Representa el rango de intensidades de los píxeles

de una imagen o de una porción de esta. El histograma aporta valiosa información sobre el brillo, contraste y rango dinámico de una imagen.

En principio, un histograma uniforme y repartido por todo el rango de valores indica que se trata de una buena imagen.

En ciertas ocasiones esto no sucede así por lo que existen numerosas técnicas que permiten la modificación del histograma a lo largo de todo el rango de valores. Por tanto podríamos decir que se trata de actuar sobre la imagen de una forma global.

Una de las más usadas es la ecualización del histograma. Ecualizar el histograma de una imagen es la pretensión de que para todos los niveles de gris se tenga el mismo número de píxeles.

#### **4.2.1.3 Operaciones entre imágenes**

Las operaciones entre imágenes se hacen también entre punto y punto. Pero en este caso intervienen dos imágenes, esto nos permite:

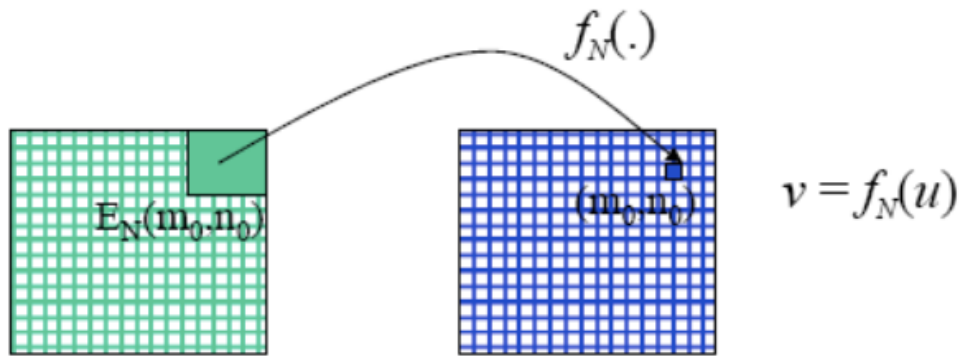
superponer imágenes mediante la suma, así como hacer un promediado para reducir el ruido aleatorio.

Eliminar interferencias auditivas o detectar movimiento entre imágenes de la misma ráfaga mediante la resta

Mediante la multiplicación podemos eliminar partes de una imagen realizando el producto con una máscara.

#### **4.2.2 Operaciones espaciales**

En este tipo de operaciones con imágenes, si se tiene en cuenta la vecindad de los píxeles. Por lo que podríamos decir que el resultado del píxel de salida después de aplicarle una transformación, depende también de los píxeles vecinos. El grupo de vecindad se asume como una matriz de píxeles con número impar (por lo general) de filas y columnas. El píxel de interés, o el que se quiere modificar, se encuentra por lo general en el centro de la matriz bidimensional. Puede verse representado gráficamente por la figura 4.2.



#### 4.2 Operaciones espaciales

Estas técnicas tienen numerosas aplicaciones, en obtención de contornos, mejora del ruido o aplicación del mismo. Podemos encontrar métodos lineales como son la convolución o no lineales como por ejemplo el filtraje de mediana. En cualquiera de los dos casos se sigue el mismo procedimiento:

1. Se realiza una pasada y barrido pixel por pixel sobre la imagen de entrada.
2. Cada pixel es procesado, considerando la vecindad del mismo y utilizando un algoritmo apropiado.
3. El nuevo valor, es ubicado en la imagen de salida, ocupando la misma posición que ocupaba en la imagen de entrada.

Existen gran cantidad de filtros que pueden ser aplicados, tanto lineales como no lineales. También disponemos de herramientas para crear nuestro propio filtro y aplicarlo posteriormente a la imagen.

##### 4.2.2.1 Convolución

Podríamos definir las máscaras de convolución como una matriz que se aplica a la imagen de entrada para conseguir una modificación de esta o resaltar algunas de sus características.

La máscara de convolución tienen por lo general un número impar de filas y columnas y su tamaño frecuentemente es 3 x 3, aunque puede ser mayor, su contenido depende del tipo de procesamiento que se desea implantar.

Cada pixel de la vecindad es multiplicado por el pixel correspondiente en la máscara de convolución, así mismo cada uno de estos productos es sumado, de manera que el nuevo valor del pixel en la imagen de salida  $y(i,j)$  estará dado por la suma de todos estos productos. El procesamiento de toda la imagen se realiza desplazando la máscara y repitiendo para cada punto el mismo procedimiento.

Existen ya definidas numerosas mascaras que resaltan infinitas características y también está la posibilidad de crear un filtro específico y después aplicarlo.

- **Filtro paso bajo**

Reduce significativamente el ruido de una imagen pero a la misma vez supone la pérdida de calidad de los detalles de la misma.

Es suficiente con aplicar sobre la imagen la máscara de convolución que debe contener todos los pixeles positivos y su suma debe ser igual a uno.

Este filtro difumina los bordes y emborrona la imagen, consiguiendo una suavización pero una pérdida de detalle como ya se ha indicado.

$$\frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

- **Filtro paso alto**

Al contrario que el filtro paso bajo, elimina las bajas frecuencias enfatizando las altas. Esto hace que consigamos una imagen llena de bordes y discontinuidades y que se produzca una reducción significativa en el contraste de la imagen.

Debe contener coeficientes negativos en la periferia y positivos en el centro, su suma debe ser cero.

$$\begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}$$

#### 4.2.2.2 Filtros no lineales

- **Filtrado de mediana**

Es útil para reducir el ruido impulsivo de tipo sal y pimienta que está presente numerosas veces en las imágenes. Lo interesante es que reduce el ruido manteniendo los contornos, lo que es de mucha utilidad en numerosas situaciones. El filtro de mediana utiliza los valores de los píxeles contenidos en una vecindad de tamaño impar, para determinar el nuevo valor del píxel. Para ello ubica todos los píxeles situados en la ventana en orden creciente y sustituye el píxel que está en el centro de la vecindad por el mediado después de la clasificación.

- **Filtro promediador**

Se examina secuencialmente cada píxel y si la magnitud del mismo es mayor que el nivel de gris promedio de sus vecinos más un cierto umbral, se sustituye por el valor promedio, en caso contrario se deja el valor que contenía.

### 4.3 Detección de contornos

- **Filtros detectores de bordes**

Se entiende como borde una región en la que hay un cambio brusco en el valor de los píxeles vecinos. Sin embargo, en ocasiones los bordes que vemos a simple vista tienen matricialmente todo lo contrario a un cambio brusco, por lo que resulta complicado reconocerlos en el sistema.

La mayoría de las técnicas para detectar bordes emplean operadores locales basados en distintas aproximaciones discretas de la primera y segunda derivada de los niveles de grises de la imagen.

1. Operador de Roberts

Obtiene buena respuesta ante bordes diagonales. Ofrece buenas prestaciones en cuanto a localización. El gran inconveniente de este operador es su extremada sensibilidad al ruido y por tanto tiene pobres cualidades de detección.

Las máscaras utilizadas en este operador son:

Gradiente fila

0	0	0
---	---	---

0	0	1
0	-1	0

Gradiente columna

-1	0	0
0	1	0
0	0	0

## 2. Operador de Sobel y Prewitt

Detecta los bordes utilizando la aproximación de Sobel o Prewitt a la derivada. Devuelve los bordes en aquellos puntos donde la derivada de la matriz es máxima.

Los dos operadores pueden formularse de forma conjunta con las máscaras de convolución mostradas a continuación.

Gradiente fila

1	0	-1
K	0	-K
1	0	-1

Gradiente columna

-1	-K	-1
0	1	0
1	K	1

Ambas matrices han de ser multiplicadas por  $\frac{1}{2+K}$

En el operador Prewitt ( $K=1$ ) se involucran a los vecinos de filas / columnas adyacentes para proporcionar mayor inmunidad al ruido. El operador Sobel ( $K=2$ ), se supone que es más sensible a los bordes diagonales que el de Prewitt aunque en la práctica hay poca diferencia entre ellos.

### 3. Operador Canny

En su caso, hace una aproximación a la segunda derivada. Evita la ruptura de los bordes de los objetos debido a que pretende no identificar un borde por único pixel sino teniendo en cuenta la conectividad entre los pixeles vecinos.

### 4. Aproximaciones de cálculo de la derivada.

Se puede definir una matriz que se aproxime al gradiente y luego aplicarla como si fuera una máscara.

Para ello nos basamos en las direcciones de los bordes que se quieren destacar. El gradiente puede implantarse en base a la convolución de la siguiente máscara.

1	0	-1
1	0	-1
1	0	-1

Teniendo esta como referencia se puede modificar de forma que se implante el gradiente direccional según la dirección del borde que se quiera detectar.

Es una técnica realmente útil en el proceso de detección de bordes en relación a tejidos blandos de imágenes médicas.

## 4.4 Segmentación

Para una correcta y concisa identificación de estructuras anatómicas presentes en la imagen, se suelen usar técnicas de segmentación.<sup>4</sup> Dichas técnicas permiten seleccionar las partes de interés de la imagen, es decir, en las que vamos a centrar el estudio.



Dependiendo de la aplicación suele ser el proceso más complejo y también crítico para determinar la geometría de las diversas estructuras que componen la imagen.

Hay diferentes formas de realizar una segmentación que cumpla los requisitos adecuados para un correcto resultado.

#### **4.4.1 Usando un umbral**

Permite aislar un objeto dentro de la imagen que lo circunda. Para ello se compara alguna propiedad de una imagen con un valor de umbral fijo o variable y para cada uno de los píxeles que la componen.

Puede utilizarse para realizar una binarización completa de la imagen, con el objetivo de reducir la información y destacar solo la que es más interesante.

Normalmente se realiza basada en el nivel de gris de una imagen de forma que el valor de nivel de gris de cada píxel debe ser comparado con el umbral para decidir si pertenece al objeto de interés o no.

Para elegir el valor del umbral se suele hacer teniendo en cuenta los valores del histograma de la imagen. En el entorno de Matlab se puede usar la función 'graythresh' que devuelve automáticamente el umbral teniendo en cuenta el histograma.

#### **4.4.2 Segmentación por crecimiento de regiones**

Se buscan píxeles que tengan características similares y que además, sean vecinos. El método comienza con un píxel dado o seleccionado automáticamente y comparando los vecinos para comprobar si tienen valores similares.

Los que cumplan las condiciones son agrupados con los demás formando así una región.

Para encontrar o seleccionar un píxel concreto dentro de la matriz que compone la imagen insertada en el sistema, es necesario disponer de técnicas recursivas que recorran la matriz completa en base a ciertos criterios.<sup>5</sup>

Para ello se utilizan los algoritmos. Estos buscan, almacenan y muestran los datos que deben identificar y aislar dentro de la imagen.

Estas técnicas son útiles para seleccionar el pixel que servirá de semilla. Y las hay de varios tipos. Podemos encontrarnos elementos recursivos como 'for' o 'while', ambos permiten ejecutar una sentencia o conjunto de comandos de forma repetitiva. Permiten recorrer todos los valores de la matriz y compararlos con las condiciones dadas de una forma rápida y concisa.

### **4.4.3 Ampliaciones**

Aunque existan varias técnicas para aislar regiones dentro de una imagen, en el caso del estudio y trabajo con imágenes médicas, es necesario en la mayoría de las situaciones, realizar un estudio de la imagen por partes.

Para ello se tienen en cuenta para el estudio aisladamente subsecciones de la matriz completa. Esto permite hacer una búsqueda más concisa de las estructuras que se buscan.

Para realizar la división de la matriz en otras submatrices sin perder información se puede utilizar la función 'imcrop' de Matlab. Esta función permite seleccionar manualmente un corte de la imagen o dejarlo establecido para que lo haga automáticamente.

Es importante tener en cuenta que la imagen cambia de tamaño al realizar un corte, por lo que si vamos a utilizar la nueva imagen para buscar un dato que luego se quiera extrapolar, hay que reestablecer el tamaño de la nueva imagen de una forma que los datos que usamos queden en el mismo lugar que tenían en la imagen anterior.

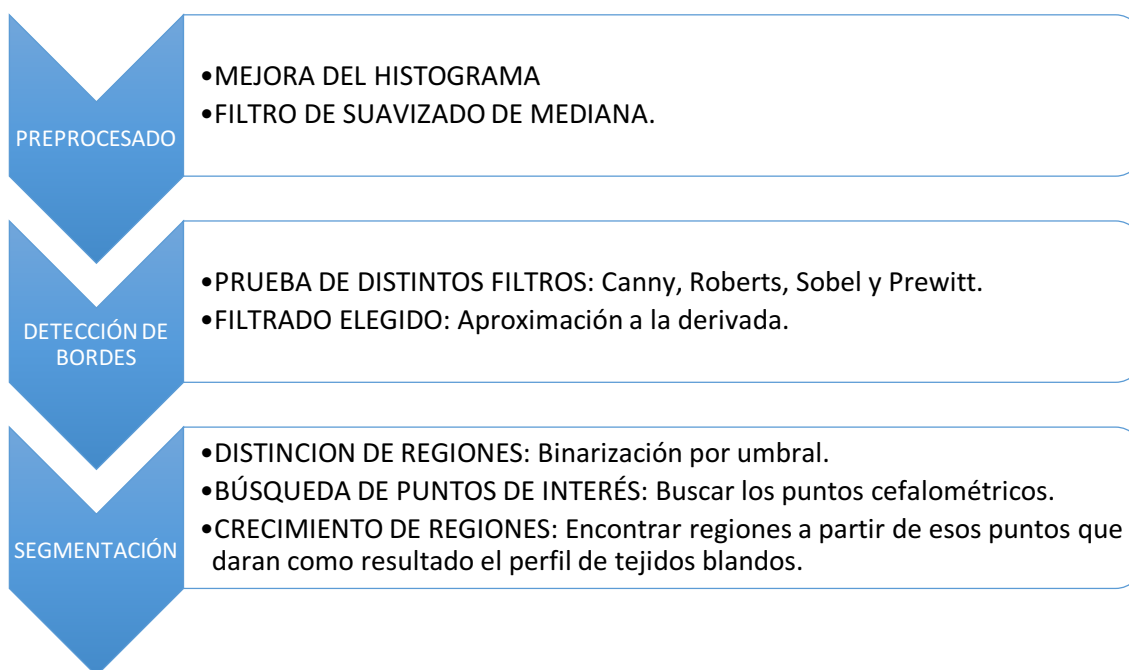
Para restaurar el tamaño de la imagen se puede completar con valores cero el resto de la matriz. Para ello se utiliza la función 'padarray' que inserta el número de ceros que se necesite, además permite hacerlo en distintas direcciones por lo que resulta fácil mantener la posición de los pixeles en la nueva imagen generada.

## 5. DETECCIÓN DE TEJIDOS BLANDOS

El objetivo principal de este trabajo consiste en, como ya se ha descrito, obtener sistemáticamente una representación y pequeña pre evaluación del perfil de tejidos blandos de una imagen médica.

Para ello se va a trabajar con el entorno de Matlab, que es el que resulta más intuitivo y apropiado para realizar procesos basados en acierto fallo.

Las pautas que se van a seguir tienen en cuenta en todo momento el procedimiento que se sigue manualmente para obtener las medidas de interés.<sup>6</sup> Por lo que se intenta constantemente que el análisis facial resultante se adecúe lo máximo posible al análisis que puede realizar un especialista pero mejorado en tiempo y esfuerzo. Estas pautas vienen representadas en la figura 5.1.



Como ya se ha indicado en el capítulo anterior, hay dos tipos de imágenes. En este caso vamos a trabajar con imágenes médicas digitales. La obtención de dichas imágenes se ha realizado por telerradiografía lateral de cráneo, técnica

<sup>6</sup> Según el Atlas de Cefalometría y Análisis Facial ( Jesús Fernández Sánchez y Omar Gabriel da Silva Filho), 5. Análisis del trazado: Referencias Cefalométricas.

usada en numerosas investigaciones y entre ellas en estudios cefalométricos maxilofaciales.

## 5.1 Lectura de las radiografías

Las radiografías con las que vamos a trabajar no son más que imágenes con un formato determinado, en este caso el formato que se utiliza es 'jpg'. Como ya se explicó en capítulos anteriores el formato más adecuado para trabajar con imágenes médicas es DICOM, pero en este caso no tiene tanta relevancia ya que el trabajo se basa en la mera introducción a esta técnica que posteriormente pueda ser ampliada y encuadrada en un proyecto de mayor envergadura.

Las imágenes que se utilizan tienen un tamaño de 1200x1200, esto quiere decir que al leerlas en Matlab forman una matriz de 1200x1200 píxeles, cada uno con un valor determinado.

Para su lectura, utilizaremos el comando de Matlab 'imread' que genera en el sistema una matriz que contiene a la imagen.

Originalmente la primera lectura de la imagen indica que es una matriz del tipo Uint8x3. Esto quiere decir que es una imagen a color, ya que contiene tres bandas, es decir, tres matrices cada una conteniendo un rango de color.

Para operar con ella, pasaremos esta imagen a niveles de gris.

El comando 'rgb2gray' permite obtener una imagen de tonos de gris a partir de una en color eliminando el matiz y la saturación de sus píxeles manteniendo su luminosidad. En la figura 5.2 se muestra una imagen convertida a niveles de gris.

Para ello realiza una suma ponderada de sus componentes de esta forma:

$$0.2989 * R + 0.5870 * G + 0.1140 * B$$

siendo R el canal rojo, G el canal verde y B el azul.

La matriz que se obtiene sigue manteniendo la misma clase pero ya no contiene píxeles a color, lo que nos permite realizar numerosas operaciones con ellos.

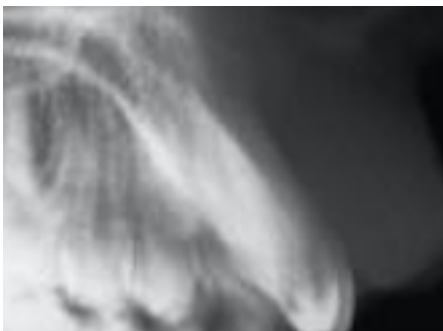


5.2 Imagen a niveles de gris

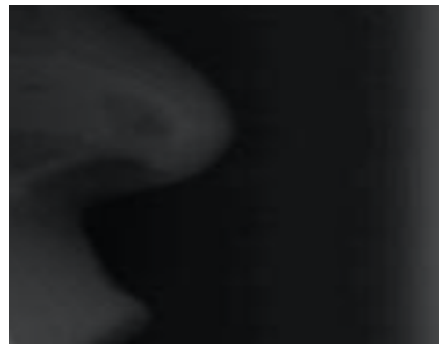
## 5.2 Procesado para resaltar tejidos blandos

Para obtener el patrón de tejidos blandos a partir de la radiografía del paciente, hay que realizar numerosos ajustes en la imagen.

Al observar una radiografía lateral de cráneo, se ve un acusado contraste entre los tejidos blandos y óseos, siendo estos últimos en su mayoría representados por píxeles de color blanco, tal y como se observa en la figura 5.3 a). No se puede decir lo mismo del perfil de tejidos blandos y el fondo de la imagen, ya que en este caso no hay una gran variación de contraste entre ambos. En este caso lo que encontramos al analizar los valores de los píxeles es un ascenso paulatino de los valores de unos a otros, tal y como vemos en la figura 5.3 b).



5.3 a) contraste estructuras óseas



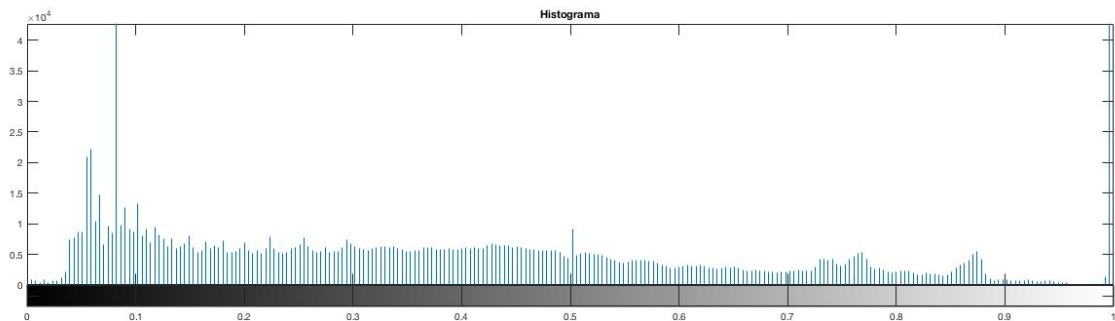
b) contraste estructuras tejidos blandos

## 5.2.1 Preprocesado de la radiografía

Desde un primer momento, se orienta el preprocesado de la imagen hacia un objetivo considerado primordial: resaltar los tejidos blandos del perfil facial lo máximo posible y preparar la imagen adecuadamente para que las técnicas aplicadas a continuación tengan un mayor impacto sobre los resultados deseados.

Para examinar la calidad de la imagen partimos de la observación de su histograma, esto da una idea de la distribución de intensidades de la imagen. La matriz que contiene los datos de la imagen ya debe encontrarse en niveles de gris.

El histograma de la imagen a niveles de gris se presenta en la figura 5.4:



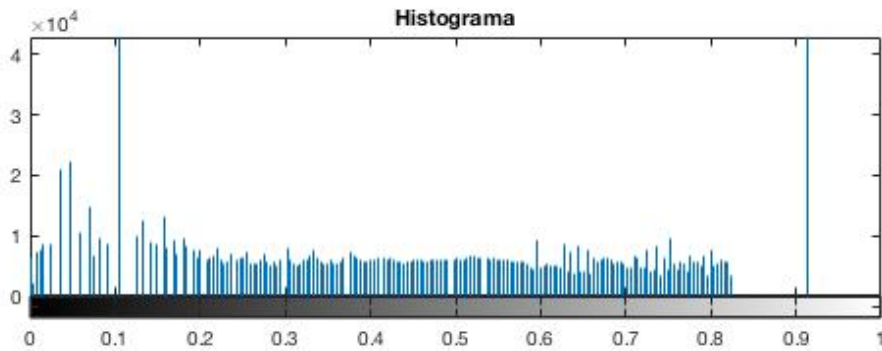
5.4 Histograma de la imagen sin ecualizar

Como se observa es un histograma que de por sí ya se extiende a lo largo del rango de valores que pueden tomar los píxeles, siendo más acusado el número de píxeles que contienen un valor menor que 0.1 y los que tienen valor 1.

Apliquemos ahora algunas de las técnicas que se han expuesto en capítulos anteriores.

- **Ecualización del histograma**

Al hacer una ecualización del histograma, es decir, extender los valores de intensidad de la imagen, obtenemos el histograma representado en la figura 5.5:



5.5 Histograma de la imagen ecualizado

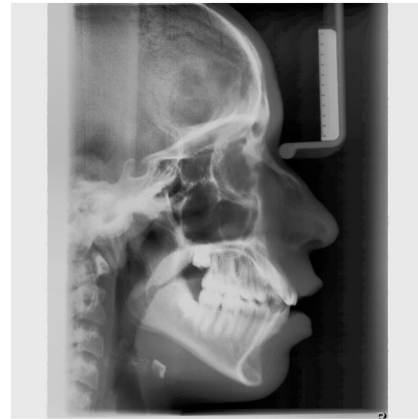
Tal y como se observa en comparación con el histograma procedente de la imagen original, hay leves cambios en cuanto a sus valores.

Ahora la cantidad de píxeles que resalta por encima de los demás se encuentran en valores de 0.1 y mayor de 0,9 pero en este caso sin llegar a 1.

Esto quiere decir que los píxeles de color blanco, en su mayoría representando a los tejidos óseos, ya no son 'tan blancos'.

También vemos que los valores que representan la zona de tejidos blandos se encuentran más resaltados en comparación con el fondo.

Por lo que hacer una ecualización resulta útil para resaltar levemente el perfil de tejidos blandos sobre el fondo, tal y como podemos observar en la figura 5.6:



5.6 a) imagen sin ecualizar

b) imagen ecualizada

- **Filtrado de mediana**

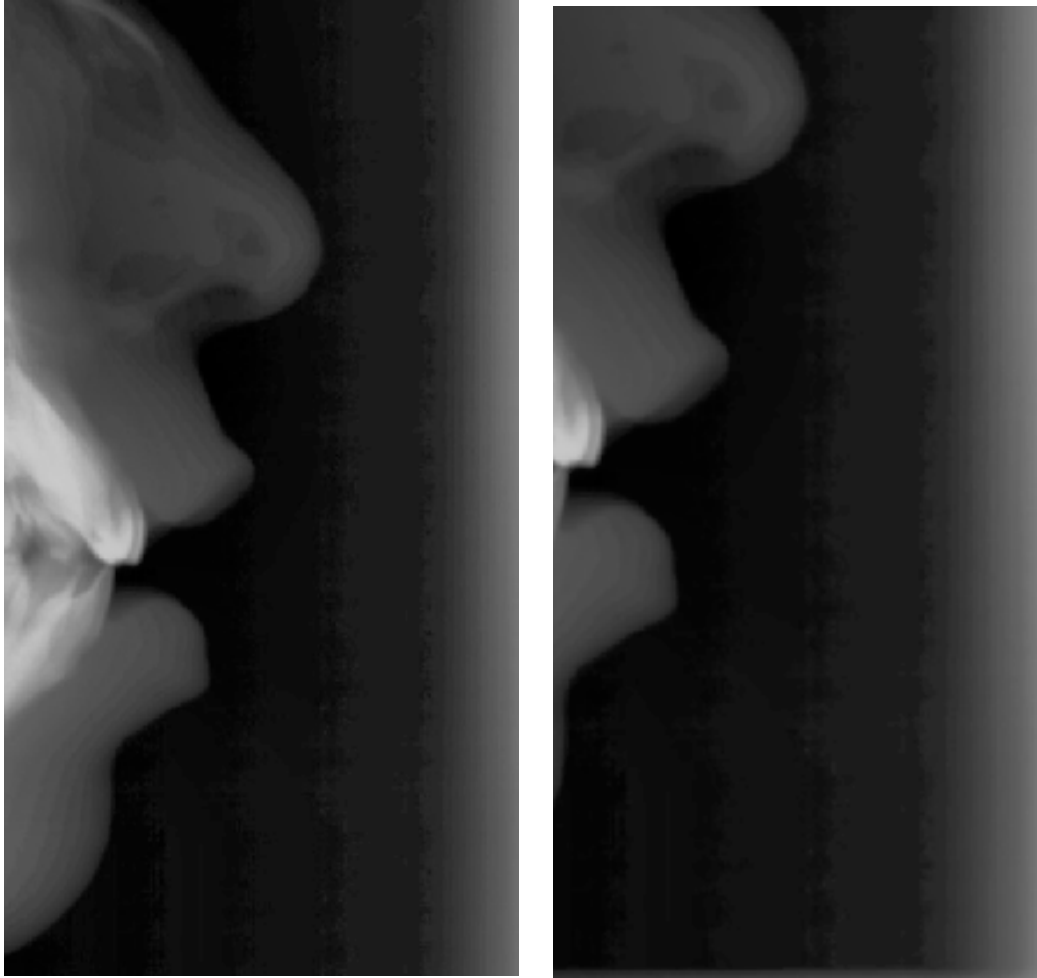
En la imagen ecualizada, el fondo de la radiografía también toma valores más distantes del negro. Esto genera unas bandas de ruido que pueden relacionarse con la expansión de la luminosidad de los píxeles.

Con motivo de eliminar ruido de la imagen y hacerla más uniforme sin tener que renunciar a la ecualización de su histograma, se aplican técnicas de filtrado que permitan suavizarla.

Tal y como hemos detallado en el capítulo anterior, existen numerosas máscaras a las que podemos acceder para obtener este resultado.

El objetivo principal es no perder detalle de los bordes, por lo que se utiliza un filtrado de mediana, que permite una suavización de la imagen sin perder los datos deseados.





5.7 a) Sin filtrado b) Filtrado por mediana

Como puede observarse en la figura 5.7, no se elimina el ruido, el filtraje por mediana se elige, principalmente, para no perder detalle en los bordes y resulta útil para reducir, aunque sea de forma leve, cierto ruido de la imagen, sobre todo el que se acerca a los tejidos blandos.

El resto de máscaras de convolución aplicadas para reducir el ruido resultan agresivas para los bordes, y se pierde mucha calidad de la imagen (como por ejemplo con la aplicación de filtros logarítmicos, gaussianos y demás que hemos desarrollado en capítulos anteriores).

### 5.2.2 Detección de bordes

Una vez establecidos ciertos cambios sobre la imagen original y destacados leve pero útilmente los tejidos del perfil facial, se pasa a hacer un procesado de la imagen para destacar los elementos de interés.

En primer lugar se buscan los bordes de la imagen, esto se hace con la imagen en niveles de gris.

Hay gran cantidad de filtros que ya se pueden utilizar directamente desde Matlab. Este paso es de gran importancia sobre los resultados que se van a obtener finalmente. En este caso sí se justifica el procedimiento elegido finalmente (recogido en la sección RESULTADOS) mediante la presentación de las distintas técnicas que se han aplicado (recogidos en la sección PRUEBAS).

### **PRUEBAS:**

- **Filtro de Canny**

En el caso de nuestra imagen, como ya se expuso al principio, no hay un gran cambio en los niveles de gris de los tejidos blandos con respecto al fondo y sí que lo hay con la parte ósea.

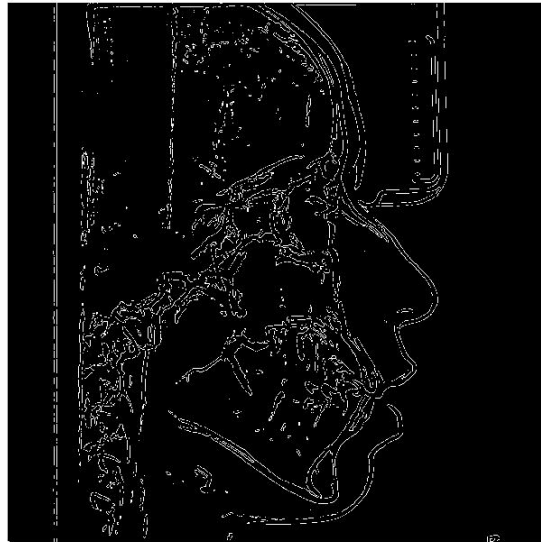
El algoritmo de Canny a parte de detectar los bordes, cierra los contornos, por lo que se obtienen una gran cantidad de bordes en la imagen que no son útiles. El borde de interés aparece de una forma discontinua, podemos ver el resultado en la imagen 5.8.



*5.8 Imagen resultante al filtro de Canny*

- **Filtro de Roberts**

Sólo aporta una leve reducción de la cantidad de bordes que detecta el filtrado anterior. Tal y como puede observarse en la imagen 5.9:

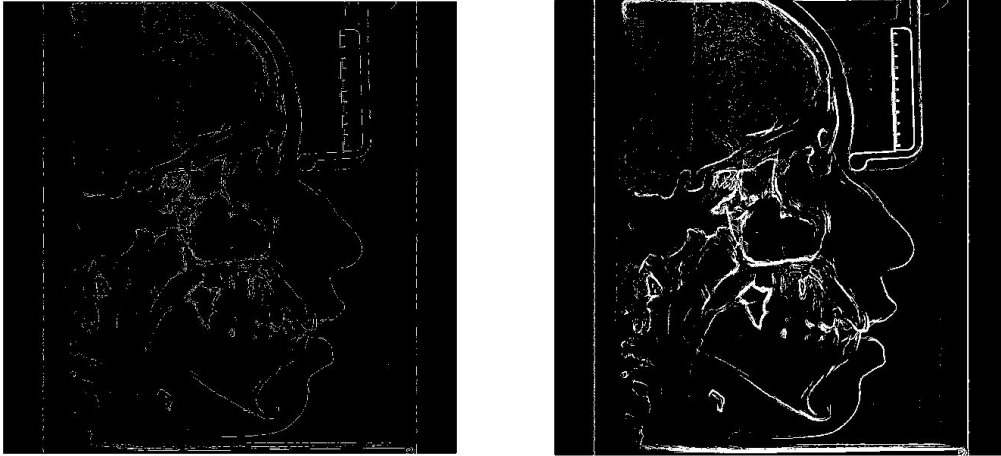


*5.9 Filtrado Roberts*

- **Filtro Sobel**

Se le puede añadir un valor de 'threshold' que es un escalar que actúa de forma que se ignoran los bordes a partir de los pixeles que no lo tengan. En nuestro caso no nos interesa, ya que si coge los bordes de tejidos blandos (que tienen el valor más bajo de los bordes de la imagen) coge también los demás.

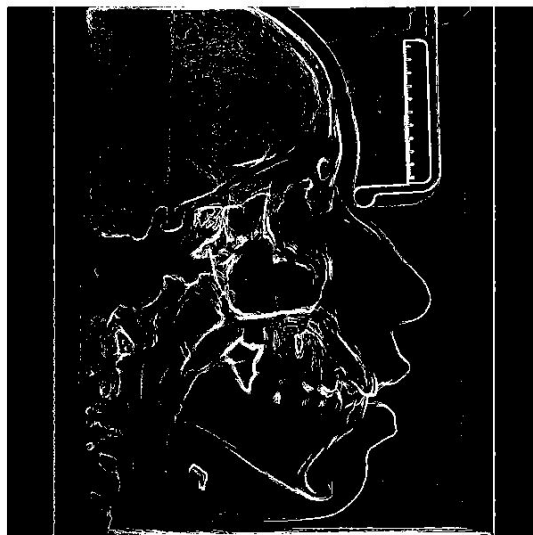
También se puede indicar la dirección de los bordes que queremos destacar. Así como especificar que no haga un afinado automático de los bordes recogidos. Aplicamos entonces el filtro Sobel con afinado y sin afinar en la imagen 5.10:



5.10 a) Filtro Sobel en ambas direcciones b) Filtro Sobel en ambas direcciones especificando 'nothinning'

- **Filtro Prewitt**

En este caso también puede usarse al igual que en Sobel un valor de threshold y orientación vertical u horizontal. De igual forma también puede añadirse 'nothinning' que hace que no se aplique la técnica de adelgazamiento de los bordes que se hace por defecto, al utilizarlo conseguimos un borde más definido, como puede observarse en la figura 5.11.



5.11 Filtrado Prewitt especificando 'nothinning'

Como puede observarse, la función que evita el suavizado, nos da un perfil de tejidos blandos mucho más definido. Aun así también hace que se definan más los demás bordes.

- **Máscara que se aproxima al gradiente**

En este caso se define una matriz que luego se aplicará como máscara. Puede ser de distintos tamaños, preferiblemente impar. Dependiendo de la dirección de los bordes que queramos destacar se le darán unos valores u otros.

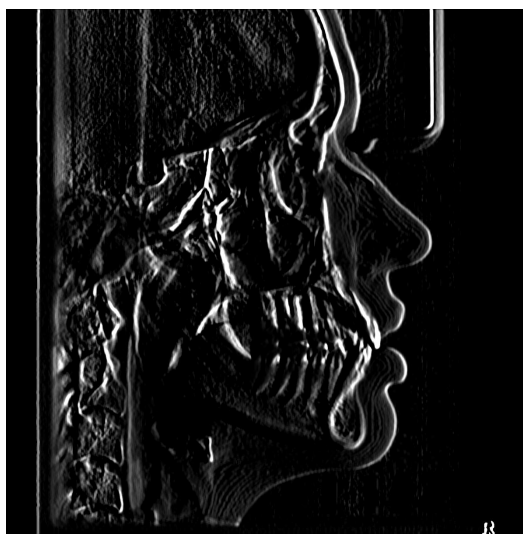
Se obtiene un borde facial mejor definido y menos ruido en el fondo de la imagen.

Observando detenidamente, al utilizar únicamente la detección de bordes en dirección vertical, se pierde cierta información de los bordes en la dirección horizontal.

Para mejorarlo, basta con crear la máscara de la traspuesta de la matriz creada, la cual calcula los bordes en la dirección horizontal. Con lo cual se obtienen dos imágenes de salida, teniendo cada una información de las distintas direcciones.

### RESULTADOS:

Como se observa en la figura 5.12, con la definición de una matriz que se aproxima al gradiente, se consigue mantener el borde casi sin discontinuidades, además de menor ruido en el fondo de la imagen, por lo que se decide trabajar con esta máscara para continuar con la selección de estructuras de interés.



5.12 Filtrado máscara 7x7 en dirección vertical

### 5.2.3 Segmentación

Con motivo de simplificar la imagen obtenida y seleccionar únicamente el trazado de tejidos blandos, el siguiente paso será pasar la imagen a binaria. De esta forma, se obtienen los bordes destacados en el paso anterior en blanco y el resto de la imagen a negro. En el caso de los filtros disponibles en Matlab esta binarización es automática.

Para ello se ha utilizado la técnica de umbralización, que puede consultarse en el capítulo anterior.

Una vez establecido el umbral de la imagen ya ecualizada a partir de la función 'graythresh', con el comando 'im2bw' conseguimos la imagen binarizada.

En este caso lo haremos con las imágenes que habíamos obtenido por separado al aplicar gradiente vertical y horizontal, las cuales se pueden observar en la figura 5.13.



*5.13 Segmentación por binarización con umbral de a)imagen en horizontal y b)imagen en vertical*

Posteriormente se utiliza la operación lógica OR para obtener una única imagen de salida que contenga los resultados en ambas direcciones, presentada en la figura 5.14.



*5.14 Imagen resultante la unión de las imágenes horizontal y vertical.*

Si alguno de los dos pixeles comparados tiene valor 1, el valor de salida es 1. Si lo son los dos también. Con lo cual obtenemos una única imagen de salida que contiene los valores interesantes de ambas.

#### **5.2.4 Crecimiento de regiones**

Una vez que tenemos establecidos los bordes de la imagen, pasamos a seleccionar la región de interés.

Para ello, necesitamos un punto a partir del cual hacer crecer el borde que deseamos aislar.

Observando las técnicas de análisis cefalométrico convencional, uno de los puntos más importantes es el que más sobresale de la punta de la nariz.

A la hora de analizarlo con Matlab, se puede ver que este pixel es el primero que encontramos empezando a buscar de derecha a izquierda de la matriz.

A simple vista así lo parece. Pero la imagen contiene algunos pixeles blancos antes de este, por lo que hay que establecer otra forma de selección.

Como puede comprobarse en el capítulo dos, la forma convencional de hacer el análisis facial recurre a la división de la estructura facial para analizarla por partes.

Traduciendo esto al ámbito matricial, se decide dividir la matriz en submatrices que contengan las distintas partes de la imagen de estudio. Por lo tanto, se comienza seleccionando las porciones de estudio, en este caso trabajaremos con tres submatrices.

De arriba abajo, la primera contiene los datos referentes a la frente; la segunda domina la parte de la nariz y labio superior; la tercera, el resto de la imagen, que se corresponde con el labio inferior y el mentón.

Una vez que se selecciona y recorta esta parte de la imagen, hay que restaurar el tamaño original de esta. Para ello se completan el resto de píxeles con valor 0, o negro.

Esto se debe hacer ya que al encontrar el píxel de interés en la submatriz es necesario extrapolarlo y mostrarlo en la imagen original. La posición del píxel encontrado en una matriz de menor tamaño que la que contiene a la imagen original, no se corresponde con la posición de que debe ocupar en la segunda. Por tanto, para extrapolar esta posición correctamente, ambas matrices deben ser del mismo tamaño. Por ello se completa la submatriz obtenida del recorte con píxeles de valor cero o negros manteniendo la región seleccionada en la posición original.

Hacer esto, a la misma vez, ayuda a generalizar el algoritmo de búsqueda a un intervalo más extenso de imágenes. Muchas de ellas presentan diferencias en la posición de las estructuras de interés, por lo que subdividir la imagen en tres partes hace más fácil centrar la búsqueda en un rango concreto y que encaja con el patrón de las imágenes con las que se trabaja.

De esta forma obtenemos tres píxeles de referencia que posteriormente serán sometidos a crecimiento de región. Por lo que obtendremos tres regiones distintas que al unir las forman el contorno facial.

Estos píxeles pueden verse en la imagen 5.15.





5.15 a) Punto Frente b) Punto Nariz c) Punto mentón

- **Regiongrowing**

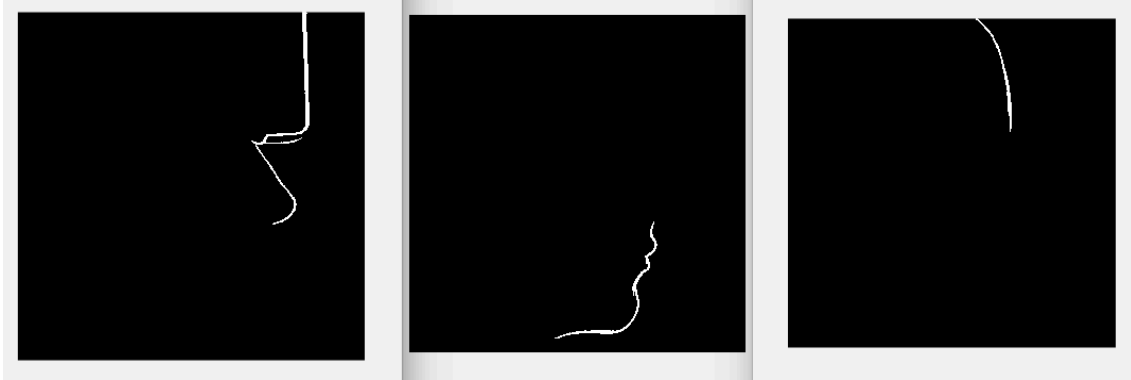
Una vez que tenemos los puntos de referencia, el siguiente paso consiste en comparar los píxeles vecinos para comprobar si tienen el mismo valor (1) o no. En caso de tenerlo, se añaden al inicial y así, se va seleccionando el borde deseado.

Esto es lo que hace la función 'regiongrowing'<sup>7</sup>, la cual recibe la imagen que contiene los datos, la posición de fila y columna del píxel de comienzo y un valor que indica la máxima variación que se permite entre píxeles vecinos. Este último valor se ha tomado como 0.2 para no perder demasiada información del perfil deseado.

El resultado de crecimiento de regiones de los píxeles anteriores se muestra en la figura 5.16, en la que puede observarse la aparición de un artefacto en 5.16 a) procedente de la aparatología que se necesita para realizar una radiografía correcta.

---

<sup>7</sup> Podemos encontrar el código de la función 'regiongrowing' en el Anexo III



5.16 Crecimiento de regiones a partir de los píxeles encontrados. a) espacio medio b) trazado inferior c) trazado superior

- **Unificación de regiones**

Todas las regiones obtenidas se aúnan para obtener un perfil de tejidos blandos completo.

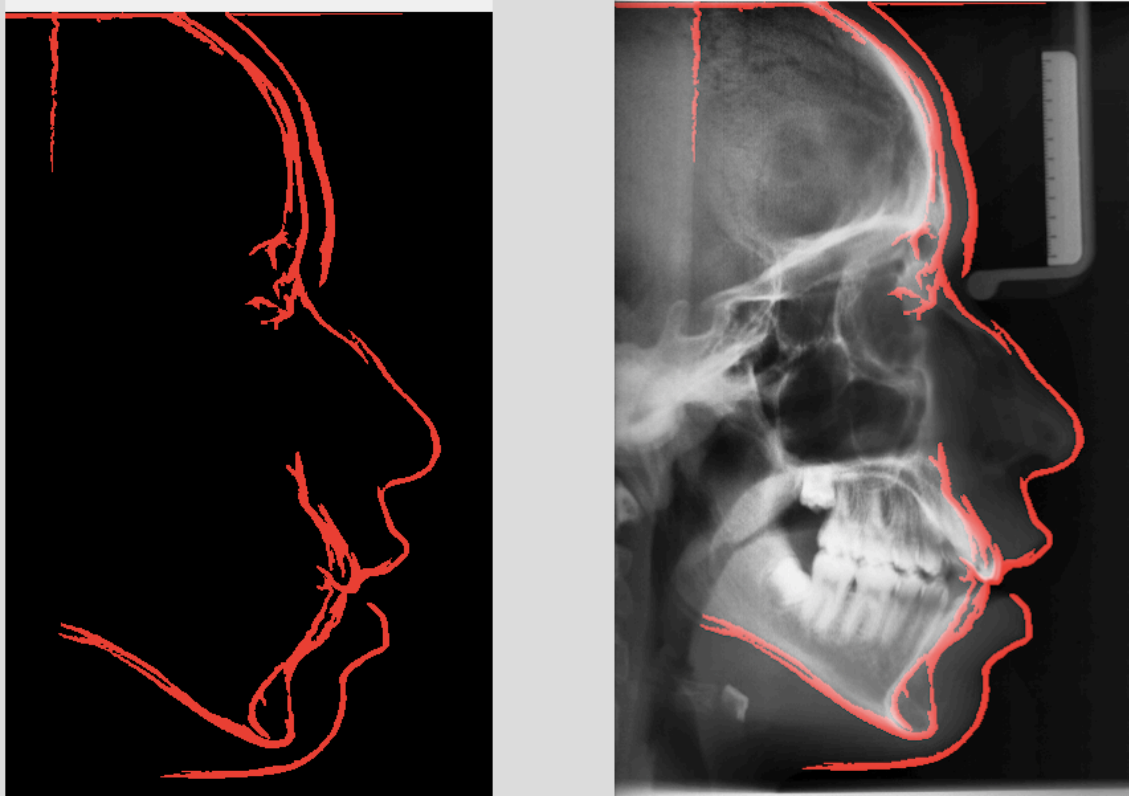
Para ello se utiliza una operación lógica básica, suma.

Una vez obtenida la región completa, la mostraremos en rojo, esto se consigue 'apagando' los otros dos canales que contienen los colores verde y azul de la imagen, por lo que podremos resaltarla por encima de la imagen original marcando el perfil de tejidos blandos.<sup>8</sup>

En la figura 5.17 se muestran la unificación de regiones así como su representación sobre la imagen original, respectivamente.

---

<sup>8</sup> Se presentan más resultados en el Anexo II



5.17 Unificación de regiones y obtención del perfil facial: a) Resultado de unión de regiones b) a) representada sobre la imagen original

En el Anexo II se han recogido todos los resultados obtenidos con las imágenes seleccionadas para el estudio.

## 6. CONCLUSIÓN Y AVANCES FUTUROS

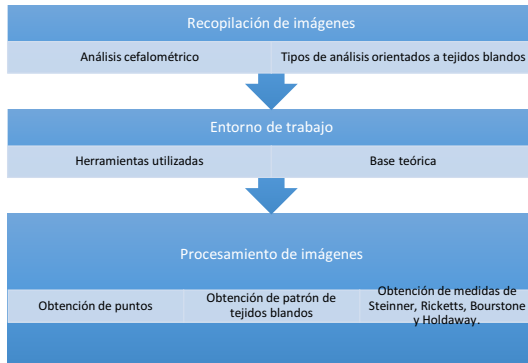
### 6.1 Conclusiones

El objetivo principal de este trabajo ha sido obtener un patrón de tejidos blandos a partir de una cantidad de imágenes determinadas. Para llegar a él hay varios objetivos previos, tal y como se muestra en la figura 6.1.

El patrón de tejidos blandos contiene:

- El perfil facial de la cara
- Los puntos de interés que permiten hacer un análisis sobre él.

### 6.1 Objetivos principales del proyecto



Para alcanzar los objetivos, se ha hecho un estudio en profundidad de los artes que lo conciernen. En primer lugar, del análisis cefalométrico convencional; y en segundo, de las herramientas que han sido de utilidad.

Con esto se han desarrollado en el entorno de Matlab una serie de funciones y algoritmos que ha permitido obtener las regiones de interés de las imágenes médicas. Pero no de las medidas que posteriormente se han de realizar sobre el patrón obtenido.

- En la fase de preprocesado se ha obtenido una mejora significativa de la contrastación de tejidos blandos sobre el fondo mediante la ecualización de su histograma. Si es cierto, que al hacerlo se han obtenido unas bandas de ruido que han dificultado la búsqueda posterior de regiones. Con el filtraje de mediana no ha sido posible eliminar este ruido del todo. Se han intentado aplicar distintas técnicas de suavizado pero suponían perder información sobre el borde de tejidos blandos, algo que no se puede contemplar.
- La detección de bordes ha sido implementada de numerosas formas, en la memoria solo se recogen las más significativas. Cabe destacar que para una investigación sobre imágenes médicas relevante, las funciones que se pueden encontrar en Matlab no son muy adecuadas. Debido a esto y según lo observado, es mejor hacer una aproximación de la derivada manual e ir observando los resultados hasta que se parezcan lo máximo posible a lo que se busca. En este caso, como se ha indicado en la memoria, se presentan las pruebas realizadas con varios detectores de bordes, concluyendo allí mismo cuál es la más adecuada.

- Como se observa, una simple radiografía lateral de cráneo contiene numerosos detalles anatómicos que dificultan el aislamiento de regiones de interés. Por lo que la segmentación de imágenes ha sido de gran utilidad en este proyecto. Es concretamente, lo que ha permitido aislar el perfil facial del resto de estructuras.
- Como puede verse en las imágenes 5.16 y 5.17 no se obtiene un borde perfectamente definido. Por lo que habría que mejorar el código de forma que eliminemos los artefactos que se presentan junto con él. Así mismo, tanto en las muestras empleadas para el desarrollo de la memoria, como para las que se recogen en el Anexo II, se puede observar la presencia de artefactos que complican la detección limpia del perfil facial.
- El entorno de trabajo ha permitido desarrollar conjuntamente técnicas de procesado y programación de una forma intuitiva. La utilización de sentencias de control ha permitido encontrar tres puntos cefalométricos presentes en el patrón de tejidos blandos que han permitido el desarrollo de la línea completa del perfil facial.

Pero cabe señalar que no se han resuelto todos los puntos de tejidos blandos que contiene un cefalograma. La técnica se ha simplificado debido a que ha sido necesario ajustar el tiempo que exige el proyecto y se ha preferido obtener únicamente los puntos más significativos y un perfil de tejidos blandos adecuado para las exigencias de los objetivos planteados.

- Por lo que el objetivo final, análisis de medidas según los autores Ricketts, Steinner, Burstone y Holdaway, no se ha realizado con éxito. Para llegar hasta él se han tenido que cumplir objetivos previos de gran importancia y que han abarcado en su totalidad el tiempo establecido. En consecuencia no se ha hecho una comparación con la obtención de datos manuales con los que se disponía para comprobar los resultados obtenidos.

Por tanto, podemos concluir que la envergadura del trabajo que se pretendía obtener no se ajusta a las horas establecidas para un Trabajo de Final de Grado. Así mismo en la imagen 2.4 y 5.17 se puede hacer una comparación entre los objetivos que se deseaban obtener y los obtenidos, respectivamente.

## 6.2 Avances futuros

Este proyecto podría ampliarse en muchas direcciones. En primer lugar hacer una revisión y corrección del código que permita una mayor concisión de los resultados obtenidos aportaría sin lugar a dudas diferencias significativas.

Tal y como puede observarse en los resultados obtenidos recogidos en el Anexo II, algunas de las imágenes presentan artefactos resaltados de la misma forma que el perfil blando (Imágenes 2,3,4 y 5). Esto se debe a que al hacer la telerradiografía, es necesario usar este aparato para mantener estructurada la imagen que se obtendrá.

En otros casos, la función 'regiongrowing' no reconoce todos los píxeles que componen el perfil facial, esto podría solucionarse cuando se busquen más puntos de referencia, de forma que aparecerá completo y con menos tasa de fallo.

Una vez obtenido el perfil facial, sobre él pueden hacerse numerosas modificaciones hasta obtener una línea definida y sin artefactos.

Tras encontrar los puntos sobre el tejido blando, con meras líneas tangentes entre ellos se podría hacer un estudio cefalométrico basado en las técnicas de Burstone, Ricketts, Holdaway y Steiner, que mantenían la búsqueda de un análisis más práctico consistente en la mera observación de los tejidos blandos. Como se detalló en el segundo capítulo, el objetivo de todas las técnicas estudiadas y aplicadas anteriormente es el de obtener un criterio preoperatorio del paciente. Con los resultados obtenidos en el trabajo realizado, un siguiente paso sería hacer el análisis de estas medidas sobre los datos obtenidos, que podría abarcar otro proyecto de investigación de tiempo similar.

Si estos avances se concatenan con la implementación de análisis de puntos óseos y dentarios se puede obtener un cefalograma completo.

Sobre este se aplicarían funciones que detecten la angulación de los tejidos de interés para conseguir un análisis completo facial. Esto permitiría al personal médico realizar un análisis mucho más rápido y conciso de las estructuras dento-craneo-faciales.

Por último, aunque el entorno de trabajo utilizado resulta de gran utilidad en proyectos de investigación como este, sería muy interesante traducir el código a

un lenguaje de alto nivel que permita implementar una interfaz que pueda ser usada de forma libre por el usuario.

# REFERENCIAS

- System Requirements for MATLAB & Simulink R2016b (Professional & Student Versions)». MathWorks. Consultado el 17 de noviembre de 2016.
- 'reg<https://es.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19084-region-growing>'. MathWorks. Consultado el 24 de enero de 2017.
- <https://es.mathworks.com/products/image/features.html> Consultado el 17 de abril de 2017.
- <http://www2.caminos.upm.es/Departamentos/maticas/Fdistancia/PIE/matlab/temasmatlab/TEMA%207.pdf> Consultado 21 Mayo de 2017.
- Atlas de Cefalometría y Análisis Facial ( Jesús Fernández Sánchez y Omar Gabriel da Silva Filho), 5. Análisis del trazado: Referencias Cefalométricas.
- [http://www.ma.uva.es/~antonio/Industriales/Apuntes\\_05-06/LabM/MatLab-en-pantalla.pdf](http://www.ma.uva.es/~antonio/Industriales/Apuntes_05-06/LabM/MatLab-en-pantalla.pdf). Consultado el 12 Mayo de 2017
- <https://es.mathworks.com/products/image/features.html>. Consultado el 7 de junio de 2017.



# ANEXO I

En este anexo vamos a introducir las imágenes con las que se ha hecho el estudio y el desarrollo del código.

Para seleccionarlas se ha tenido en cuenta:

- Misma calidad
- Misma o muy parecida presentación de las estructuras anatómicas
- Que la imagen se encuentre horientada en vertical y no haya ángulo del perfil facial
- Que se presenten todos las subdivisiones faciales: Parte superior, media e inferior.

Imagen 1.



Imagen 2.

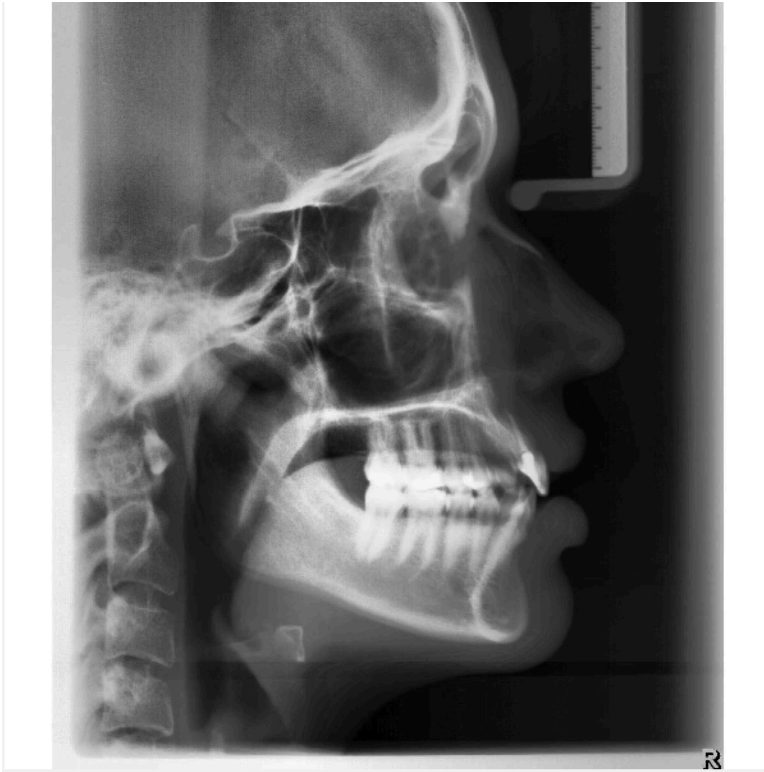


Imagen 3.

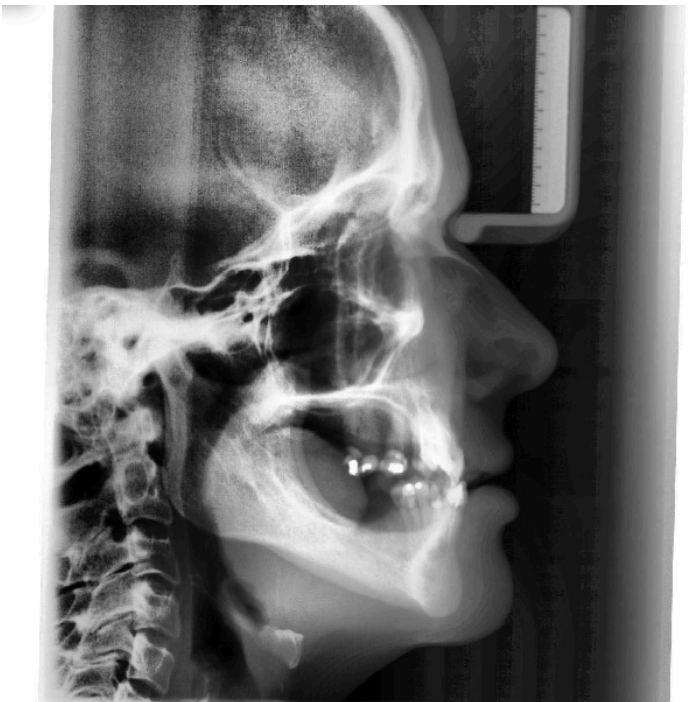


Imagen 4.

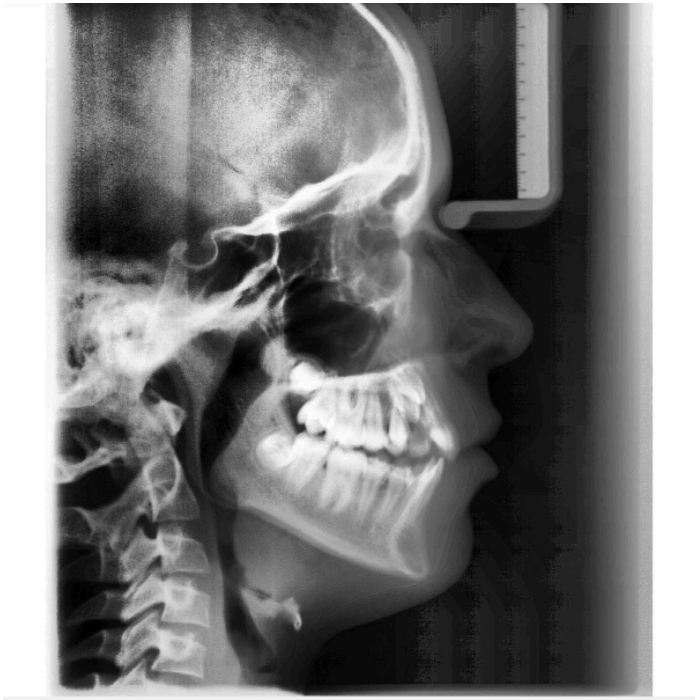


Imagen 5.



Imagen 6.



## ANEXO II

En el estudio de imágenes se han tenido en cuenta todas las que se seleccionaron en el Anexo I.

Para no colapsar el texto de imágenes se adjuntan aquí los resultados obtenidos con todas ellas. Como puede observarse a continuación, dependiendo de cada imagen se consiguen los objetivos completamente o parcialmente.

Imagen 1.

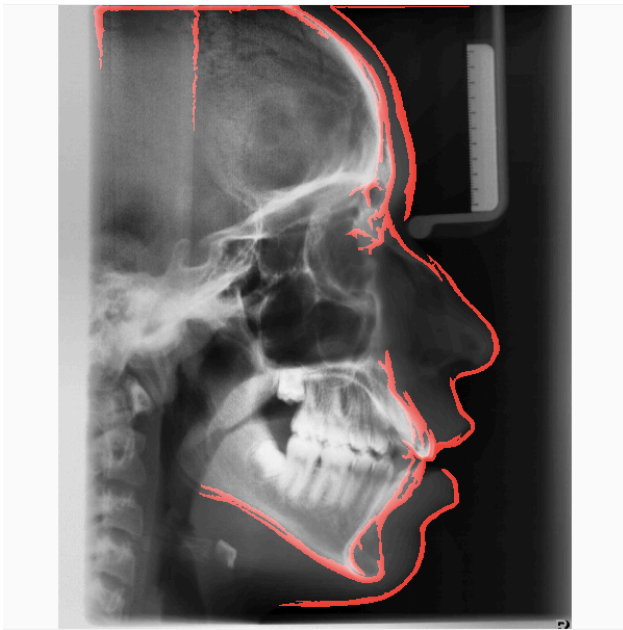


Imagen 2.

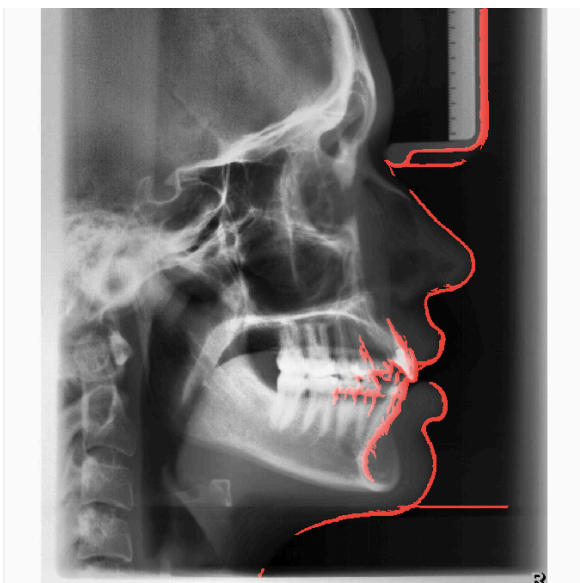


Imagen 3.

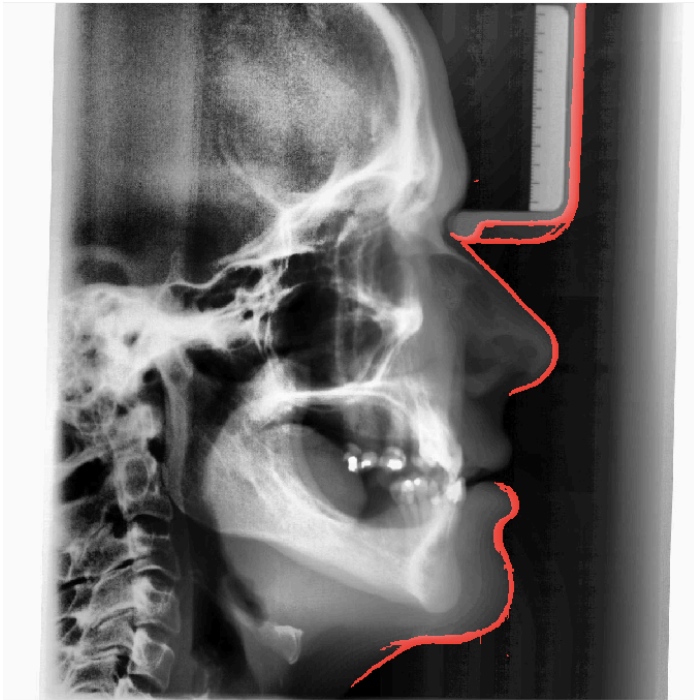


Imagen 4.

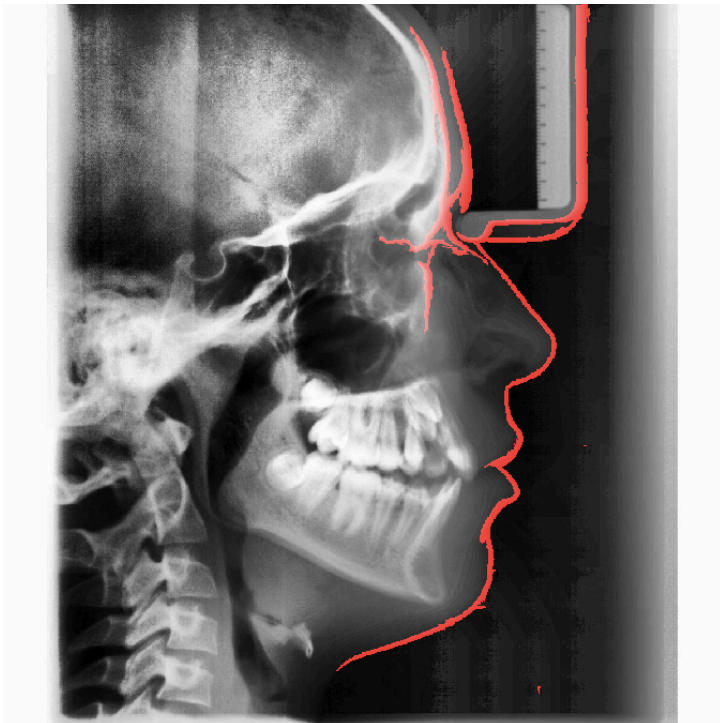


Imagen 5.

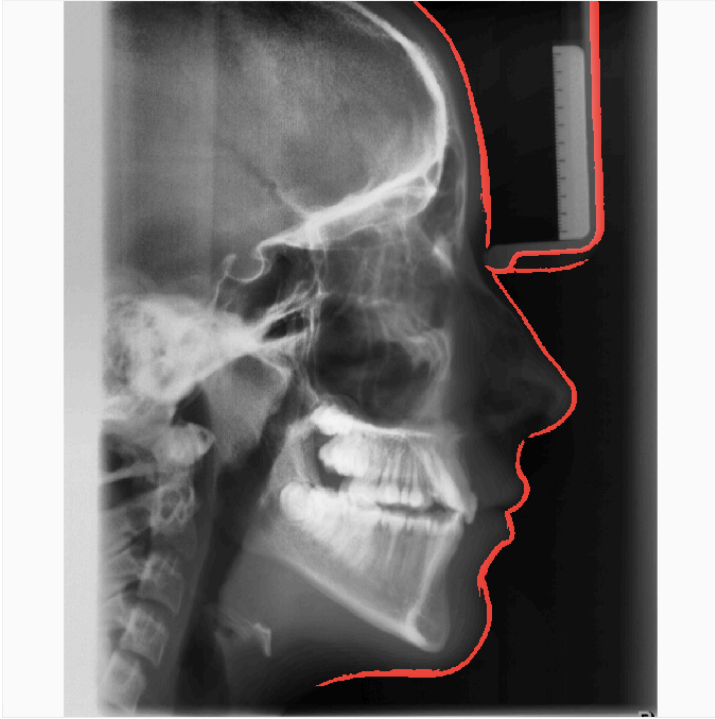


Imagen 6.



# ANEXO III

Se adjunta la función `regiongrowing` que ha sido utilizada y encontrada en MathWorks:

```
function J=regiongrowing(I,x,y,reg_maxdist)
% This function performs "region growing" in an image from a specified
% seedpoint (x,y)
%
% J = regiongrowing(I,x,y,t)
%
% I : input image
% J : logical output image of region
% x,y : the position of the seedpoint (if not given uses function
getpts)
% t : maximum intensity distance (defaults to 0.2)
%
% The region is iteratively grown by comparing all unallocated
neighbouring pixels to the region.
% The difference between a pixel's intensity value and the region's
mean,
% is used as a measure of similarity. The pixel with the smallest
difference
% measured this way is allocated to the respective region.
% This process stops when the intensity difference between region mean
and
% new pixel become larger than a certain treshold (t)
%
% Example:
%
% I = im2double(imread('medtest.png'));
% x=198; y=359;
% J = regiongrowing(I,x,y,0.2);
% figure, imshow(I+J);
%
% Author: D. Kroon, University of Twente

if(exist('reg_maxdist','var')==0), reg_maxdist=0.2; end
if(exist('y','var')==0), figure, imshow(I,[]); [y,x]=getpts;
y=round(y(1)); x=round(x(1)); end

J = zeros(size(I)); % Output
Isizes = size(I); % Dimensions of input image

reg_mean = I(x,y); % The mean of the segmented region
reg_size = 1; % Number of pixels in region

% Free memory to store neighbours of the (segmented) region
neg_free = 10000; neg_pos=0;
neg_list = zeros(neg_free,3);

pixdist=0; % Distance of the region newest pixel to the regio mean

% Neighbor locations (footprint)
neighb=[-1 0; 1 0; 0 -1;0 1];
```



```

% Start regigrowing until distance between regio and posible new
pixels become
% higher than a certain treshold
while(pixdist<reg_maxdist&&reg_size<numel(I))

    % Add new neighbors pixels
    for j=1:4,
        % Calculate the neighbour coordinate
        xn = x +neighb(j,1); yn = y +neighb(j,2);

        % Check if neighbour is inside or outside the image
        ins=(xn>=1)&&(yn>=1)&&(xn<=Isizes(1))&&(yn<=Isizes(2));

        % Add neighbor if inside and not already part of the segmented
area
        if(ins&&(J(xn,yn)==0))
            neg_pos = neg_pos+1;
            neg_list(neg_pos,:) = [xn yn I(xn,yn)]; J(xn,yn)=1;
        end
    end

    % Add a new block of free memory
    if(neg_pos+10>neg_free), neg_free=neg_free+10000;
neg_list((neg_pos+1):neg_free,:)=0; end

    % Add pixel with intensity nearest to the mean of the region, to
the region
    dist = abs(neg_list(1:neg_pos,3)-reg_mean);
    [pixdist, index] = min(dist);
    J(x,y)=2; reg_size=reg_size+1;

    % Calculate the new mean of the region
    reg_mean= (reg_mean*reg_size + neg_list(index,3))/(reg_size+1);

    % Save the x and y coordinates of the pixel (for the neighbour add
process)
    x = neg_list(index,1); y = neg_list(index,2);

    % Remove the pixel from the neighbour (check) list
    neg_list(index,:)=neg_list(neg_pos,:); neg_pos=neg_pos-1;
end

% Return the segmented area as logical matrix
J=J>1;

```

---