



**Universidad de Sevilla**  
**Departamento de Física Aplicada III**  
**Escuela Superior de Ingenieros**  
**Ingeniería de Telecomunicación**



**PROYECTO FIN DE CARRERA**

**PROCESADO Y ANÁLISIS DIGITAL DE PATRONES  
ÓPTICOS DE MOIRÈ. APLICACIÓN A LA  
EVALUACIÓN NO INVASIVA DE PARÁMETROS  
BIOMECÁNICOS**

Autor: Fco. Javier Monge Márquez

Director: Prof. Dr. Emilio Gómez González

## **A mis padres**

*Quiero agradecer de manera especial al profesor Emilio Gómez González la oportunidad brindada de trabajar en la realización de este proyecto.*

*Mi más sincero agradecimiento a todos los compañeros que tanto me han ayudado en mis años universitarios, porque esto también es un poco de ellos: a Miguel y Joaquín, a Pepe, a Mónica y Antonio...gracias de verdad.*

*A Puri por estar ahí y ser mucho más que compañía, mucho más que apoyo, mucho más...*

*A mis amigos de siempre, a mis hermanos en utopías: gracias Jaime y Manolo.*

*Y por supuesto, gracias a mis padres y a mis hermanas que tanta paciencia demuestran conmigo, que tanto me apoyan, porque sin duda les debo mucho...gracias.*

# Índice de contenidos

|                                                                                            |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1.- INTRODUCCIÓN</b>                                                                    | <b>1</b>  |
| 1.1.- Objetivo                                                                             | 3         |
| <b>2.- CONCEPTOS ANATÓMICOS Y PATOLÓGICOS DE INTERÉS.</b>                                  | <b>4</b>  |
| 2.1.- Anatomía y funciones de la columna vertebral.                                        | 4         |
| 2.1.1.- Anatomía y estructura de la columna.                                               | 4         |
| 2.1.2.- Funciones de la columna vertebral.                                                 | 8         |
| 2.2.- Alteraciones frecuentes de la columna vertebral.                                     | 10        |
| 2.2.1.- Hiper cifosis                                                                      | 10        |
| 2.2.2.- Escoliosis                                                                         | 11        |
| 2.3.- Métodos y sistemas actuales de análisis y diagnóstico.                               | 15        |
| 2.3.1.- Diagnóstico preventivo. Técnicas inocuas.                                          | 15        |
| 2.3.2.- Técnicas diagnósticas de control de la evolución.                                  | 18        |
| 2.3.3.- Medición de la curvatura. Ángulo de Coob.                                          | 20        |
| <b>3.- LA TÉCNICA DE MOIRÈ COMO HERRAMIENTA DE DIAGNÓSTICO EN ANOMALÍAS DE LA ESPALDA.</b> | <b>23</b> |
| 3.1.- El efecto moirè. Fundamentos y aplicaciones.                                         | 23        |
| 3.1.1.- Fundamentos del efecto moirè.                                                      | 23        |
| 3.1.2.- Aplicaciones del efecto moirè.                                                     | 28        |
| 3.2.- Registro de imágenes de topomoirografía.                                             | 29        |
| 3.3.- Utilidad de la técnica de moirè.                                                     | 30        |
| <b>4.- HERRAMIENTAS DE PROCESADO DIGITAL DE IMAGEN UTILIZADAS.</b>                         | <b>32</b> |
| 4.1.- Técnicas de realce de imágenes.                                                      | 32        |
| 4.1.1.- Igualación del histograma.                                                         | 32        |
| 4.1.2.- Filtrado paso de alta                                                              | 35        |
| 4.1.3.- Procesado homomórfico.                                                             | 36        |
| 4.1.4.- Suavizado                                                                          | 37        |
| 4.2.- Segmentación de imágenes.                                                            | 41        |
| 4.2.1.- Técnicas de umbralización.                                                         | 42        |
| 4.2.2.- Técnicas basadas en el agrupamiento de píxeles.                                    | 44        |
| 4.2.3.- Técnicas basadas en la detección de contornos.                                     | 46        |
| 4.2.4.- Unión de bordes mediante seguimiento de contornos.                                 | 58        |
| 4.3.- Estimadores de características de la imagen.                                         | 59        |
| 4.3.1.- Estimadores basados en todos los píxeles de la imagen.                             | 59        |
| 4.3.2.- Estimadores basados en la frontera                                                 | 63        |
| <b>5.- SOLUCIÓN PROPUESTA.</b>                                                             | <b>71</b> |
| 5.1.- Adquisición de imágenes de “sombreado moirè”.                                        | 71        |
| 5.2.- Algoritmos de análisis y evaluación.                                                 | 74        |
| 5.2.1.- Esquema del procesamiento de la imagen.                                            | 74        |
| 5.2.2.- Magnitudes calculadas.                                                             | 85        |
| 5.2.3.- Umbrales ajustables por el usuario.                                                | 89        |

|                                                            |            |
|------------------------------------------------------------|------------|
| <b>6.- INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO</b>                     | <b>90</b>  |
| 6.1.- Instalación                                          | 90         |
| 6.2.- Funcionamiento.                                      | 93         |
| <b>7.- ESPECIFICACIONES TÉCNICAS.</b>                      | <b>108</b> |
| 7.1.- Requisitos del sistema.                              | 108        |
| 7.2.- Tiempos de procesado                                 | 108        |
| <b>8.- CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE DESARROLLO.</b>            | <b>110</b> |
| 8.1.- Conclusiones                                         | 110        |
| 8.2.- Líneas de desarrollo.                                | 111        |
| 8.2.1.- Ampliación del número de magnitudes calculadas.    | 111        |
| 8.2.2.- Convertir la aplicación en un programa ejecutable. | 111        |
| 8.2.3.- Desarrollo de un sistema experto.                  | 111        |
| <b>9.- BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS.</b>                     | <b>112</b> |



## 1.- Introducción

Uno de los principales problemas de salud pública a los que se enfrenta nuestra sociedad es la escoliosis en los niños y adolescentes. La grave rotación de la columna vertebral que se produce en la escoliosis estructural puede hacer que las costillas presionen los pulmones, dificultando la respiración y reduciendo los niveles de oxígeno, disminuyendo de forma considerable la capacidad pulmonar normal. Las desviaciones pueden afectar también el corazón y provocar alteraciones peligrosas. Asimismo, si la escoliosis diagnosticada es “muy grave”, tanto los pulmones como el corazón pueden sufrir lesiones, siendo estos pacientes muy vulnerables a las infecciones pulmonares y a la neumonía. En estos casos de cierta gravedad, la única solución médica es la quirúrgica, con el consecuente riesgo para el paciente y coste sanitario. Pero aún en los casos en los que la escoliosis no tiene carácter grave, también se ha concluido que dos tercios de adultos que vivían con curvaturas medias sufrían dolor de espalda crónico y de más intensidad que la población general. Casi todos los individuos con escoliosis no tratada en algún momento desarrollan espondilosis, un trastorno artrítico de la columna vertebral en el que las vértebras empiezan a ejercer presión en los nervios, lo que provoca un dolor intenso y que puede requerir cirugía [35].

En un importante número de casos, la escoliosis tiene un carácter leve y el único tratamiento exigido es una revisión periódica con objeto de controlar una posible evolución de la misma.



En muchas ocasiones, la escoliosis se diagnostica cuando el paciente acude al especialista aquejado de intensos dolores, el grado de curvatura es grave y la única solución médica es la quirúrgica.

El desarrollo de la columna termina al final del crecimiento, sobre los dieciocho años. Existe pues un gran espacio de tiempo para que el crecimiento pueda sufrir alteraciones y termine provocando las anomalías estructurales a que nos referiremos. Además, las citadas anomalías pueden pasar desapercibidas y descubrirse cuando ya es tarde para su corrección. De ahí la gran importancia de los reconocimientos periódicos de los niños y de los exámenes de salud que se llevan a cabo en colegios y centros de salud.

Así pues, una correcta y precoz detección de las anomalías de la columna vertebral permitiría un tratamiento médico más eficaz y una importante reducción de los efectos, tanto clínicos como económicos, de la diagnosis tardía. Debido a estas razones, las sociedades pediátricas recomiendan estudios de las citadas anomalías en niños y adolescentes en las escuelas de enseñanza primaria y secundaria con el fin de que el diagnóstico precoz se convierta en un arma decisiva en la lucha contra la escoliosis.

Sin embargo, el principal método de evaluación de anomalías de la columna con la que cuentan en la actualidad los especialistas, está basado en someter al paciente a diversas pruebas radiológicas, principalmente radiográficas, con el objeto de medir los ángulos de desviación de la columna. Estas pruebas no resultan en absoluto inocuas debido a la



exposición a los rayos X, en especial en niños, adolescentes y mujeres durante el embarazo.

Por estas razones, el desarrollo de un sistema totalmente inofensivo para el paciente que sirva al especialista médico para realizar una primera evaluación de posibles anomalías estructurales de la espalda, tiene un potencial interés clínico y social.

### **1.1.- Objetivo**

El objetivo de este proyecto es el desarrollo de un sistema de ayuda al diagnóstico precoz de anomalías de la espalda mediante técnicas no invasivas e inocuas de adquisición de imágenes de interés médico, el procesado digital de dichas imágenes y el cálculo de parámetros biomecánicos a partir del tratamiento de las mismas.



## **2.- Conceptos anatómicos y patológicos de interés.**

### ***2.1.- Anatomía y funciones de la columna vertebral.***

#### **2.1.1.- Anatomía y estructura de la columna.**

A nivel óseo (Fig. 2.1) podemos destacar principalmente la columna vertebral y los omóplatos.



Figura 2.1. Esqueleto de la espalda [30]

La columna vertebral, como su propio nombre indica, está formada por una serie de segmentos óseos (vértebras) separadas entre sí por anillos cartilaginosos.

En la parte superior se hallan las vértebras cervicales, de gran movilidad y que unen el cráneo con el tronco. En la zona media, encontramos las vértebras dorsales, de mayor rigidez, pues junto con el esternón sujeta las costillas y protege los pulmones y el corazón. Ya en la parte inferior tenemos las vértebras lumbares, de nuevo con una mayor movilidad pero con una densidad ósea mucho más considerable, pues a esta altura sujetan





gran parte del peso del tronco. Para terminar la columna, tenemos el sacro, uniendo la columna a la pelvis y por último el cóccix.

Los omóplatos junto con las clavículas y el esternón forman lo que llamamos la cintura escapular, encargada de sujetar las extremidades superiores. Son huesos planos fijados a la espalda por medio de músculos, tendones y ligamentos.

A nivel muscular, la espalda es muy compleja, pues son muchos los grupos musculares que interaccionan para mantenerla erguida y facilitar sus movimientos. Mencionaremos la existencia de ligamentos que recorren la columna, tanto en su cara posterior, anterior e intermedia, haciendo de la columna una estructura ósea de gran movilidad. Encontramos grandes grupos musculares que teniendo como punto de origen la columna nos ayudan a flexionar, extender, rotar... la espalda a la vez que podemos realizar diversos movimientos con los brazos [35].

La columna vertebral es un eje dorsal compuesto por pequeños huesos o vértebras, que soporta la parte superior del cuerpo. Se compone de los siguientes tipos de vértebras: (Fig. 2.2)

- Siete vértebras cervicales encargadas de aguantar el cuello, la primera llamada “Atlas” y la segunda “Axis”.
- Doce vértebras torácicas unidas a las costillas.
- Cinco vértebras lumbares en la parte más inferior de la columna. Estas últimas son las más alargadas. La mayor parte del peso corporal recae sobre las vértebras lumbares.



- Por debajo de la región lumbar se encuentra el sacro, un hueso con forma de escudo unido a la pelvis por las articulaciones sacro ilíacas.
- Al final del hueso sacro hay una estructura ósea formada por entre dos y cinco vértebras fusionadas de una forma muy peculiar llamada cóccix o cola de caballo [35].

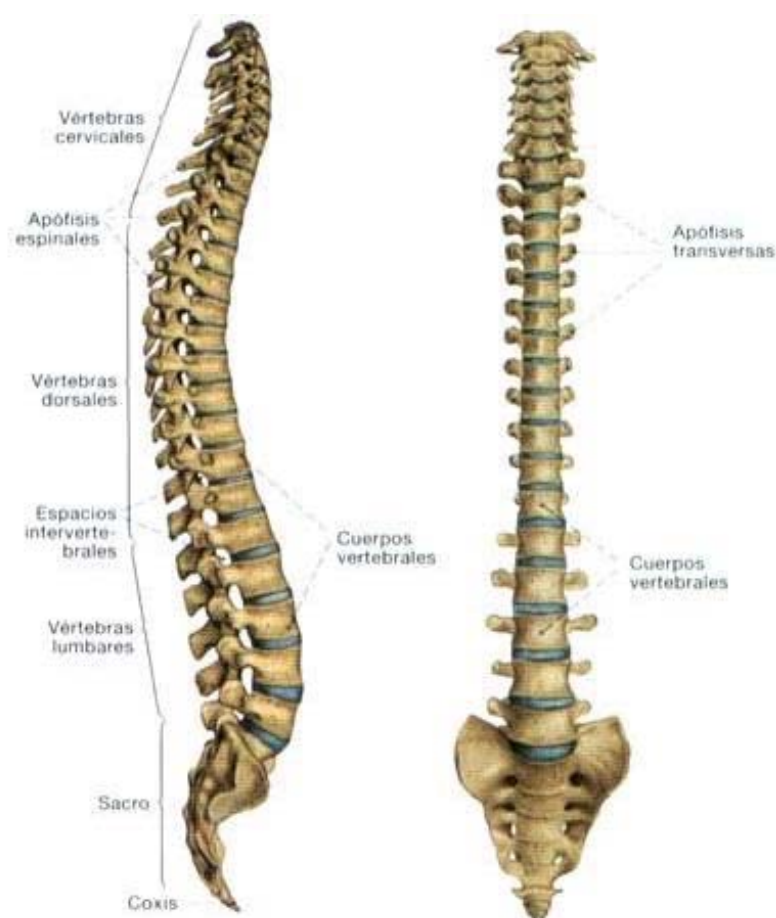


Figura 2.2. Estructura de la columna vertebral [22]

Cada vértebra se designa mediante una letra que remite a la región de la columna en que se encuentra (C = cervical, T = torácica, L = lumbar) y a un número que indica su localización dentro de la región.



Las vértebras de la columna vertebral se separan entre sí gracias a pequeños "cojines" de cartílago llamados discos intervertebrales, compuestos en un 80% por agua, lo que hace que sean muy elásticos. Cada vértebra de la columna presenta unas proyecciones óseas llamadas apófisis (Fig. 2.3).

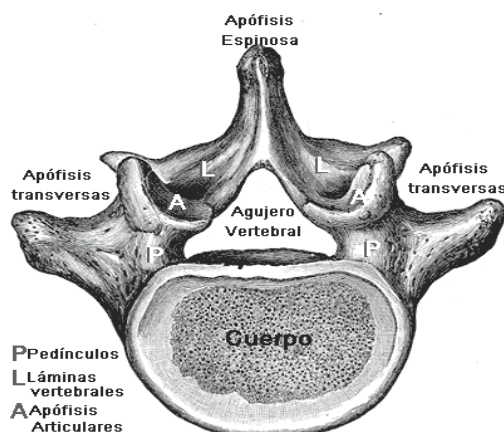


Figura 2.3. Estructura de las vértebras [27]

Cada vértebra y sus apófisis rodean un orificio central que tiene forma de arco y que se alinea a lo largo de toda la columna formando el canal raquídeo, encargado de albergar a la médula espinal, haz nervioso central que conecta el cerebro con el resto del cuerpo. Si se observan de frente, las vértebras están perfectamente alineadas y forman una vertical. Sin embargo, al observarla de perfil, el tronco superior normalmente tiene una leve curva exterior (cifosis) mientras que la parte inferior tiene una curva reversa interior (lordosis).

Esta disposición permite que la columna sea muy resistente a la carga aplicada en dirección vertical, puesto que sus curvaturas le dan flexibilidad.



Si la carga es muy importante, las curvaturas pueden aumentar transitoriamente, amortiguando la presión que sufren las vértebras.

### **2.1.2.- Funciones de la columna vertebral.**

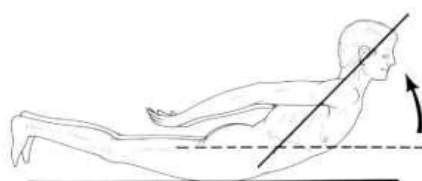
La espalda posibilita el movimiento del cuerpo y su sostenimiento. Para ello está dotada de un sistema músculo-esquelético muy potente, logrando el cuidado y protección de la médula espinal, de la cual salen todas las raíces nerviosas necesarias para todas nuestras actividades anatómicas. Para poder sostener el peso del cuerpo, la espalda tiene que ser sólida. Está compuesta por huesos muy resistentes y músculos potentes. Para permitir el movimiento, la columna vertebral tiene que ser flexible. Por eso no está compuesta por un gran hueso sino por 33 vértebras separadas, dispuestas una encima de otra y sostenidas por un sistema de músculos y ligamentos. Para contribuir a mantener estable el centro de gravedad, la contracción de la musculatura de la espalda actúa como un contrapeso que compensa los movimientos del resto del cuerpo. Para actuar así, la musculatura tiene que ser potente [35].

El peso de nuestro cuerpo es soportado por la columna vertebral y los músculos de la espalda, dando como resultado en el hombre la bipedestación. De ahí la importancia del aparato muscular y óseo en la espalda, a diferencia de los animales en que el peso del cuerpo se reparte entre cuatro apoyos y en los cuales las lesiones y enfermedades de su espalda son mucho menos importantes.

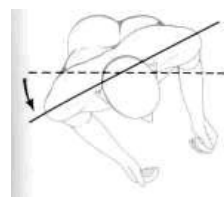


Otro punto a destacar, dada la bipedestación, consiste en que la espalda, junto con las extremidades inferiores, confieren a nuestro cuerpo el sentido de equilibrio, manteniendo el centro de gravedad estable necesario tanto para estar de pie como en la marcha. La línea del centro de gravedad cae a través de las principales articulaciones vertebrales que soportan el peso: dorsal I (D1), dorsal XII (D12) y lumbar V (L5) [35].

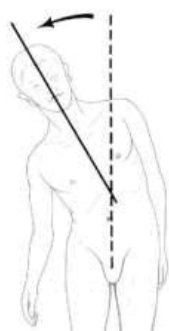
Gracias a la composición articulada de la columna vertebral podemos realizar movimientos de flexión, extensión, rotación y flexión lateral (Fig. 2.4.), todos ellos con las limitaciones que determina la anatomía articular [22].



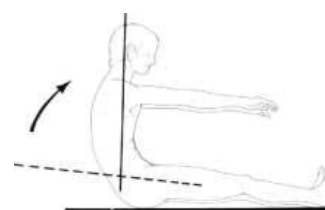
Movimiento de extensión



Movimiento de rotación



Movimiento de flexión lateral



Movimiento de flexión

Figura 2.4. Movimientos de la espalda [22]

Los movimientos que puede ejecutar la columna son accionados por los músculos que son sus motores y tienen su amplitud limitada por los



ligamentos. Los músculos motores de la columna vertebral comprenden los músculos motores del tronco, y los motores de la cabeza y del cuello.

## **2.2.- Alteraciones frecuentes de la columna vertebral.**

### **2.2.1.- Hipercifosis**

En la columna vertebral normal, el cuello se inicia en una curva anterior (lordosis), la columna vertebral torácica desarrolla una curva posterior normal (cifosis), y la región lumbar desarrolla también una lordosis normal.

Una curvatura anterior, especialmente en la región torácica, se llama cifosis. La cifosis patológica (hipercifosis) es cualquiera que exceda los límites superiores de la normal.

La cifosis es por definición una desviación postural de la columna en el plano sagital fuera de sus límites. Generalmente, se considera que la cifosis normal se halla entre 20° y 40° [28].

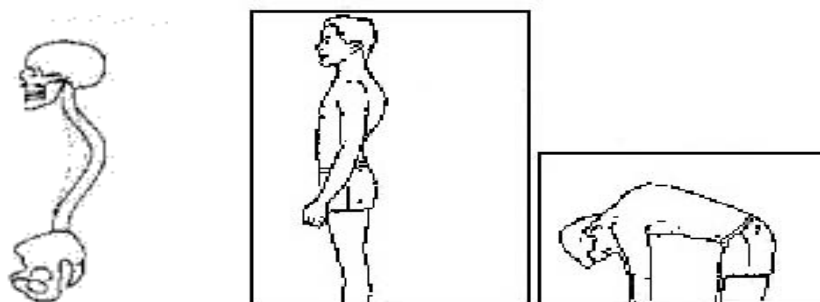


Figura 2.5. Cifosis [28]



El tipo más común de cifosis es la cifosis postural. No es una condición directamente patológica pero parece formar parte de la postura adolescente que se está volviendo demasiado común. Los niños adoptan extrañas actitudes sentados y erectos que agravan su cifosis postural, especialmente durante la aceleración del crecimiento adolescente, a menos que se tomen medidas terapéuticas. La cifosis postural es especialmente común en las chicas adolescentes provocada porque la etapa del desarrollo hace a veces que las chicas sean extremadamente tímidas y pueden adoptar un caminar cabizbajo de dorso redondo, en particular si la chica es alta para su edad [30].

La dirección de la curva (lateral o posterior) depende de la localización del defecto espinal. Un defecto anterior provoca cifosis, mientras que un defecto lateral conduce a la escoliosis. La cifo escoliosis, una forma combinada, es la forma más común.

### **2.2.2.- Escoliosis**

La escoliosis es una deformidad tridimensional de la columna vertebral (Fig. 2.6) y la caja torácica. La Sociedad de Investigación de la Escoliosis (Scoliosis Research Society) define la escoliosis como una curvatura de la columna de 10 grados o más que puede apreciarse en una placa de rayos X.

Puede desarrollarse como una curva primaria simple (en forma de C) o como dos curvas (una curva primaria y una curva secundaria que compensa la primera, formando una S). Puede presentarse solamente en la zona superior de la espalda (área torácica) o en la zona inferior (área lumbar)



(Fig. 2.8), aunque lo más común es que se desarrolle entre las dos zonas (área toracolumbar).

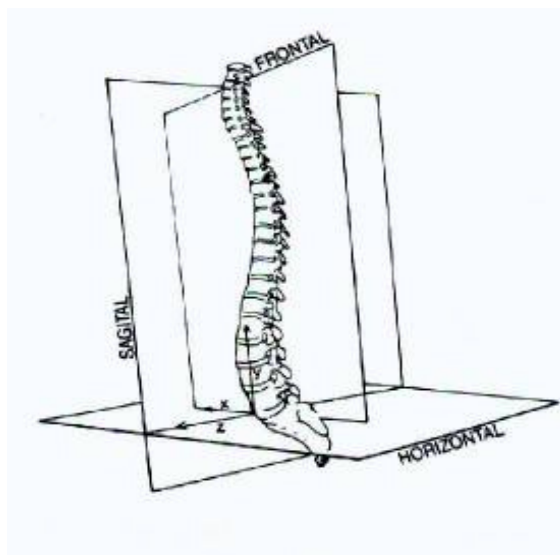


Figura 2.6. Estructura tridimensional de la columna vertebral [34]

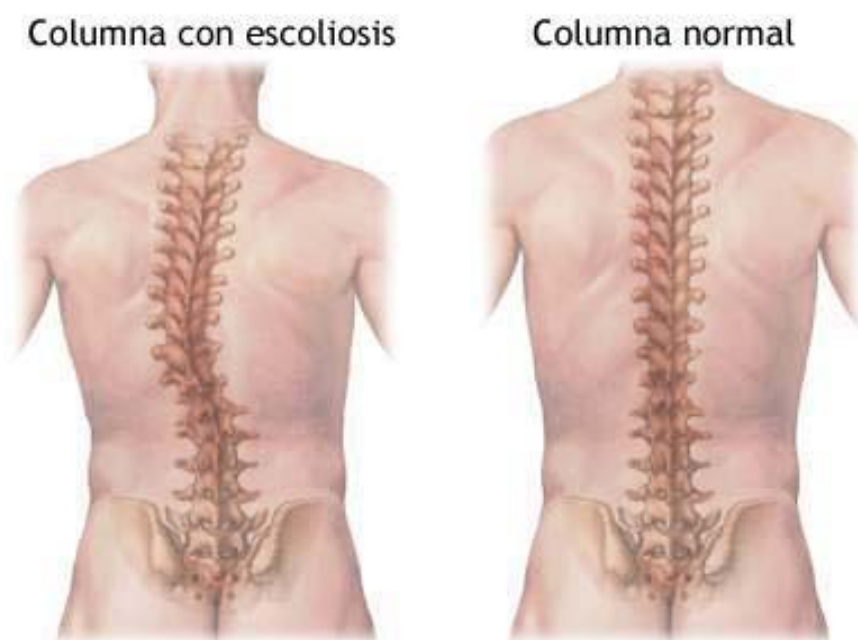


Figura 2.7. Columna con escoliosis y normal [22]





El médico define la escoliosis por la forma de la curva, la ubicación (Fig. 2.8), dirección y magnitud y, si es posible, su causa. La gravedad de la escoliosis se determina por la extensión de la curvatura y por el ángulo de la rotación del tronco.

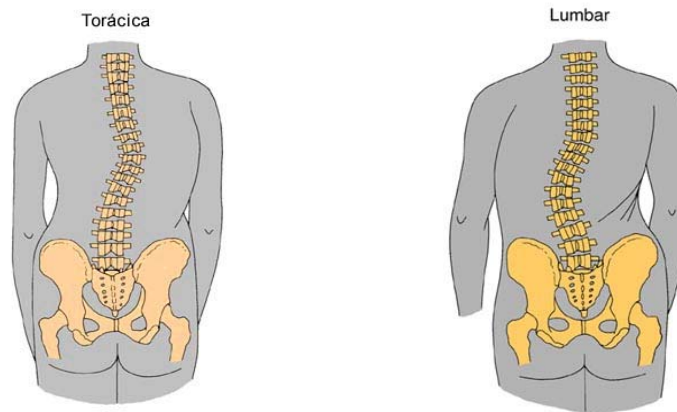


Figura 2.8. Clasificación de la escoliosis por su localización [31]

La escoliosis se puede clasificar por la forma de la curva, en estructural y no estructural. En la escoliosis estructural, la columna vertebral no sólo se curva de lado a lado, sino que las vértebras también rotan, haciendo girar la columna vertebral. Al girar, uno de los lados de la caja torácica sobresale, por lo que se amplían los espacios entre las costillas y los omóplatos sobresalen (Fig. 2.9), causando una deformidad de la caja torácica o giba.



Figura 2.9. El giro de la columna provoca que los omóplatos sobresalgan [38]



La otra mitad de la caja torácica gira hacia el interior, por lo que las costillas se comprimen.

Una curva no estructural es una curva hacia un lado de la espalda que no implica rotación. También se conoce como actitud escoliótica y puede estar motivada por discrepancia en la longitud de los miembros inferiores, por una mala postura, por espasmos musculares u otras patologías. Estas curvas carecen de rotación vertebral.

La ubicación de una curva estructural se define gracias a una vértebra concreta, la vértebra apical, que es el hueso situado en el ápice o punto más alto de la giba que se ha formado por la deformación de la caja torácica. Esta vértebra es la que sufre una rotación más severa.

La dirección de la curva se determina según si la zona convexa de la curva (la zona redondeada) se dirige la derecha o hacia la izquierda (Fig. 2.10). Así, se clasificará un caso como escoliosis torácica derecha si la vértebra apical está en la región torácica (parte superior de la columna vertebral) y la curva se dirige a la derecha [20].

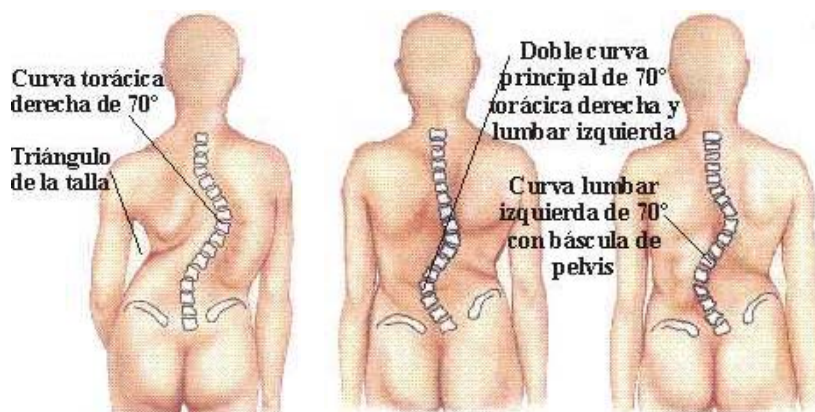


Figura 2.10. Clasificación de la escoliosis según la dirección de la curva [20]



## **2.3.- Métodos y sistemas actuales de análisis y diagnóstico.**

La gravedad de la escoliosis y la necesidad de tratamiento están determinadas por el alcance de la curvatura de la columna vertebral y por el ángulo de rotación del tronco (TRA). Esta medición solía ser el criterio para recomendar el tratamiento, aunque se sabe ahora que hasta un 80% de las curvas de 20 grados no empeoran. La escoliosis se diagnostica cuando la curva mide 11 grados o más, pero no suele requerirse tratamiento hasta que la curva alcanza 30 grados y la TRA es de 7 grados [35].

Actualmente son varias las técnicas de detección de escoliosis utilizadas por los especialistas, unas de carácter preventivo y cuyo objeto es realizar exámenes masivos a la población de riesgo en escuelas de enseñanza primaria o secundaria, y otras ya encaminadas a los casos más graves, en pacientes donde la escoliosis es una patología importante para su salud.

### **2.3.1.- Diagnóstico preventivo. Técnicas inocuas.**

La prueba de detección de escoliosis más utilizada en las escuelas, en las consultas de los pediatras y en los centros de atención primaria es la prueba de flexión anterior del tronco o maniobra de Adams (Fig. 2.12).

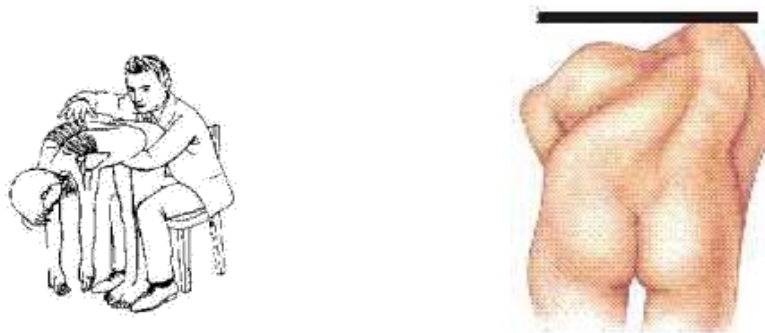


Figura 2.12. Test de flexión anterior del tronco (maniobra de Adams) [34 y 37]



Consiste en que el niño o niña se incline hacia delante y de esta forma el médico puede apreciar una posible rotación de la caja torácica, ya que un lado sobresale más que el otro, u otras asimetrías. Este método le permitirá al especialista distinguir la verdadera escoliosis estructural de la actitud escoliótica, ya que la ausencia de rotación vertical implica una ausencia de gibosidad (Fig. 2.13).

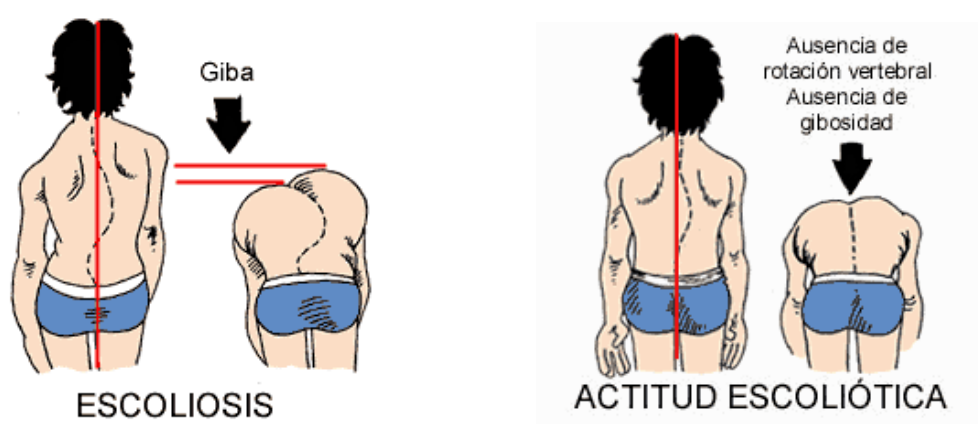


Figura 2.13.. Test de Adams. Escoliosis y actitud escoliótica. [36]

Asimismo, el médico podrá valorar el equilibrio de la pelvis para descartar dismetrias de miembros inferiores que pueden falsear la exploración, buscar desequilibrios del tronco o asimetrías de los hombros (Fig. 2.14) mediante una “plomada”.



Figura 2.14. “Plomada” para la detección de curvas en la columna [34]



Un diagnóstico correcto es importante, ya que evita la realización de radiografías y tratamientos innecesarios en niños que no presentan ningún riesgo de progresión de la enfermedad.

Un inclinómetro o escoliómetro (Fig. 2.15) mide la rotación axial del tronco. Sin embargo, el escoliómetro no es lo suficiente preciso a la hora de decidir un tratamiento y, en el caso de que los resultados indiquen alguna deformidad, es necesario realizar una radiografía.



Figura 2.15. Escoliómetro

Como detallaremos posteriormente, la utilización del método topográfico de moirè se está convirtiendo en una importante herramienta de diagnosis de las anomalías de la espalda ya que resulta totalmente inocua para el paciente (al igual que el test de Adams o la “plomada”) y es posible realizarlo masivamente en centros sanitarios de atención primaria o escuelas. Consiste en una fotografía del dorso a través de una pantalla convenientemente dispuesta y con luz apropiada (Fig. 2.16).

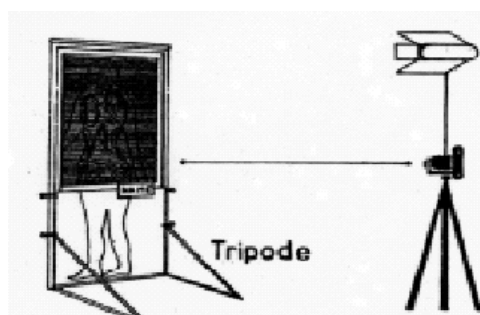


Figura 2.16. Montaje. Topografía de moirè [32]



Las fotografías obtenidas (Fig. 2.17) muestran una serie de franjas o curvas de nivel que permitirían al especialista médico evaluar las posibles asimetrías indicadoras de anomalías en la espalda.

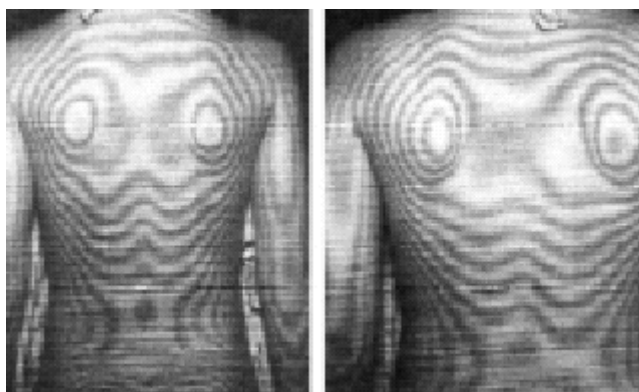


Figura 2.17. Franjas de moirè [32]

Sin embargo, hoy por hoy, la evaluación y catalogación de las asimetrías encontradas en imágenes de moirè se hace de forma completamente manual y los resultados obtenidos tienen un carácter cualitativo y en absoluto cuantitativo.

### **2.3.2.- Técnicas diagnósticas de control de la evolución.**

Actualmente las radiografías son el método más rentable para diagnosticar la escoliosis. Los expertos esperan que pueda desarrollarse una técnica diagnóstica no invasiva y precisa que sustituya con el tiempo a parte de las radiografías que se emplean actualmente para controlar la progresión de la escoliosis.

Si un estudio (“screening”) indica una posible presencia de escoliosis, el niño debe ir a un médico especialista para que le haga una primera radiografía y para que, gracias a radiografías sucesivas, realice un control y



seguimiento periódico. Las radiografías son fundamentales para un diagnóstico preciso de la escoliosis:

- Indican el grado y la gravedad de la escoliosis.
- Identifican cualquier otra anomalía de la columna vertebral, incluyendo cifosis (joroba) e hiperlordosis.
- Las radiografías también ayudan al médico a determinar si se ha alcanzado la madurez ósea (el crecimiento óseo ha acabado).
- Una radiografía del paciente en flexión anterior puede ser útil para diferenciar entre la escoliosis estructural y la no estructural.

Los niños y adolescentes que presentan curvas leves o los adolescentes más mayores que presentan curvas más graves pero que ya han finalizado su etapa de crecimiento, deberían hacerse radiografías cada pocos meses para controlar un posible aumento en la gravedad de la curva. Los jóvenes diagnosticados con escoliosis deberían asegurarse de hacerse indefinidamente radiografías en caso de que desarrollen problemas de espalda en la etapa adulta y que necesiten someterse a una nueva revisión.

La obtención de imágenes por resonancia magnética (RM) es un método avanzado que, a diferencia de las radiografías, no usa radiación para obtener imágenes, pero relativamente caro y muchos expertos opinan que no es útil para el diagnóstico de la escoliosis.

Actualmente también se usa el escáner por radionúclidos de los huesos, que es una técnica nuclear de diagnóstico por imagen que utiliza una cantidad mínima de material radioactivo que se inyecta en la corriente sanguínea del



paciente para que sea detectado por un escáner. Este examen muestra el flujo sanguíneo hacia el hueso y la actividad celular dentro de él.

La ecografía o sonografía es una técnica de diagnóstico por imagen que utiliza ondas sonoras de alta frecuencia y una computadora para crear imágenes de los vasos sanguíneos, tejidos y órganos. Las ecografías se utilizan para ver el funcionamiento de los órganos internos, y para evaluar el flujo de sangre a través de diversos vasos.

### **2.3.3.- Medición de la curvatura. Ángulo de Coob.**

El grado de la curva se calcula casi siempre usando una técnica conocida como método de Coob (Fig. 2.18).

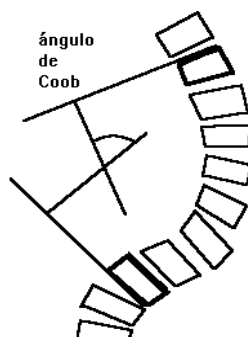


Figura 2.18. Ángulo de Coob

En una radiografía de la columna, el médico traza dos líneas: se dibuja una línea horizontal en el borde superior de la vértebra terminal superior. Se dibuja otra línea horizontal en el borde inferior de la vértebra terminal inferior. Se trazan entonces líneas perpendiculares desde cada una de las





líneas horizontales y se miden los ángulos en intersección, que determinan el grado de la curva.

El método de Coob es limitado, porque no se puede determinar del todo el aspecto tridimensional de la columna vertebral y por ello, no es tan eficaz. Tampoco lo es para definir la rotación de la columna y se tiende a sobrevalorar la curva. Se necesitan pues otras herramientas diagnósticas para realizar un diagnóstico más preciso.

Una nueva técnica que utiliza cálculos basados en principios geométricos del ápice de la curva así como la parte superior e inferior de la curva puede resultar preciso para determinar las dimensiones de la curva.

Incluso si la curva se mide con exactitud, sigue siendo difícil predecir si la escoliosis progresará. Una forma de predecirlo es sabiendo cuándo el niño dejará de desarrollarse. Si al niño le quedan algunos años, entonces la columna vertebral tiene más tiempo de progresar. Si el niño deja de crecer al cabo de un año, la progresión será muy leve.

Se han desarrollado otros métodos para ayudar a predecir el final de la fase de crecimiento. Uno de estos métodos es el signo de Risser (Fig. 2.19), que indica el grado de osificación en el área superior de hueso de la cadera. Un factor bajo indica que el esqueleto todavía tiene que crecer considerablemente; un factor alto significa que el niño ha prácticamente finalizado el crecimiento, por lo que no es probable que la curva



evolucione. La escala de Risser varía según el sexo y en chicos, un grado alto no siempre implica el fin de la progresión de la curva [35].

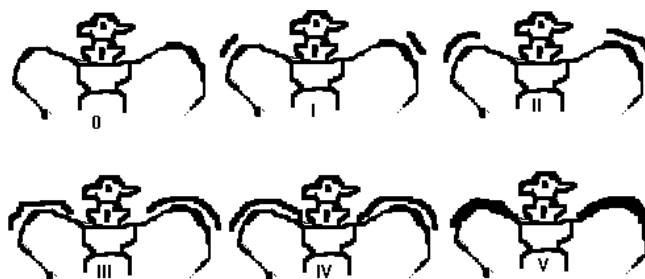


Figura 2.19. Signo de Risser [32]



### 3.- La técnica de moirè como herramienta de diagnóstico en anomalías de la espalda.

#### 3.1.- El efecto moirè. Fundamentos y aplicaciones.

##### 3.1.1.- Fundamentos del efecto moirè.

El principio básico de la aparición de las franjas de moirè es la coincidencia o superposición de dos estructuras periódicas  $G_1$  y  $G_2$  inclinadas un cierto ángulo  $2\alpha$  [40]. Cuando las rejillas son paralelas, no se observan franjas, pero cuando se introduce una pequeña variación del ángulo entre ellas se observa claramente un patrón de moirè (Fig. 3.1).

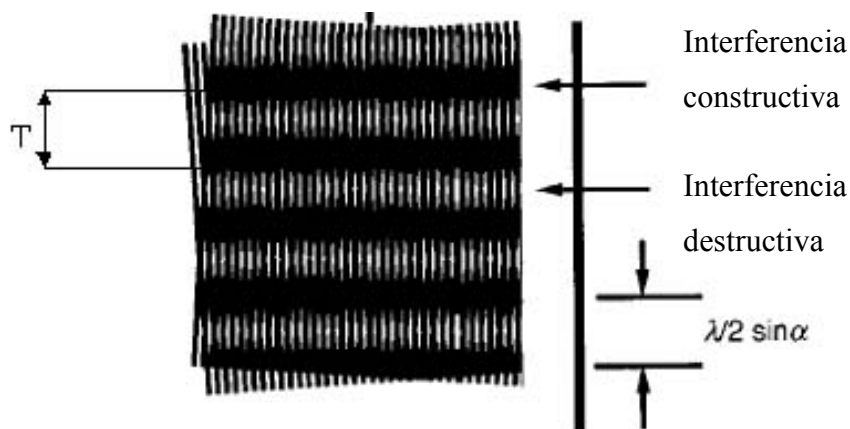


Figura 3.1. Patrón de moirè [41]

La distancia entre las franjas  $T$  viene dada por el espaciado de las líneas que constituyen la rejilla  $\lambda$ , y el ángulo entre ellas  $\alpha$  según la expresión siguiente:

$$T = \frac{\lambda}{2\sin(\alpha)} \quad (3.1)$$

Cuando el espaciado en las líneas en ambas rejillas no es idéntico, el patrón de moirè (franjas claras y oscuras) no produce franjas equiespaciadas.



El patrón de moirè también se produce cuando una rejilla es proyectada en el plano de la segunda (Fig.3.2). Si la imagen de la primera rejilla  $G_1$  es distorsionada en el plano de la segunda rejilla  $G_2$  se produce una curvatura de las franjas de moirè.

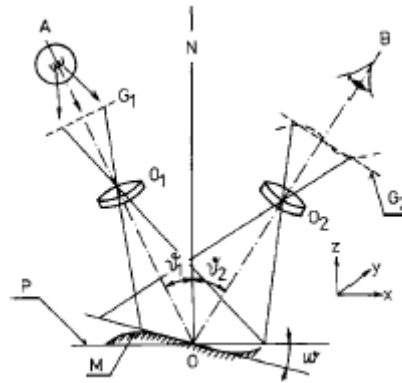


Figura 3.2. Esquema de la topografía de moirè [40].

Esto puede ser usado como medida de la forma de la superficie. Así, cuando se proyectan las líneas de la primera rejilla  $G_1$  en la superficie objeto de medida  $M$ , las franjas son redistribuidas debido a las desviaciones locales de la superficie  $M$  respecto al plano  $P$ . Un desplazamiento  $C$  en una de las franjas de moirè depende de la constante de la rejilla  $\lambda' = \beta\lambda$  (siendo  $\beta$  el aumento introducido por el sistema de proyección  $O_1$ ), del ángulo de incidencia  $\theta_1$ , del de visión  $\theta_2$ , de la inclinación  $\omega$  (ángulo entre el plano de proyección  $P$  y la superficie a medir  $M$ ) y del ángulo  $\varphi$  entre la normal  $NO$  y el plano  $AOB$ . Con todo ello,  $C$  vendrá dado por:

$$C = \beta\lambda \cdot \frac{1 + \operatorname{tg}(\omega)\operatorname{tg}(\theta_2)\cos(\varphi)}{\operatorname{tg}(\theta_1)\operatorname{tg}(\theta_2)} \quad (3.2)$$



Si  $C$  es un parámetro conocido, la desviación de una franja de moirè  $N_3$ - $N_4$  (Fig. 3.5) contiene valiosa información sobre la variación local  $\Delta z$  de  $M$  respecto al plano  $P$ , dado por la expresión siguiente:

$$\Delta z = C \cdot \frac{N_3 - N_4}{N_1 - N_2} \quad (3.3)$$

Donde  $N_1$ - $N_2$  es la distancia entre dos franjas contiguas (Fig. 3.3)

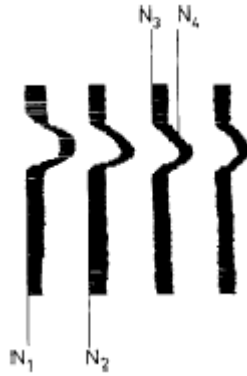


Figura 3.3. Desviación local de las franjas de moirè [40].

En el caso de que los ángulos  $\omega$  y  $\phi$  sean prácticamente cero y cuando  $\vartheta_1 = \vartheta_2 = \vartheta/2$ , siendo  $\vartheta$  la apertura del objetivo, las expresiones (3.2) y (3.3) quedarían como sigue:

$$C = \beta\lambda \cdot \frac{1}{2\operatorname{tg}(\vartheta/2)} \quad (3.4)$$

$$\Delta z = \beta\lambda \cdot \frac{1}{2\operatorname{tg}(\vartheta/2)} \cdot \frac{N_3 - N_4}{N_1 - N_2} \quad (3.5)$$

Un método simple de interferometría moirè para obtención de patrones es lo que se conoce como “sombreado moirè” (shadow moirè), consistente en



sólo una rejilla colocada delante del objeto (Fig. 3.4). La rejilla produce una sombra en el objeto que se observa desde distintos ángulos y produce las franjas características del efecto descrito.

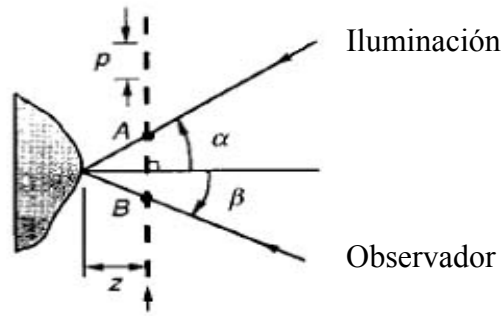


Figura 3.4. Esquema del montaje con sólo una rejilla ("sombreado moirè") [41]

El patrón está producido por la interferencia entre la sombra de la rejilla en la superficie del objeto y la propia rejilla. Suponiendo que el haz luminoso es colimado y que el observador está en el infinito, se puede asumir que la distancia  $z$  entre la rejilla y el objeto se puede determinar mediante la siguiente expresión:

$$z = \frac{Np}{\operatorname{tg}(\alpha) + \operatorname{tg}(\beta)} \quad (3.6)$$

Siendo  $\alpha$  y  $\beta$  los ángulos de iluminación y visión respectivamente,  $p$  el espaciado entre las líneas de la rejilla y  $N$  el número de líneas entre los puntos A y B.

$$C = \frac{p}{\operatorname{tg}(\alpha) + \operatorname{tg}(\beta)} \quad (3.7)$$



Podemos apreciar como la distancia entre las franjas de moirè depende de los ángulos de visión e iluminación.

En la simplificación anterior (3.6) se ha supuesto que la fuente de iluminación y el observador están en el infinito. Si se pretende afinar un poco más para el caso que nos ocupa (la fuente de iluminación no será colimada ni estará el observador en el infinito), el modelo anterior se complica notoriamente (Fig. 3.5).

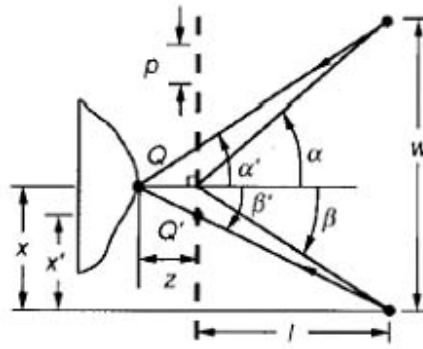


Figura 3.5. Esquema del “sombreado moirè” con iluminación y observador en distancias finitas.

Las nuevas ecuaciones que modelan la situación actual:

$$z = \frac{Np}{\operatorname{tg}(\alpha') + \operatorname{tg}(\beta')} \quad (3.8)$$

Donde  $\alpha'$  y  $\beta'$  son los ángulos de iluminación y visión, respectivamente, desde la superficie del objeto. Estos ángulos serán distintos para cada punto de la superficie del objeto y distintos a su vez a  $\alpha$  y  $\beta$ . En todo caso, la expresión (3.8) puede ser simplificada asumiendo que las distancias al observador y a la fuente de iluminación son grandes comparadas con las



variaciones de altura en la superficie del objeto, siendo posible en este caso usar de forma aproximada la ecuaciones (3.6) y (3.7).

Esta técnica de “sombreado moirè” es la que se usa en el caso objeto de estudio de este proyecto para obtener imágenes con franjas moirè que nos sirvan para detectar posibles anomalías en la estructura de la espalda.

### **3.1.2.- Aplicaciones del efecto moirè.**

Desde que en 1887 Lord Rayleigh hablara por primera vez del efecto moirè esta técnica ha sido utilizada en numerosos campos de la ciencia. En 1948 Weller y Shepherd la usaron para medir deformaciones en objetos tras haberlos sometido a tensiones, observando las diferencias en los patrones antes y después de aplicar la deformación. Ligtenberg (1955) y Guild (1956) establecen una rigurosa teoría del efecto moirè. Brooks y Helfinger (1969) introducen la técnica en la medida de deformaciones. Der Hovanesian y Yung (1971) y Gasvik (1987) la han usado para comparar objetos con un modelo y para análisis de vibraciones. Haines y Hildebrand han realizado estudios para usarla en holografía mediante dos fuentes que producen cambios en el ángulo de iluminación del objeto [41].

Como hemos indicado, una de las más importantes aplicaciones del efecto moirè es en biomedicina, con fines de documentación, monitorización, estudios de seguimiento y experimentales. Será en ella en la que nos centremos a partir de ahora y la que se convertirá en objeto de desarrollo en este proyecto.





### **3.2.- Registro de imágenes de topomoiregrafía.**

La adquisición de las imágenes de la técnica de moirè no resulta especialmente complicada y en absoluto cara. Consiste simplemente en una rejilla delante de la cual se coloca al paciente objeto de estudio (Fig. 3.6).



Figura 3.6. Montaje de adquisición de imágenes de moirè [39]

El enrejado de moirè utilizado suele consistir en el serigrafiado en una plancha de cristal montada verticalmente en una estructura metálica. Iluminando con una luz adecuada (el buen contraste es fundamental para una correcta aparición de las franjas) y escogiendo el óptimo ángulo de iluminación se consigue el efecto moirè que utilizaremos como técnica de evaluación de patologías en la espalda. La fuente de iluminación no debe cumplir unos requisitos especialmente complejos, ya que un simple proyector de diapositivas suele ser usado en muchas ocasiones.



Una cámara fotográfica digital o una videocámara conectada a un ordenador puede servir perfectamente como método de captura de imágenes para su posterior procesado con la herramienta software desarrollada en el presente proyecto.

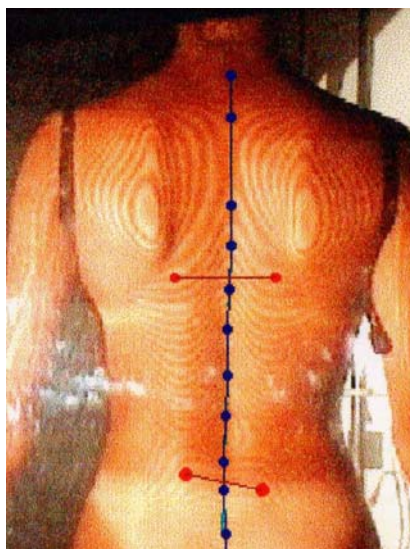


Figura 3.7. Medida manual de asimetrías sobre imágenes de moirè. [39]

Los métodos de evaluación de las imágenes de moirè que se usan hoy en día son totalmente manuales y se fundamentan en el trazado, por parte del médico, de líneas sobre la propia fotografía que le permitan, de alguna manera, estimar cualitativamente ciertas asimetrías patentes en la imagen y que pueden ser síntomas de anomalías en la columna vertebral (Fig. 3.7).

### ***3.3.- Utilidad de la técnica de moirè.***

Como hemos indicado, un correcto y precoz diagnóstico de las anomalías de la columna vertebral (sobre todo de la escoliosis) y un control exhaustivo de la evolución de las mismas en aquellos casos detectados a tiempo, reduce muy considerablemente los efectos negativos que provocan en los pacientes dichas patologías.



El objetivo de este proyecto es elaborar mediante las técnicas de análisis óptico de moirè desarrolladas por el Prof. Dr. Emilio Gómez González, una herramienta software que permita evaluar en un primer momento la posibilidad de la presencia de escoliosis, y posteriormente controlar la progresión de la misma, con métodos no invasivos e inocuos para el paciente (teniendo muy en cuenta que se trata en la mayoría de los casos de niños de corta edad), ya que el tratamiento precoz de jóvenes afectados de escoliosis presenta excelente relación coste-beneficio. De esta manera, se conseguiría reservar la radiografía anteroposterior de la columna vertebral en bipedestación para pacientes con curvas evidentes detectadas previamente por otros métodos menos peligrosos reduciendo así de forma considerable las dosis de radiación ionizante absorbida por los jóvenes.

Los especialistas están de acuerdo en que es deseable un método sustitutivo capaz de cuantificar la evolución, evitando las absorciones de rayos X a lo largo del tratamiento y el consiguiente riesgo carcinogénico, riesgo especialmente alto en grupos de edad en los que es crítico el rastreo de escoliosis (niños y niñas entre ocho y catorce años).

Actualmente la técnica topográfica de moirè o topomoiregrafía constituye un método fiable, rápido y de bajo coste para la diagnosis de escoliosis, pero que carece de una herramienta automática para dotar a dicha técnica de parámetros de carácter cuantitativo que ayuden al especialista médico en la evaluación de los resultados de la topomoiregrafía.



## **4.- Herramientas de procesamiento digital de imagen utilizadas.**

A continuación expondremos las más importantes técnicas de tratamiento digital de imágenes necesarias para la elaboración de este proyecto. El objetivo de las técnicas descritas es producir una imagen de mayor calidad que la que se obtiene en la fase de adquisición de la misma, para posibilitar en una siguiente fase la obtención una serie de parámetros o magnitudes útiles para medir características de interés en la imagen procesada.

El procesamiento de imagen puede enfocarse desde dos puntos de vista distintos. El primero de ellos ha resultado de la evolución natural de las técnicas de tratamiento digital de señales, abordándose el tema como un problema de filtrado de imágenes. El segundo, y en el que hemos centrado principalmente las técnicas usadas en el presente proyecto (no significando esto el que hayamos descartado la utilidad de las técnicas de filtrado), considera la imagen digital como una matriz de muestras discretas sobre las que efectuaremos ciertas transformaciones aritméticas.

### ***4.1.- Técnicas de realce de imágenes.***

El objetivo de las técnicas de realce es aumentar el contraste de la imagen, más que para una correcta visualización por parte del usuario, para facilitar el posterior uso de dichas imágenes en fases siguientes de la aplicación.

#### **4.1.1.- Igualación del histograma.**

Supone una técnica muy usada y sencilla de realce de los contrastes de imágenes. Se modificarán los niveles de grises de la imagen original para

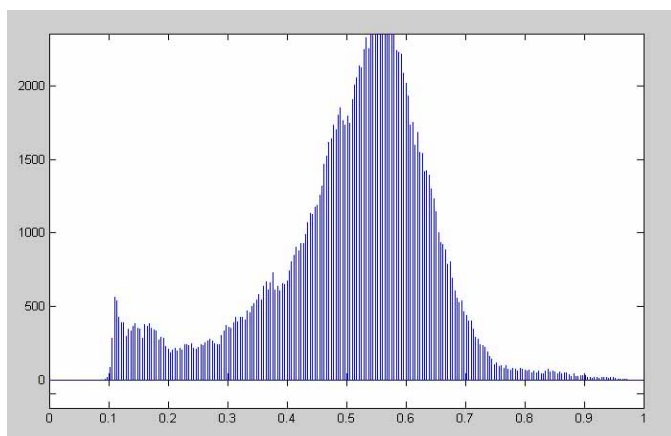


obtener una nueva imagen con un histograma previamente elegido. Normalmente se busca una igualación (ecualización) del histograma para abarcar así todo el rango de grises disponible, mejorando aquellas imágenes con pocas tonalidades.

En el siguiente ejemplo (Fig. 4.1) mostramos el resultado de ecualizar el histograma de una imagen real de una espalda de un maniquí con franjas de moiré, usada en este proyecto.



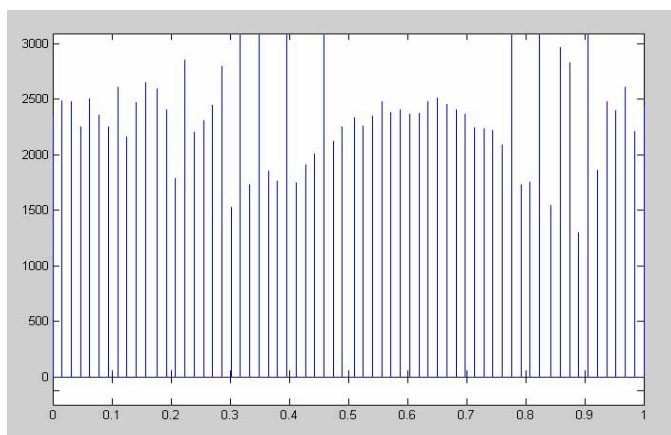
Imagen original



Histograma original



Imagen ecualizada



Histograma ecualizado

Figura 4.1. Ecualización del histograma



En algunas ocasiones, el realce conseguido con la ecualización del histograma no es lo suficientemente bueno para el posterior uso de las imágenes, por lo que puede interesar un realce local, a partir de la redistribución de intensidades sobre un entorno en la vecindad de cada píxel. El procedimiento consiste en definir una ventana  $m \times n$  alrededor de cada píxel en la que se aplica la redistribución e intensidades de la imagen. Como se puede ver en el ejemplo siguiente, el aumento del realce local por el procedimiento explicado, puede provocar que en la imagen resultante se noten los efectos de la aplicación enventanada de la ecualización del histograma (Fig. 4.2). Aún así, el contraste entre las zonas claras y oscuras ha mejorado considerablemente respecto a la imagen original (Fig. 4.1).

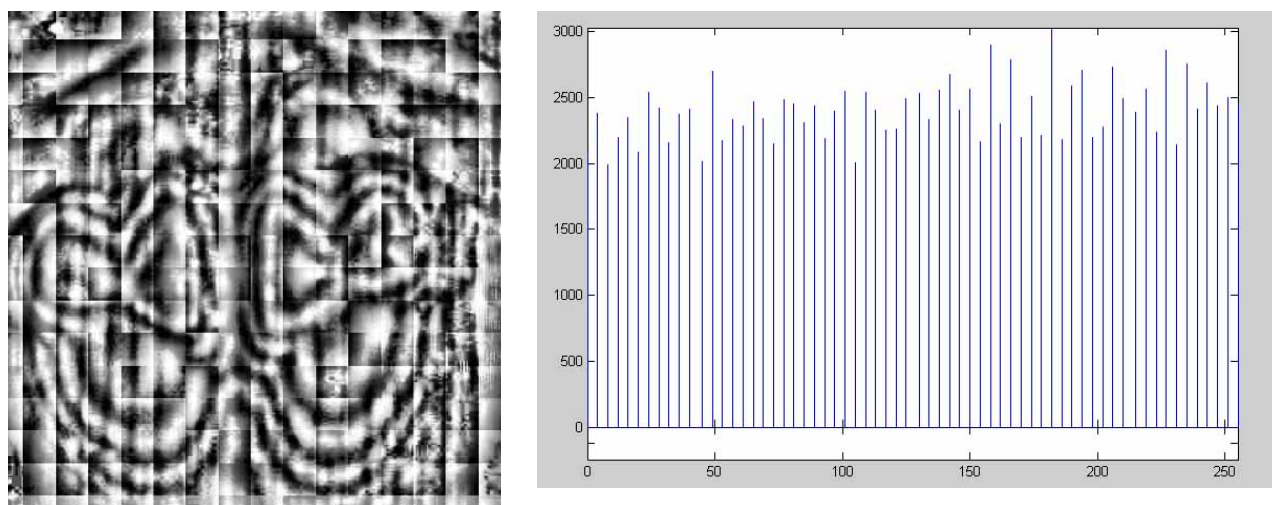


Figura 4.2. Realce local. Ecualización del histograma sobre ventanas de  $25 \times 25$  píxeles en una imagen de  $388 \times 398$  píxeles.

Los efectos de borde que se pueden apreciar en la figura anterior pueden reducirse considerablemente si al realizar el procesamiento en ventanas de  $m \times n$  píxeles, consideramos un entorno alrededor de esta ventana de  $m_b \times n_b$  píxeles, de forma que aplicaremos la ecualización del histograma



correspondiente a una ventana  $m \times n$ , en un entorno de  $(m+2 \cdot m_b) \times (n+2 \cdot n_b)$  píxeles.

El resultado de aplicación de la ecualización en una ventana de  $25 \times 25$  píxeles con un entorno de bordes de  $m_b=15$ ,  $n_b=15$  (Fig. 4.3).

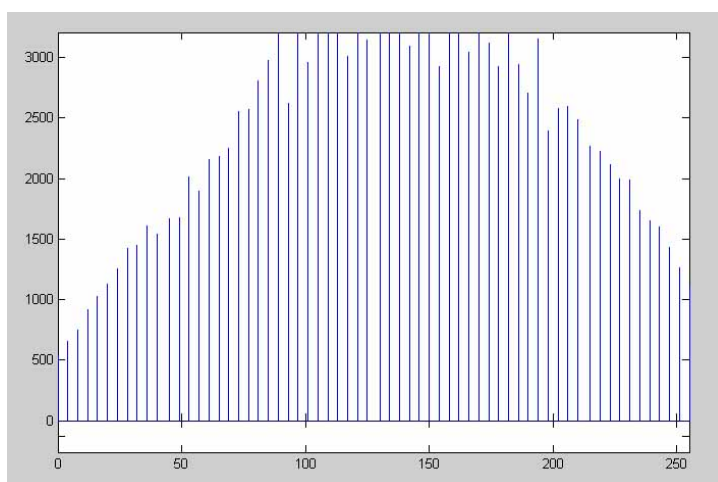
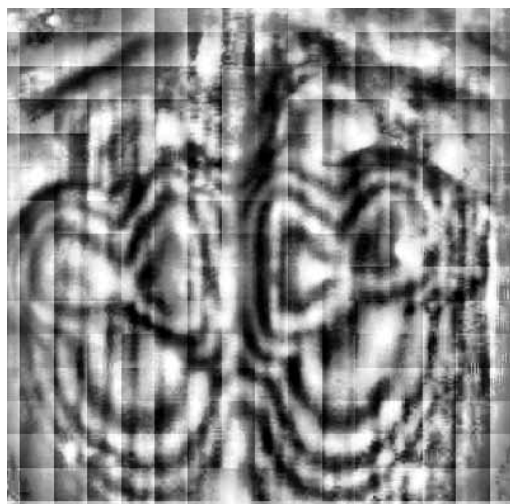


Figura 4.3. Realce local. Ecualización del histograma sobre ventanas de  $25 \times 25$  píxeles con  $m_b=15$  y  $n_b=15$ .

#### 4.1.2.- Filtrado paso de alta

El filtrado paso de alta (HP) (Fig. 4.4) se usa en técnicas de realce de imágenes para aumentar el contraste en los contornos. El filtro HP enfatiza las altas frecuencia y reduce las de baja, lo que va a provocar que los contornos o transiciones entre dos niveles significativamente distintos y que están caracterizados por componentes de alta frecuencia se vean aumentados sensiblemente, creciendo así el contraste local de la imagen.

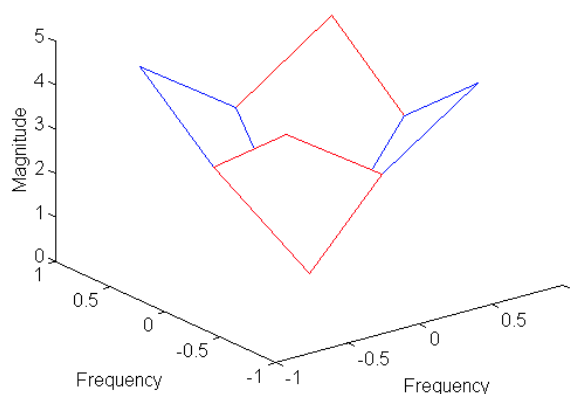


Figura 4.4. Filtro de alta frecuencia.

#### 4.1.3.- Procesado homomórfico.

Cuando una imagen con un amplio rango dinámico es recogida por un procedimiento que lo reduce notoriamente, la reducción del contraste es muy significativa, especialmente en regiones de brillo y oscuridad. Un método consistente en reducir el rango dinámico de la imagen para así aumentar el contraste local es el filtrado homomórfico. Se basa en asumir que el principal contribuyente en el rango dinámico de la imagen es la iluminación y que ésta varía muy lentamente mientras que la componente responsable de los detalles de un objeto y por tanto del contraste local lo hace a mucha más velocidad. El filtrado homomórfico pretende tratar cada una de estas componentes por separado (Fig. 4.5), realizando un filtrado paso de baja de la iluminación y un filtrado pasa de alta de la componente responsable del contraste. Con esto se consigue atenuar el rango dinámico y enfatizar el contraste local. Como se ve en el esquema, el sistema se basa en una operación logarítmica, seguida de una lineal y termina con una exponencial (sistema homomórfico).



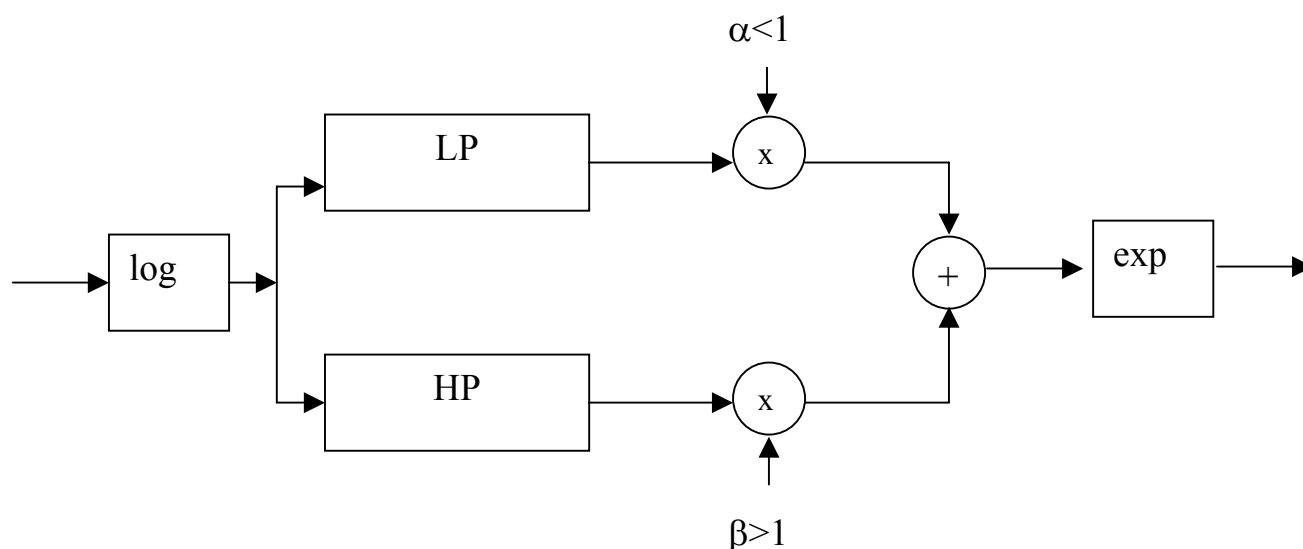


Figura 4.5.- Procesado homomórfico. Diagrama de bloques.

#### 4.1.4.- Suavizado

Las operaciones de suavizado tienen por objeto reducir los niveles de ruido o los efectos espurios que pueden presentarse en una imagen originados normalmente por el proceso de captura de la misma. Habitualmente es necesaria la utilización de técnicas de suavizado previas a la posterior detección de bordes o contornos.

##### 4.1.4.1.- Filtrado paso de baja

De acuerdo con las teorías de tratamiento de señales, la reducción de los niveles de ruido puede realizarse en el dominio de la frecuencia mediante la aplicación un filtro paso de baja que atenúe conveniente las altas frecuencias, que es la zona del espectro en la que el ruido se concentra primordialmente.



Aunque efectivamente se produce una importante reducción de los niveles de ruido, el aplicar a las imágenes en estudio un filtro paso de baja conllevará necesariamente una importante atenuación del resto de la información contenida en la alta frecuencia, en particular los contornos o bordes de la imagen caracterizados por cambios bruscos en la intensidad y consecuentemente quedarán difuminados.

#### 4.1.4.2.- Promediado del entorno. Filtro de media.

A partir de una imagen original en niveles de grises, el procedimiento consiste en generar una nueva imagen en la que la intensidad de cada píxel se obtiene como un promedio de los valores de intensidad de los píxeles de una determinada vecindad:

$$I'(i, j) = \frac{1}{p} \sum_{(m,n) \in S} I(m, n) \quad (4.1)$$

Siendo “p” un subconjunto de (m x n) píxeles situados en la vecindad del píxel (i,j), incluyéndolo a él mismo.

Esta operación de promediado usando el filtro de media suele hacerse utilizando máscaras que se convolucionan con la imagen original. Si la ventana elegida fuera de 3x3 píxeles, se suelen usar máscaras como las que siguen:

$$\begin{array}{ccc} 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \end{array} \quad \begin{array}{ccc} 1/16 & 1/8 & 1/16 \\ 1/8 & 1/4 & 1/8 \\ 1/16 & 1/8 & 1/16 \end{array} \quad (4.2)$$

Como puede verse, a fin de no distorsionar el nivel medio de gris de la imagen, el filtro suele estar normalizado:

$$\sum_{\forall m} \sum_{\forall n} I(m, n) = 1 \quad (4.3)$$



El filtro de media tiene un importante efecto negativo que limita mucho su utilización y es la difuminación de los bordes de la imagen que también son promediados con los píxeles de su vecindad, que no pertenecen al contorno. (Fig. 4.6).

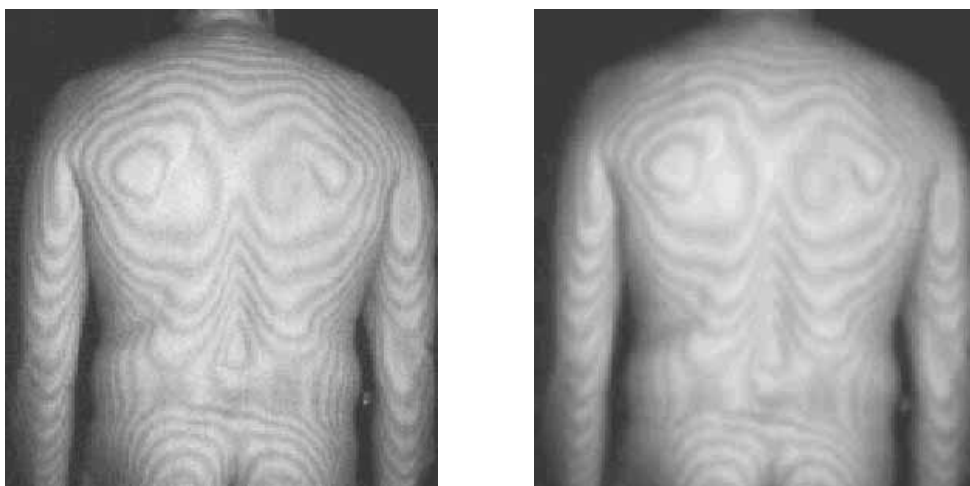


Figura 4.6. Aplicación del filtro de media. Reducción del nivel de ruido y difuminación de bordes.

El tamaño de la máscara juega un importante papel, ya que cuanto mayor sea éste, mayor reducción del ruido se consigue, y también mayor difuminación de los contornos.

El problema de enturbiamiento de los bordes podría reducirse haciendo un estudio previo de aquellos píxeles en los que la intensidad varía muy bruscamente, suponiendo que éstos son puntos del contorno y no aplicándole el promediado a estos píxeles. Como contrapartida, los puntos espurios (ruido “sal y pimienta”) no se eliminaría, con lo que la eliminación de ruido no sería todo lo satisfactoria que se pretende. Por otro parte, una



detección previa a la eliminación del ruido de los píxeles candidatos a ser puntos del contorno en una imagen con alto nivel de ruido no resulta en absoluto óptima, además de que aumenta muy considerablemente el coste computacional de la aplicación del filtrado de media.

#### 4.1.4.3.- Filtro de Gauss

Dado el claro inconveniente que supone la utilización del filtro de media en cuanto al posterior empeoramiento de detección de contornos, otra técnica ampliamente usada es el filtro de Gauss (Fig. 4.7), que realizará un promediado selectivo en cada píxel de manera que cada uno es el resultado de promediar con distintos pesos los valores vecinos a ambos lados del punto. La desviación típica  $\sigma$  juega un papel fundamental a la hora de controlar el grado de suavizado de este operador. Valores de  $\sigma$  altos harán que se den más importancia los píxeles lejanos y el suavizado, por tanto, será mayor.

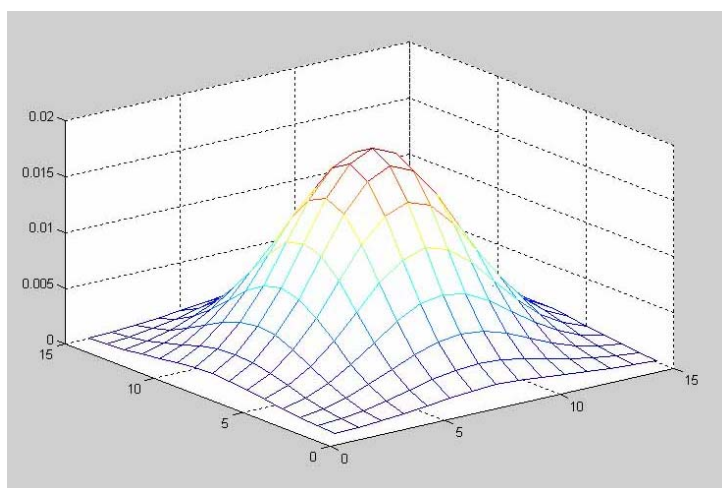


Figura 4.7. Filtro de Gauss y resultados de la aplicación del mismo a una imagen de topomoirgrafía de espalda.



#### **4.1.4.4.- Filtrado de la mediana**

Aunque el hecho del enturbiamiento de los bordes se mejora considerablemente en el filtrado de Gauss, aún siguen siendo muy importantes sus efectos. Por este motivo se suele usar el filtro de mediana (Fig. 4.8), que consiste en sustituir el valor de un píxel por la mediana de los píxeles vecinos. No se implementa usando la convolución con una máscara (métodos lineales), sino que es un método no lineal.



Figura 4.8. Imagen original y aplicación del filtrado de mediana.

## **4.2.-Segmentación de imágenes.**

En las aplicaciones derivadas del procesamiento de imágenes, resulta muy útil y necesario tener perfectamente separadas las distintas regiones que la componen y que poseen características similares y que seguramente posean un significado físico diferente, a fin de poder, posteriormente, calcular algunos estimadores de cada una de las regiones y poder así estudiar sus características.



Son tres los principales enfoques utilizados a la hora de segmentar las diferentes regiones que componen una imagen:

- Técnicas de umbralización.
- Técnicas de agrupamiento de píxeles.
- Técnicas basadas en la detección de contornos.

#### 4.2.1.- Técnicas de umbralización.

Es una técnica útil y fácil de usar cuando las regiones que queremos distinguir son claramente diferenciables del fondo de la imagen debido a que poseen niveles de gris totalmente distintos y a su vez distintos entre sí. Si dichas condiciones se cumplen, existirán, en el histograma de la imagen, zonas claramente diferenciadas y que corresponderán a los niveles de gris de cada una de las zonas que pretendemos clasificar (Fig. 4.9).

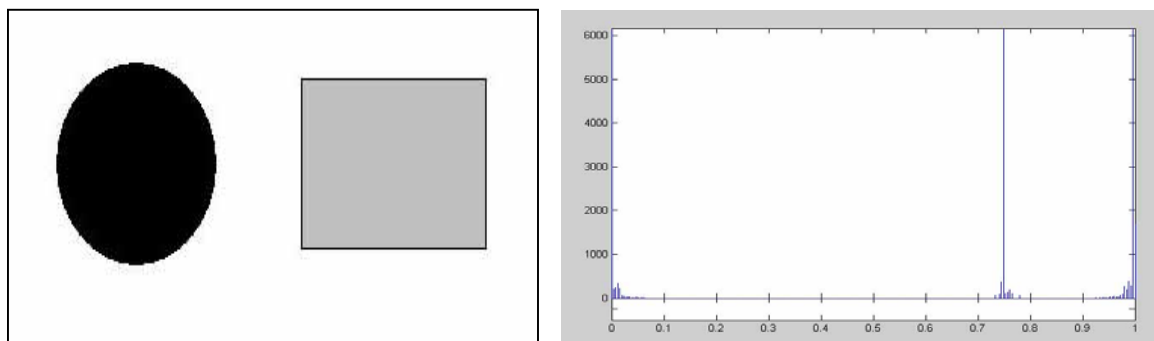


Figura 4.9. Imagen con tres zonas diferenciadas por los distintos niveles de grises.  
Histograma de la imagen.

Para segmentar la imagen, bastará pues con establecer distintos umbrales de grises a los que consideraremos que pertenecen cada una de las regiones. Esta técnica sólo es útil y aplicable cuando el histograma presenta zonas claramente diferenciadas (Fig. 4.9), y no lo es cuando el histograma presenta una distribución prácticamente uniforme, ya que es imposible



establecer esos umbrales que permitirán clasificar las distintas regiones (Fig. 4.10).

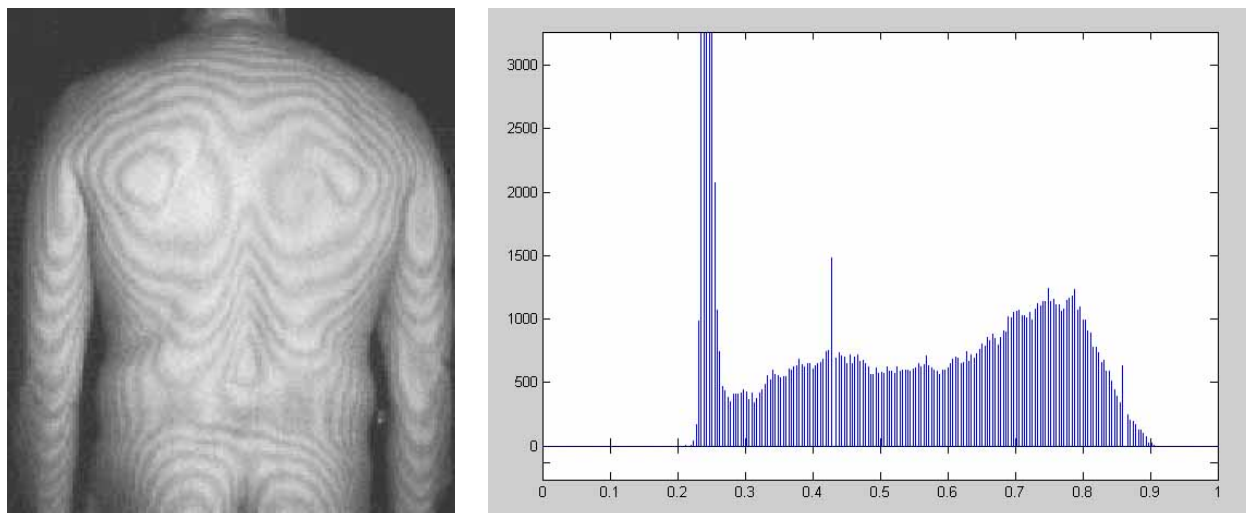


Figura 4.10. Imagen original e histograma. La uniformidad en el histograma no hará posible el uso de la umbralización para segmentar la imagen.

El histograma de la imagen anterior (Fig. 4.10) únicamente permite distinguir la zona del fondo de la del resto de la imagen. Umbralizando con un valor  $\mu=0.28$  obtenemos el resultado que se muestra a continuación (Fig. 4.11).

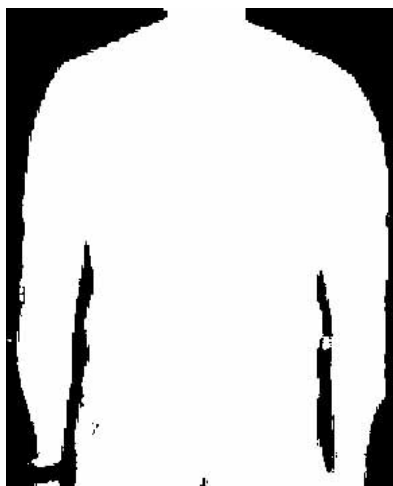


Figura 4.11. Umbralización.



#### 4.2.2.- Técnicas basadas en el agrupamiento de píxeles.

Consideraremos en este caso que un píxel pertenece a una región si podemos encontrar otro píxel que esté conectado (4-conectado o 8-conectado) a él (Fig. 4.12).



Figura 4.12. Conectividad de tipo 4 y de tipo 8.

Así pues, para identificar una región, bastará con tener una imagen binarizada, buscar un píxel con valor “uno” que pertenece a una determinada región, asignarle un determinado nivel de gris que será la etiqueta que identifique a esa región y buscar en sus cuatro u ocho vecinos aquellos píxeles que también tengan un valor de “uno” y asignarles la misma etiqueta. El etiquetado de la región continuará hasta que todos no existan más píxeles 4-conectados u 8-conectados a ninguno de los ya encontrados, momento en el cual habremos identificado y catalogado completamente la región. Comenzaremos de nuevo a clasificar otra región cambiando el nivel de gris de la etiqueta, lo que nos permitirá distinguir las regiones por su intensidad (Fig. 4.13).



Figura 4.13. Segmentación de regiones usando conectividad 8.





Para que la técnica de segmentación basada en agrupamiento de píxeles funcione correctamente, la imagen original deberá haber sido previamente binarizada correctamente. El proceso de binarización, especialmente en aquellas imágenes en las que la búsqueda de umbrales pueda resultar complicada, puede introducir píxeles de ruido que afectarán negativamente a la catalogación de las regiones, de forma que podrían aparecer en la imagen original regiones distintas conectadas por algunos píxeles “ruidosos”. Si aplicamos la técnica descrita a dicha imagen, el nivel de gris asignado a esas dos regiones distintas sería el mismo, con lo cual los posteriores cálculos de estimadores que caractericen la zona serían erróneos. En estos casos, conviene realizar previamente una operación denominada “apertura”, que consiste en una erosión de las regiones seguida de una dilatación, lo que podría conseguir que esos píxeles aislados que unían regiones distintas desaparecieran, sin afectar al cálculo de las magnitudes características de la región.

El proceso de binarización también podría acarrear que píxeles que pertenecen a una misma región aparecieran desconectados, con lo cual en el proceso de etiquetado de regiones, esa única zona aparecería con dos niveles de intensidad distintos. Una posible solución en este caso es el procesos de “cierre”, consistente en una operación de “dilatación” (conseguiríamos unir las dos zonas antes desconectadas), seguida de de una erosión.



#### **4.2.3.- Técnicas basadas en la detección de contornos.**

La segmentación de una imagen puede realizarse mediante la detección de los límites de cada región, localizando aquellos lugares en los que la intensidad varía de forma significativa. Una vez detectados perfectamente los bordes de la región (contornos cerrados) asignaremos un nivel de intensidad a aquellos píxeles contenidos en su interior, consiguiendo así la segmentación requerida.

Esta operación suele hacerse utilizando operadores basados en la primera y segunda derivada. Los operadores basados en el gradiente no consiguen habitualmente obtener contornos totalmente cerrados, lo que implica que posteriormente hay que aplicar un algoritmo de seguimiento de fronteras. Los operadores basados en la segunda derivada, en cambio, sí consiguen contornos cerrados y posibilitan por sí solos la segmentación de la imagen.

Los errores que suelen aparecer en los algoritmos de detección de bordes son principalmente tres:

- Error en la detección: Se identifica un píxel como perteneciente al contorno cuando realmente no lo es, o por el contrario, no se identifica un píxel como parte del contorno cuando sí lo es.
- Error en la localización: La localización del contorno será correcta si la posición que proporciona el algoritmo es la que tiene el borde en la imagen real.
- Respuesta múltiple: Varios píxeles son detectados en un único borde.



#### 4.2.3.1.- Operadores basados en máscaras direccionales.

Idealmente, un contorno es un escalón en el valor de la intensidad de la imagen. Una primera aproximación para detectar esos bordes consiste en correlar la imagen con patrones en todas las direcciones posibles, las cuales, en la práctica quedan reducidas a 8 (giradas 45°). A continuación se muestra un ejemplo [2] de estas ocho posibles máscaras (4.4):

$$\begin{array}{cccc}
 \begin{array}{ccc} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \\ E \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \\ NE \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \\ N \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \\ NO \end{array} \\
 \begin{array}{ccc} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \\ O \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \\ SO \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \\ S \end{array} & 
 \begin{array}{ccc} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \\ SE \end{array}
 \end{array} \quad (4.4)$$

El valor del gradiente en cada píxel será el máximo del valor de la respuesta a cada una de las máscaras. Tiene un importante coste computacional y la precisión en la determinación de los contornos es escasa, lo cual desaconseja el uso de esta técnica.

A continuación mostramos un ejemplo de una imagen con franjas de moirè a la que hemos aplicado respectivamente las máscaras NO, E y S (Fig. 4.14). Vemos que la precisión en la detección de contornos no es lo óptima que necesitamos para una posterior segmentación de la imagen y clasificación de las regiones que la componen.

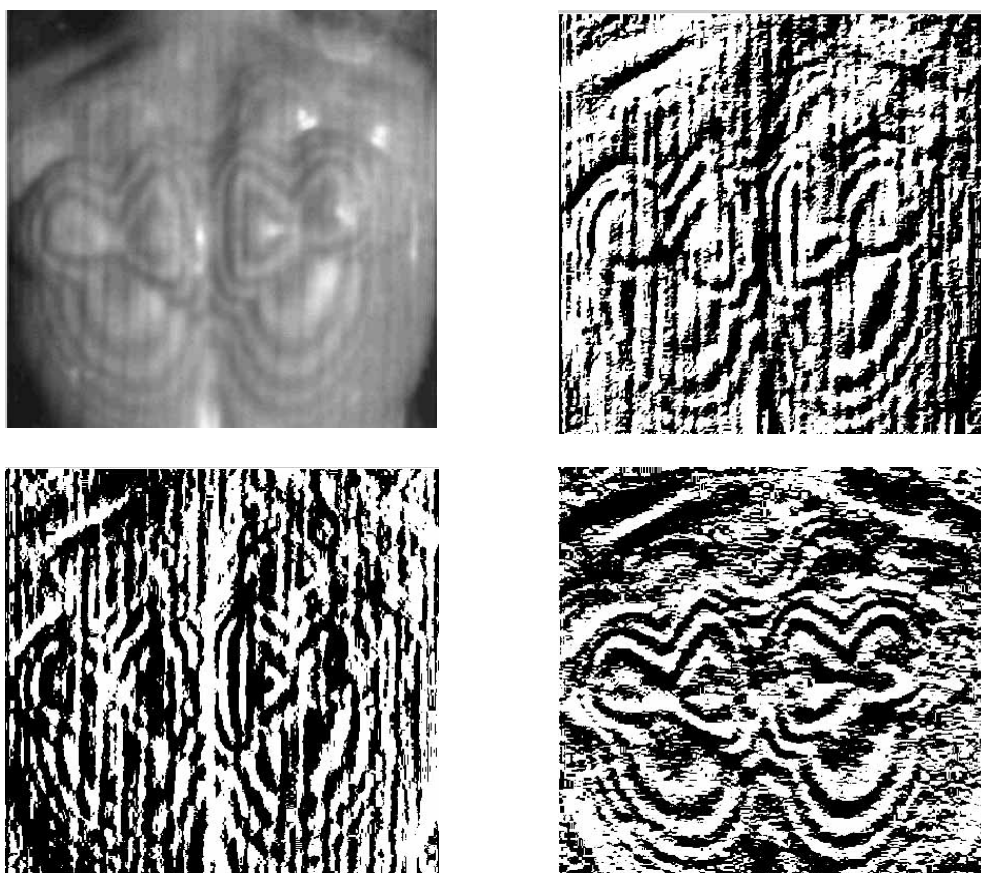


Figura 4.14. Búsqueda de contornos direcciones. Imagen original y resultado de aplicar las máscaras NO, E y S respectivamente.

#### 4.2.3.2.- Operadores basados en el gradiente.

Por definición, la derivada de una función continua aporta una valiosa información sobre las variaciones locales de dicha función, siendo más alto el valor de la derivada cuanto mayores son las variaciones de la función.

Suponiendo  $f(x)$  una función continua que representa el borde en una dimensión (Fig. 4.15), la localización exacta de éste vendrá dada por



aquel píxel donde la derivada tenga un máximo o un mínimo (donde la segunda derivada valga cero).

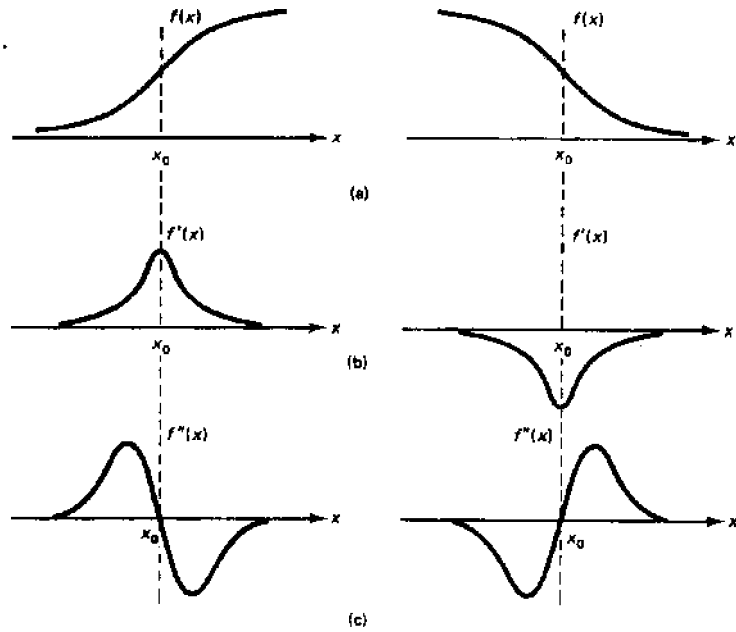


Figura 4.15. Representación del borde en una dimensión.  
Primeras y segundas derivadas [2].

Según esto, la derivada proporciona de forma sencilla una estimación del píxel candidato a ser contorno de la imagen así como de la magnitud y sentido de su variación.

En el caso de funciones bidimensionales, la derivada será un vector que apunta en la dirección de máxima variación y el módulo es proporcional a dicha variación. Este es el vector gradiente:

$$\nabla f(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} f(x, y) \\ \frac{\partial}{\partial y} f(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x(x, y) \\ f_y(x, y) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$



Necesitaremos encontrar una aproximación que permita aplicar el gradiente en funciones bidimensionales discretas (imágenes).

Una primera aproximación de la derivada parcial  $f_x$  la podremos hacer como la diferencia entre dos píxeles adyacentes de la misma fila (gradiente fila) y de  $f_y$  como la diferencia entre dos píxeles adyacentes de la misma columna:

$$\begin{aligned} f_x(x, y) &= [F(i, j) - F(i, j-1)] \\ f_y(x, y) &= [F(i, j) - F(i-1, j)] \end{aligned} \quad (4.6)$$

O bien por la diferencia entre píxeles separados:

$$\begin{aligned} f_x(x, y) &= [F(i, j+1) - F(i, j-1)]/2 \\ f_y(x, y) &= [F(i+1, j) - F(i-1, j)]/2 \end{aligned} \quad (4.7)$$

Más utilizados con los operadores (4.6) y (4.7) son los de Roberts, Prewitt y Sobel.

El operador de Roberts busca bordes diagonales a partir de la diferencia entre pares diagonales de píxeles. Este operador es muy sensible al ruido y presenta unas pobres cualidades de detección (Fig.4.16).



Figura 4.16. Aplicación del operador de Roberts



Las máscaras utilizadas en el operador de Roberts aplicado en la figura anterior son las siguientes:

$$\begin{array}{ccc|ccc} 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{array} \quad (4.8)$$

Los operadores de Prewitt y Sobel intentan solventar las deficiencias del operador de Roberts involucrando un mayor número de píxeles de la vecindad del píxel tratado. Los gradientes de fila y columna se normalizan para proporcionar una ganancia unidad sobre la zona de pesos positivos y negativos.

Ambos operadores tienen una formulación conjunta:

$$\frac{1}{2+K} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ K & 0 & -K \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \frac{1}{2+K} \begin{bmatrix} -1 & -K & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & K & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

El operador Prewitt (Fig. 4.17) asigna a K un valor K=1 y es similar al que hemos comentado antes de diferencia de píxeles separados.

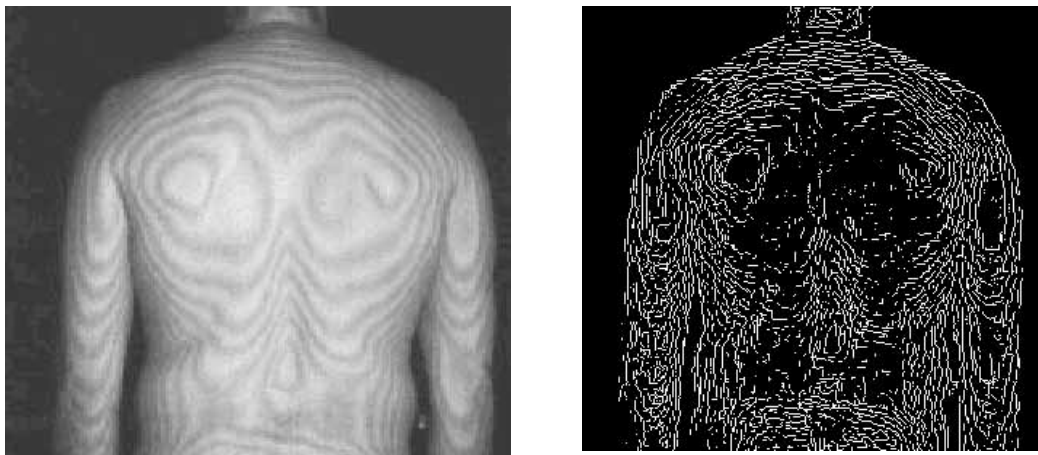


Figura 4.17. Aplicación del operador de Prewitt.



El operador de Sobel duplica los valores de los píxeles norte, sur, este y oeste (N, S, E y O) ( $K=2$ ). De esta forma se pondera cada píxel de acuerdo con la distancia de éste al píxel evaluado. A continuación (Fig. 4.18) mostramos el resultado de aplicar el operador de Sobel a la imagen anterior:

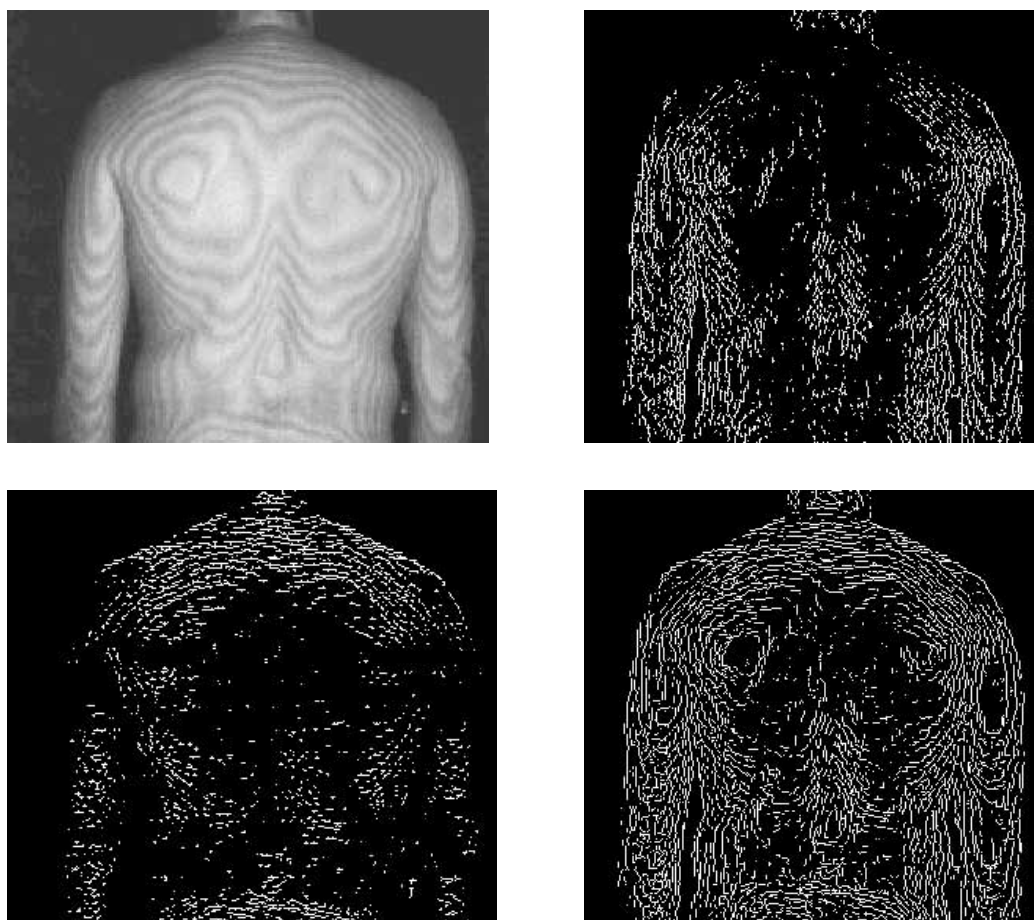


Figura 4.18. Aplicación del operador Sobel: vertical, horizontal y ambos.

#### **4.2.3.3. Operadores basados en la segunda derivada.**

Según hemos explicado anteriormente, los cambios bruscos de intensidad de la imagen, donde se localizan los contornos, se corresponden con





máximos de la primera derivada, o lo que es lo mismo, cruces por cero de la segunda. (Fig. 4.15). La dirección de interés será aquella ortogonal a la orientación de los cruces por cero.

Dada una función continua bidimensional  $f(x,y)$ , se define el operador Laplaciano como:

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} f(x, y) + \frac{\partial^2}{\partial y^2} f(x, y) \quad (4.10)$$

Éste valdrá cero si  $f(x,y)$  es constante o varía su amplitud de manera lineal. El cambio de signo indicará la presencia de un borde.

En el dominio discreto, el operador Laplaciano se aproxima como la diferencia de pendientes a lo largo de cada uno de los ejes.

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = \frac{\partial}{\partial x} f_x \approx G_F(i+1, j) - G_F(i, j) = f(i+1, j) - 2f(i, j) + f(i-1, j) \quad (4.11)$$

$$\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} = \frac{\partial}{\partial y} f_y \approx G_C(i, j+1) - G_C(i, j) = f(i, j+1) - 2f(i, j) + f(i, j-1)$$

Podremos obtenerlo pues mediante la siguiente convolución:

$$L[F(i, j)] = F(i, j) \otimes H(i, j) \quad (4.12)$$

Siendo:

$$H(i, j) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$



La máscara anterior suele normalizarse para que tenga ganancia unidad sobre los píxeles de pesos positivos y negativos, con lo cual obtenemos el siguiente operador Laplaciano [2] (denominado “de los cuatro vecinos”).

$$H(i, j) = \frac{1}{4} \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

También es posible definir un operador Laplaciano “de los ocho vecinos”, como sigue:

$$H(i, j) = \frac{1}{8} \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

Es un operador muy sensible al ruido y exhibe por ello una pobre detección de bordes. Se suele realizar una operación de suavizado previo a la aplicación del operador. La combinación de ambos se conoce como operador LoG, donde se combina el operador Laplaciano con un filtro gaussiano. A continuación mostramos el resultado de aplicar el operador LoG a la imagen de la espalda con contornos de moiré (Fig. 4.19).



Figura 4.19. Aplicación del operador LoG.



Realmente, el operador LoG es un filtro paso de banda cuya anchura viene determinada por la desviación típica  $\sigma$ .

#### 4.2.3.5.- Operador de Canny

El operador Canny está basado en un desarrollo analítico de optimización. Considerando una función escalón  $f(x)$  unidimensional con amplitud “ $h_E$ ” afectada por ruido blanco gaussiano, y suponiendo que la detección de bordes se va a llevar a cabo mediante convolución de una función con respuesta impulsional  $h(x)$  antisimétrica y limitada al intervalo  $[-W, W]$ , el contorno buscado estará, según ya hemos explicado, donde aparezca el máximo local del gradiente, obtenido tras la convolución de  $h(x)$  y  $f(x)$ . El operador de Canny establece algunas condiciones en la elección de  $h(x)$  para la detección óptima de bordes:

- Buena detección: Se maximiza la amplitud de la relación señal-ruido del gradiente para obtener alta probabilidad de marcar donde lo hay y baja de marcarlo donde no existe contorno. La relación señal a ruido para el modelo de Canny:

$$SNR = \frac{h_E}{\sigma_n} S(h) \quad (4.16)$$

Con:

$$S(h) = \frac{\int_{-W}^0 h(x) dx}{\int_{-W}^W [h(x)]^2 dx} \quad (4.17)$$



- Buena localización: Los puntos marcados por el operador deben estar tan cerca del borde como sea posible. El factor de localización se define:

$$LOC = \frac{h_E}{\sigma_n} L(h) \quad (4.18)$$

Con:

$$L(h) = \frac{h'(0)}{\int_{-W}^W [h(x)]^2 dx} \quad (4.19)$$

De acuerdo con estos dos criterios, el detector óptimo de bordes de tipo escalón es un escalón truncado (diferencia de escalones). Tal como aquí se ha formulado el operador de Canny genera muchos máximos locales en la respuesta a bordes ruidosos de tipo escalón, ya que el primer criterio no corrige la interacción entre las respuestas de varios puntos próximos. Examinando la salida del operador a un escalón ruidoso, puede verse que se trata de un pico triangular con varios máximos en la vecindad del borde. Para corregir este problema se incorpora el siguiente criterio:

- Respuesta única: Debe haber una única respuesta para cada borde. La distancia entre picos del gradiente cuando sólo el ruido está presente, denotada por  $x_m$ , se establece como una fracción  $k$  del ancho del operador:

$$x_m = kW \quad (4.20)$$



Canny combina los tres criterios minimizando el producto  $S(h)L(h)$  sujeto a la restricción (4.20). La solución a este problema es muy compleja y no existe en su forma analítica.

Para el caso de imágenes digitales (lo expuesto anteriormente se refiere a señales unidimensionales continuas), el operador de Canny se aproxima mediante la derivada de la gaussiana en la dirección perpendicular al borde. En la práctica, los pasos que se siguen son los siguientes:

- Calcular el módulo y la dirección del gradiente de la imagen suavizada.
- En la dirección del gradiente, eliminar puntos que no sean máximos locales del módulo (esto equivale a encontrar el paso por cero del operador LoG). Desestimando los píxeles que no sean máximos locales se mejora la localización y se evitan detecciones falsas. Este proceso se suele implementar siguiendo el borde en la dirección perpendicular al gradiente, considerando 8-conectividad.

A continuación (Fig. 4.20), mostramos el resultado de aplicar el operador de Canny a la imagen de la espalda de un paciente obtenida mediante la técnica de moirè.

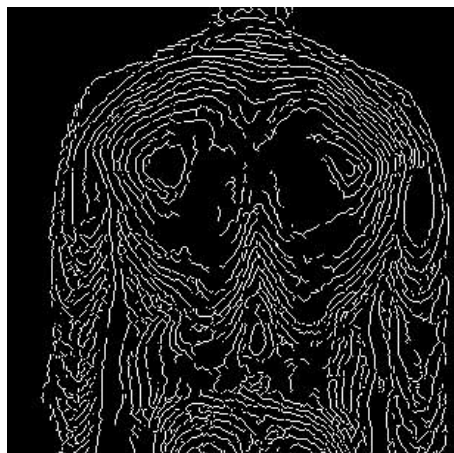


Figura 4.20. Aplicación del operador de Canny.



#### 4.2.4.- Unión de bordes mediante seguimiento de contornos.

Muchos de los operadores usados para la detección de contornos, sobre todo los basados en la primera derivada, no obtienen bordes cerrados que definan completamente la frontera de los objetos, lo que imposibilita la segmentación correcta de la imagen. Como consecuencia, se necesitan algoritmos que, una vez localizados los contornos de la imagen, se encarguen de la unión de los píxeles detectados mediante el seguimiento de la frontera del objeto.

Comenzando por un píxel identificado como perteneciente al contorno o frontera de la imagen, uno nuevo se incorporará al borde si el gradiente de ambos píxeles son similares en magnitud y ángulo, esto es:

$$|G[f(x, y)] - G[f(x', y')]| < T \quad (4.21)$$

$$|\alpha(x, y) - \alpha(x', y')| < A \quad (4.22)$$

Donde T es el umbral para la diferencia de magnitud y A para la diferencia de ángulo.

Puesto que los algoritmos de seguimiento de contornos no tienen por qué conducir a una curva cerrada, el contorno hay que seguirlo en los dos sentidos del borde.

Una vez que no existen más píxeles que verifiquen las condiciones (4.21) y (4.22) y por lo tanto no haya más incorporaciones al contorno seguido,



habrá que pasar al siguiente punto el algoritmo, que es el salto y búsqueda de nuevos píxeles de comienzo. El seguimiento del contorno termina, bien cuando los procedimientos anteriores no consiguen incorporar píxeles a la frontera, o bien cuando el píxel de comienzo es reencontrado.

### ***4.3.-Estimadores de características de la imagen.***

Una vez que la imagen ha sido perfectamente segmentada en las distintas regiones que la componen, se procede a la evaluación de las principales características de las mismas, usando estimadores de forma, imagen y textura.

Cabe destacar que nuestro estudio lo hemos orientado en dos partes. En primer lugar, haremos referencia a aquellos estimadores de imagen que usan todos los píxeles de la misma, y en segundo lugar, los que sólo usan los píxeles del contorno o frontera de la imagen. Lógicamente, en el momento en que estemos usando los estimadores de este último grupo, tendremos que tener perfectamente delimitado el contorno de la imagen o parte de la imagen que es ese momento estemos tratando de procesar, lo cual implicará una detección previa de la frontera.

#### **4.3.1.- Estimadores basados en todos los píxeles de la imagen.**

Los más importantes serán el área, la compacidad, los momentos espaciales y la orientación. Veamos cada uno de ellos por separado.

- **Área:**

Él área de una imagen no es más que el número de píxeles contenidos dentro de un determinado contorno.



- **Compacidad:**

Es un estimador de forma que nos va a mostrar la similitud respecto al círculo. Se define mediante la expresión:

$$C = \frac{P^2}{A} \quad (4.23)$$

Para un círculo perfecto, que es la forma que encierra un área dada con el menor perímetro, el valor de la compacidad es  $4\pi$ , que será, pues el menor valor posible de la compacidad. Su valor será mayor cuando aumenta la complejidad de la forma respecto al círculo. En ocasiones, la rugosidad de la forma puede estar correlada con el valor de  $C$ , aunque en general, la compacidad no es un buen estimador de la complejidad de la forma. Presenta unas ventajas importantes que no son otras que su facilidad de cómputo y su invariancia a la traslación, rotación o escalado. El último apunte sobre este estimador será decir que se suele usar el valor normalizado:

$$C' = 1 - \frac{4\pi}{C} \quad (4.24)$$

cuyo rango de variación estará entre 0 y 1.

- **Momentos espaciales:**

El concepto estadístico de momento, usado en el análisis de distribuciones estadísticas, también puede ser utilizado para representar la distribución espacial de valores de una imagen.

Supongamos una imagen (función 2-D)  $f(i,j)$  de dimensiones  $M \times N$  píxeles. Los momentos de orden  $p,q$  viene dados por la expresión:

$$m_{pq} = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} i^p j^q f(i,j) \quad (4.25)$$





Destaquemos que los momentos pueden calcularse para imágenes binarias y para imágenes en escala de grises. En imágenes binarias los momentos proporcionan únicamente cuantificación de la forma, mientras que para imágenes en escala de grises, los momentos incluyen información sobre la distribución de intensidad además de la de la forma. Aunque teóricamente el número de momentos que se pueden calcular es infinito, en la práctica sólo se usan algunos momentos que, si bien no nos proporcionan toda la información posible de la forma de la imagen estudiada, sí que nos dan un útil conjunto de estimadores de forma que permitirán una posterior clasificación. Un inconveniente que presentan los momentos anteriores es su variancia a la traslación. Esta es la razón por la que se usan los momentos centrales de orden  $p, q$ , que presentan la ventaja indudable de su invariancia a la traslación, y que podremos calcular según la expresión:

$$\mu_{pq} = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (i - \bar{i})^p (j - \bar{j})^q f(i - \bar{i}, j - \bar{j}) \quad (4.26)$$

siendo  $\bar{i} = \frac{m_{10}}{m_{00}}$  la coordenada horizontal del centro de masas y siendo

$\bar{j} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$  la coordenada vertical del centro de masas.

Existe una relación entre los momentos centrales definidos anteriormente y los momentos no centrales:

$$\begin{aligned} \mu_{00} &= m_{00} & \mu_{02} &= m_{02} - \bar{j}m_{01} \\ \mu_{10} &= 0 & \mu_{12} &= m_{12} - 2\bar{j}m_{11} - \bar{i}m_{02} + 2\bar{j}^2m_{10} \\ \mu_{01} &= 0 & \mu_{21} &= m_{21} - 2\bar{i}m_{11} - \bar{j}m_{20} + 2\bar{i}^2m_{01} \\ \mu_{11} &= m_{11} - \frac{m_{10}m_{01}}{m_{00}} & \mu_{30} &= m_{30} - 3\bar{i}m_{20} + 2\bar{i}^2m_{10} \\ \mu_{20} &= m_{20} - \bar{i}m_{10} & \mu_{03} &= m_{03} - 3\bar{j}m_{02} + 2\bar{j}^2m_{01} \end{aligned} \quad (4.27)$$



El área de una imagen viene dada por  $\mu_{00}$ .

Si una imagen es escalada por un coeficiente “s”, la nueva imagen valdrá  $f'(i,j)=f(i/s,j/s)$  y en este caso, los momentos valdrán:

$$\mu'_{pq} = s^{p+q+2} \mu_{pq} \quad (4.28)$$

Habitualmente puede ser interesante obtener una cuantificación de los momentos invariantes al escalado, de manera que podamos escalar previamente la imagen a un tamaño estándar usando un factor proporcionado a las dimensiones de la imagen.

Según ya hemos indicado, el área de la imagen viene dada por el momento central de orden (0,0)  $\mu_{00}$ . Conceptualmente, podremos normalizar el área de la imagen al área unidad escalando cada eje con  $1/\sqrt{\mu_{00}}$ , esto es:

$$f(i\sqrt{\mu_{00}}, j\sqrt{\mu_{00}}) \quad (4.29)$$

Dicha normalización es equivalente la definición siguiente de momento central invariante al escalado:

$$\eta_{pq} = \frac{\mu_{pq}}{\mu_{00}^{p+q+2}} \quad p+q=2,3... \quad (4.30)$$

Ello nos va a permitir cuantificar la forma independientemente de la localización y el tamaño. En aplicaciones donde la forma de cierta región deba ser cuantificada de forma que no sea sensible a su orientación, deberemos usar medidores invariantes a la rotación. A continuación, mostramos las expresiones de los estimadores de los momentos invariantes a la traslación, a la rotación y al escalado:

$$\begin{aligned} \Phi_1 &= \eta_{20} + \eta_{02} & \Phi_3 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2 \\ \Phi_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta_{11}^2 & \Phi_4 &= (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2 \end{aligned} \quad (4.31)$$



$$\begin{aligned}\Phi_5 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{12} + \eta_{30})[(\eta_{12} + \eta_{30})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{12} + \eta_{30})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\ \Phi_6 &= (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{12} + \eta_{30})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\eta_{11}(\eta_{12} + \eta_{30})(\eta_{21} + \eta_{03}) \\ \Phi_7 &= (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{12} + \eta_{30})[(\eta_{12} + \eta_{30})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{12} + \eta_{30})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2]\end{aligned}$$

Podemos añadir que se puede observar un aumento del valor de  $\Phi_1$  cuando aumenta la “rugosidad” de la forma objeto de estudio.

- **Orientación:**

Podremos definir la orientación de un objeto como aquella dirección en la que el objeto es mayor, matemáticamente como sigue:

$$\theta = \frac{1}{2} \operatorname{tg}^{-1} \frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \quad (4.32)$$

Dicha orientación y su ortogonal, constituyen los ejes principales del objeto. La excentricidad vendrá dada por:

$$\varepsilon = \frac{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}}{\mu_{20} + \mu_{02}} \quad (4.33)$$

Cuyo rango varía desde 0 para un círculo perfecto, hasta 1 para una línea recta.

#### 4.3.2.- Estimadores basados en la frontera

La forma de cierta estructura se puede estudiar mediante el análisis de su contorno, sus variaciones y su curvatura. Su estudio se realizará sin más que transformar la frontera en una señal unidimensional y analizando su estructura.

- **Medida de la distancia radial:**

Es una técnica muy usada y se basa en la medida de la distancia radial desde un cierto punto de la región hasta cada píxel de la



frontera. Generalmente es el centroide el punto usado, y se obtendrá una secuencia  $d(n)$ , dada por:

$$d(n) = \sqrt{[x(n) - x_c]^2 + [y(n) - y_c]^2} \quad n = 0, 1 \dots N-1 \quad (4.34)$$

Si queremos invariancia frente al escalado, la distancia radial normalizada  $r(n)$  se obtiene sin más que dividir  $d(n)$  por la máxima distancia. La secuencia  $r(n)$  es analizada para extraer medidas de la forma, como la entropía:

$$E = -\sum_{k=1}^K h_k \log h_k \quad (4.35)$$

donde  $h_k$  es la probabilidad de  $K$  en el histograma que representa la distribución de  $r(n)$ .

También se puede usar  $r(n)$  para la obtención de momentos:

$$\begin{aligned} m_p &= \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [r(n)]^p \\ \mu_p &= \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [r(n) - m_1]^p \end{aligned} \quad (4.36)$$

Momentos normalizados invariantes a la traslación, rotación y escalado, se pueden obtener con:

$$\begin{aligned} \overline{m}_p &= \frac{m_p}{\mu_2^{p/2}} \\ \overline{\mu}_p &= \frac{\mu_p}{\mu_2^{p/2}} \quad p \neq 2 \end{aligned} \quad (4.37)$$

Normalmente, momentos de orden mayor que 4 no se usan debido a su elevado rango dinámico y gran sensibilidad al ruido.



Los estimadores  $f_1 = \frac{\mu_2^{1/2}}{m_1}$  y  $f_2 = \frac{\mu_4^{1/4}}{m_1}$ , y su diferencia  $f_{21} = f_2 - f_1$ , poseen muy buenas propiedades de invariancia y crecimiento monótono con la complejidad de la forma. El número de veces que la secuencia  $r(n)$  cruza su media, y otros medidores similares, se puede usar para medir la rugosidad del contorno. La información en la secuencia  $r(n)$  puede ser analizada en el dominio espectral con la DFT:

$$a(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} r(n) e^{-j2\pi\omega n / N} \quad \omega = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.38)$$

- **Códigos de cadena:**

La forma de una región puede ser representada cuantificando la posición relativa de dos puntos consecutivos de su frontera. La técnica del código de cadena logra esta representación analizando cada punto de la frontera en secuencia y asignando un código para la transición de un punto al siguiente. Para evitar que el código de cadena sea demasiado largo, la frontera se suele preparar reduciendo previamente la resolución espacial con una nueva rejilla X-Y. La transición desde un punto al siguiente puede ser codificada considerando los 4 puntos vecinos, o los 8 vecinos, según el esquema:

$$\begin{array}{ccc} 3 & 2 & 1 \\ 4 & \leftarrow \updownarrow \rightarrow & 0 \\ 5 & 6 & 7 \end{array}$$

Debido a que el código dependerá del punto elegido como punto de inicio y para evitar esta ambigüedad, se seleccionará como punto de inicio aquel que produzca el código de cadena con el menor valor



numérico, de tal forma que un solo código de cadena de asocie a la frontera.

Podremos trabajar con un código de cadena invariante a la rotación sin más que usar la primera diferencia del código de cadena original. La diferencia entre dos dígitos consecutivos está definida como el número de direcciones entre ellos, tomándola en sentido positivo en sentido antihorario.

El código diferencial será distinto para dos fronteras distintas, lo cual nos permitirá usarlo para diferenciar dos formas.

Además, varios estimadores o medidores se pueden obtener del código de cadena. Por ejemplo, la suavidad de una frontera está relacionada con la curvatura local de la misma, que puede ser directamente cuantificada a partir del código de cadena diferencial. Si la frontera es “relativamente suave”, la transición entre puntos adyacentes de una sección tienden a estar en la misma dirección o al menos, en un conjunto cerrado de direcciones. Como consecuencia, las diferencias entre dígitos consecutivos del código de cadena original son pequeñas, lo que implica que el código diferencial estará compuesto por dígitos pequeños.

La simetría de la frontera también puede obtenerse a partir del código de cadena diferencial. Si el punto de comienzo del código de cadena está en el eje de simetría, el código de cadena es simétrico



alrededor del centro. Si el punto de comienzo es arbitrario, normalmente el código de cadena diferencial tiene dos partes que son simétricas en trono a sus propias mitades. Las secciones simétricas pueden ser determinadas por análisis del código de cadena diferencial, y los ejes de simetría se pueden deducir en un análisis posterior.

La presencia de secciones cóncavas en la frontera también se puede determinar a partir del código de cadena diferencial. Un contorno convexo tiene un código diferencial formado únicamente por dígitos positivos, mientras que una sección cóncava produciría puntos negativos.

- **Descriptores de Fourier:**

Cada píxel de un contorno de una región binaria, puede ser representado mediante un número complejo, donde las partes real e imaginaria serán, respectivamente, las coordenadas horizontal y vertical del píxel. Ello, nos permitirá representar el contorno como una secuencia compleja unidimensional, obtenida sin más que recorrer el contorno en una dirección previamente seleccionada y comenzando por un píxel determinado con antelación.

$$c(n) = x(n) + jy(n) \quad n = 0, 1 \dots N-1 \quad (4.39)$$

La DFT de esta secuencia compleja:

$$d(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} c(n) e^{-j2\pi n\omega/N} \quad n = 0, 1 \dots N-1 \quad (4.40)$$



La secuencia  $d(\omega)$  contiene toda la información de la forma del contorno, que podrá ser recuperada con la transformada inversa:

$$c(n) = \sum_{\omega=0}^{N-1} d(\omega) e^{j2\pi n\omega / N} \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.41)$$

La información esencial de la forma está contenida generalmente en los coeficientes de bajo orden de  $d(\omega)$ , que constituyen los descriptores de forma de Fourier.

El primer coeficiente,  $d(0)$ , es el centroide del contorno y varía con la traslación, mientras que los restantes coeficientes son todos invariantes a la traslación. Sin embargo, todos los descriptores dependen del píxel seleccionado como píxel de comienzo.

Si consideramos  $d_0(\omega)$  la secuencia obtenida a partir del contorno  $c(n)$  comenzando por el píxel  $p_0$ , la secuencia  $d_s(\omega)$  que se obtendrá si la secuencia comienza  $n_s$  píxeles después del  $p_0$ , será:

$$d_s(\omega) = d_0(\omega) e^{-j2\pi n_s \omega / N} \quad (4.42)$$

Si el contorno es escalado por un factor “a”, los coeficientes serán escalados por el mismo factor. Rotando el contorno en torno al origen un ángulo  $\theta$ , los descriptores de Fourier quedarán multiplicados por un factor  $e^{j\theta}$ .

Los descriptores de Fourier que son invariantes al punto de inicio, traslación, escalado y rotación, se obtienen:

$$d_{inv}(\omega) = \frac{d(1+\omega)d(1-\omega)}{d^2(1)} \quad (4.43)$$





El coeficiente  $d(1)$  relaciona con el radio del círculo que aproxima la forma, y será distinto de cero. La magnitud de los descriptores normalizados puede ser usado como medidor invariante al escalado:

$$d_s(\omega) = \frac{d(\omega)}{d(1)} \quad \omega \neq 0 \quad (4.44)$$

Un estimador de forma basado en la magnitud de los coeficientes:

$$FF = 1 - \frac{\sum_{\omega=-N/2+1}^{N/2} \|d(\omega)\| / \|\omega\|}{\sum_{\omega=-N/2+1}^{N/2} \|d(\omega)\|} \quad \omega \neq 0 \quad (4.45)$$

Se usan para tener baja sensibilidad al ruido, además de invariancia a la traslación, rotación, escalado y punto de comienzo. El valor de los coeficientes  $FF$  varía entre 0 y 1, y crece cuando crece la complejidad de la forma del objeto y su rugosidad.

La ecuación:

$$d(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} c(n) e^{-j2\pi n\omega/N} \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.46)$$

que es la DFT de la secuencia en estudio, está basada en asumir que los elementos de la secuencia  $c(n)$  son equidistantes en el camino del contorno. Este muestreo uniforme se puede lograr usando píxeles 4-conectados. Sin embargo, este muestreo puede sobreestimar significativamente la longitud de segmentos del contorno que estén orientados en torno a la diagonal. Consecuentemente, contornos 4-conectados y 8-conectados tienen ventajas e inconvenientes para el cálculo de los descriptores de Fourier. Si la región es demasiado



grande una alternativa es seleccionar puntos equidistantes a lo largo del contorno, para formar la secuencia unidimensional  $c(n)$ .

Si se usa la FFT como algoritmo de cálculo de la DFT el tamaño apropiado del paso se calcula como  $p_c/2^k$ , donde  $p_c$  es el contorno del perímetro en píxeles, calculado con un escalado de  $\sqrt{2}$  para los píxeles en diagonal, y  $k$  es el entero más pequeño que verifica que  $2^k > p_c$ . Tras seleccionar los puntos con ese tamaño de paso, a la secuencia le haremos relleno de ceros (“zero-padding”) hasta  $2^k$  para obtener  $c(n)$ .



## 5.- Solución propuesta.

La solución desarrollada en el presente proyecto, pretende la obtención de una serie de parámetros o magnitudes que permitan evaluar de forma cuantitativa las asimetrías en la espalda a través de una imagen obtenida por la técnica de “sombreado moirè” explicada con anterioridad, para poder realizar así un diagnóstico precoz mediante el estudio realizado a la población infantil y juvenil en escuelas o centros de atención primaria de anomalías en la columna, así como obtener un método de control de la evolución de estas patologías que resulte inocuo para el paciente.

### 5.1.- Adquisición de imágenes de “sombreado moirè”.

La técnica de moirè, a pesar de los grandes beneficios que puede aportar en la diagnosis precoz, no está ampliamente extendida y no es por tanto utilizada masivamente por los especialistas médicos. Como consecuencia, en la primera parte del desarrollo del proyecto, tuvimos que realizar un montaje prototipo con un maniquí en el que proyectábamos la rejilla y sobre el que se formarían las franjas de moirè que íbamos a evaluar (Fig. 5.1, 5.4 y 5.5).

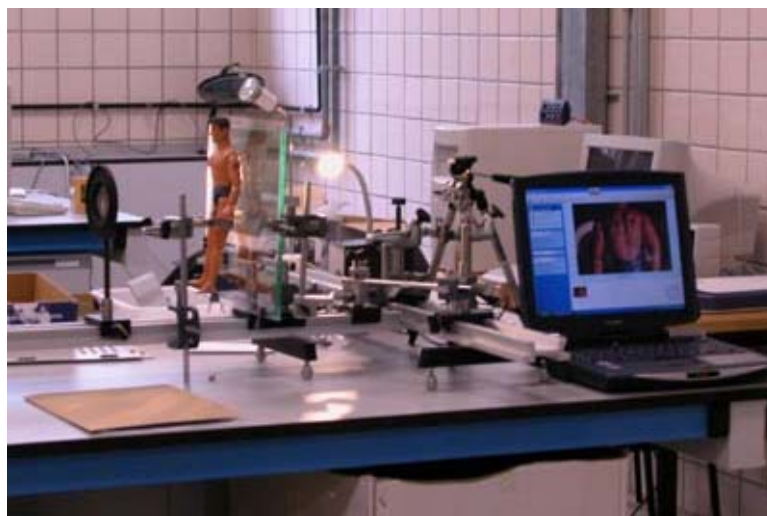


Figura 5.1. Montaje para la adquisición de imágenes moirè.



El montaje consta básicamente de los siguientes elementos: sobre un banco óptico montamos la rejilla, que está constituida por dos cristales que encierran en su interior una transparencia sobre la que hemos impreso las líneas de la rejilla. Una fuente luminosa constituida por un flexo apuntando con cierto ángulo, una cámara fotográfica digital Nikon Coolpix 5000 (Fig. 5.2) apoyada sobre un trípode que evite vibraciones en el momento de toma de fotografías, un polarizador que reduzca en lo posible los brillos sobre los cristales (Fig. 5.3) y un fondo oscuro sobre el que se tomarán las fotografías, completan el montaje.



Figura 5.2. Cámara digital utilizada para la toma de imágenes moiré.



Figura 5.3. Vista de los cristales, la rejilla, el polarizador y el trípode.

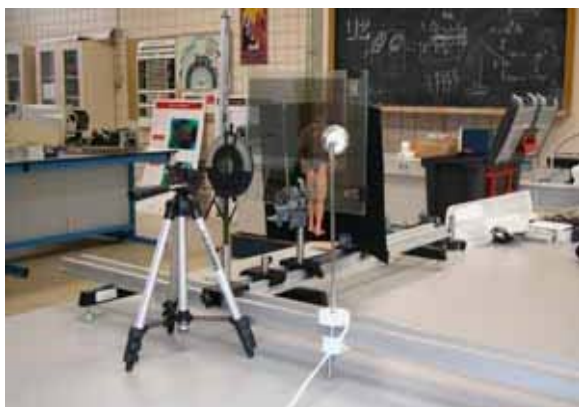


Figura 5.4. Vista del montaje utilizado.

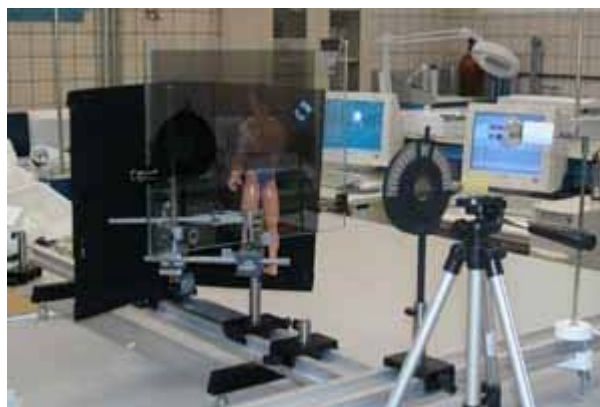


Figura 5.5. Detalle del montaje utilizado.



Una vez realizado el montaje físico, pasamos a tomar fotografías de la espalda del maniquí sobre la que se habían generado franjas de moirè (Fig. 5.6).



Figura 5.6. Imagen de la espalda del maniquí con franjas de moirè.

Como se ve, a pesar de que la rejilla estaba constituida por líneas muy finas y con un espaciado interlineal muy pequeño, en la imagen a tratar aparecen dichas líneas de forma bastante marcada, hecho que deberemos tener en cuenta a la hora de procesar para intentar en la medida de lo posible mitigar sus efectos.

Posteriormente, cuando la viabilidad del proyecto estaba demostrada con el montaje antes explicado, conseguimos fotografías de un paciente real que utilizamos también para probar el funcionamiento de los algoritmos de tratamiento de imagen desarrollados (Fig. 5.7).



Figura 5.7. Imagen de la espalda de un paciente real con franjas de moirè.

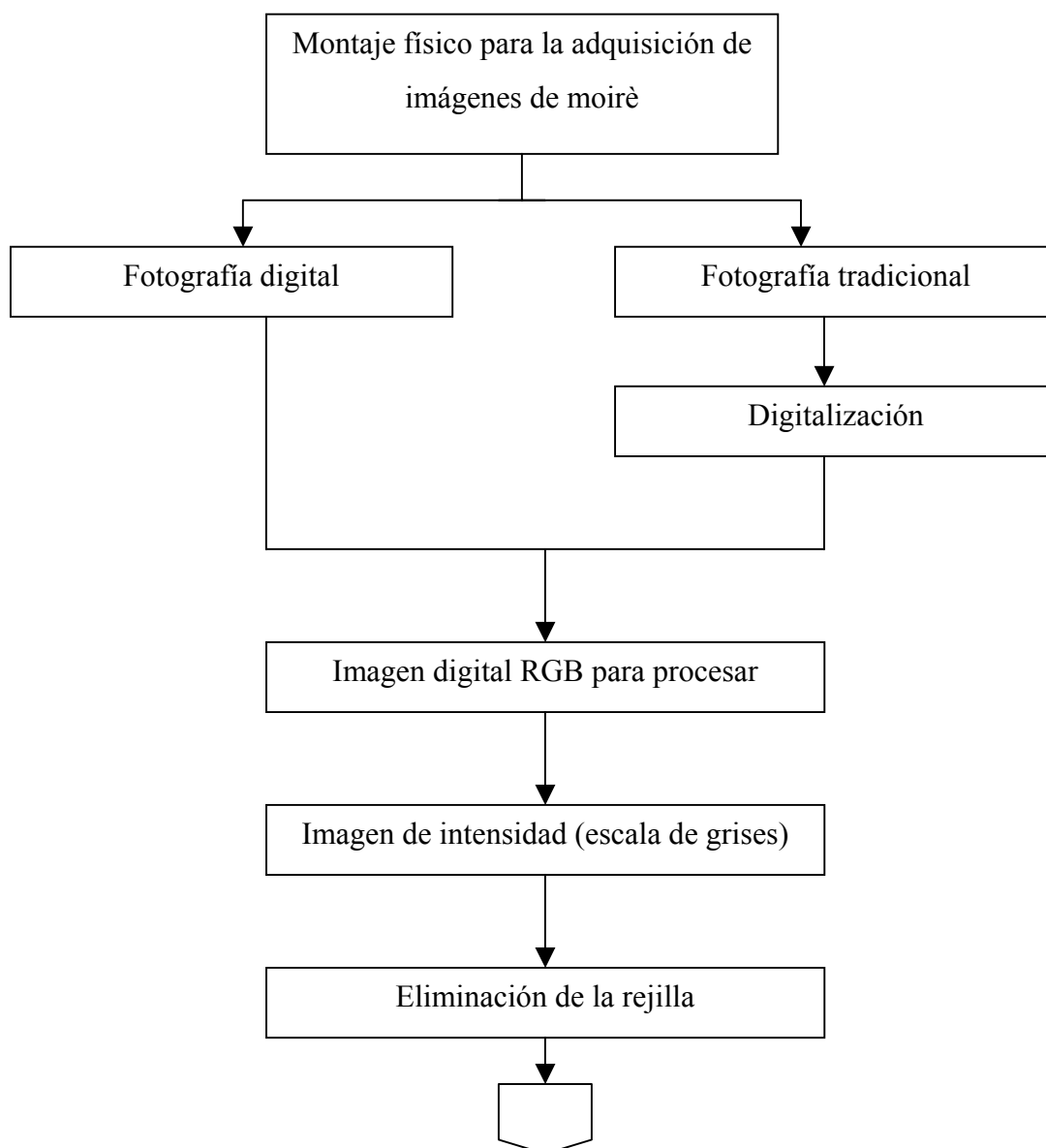


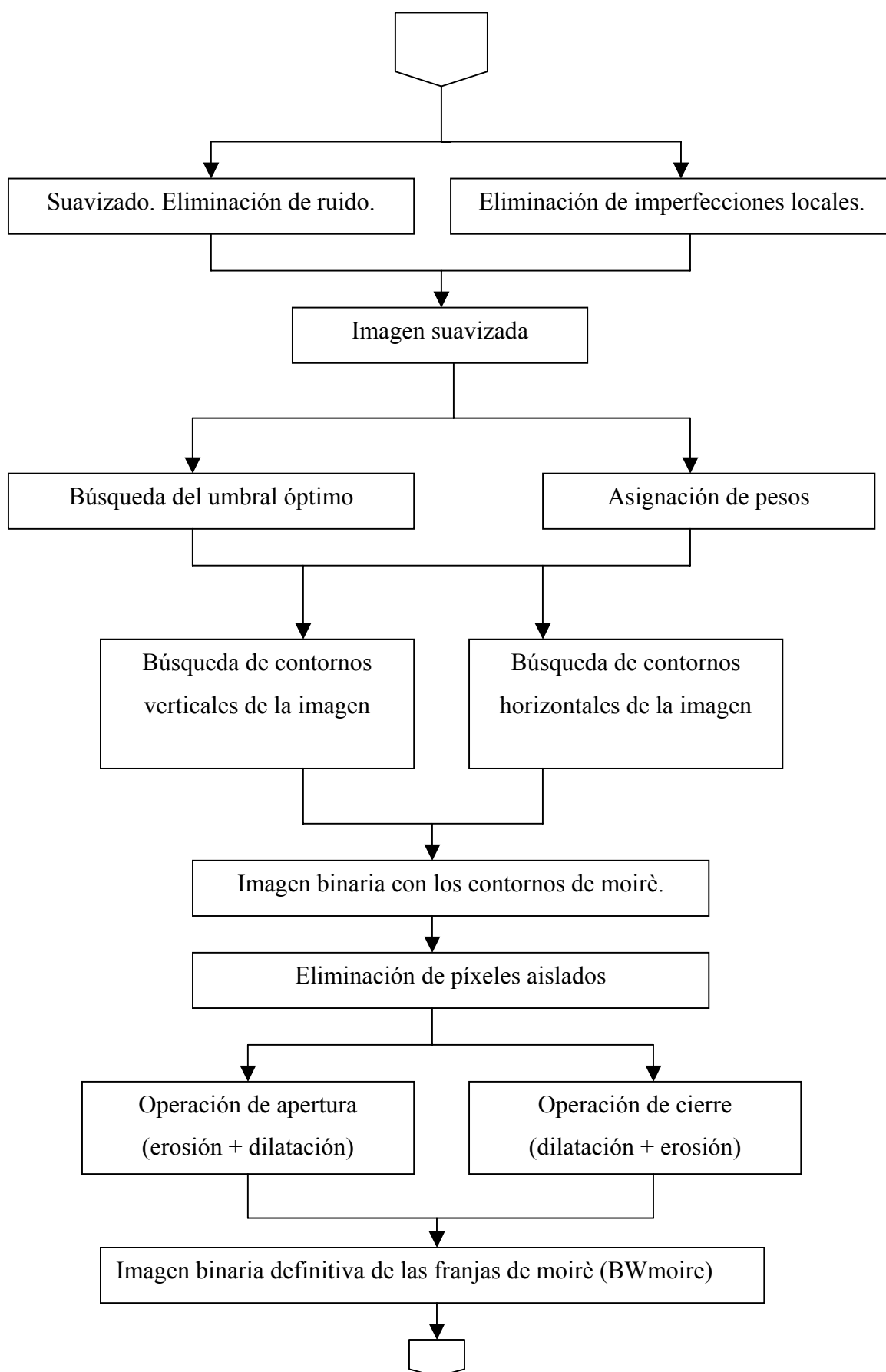
## **5.2.- Algoritmos de análisis y evaluación.**

El desarrollo de todos los algoritmos de procesamiento digital de imagen utilizados en este proyecto y de la interfaz gráfica de usuario que facilita al médico el uso de la misma, ha sido realizado íntegramente con el programa Matlab® 6.0.

### **5.2.1.- Esquema del procesamiento de la imagen.**

En primer lugar, vamos a ver un diagrama de bloques de todo el proceso seguido y posteriormente comentaremos cada uno de ellos.





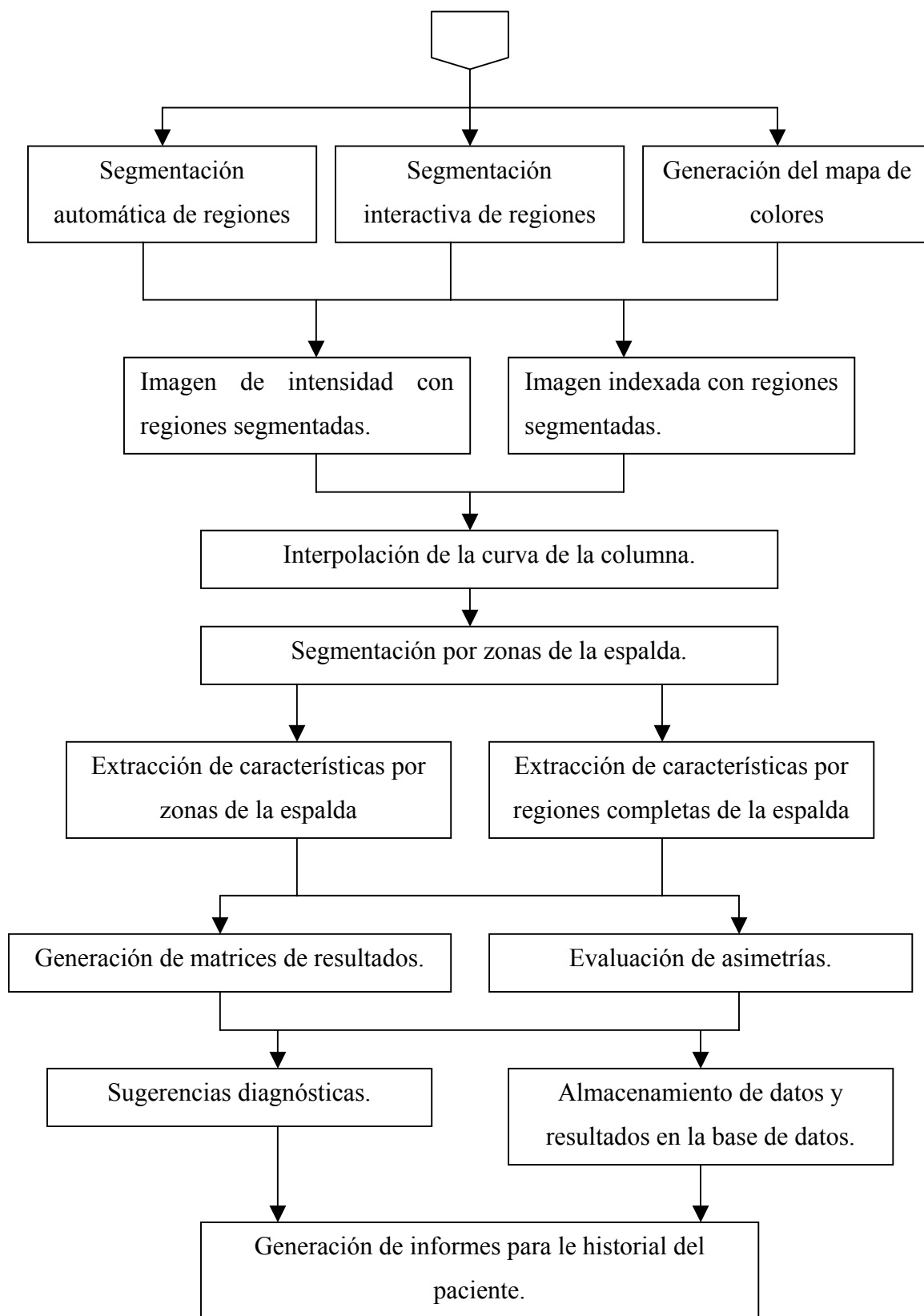


Figura 5.8. Diagrama de bloques del sistema desarrollado.





Veamos ahora cada uno de estos pasos detalladamente:

- 1) **El montaje físico** para la captura de imágenes ha quedado explicado en el apartado anterior. Las imágenes que nosotros utilizamos fueron obtenidas con una cámara fotográfica digital (Nikon Coolpix 5000) que posteriormente introducíamos en el directorio de trabajo del PC a través del puerto USB. Sin embargo, también es posible el escaneado de una fotografía tomada en papel. La imagen a analizar será pues una imagen RGB en color o blanco y negro en cualquiera de los formatos internacionales usados para el almacenamiento de imágenes.
- 2) **Conversión a imagen de intensidad:** Prácticamente todos los algoritmos desarrollados utilizan imágenes de intensidad en lugar de RGB, con lo cual será la conversión a imagen en escala de grises el primer paso que deberemos dar en nuestro sistema.
- 3) **Eliminación de la rejilla:** Como se ha comentado, en las imágenes aparecen las líneas de la rejilla. Estas líneas resultan muy perjudiciales en posteriores momentos del procesado, por lo cual resulta muy útil intentar eliminarlas. Para ello, y teniendo en cuenta que la rejilla responde a un patrón periódico en dirección vertical, supusimos que su transformada de Fourier (DFT que calcularemos mediante una algoritmo FFT) debía tener dos lóbulos secundarios el eje horizontal (Fig. 5.9).

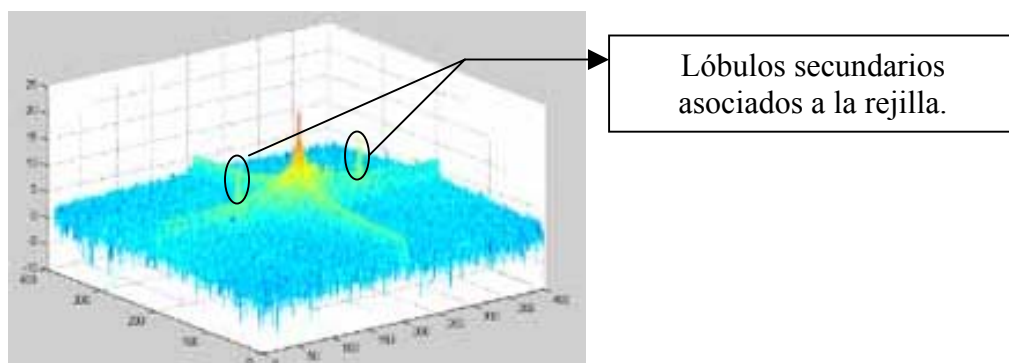


Figura 5.9.- Logaritmo del módulo de la FFT de la imagen.

Si filtramos la imagen para eliminar los dos lóbulos secundarios, desaparece la rejilla (Fig. 5.10).

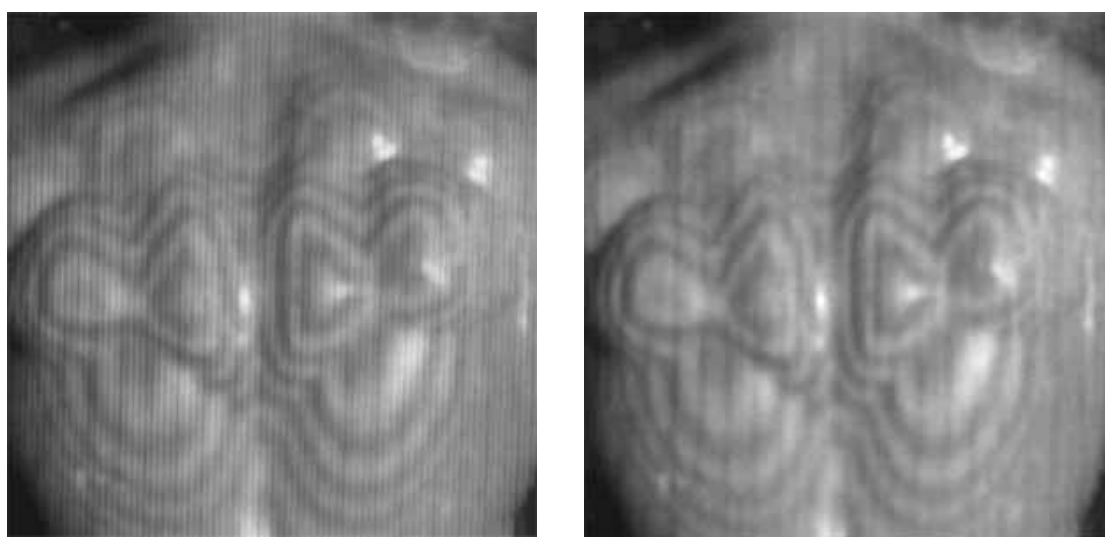


Figura 5.10. Eliminación de la rejilla mediante el filtrado de los lóbulos secundarios.

**4) Suavizado:** Como se explicó en el epígrafe 4.1.4, las operaciones de suavizado resultan muy importantes a la hora de reducir el ruido de alta frecuencia de imágenes digitales. En particular, nosotros usamos



el filtrado basado en la mediana, ya que es el que menos efectos tiene en la difuminación de contornos que después pretendemos encontrar.

**5) Búsqueda del umbral óptimo:** Es un paso previo a la detección de las franjas de moirè. Se trata de encontrar de forma automática un umbral que permita decir sí un píxel pertenece o no a una franja de moiré. Cuando comentemos cómo se ha realizado la detección de las franjas, veremos también con más detalle cómo se ha calculado este umbral, así como la asignación de pesos.

**6) Búsqueda de contornos verticales y horizontales:** Como se ha explicado en los ejemplos mostrados en el apartado 4.2.3 y en las numerosas pruebas realizadas en el laboratorio, ninguno de los métodos clásicos de detección de fronteras obtiene un resultado óptimo en la determinación de las franjas de moirè. Ello se debe a las peculiaridades de la imagen en cuestión. A continuación (Fig. 5.11), mostramos el valor de los píxeles de la imagen para algunas columnas, lo que nos servirá para encontrar un algoritmo eficiente en la detección de franjas de moirè.

Podemos ver en estos cuatro casos que el rango dinámico de la imagen no es muy elevado, y por tanto las variaciones de intensidad de los píxeles no son muy bruscas. El algoritmo que busque las franjas de moirè debe localizar los mínimos relativos en la imagen, pero debido a la presencia de ruido, estos mínimos deben superar respecto al máximo anterior un umbral  $T$ .

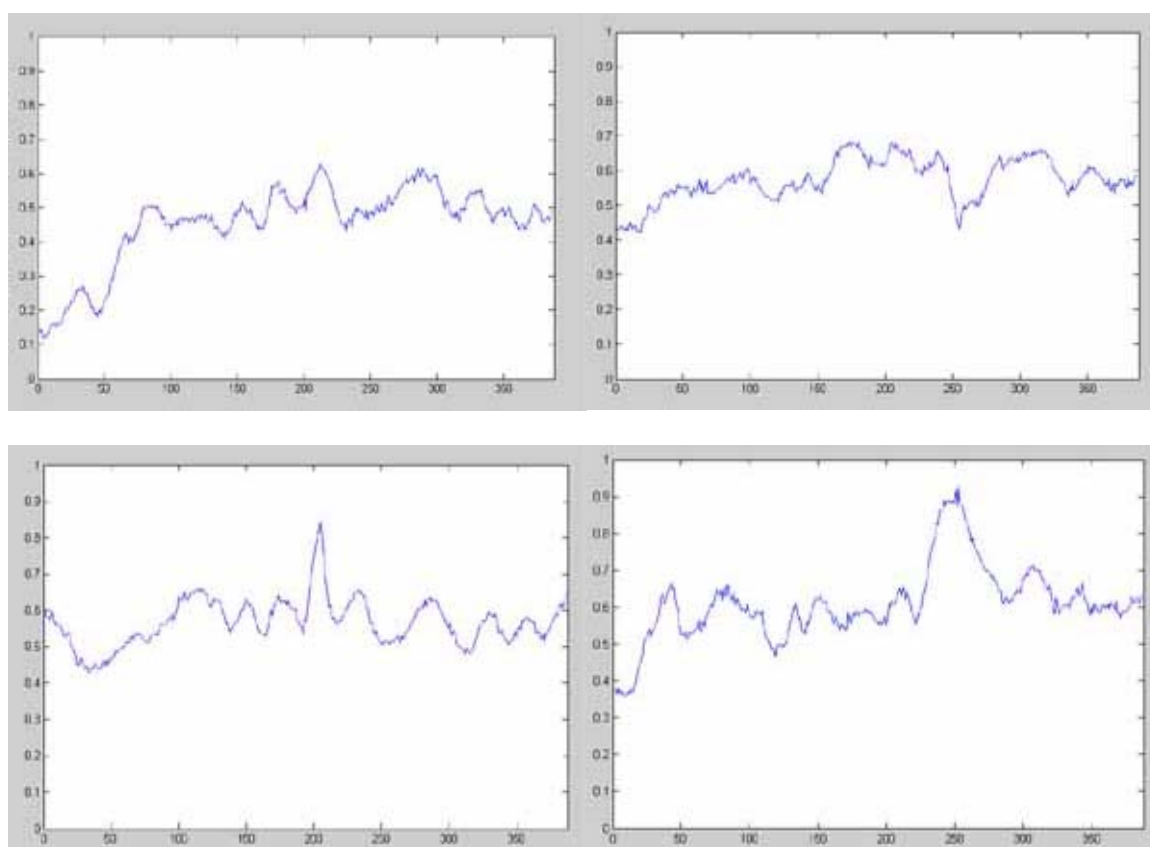
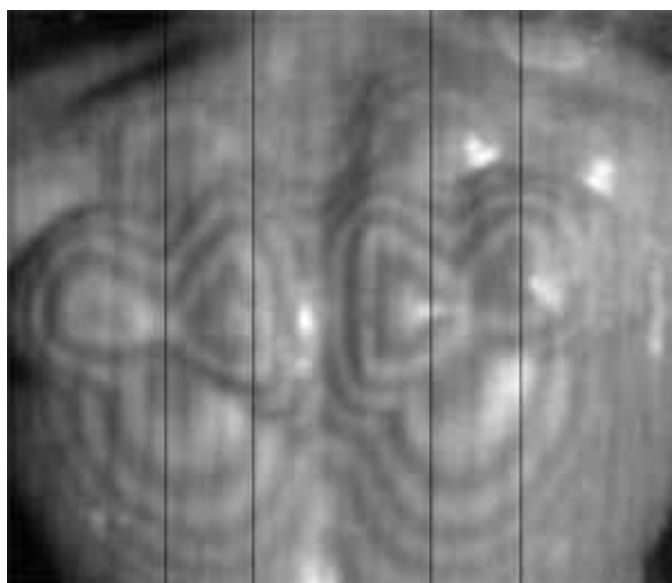


Figura 5.11. Representación de los valores de los píxeles para las columnas marcadas en la imagen original.



El umbral se calcula automáticamente realizando un estudio del valor del píxel en cada columna (o en cada fila cuando se trata de encontrar los contornos horizontales). En todo caso, el usuario podría disminuir manualmente ese umbral para aumentar así la detección de franjas. Para hacer más robusta esta detección, no sólo determinamos qué mínimos de la imagen son candidatos a pertenecer a una franja a partir de ese umbral, sino que calculamos una serie de valores en torno a ese umbral y a cada uno de ellos le asignamos un peso. Con estos nuevos umbrales y sus pesos asociados determinamos qué píxeles pertenecen a las franjas de moirè. El usuario también puede modificar el valor de esos pesos para aumentar o disminuir la detección de posibles franjas.

Detectaremos mínimos verticales y mínimos horizontales, siendo la suma de ambos algoritmos el resultado final de la detección de contornos.

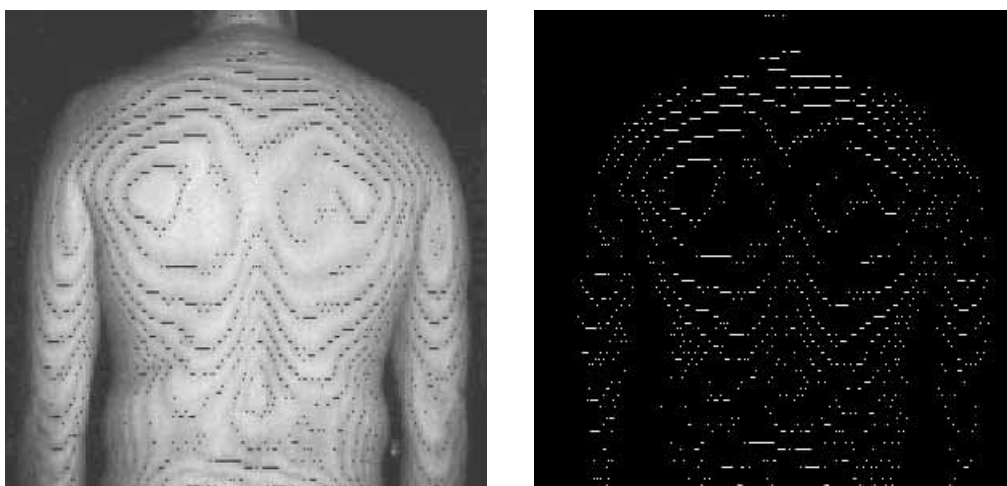


Figura 5.12. Detección de contornos. Imagen original a la que se han marcado los candidatos a contorno e imagen binaria de las franjas.



El siguiente punto será realizar un seguimiento de contornos para conseguir una correcta segmentación de la imagen, ya que tenemos puntos que pertenecen a las franjas (Fig. 5.12), pero no podremos etiquetar para segmentar. La técnica de seguimiento basada en el gradiente no proporciona buenos resultados ya que el gradiente en todo entorno del mínimo tiene valores similares y la dirección del gradiente no es perpendicular al contorno.

Lo que haremos será marcar como contorno no un único punto, sino todos aquellos de su vecindad que se encuentran en los valores adecuados (Fig. 5.13).

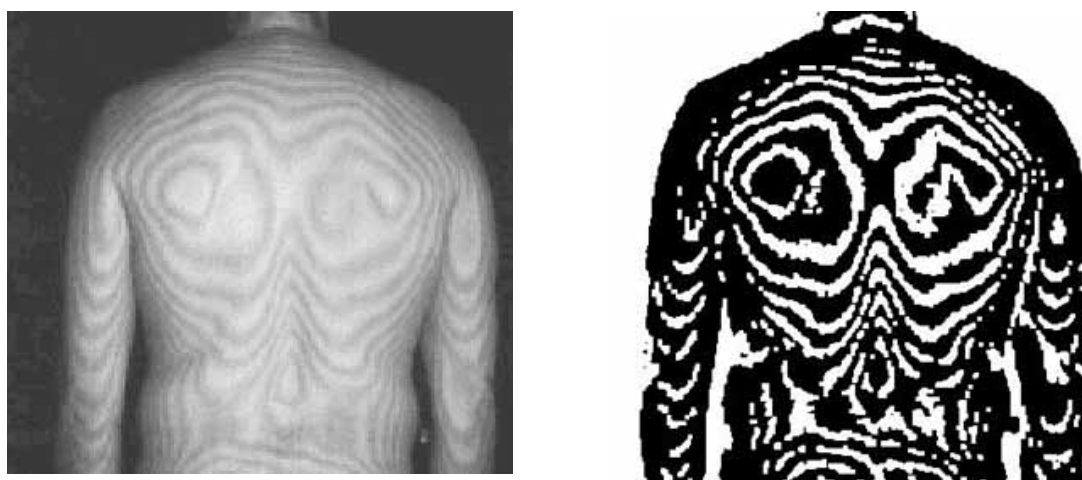


Figura 5.13. Franjas de moirè detectadas.

- 7) Eliminación de píxeles aislados y operaciones de “apertura” y “cierre”.** Estas operaciones van a permitir eliminar de la imagen binaria con franjas de moirè píxeles aislados que no representan a un contorno, desconectar regiones erróneamente conectadas o unir



regiones que deberían estar conectadas pero el algoritmo de seguimiento de contornos no unió completamente.

**8) Segmentación de regiones:** En primer lugar, realizamos una segmentación basándonos en la conectividad de cada región. El usuario interactuará con la aplicación y añadirá regiones lejanas que deban etiquetarse juntas. Asimismo, y basándonos en las regiones detectadas, construiremos el mapa de colores del etiquetado. A partir de este momento, trabajaremos con dos imágenes simultáneamente: una imagen de intensidad que servirá para el cálculo de los distintos parámetros y estimadores, y una imagen indexada que usaremos como interfaz con el usuario.

**9) Interpolación de la curva de la columna:** El usuario marca los puntos más significativos de la columna y se realiza una interpolación sobre ellos para detectar la curva que recorre la columna.

**10) Segmentación por zonas de la espalda:** Una vez que la columna está perfectamente determinada, volveremos a hacer una segmentación de las regiones, de forma que las pertenecientes a la zona izquierda y derecha de la columna estén perfectamente diferenciadas y podamos calcular así parámetros relativos entre ellas que definan las posibles asimetrías de la espalda.



- 11) Extracción de características por zonas de la espalda y por regiones completas:** Según acabamos de decir, tenemos ya la imagen segmentada de dos formas: por un lado una segmentación por regiones completas y por otro lado distinguiremos si estas regiones con el mismo nivel de intensidad están a la derecha o a la izquierda de la columna. Esto nos permitirá una serie de parámetros de la región completa, de la región en cada lado de la columna, y parámetros relativos entre la completa y la de cada lado.
  
- 12) Generación de matrices de resultados:** Con todas las magnitudes y parámetros calculados, generaremos unas matrices de resultados para cada región y para cada lado que posteriormente almacenaremos en una base de datos.
  
- 13) Evaluación de asimetrías:** Se realiza un estudio comparativo de algunos de los parámetros evaluados, que servirán de ayuda al especialista para evaluar posibles asimetrías.
  
- 14) Sugerencias diagnósticas:** En base a un calibrado previo que el usuario irá haciendo con el uso de la aplicación, se establecen unas sugerencias de ayuda al diagnóstico.
  
- 15) Almacenamiento de datos en la base de datos:** Todas las imágenes, datos y resultados obtenidos, se almacenan en una base de datos creada para este fin y que permitirán posteriormente recuperar





los datos y resultados y compararlos con nuevas análisis para el control de la evolución de las anomalías.

- 16) Generación de informes:** Asimismo, los datos y resultados que están accesible al usuario en pantalla, también lo están en formato impreso mediante la generación de informes con los resultados obtenidos.

### **5.2.2.- Magnitudes calculadas.**

Vamos a detallar a continuación cuáles son las magnitudes calculadas sobre la imagen segmentada por el sistema con objeto de cuantificar asimetrías de la espalda que puedan ser sintomáticas de anomalías en la columna vertebral.

Hemos cuantificado tres tipos de parámetros:

- Parámetros de la región completa (zona derecha e izquierda considerada como una sola región).
- Parámetros de cada una de las zonas de una región (zona derecha y zona izquierda por separado).
- Parámetros relativos entre la región completa y cada una de las zonas que la componen.

En todo caso, es posible realizar el cálculo de otras magnitudes sobre la imagen etiquetada, que permitan evaluar las posibles asimetrías de la columna.



### 5.2.2.1.- Parámetros de la zona completa:

- **Área:** Se refiere al área, en  $\text{cm}^2$ , que encierra la región completa (aparece coloreada del mismo color en la imagen etiquetada).
- **Área Convexa:** Es el área del menor polígono convexo que circunscribe a la región completa.
- **Solidez (“Solidity”):** Lo hemos definido de esta manera:

$$S = \frac{\text{Área}}{\text{Área convexa}} \quad (5.1)$$

La solidez nos da una idea de si la región tiene concavidades importantes. Si es así, el valor de la solidez será bastante menor de uno, mientras que si la región es prácticamente convexa, la solidez valdrá aproximadamente uno.

- **Extensión (“Extent”):** Lo definimos así:

$$E = \frac{\text{Área}}{\text{Área rectángulo}} \quad (5.2)$$

Es el cociente entre el área de la región y el área del menor rectángulo que puede contenerla.

- **Centro geométrico:** Es la posición absoluta dentro de la imagen (coordenadas x e y, en cm.) del centro de gravedad de la región completa.



- **Distancia centro-columna:** Es la distancia, en cm., entre el centro geométrico de la imagen y la columna vertebral. Nos da una idea de asimetría, siendo su signo negativo si está hacia la izquierda de la columna y positivo si su posición respecto a la columna es más a la derecha.
- **Ejes de la elipse:** Es la longitud, en cm., de los ejes menor y mayor de la menor elipse que contiene completamente a la región.
- **Excentricidad:** Es la excentricidad de la elipse.
- **Orientación:** Es la dirección, en grados, de la dimensión mayor de la región (coincide con la dirección del eje mayor de la elipse).
- **Diámetro Equivalente:** Es la longitud del diámetro del círculo cuya área es igual a la de la zona completa.

#### 5.2.2.2.- Parámetros de cada una de las zonas de región.

- Área
- Área convexa
- Solidez
- Extensión
- Centro geométrico
- Distancia centro geométrico-columna: comparando las distancias de las zonas derecha e izquierda de la misma región a la columna



vertebral, tendremos otro importante parámetro de evaluación de asimetrías.

- Ejes de la elipse
- Excentricidad de la elipse
- Orientación
- Diámetro equivalente

#### **5.2.2.3.- Parámetros relativos entre la región completa y cada una de las zonas que la componen.**

- **Porcentaje del área de la zona respecto al área total de la región:** esto permitirá al especialista hacer una primera estimación cuantitativa de las asimetrías dibujadas en la espalda por las franjas de moirè.
- **Distancia entre el centro geométrico de la región y los centros geométricos de cada una de las zonas:** El signo negativo de estas distancias indica que el centro geométrico de la zona completa está más próximo a la zona izquierda que a la derecha, y viceversa. Obtenemos pues una estimación de asimetrías de la región.

Como ha quedado explicado, todos estos parámetros son indicativos de las asimetrías de la espalda y podrán servir para medir la evolución de las anomalías. El sistema es susceptible de incorporar nuevas magnitudes que ayuden al especialista a emitir su diagnóstico.



### 5.2.3.- Umbrales ajustables por el usuario.

El usuario de este sistema puede interactuar con él para variar los umbrales de detección de contornos.

No son sin embargo éstos, los únicos parámetros sobre los que puede actuar. Así, las sugerencias diagnósticas se hacen en base a ciertos umbrales que el usuario debe introducir como entrada al sistema para que éste pueda emitir dichas sugerencias. Estos parámetros ajustables son:

- **Pesos de los diferentes parámetros en la caracterización de asimetrías:** El especialista introducirá qué importancia tiene cada uno de los parámetros calculados en la evaluación de las asimetrías de la imagen (peso del área de cada zona en cada región, peso del área convexa, peso de las distancias de los centros de cada zona al centro de la región completa, pero de las distancias de los centros geométricos de cada región a la columna...).
- **Valor del factor de promediado que cataloga las asimetrías:** el especialista podrá verse ayudado por una sugerencia diagnóstica hecha por el sistema que catalogará las asimetrías como “muy graves”, “graves”, “moderadas” o “leves” teniendo en cuenta una serie de umbrales de decisión ajustables por el usuario.

Además, deberá introducirse el tamaño (en cm.) de la imagen real para que las magnitudes calculadas se obtengan en unidades naturales (cm.,  $\text{cm}^2$ ), en lugar de píxeles.



## 6.- Interfaz gráfica de usuario

Con el objetivo de facilitar al usuario del sistema el uso de esta aplicación de evaluación de asimetrías en la espalda mediante topomoiregrafía, se ha creado, también en Matlab®, una interfaz gráfica de usuario que le permitirá de una forma fácil y cómoda acceder a los datos y resultados proporcionados por la aplicación.

### 6.1.- Instalación

- Como se ha comentado, esta aplicación funciona bajo entorno Matlab®, por lo cual será necesario tener instalada dicha aplicación en nuestro sistema, además de los “toolbox” de imagen, señales, estadísticos y bases de datos.
- Una vez que Matlab® esté instalado en nuestro equipo, tendremos que copiar el directorio “moire” en nuestro directorio de trabajo.
- Creación del origen de datos ODBC: Debido a que la aplicación conecta con una base de datos para almacenar los datos de los pacientes, debemos crear el origen de datos ODBC para que se pueda realizar dicha conexión.
  - en el caso de tener sistema operativo Windows en sus versiones de la 95 ó 98, abriremos la ventana Panel de Control, y dentro de ella haremos doble clic sobre el icono en el que leemos “*Fuentes de datos ODBC*”. En Windows 2000, este icono se encuentra en el Panel de Control, Herramientas administrativas, Origen de datos ODBC (Fig 5.14).



Procesado y análisis digital de patrones ópticos de moiré.  
Aplicación a la evaluación no invasiva de parámetros biomecánicos.

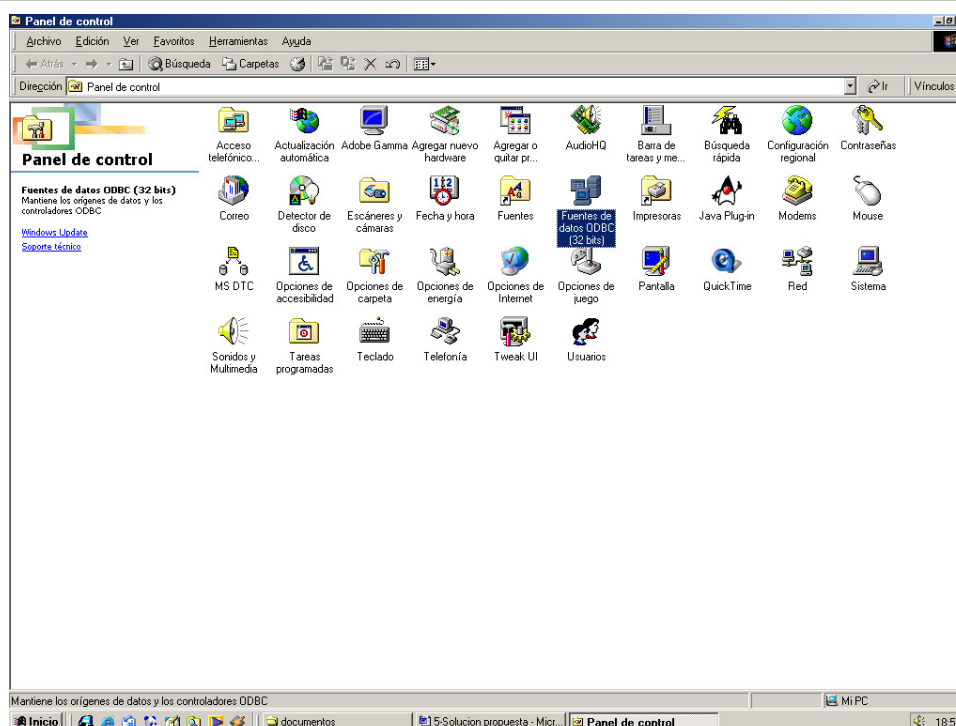


Figura. 6.1 Panel de control de Windows

- Entonces se abrirá la ventana del administrador de orígenes de datos ODBC(Fig. 5.15), nos situamos en la pestaña DSN de sistema y pulsamos “Agregar”.

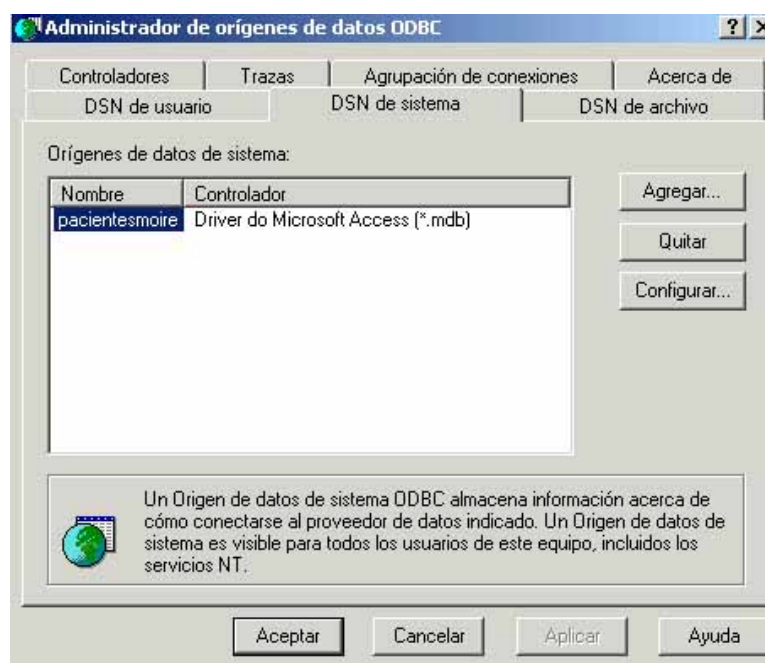


Figura 6.2. Administrador de orígenes de datos



- En la siguiente ventana elegimos un controlador para Microsoft Access y pulsamos “Finalizar”.
- Aparece una nueva ventana que nos pedirá el nombre del origen de datos, y la base de datos que representa (Fig. 5.16) En el campo nombre del origen de datos escribiremos ‘pacientesmoire’, y en el de base de datos pulsaremos “Seleccionar” y buscaremos la ruta donde hemos instalado el directorio “moire” que antes mencionábamos. Ahí aparecerá la base de datos pacientesmoire.mdb. La seleccionamos, pulsamos “Aceptar” en todas las ventanas abiertas, y ya tenemos creado el origen de datos.



Figura 6.3. Selección de base de datos

- Por último para ejecutar la aplicación ejecutamos Matlab®, asignamos como directorio de trabajo el directorio “moire”, y ya podemos utilizar la aplicación tal y como se explica a continuación.





## 6.2.- Funcionamiento.

Para acceder a la interfaz, basta con teclear “moire” en la ventana de comandos de Matlab®. Tras pulsar “Return”, aparece la ventana de presentación de la aplicación (Fig. 6.4).



Figura 6.4.- Pantalla de presentación de la aplicación.

Al pulsar “Continuar” se abre la siguiente ventana, donde se nos ofrece la posibilidad de calibrar todos los parámetros ajustables por el usuario que hemos comentado en el epígrafe 5.2.3. (Fig. 6.5). Se le pregunta al usuario si quiere o no calibrar, ya que los umbrales introducidos en la última ejecución se guardan como nuevos parámetros por defecto.



Topomoirografía de espalda

# CALIBRADO

*Parámetros de la imagen*

Introduzca la altura de la imagen: 120 cm.

Introduzca el ancho de la imagen: 90 cm.

Introduzca el número de colores de la imagen: 10

*Parámetros de la caracterización de resultados*

|                                                                                       |    |   |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----|---|
| Peso del área de las zonas en la caracterización de las asimetrías                    | 60 | % |
| Peso del área convexa de las zonas en la caracterización de las asimetrías            | 50 | % |
| Peso de la distancia a los centros regionales en la caracterización de las asimetrías | 50 | % |
| Peso de las distancias a la columna en la caracterización de las asimetrías           | 60 | % |
| Caracterización como muy grave si el factor promediado es mayor del                   | 80 | % |
| Caracterización como grave si el factor promediado es mayor del                       | 65 | % |
| Caracterización como media si el factor promediado es mayor del                       | 60 | % |

Aceptar

Figura 6.5. Pantalla de calibrado

En el caso de que en la pantalla de calibrado pulsemos “Sí” cuando la aplicación nos pregunta si queremos calibrar el sistema, deberemos introducir todos los parámetros (en el caso de que alguno no se introduzca se toma el valor por defecto para ese parámetro) y pulsar “Aceptar”. Si las opciones de calibrado por defecto fueran correctas pulsaríamos “No”.

Tanto al pulsar “Aceptar” tras calibrar, como si pulsamos “No” cuando se nos pregunta si queremos o no calibrar, accedemos a la pantalla principal de la aplicación (Fig. 6.6). En esta pantalla tenemos los siguientes elementos, que pasamos a explicar a continuación:

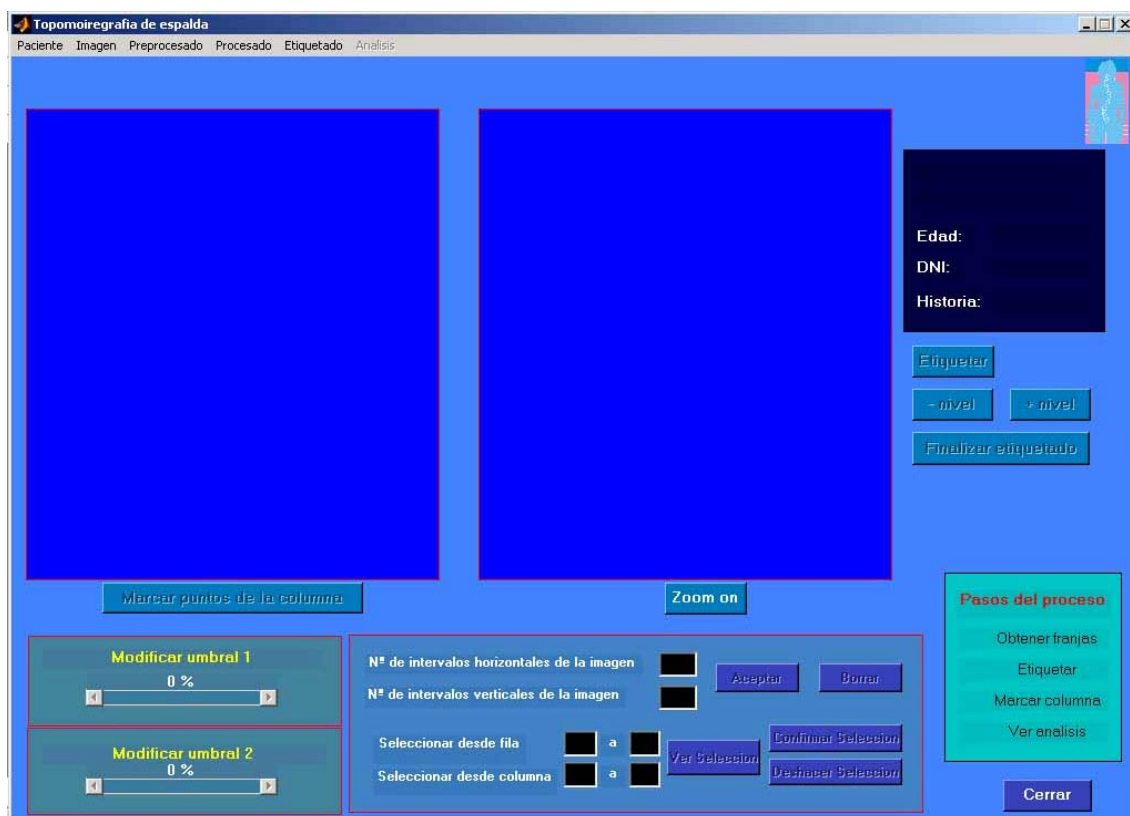


Figura 6.6. Pantalla principal

- Menú contextual en la parte superior (Fig. 6.7).
- Marco de datos de paciente.
- Botones de acción para el etiquetado, que en principio están deshabilitados y que podremos pulsar en el momento oportuno.
- Barras deslizadoras que servirán para modificar los umbrales de detección de contornos.
- Marco de “recorte” de la imagen. Al principio los botones aparecen deshabilitados..
- Marco de pasos del procesado. Contiene los pasos lógicos del procesado, y se irán marcando a medida de que vayan siendo completados, lo que le facilitará al médico el uso de la aplicación.



- Marcos de las imágenes: En uno de los marcos estará la imagen original que hemos capturado y en el otro la imagen resultado de los distintos pasos del procesado.
- Botón “Zoom”.
- Botón para que el especialista marque la columna

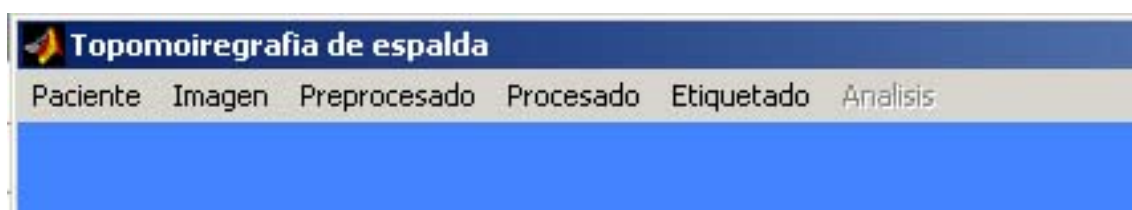


Figura 6.7. Detalle del menú contextual de la pantalla principal

Veamos con algo más de detalle las opciones del menú contextual:

- Paciente: A través de esta pestaña podremos dar de alta un nuevo paciente en nuestra base de datos o recuperar los resultados de un paciente previamente analizado.
- Imagen: Nos permitirá cargar una imagen almacenada en el disco duro y que pretendemos analizar, borrar una imagen previamente cargada, recortar una zona de la imagen, guardar en la base de datos una imagen de la que ya hayamos calculado sus franjas de moirè o recuperar dichas imágenes.
- Preprocesado: En caso de que las imágenes no tuvieran un buen nivel de contraste, excesivos brillos... este botón nos permitirá mejorarla. Además, aquí está también la opción “eliminar rejilla” que, según hemos explicado, conseguirá eliminar las líneas de la rejilla usada en la toma de las imágenes en nuestro montaje.



- **Procesado:** La única opción que tiene este menú es el cálculo de las franjas de moirè. Es la parte principal y la que más tiempo de cómputo requiere.
- **Etiquetado:** Una vez que las franjas de moirè se hayan obtenido, se procederá al etiquetado interactivo, donde el médico dirá qué zonas de la imagen pertenecen a la misma región y hay que calcular los estimadores. Llegado ese momento, al menú etiquetado será al que debamos acceder para comenzar el proceso.
- **Análisis:** Es el último paso del procesado. Aparece deshabilitado y no tendremos acceso a él hasta que todos los pasos previos no se hayan completado. Dará paso a la ventana siguiente, que nos muestra los resultados obtenidos.

Siguiendo los pasos lógicos, lo primero será dar de alta a un nuevo paciente. Para ello accedemos al menú “Pacientes” y al pulsar en “Nuevo Paciente” se abre la siguiente ventana (Fig. 6.8).

La imagen muestra una ventana de software titulada "Datos Paciente". En el centro hay un formulario con el título "Datos Personales". El formulario contiene los siguientes campos de entrada:

- Primer Apellido
- Segundo Apellido
- Nombre
- DNI
- Numero Historia
- Direccion
- Localidad
- Provincia
- CP
- Edad
- Peso
- Sexo (con un menú desplegable que muestra "Hombre")
- Archivo de imagen (con un botón "Cambiar" a su derecha)

En la esquina superior derecha de la ventana hay una pequeña imagen de un paciente. En la esquina inferior derecha hay un botón "Aceptar".

Figura 6.8. Pantalla de datos de paciente.



En ella, podremos introducir todos los datos del paciente, e incluso abrir una imagen asociada a este paciente para proceder a su análisis. Al pulsar “Aceptar” volveremos a la pantalla principal.

El siguiente paso (si no lo hemos hecho en la ventana del paciente) es abrir una imagen para analizar. Para ello, pulsamos en el menú “imagen”, y marcamos en “Cargar imagen”. La imagen seleccionada se abrirá en los marcos de imagen de la pantalla principal (Fig. 6.9).

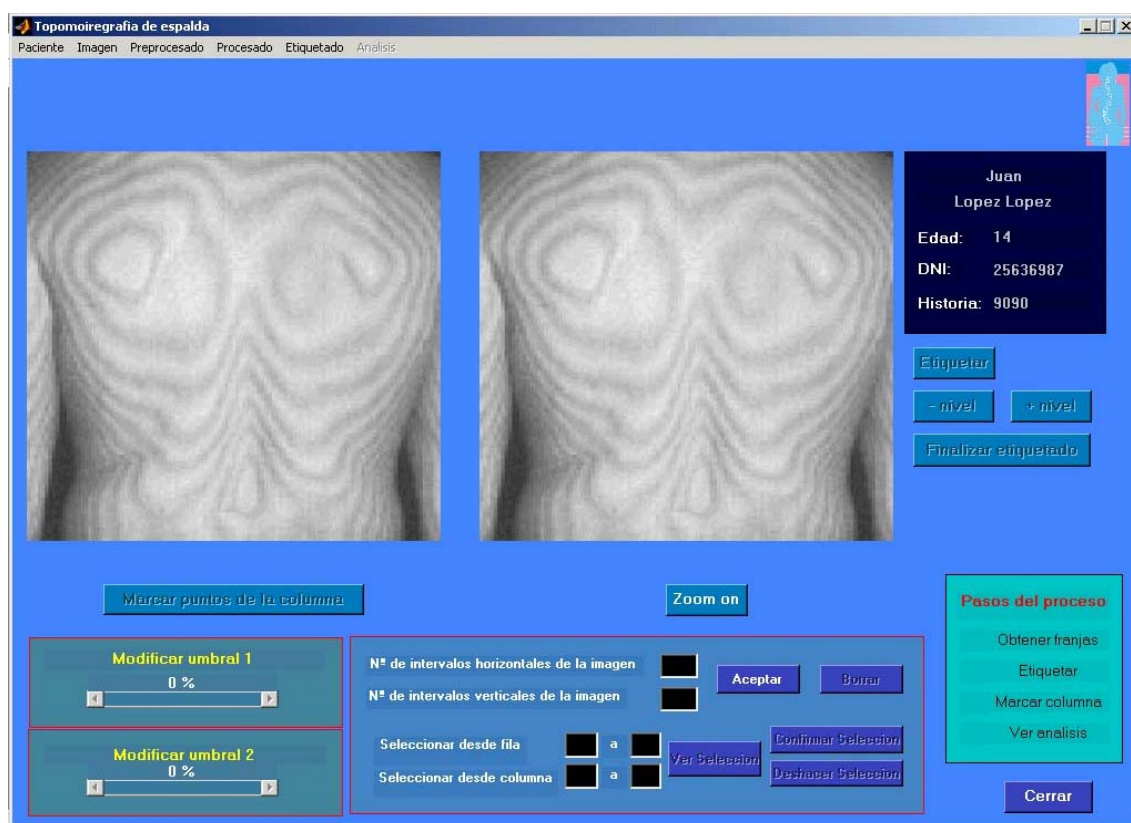


Figura 6.9. Imagen cargada y lista para ser analizada.

El siguiente paso será encontrar las franjas de moirè. Previamente podremos recortar la imagen manualmente con el ratón (menú Imagen –





Recortar Imagen) o bien establecer una cuadrícula sobre la imagen y quedarnos con las zonas escogidas (Fig 6.11 y 6.12).

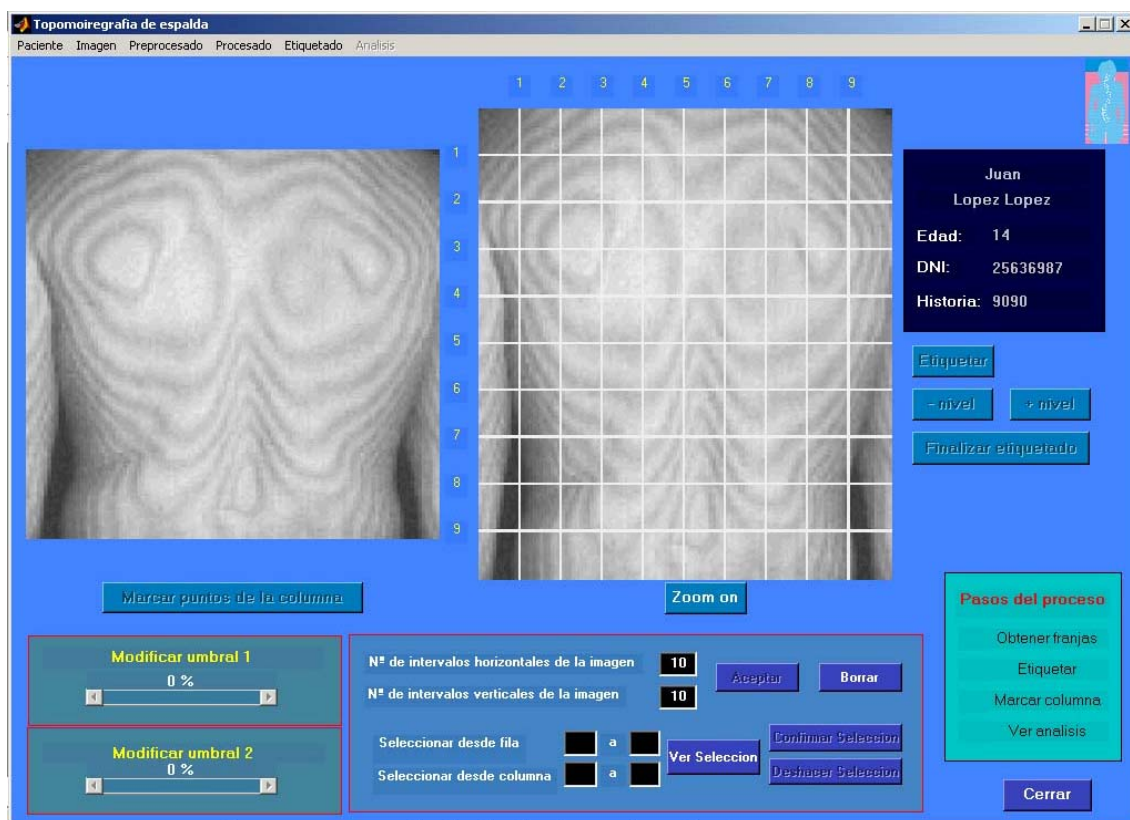


Figura 6.11. Marcado de una cuadrícula de 10x10 para recortar la imagen original.

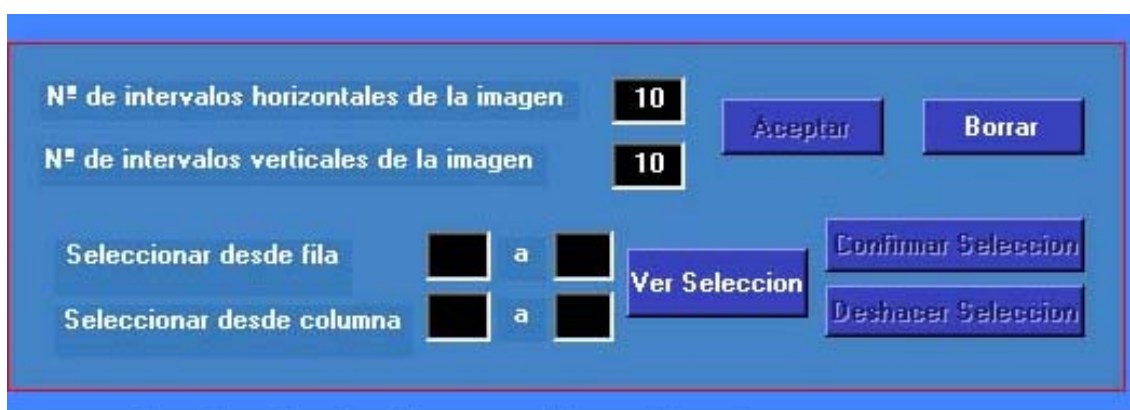


Figura 6.12. Detalle del marco de recorte de la imagen.



Cuando la imagen esté preparada para su procesado, procederemos a obtener las franjas de moirè. Para ello, basta con pulsar en “Procesado” y “Obtener franjas de moirè”.

Comienza el procesado y en pantalla aparece una barra de espera que indica al usuario cuál es la evolución del proceso y le da una idea aproximada del tiempo de procesado que falta (Fig. 6.13).

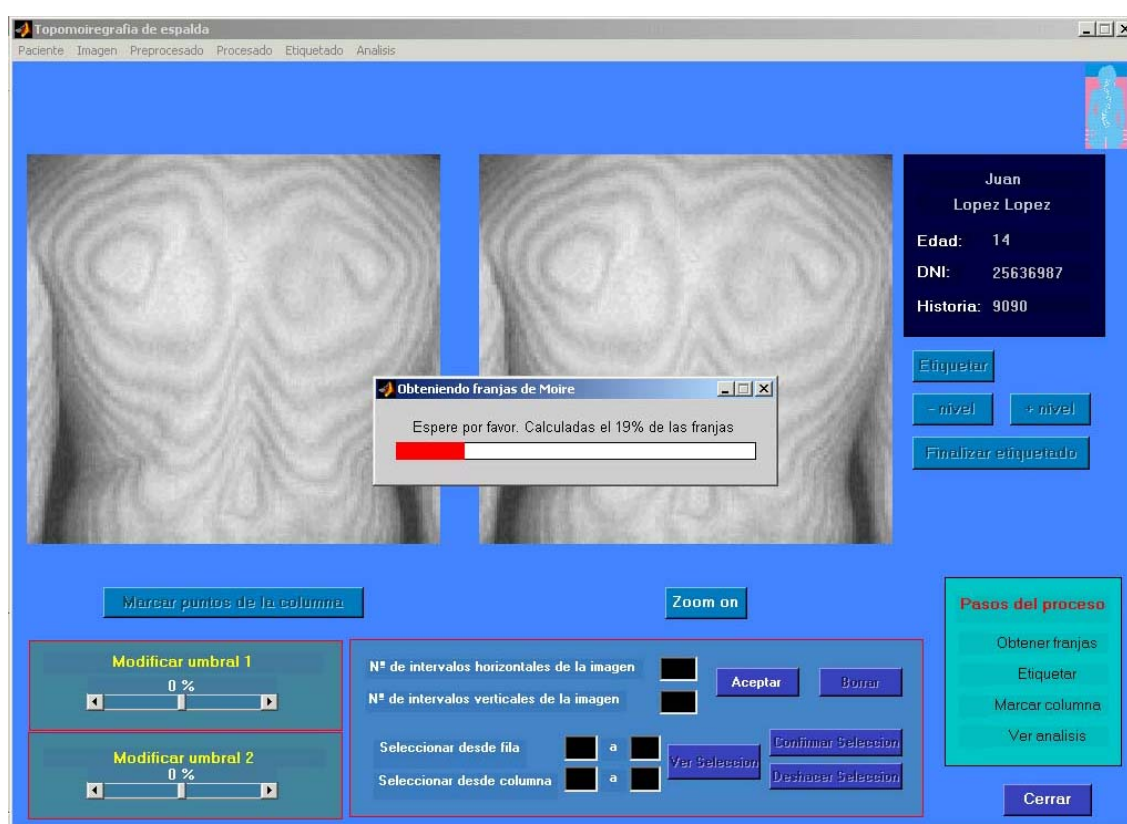


Figura 6.13. Proceso de detección de franjas de moirè.

Terminada la obtención de franjas, podremos variar los umbrales mediante las barras deslizadoras en caso de que el número de contornos obtenidos se considere insuficiente (disminuyendo los umbrales) o si se hubieran detectado más fronteras de las necesarias (incrementando estos umbrales).





En el marco de pasos del proceso, se habrá señalado la búsqueda de franjas como realizado (Fig. 6.14) y nos indica que el siguiente paso es el etiquetado.

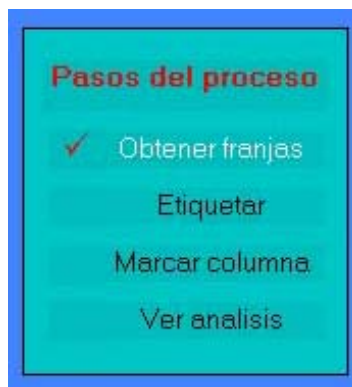


Figura 6.14. Detalle del marco “pasos del proceso”.

Para ello, pulsaremos sobre el menú “Etiquetado” y marcaremos “Comenzar etiquetado”. Esto hará que se habiliten los botones de la parte derecha de la pantalla principal (Fig. 6.15), y se procede a que el usuario le indique al sistema qué zonas de la imagen pertenecen a la misma región. Para ello, lo único que hay que hacer es ir subiendo el color (o bajarlo) con el botón adecuado y marcar sobre la imagen de las franjas de moirè.



Figura 6.15. Detalle de los botones de etiquetado.

Cuando terminemos el etiquetado, obtendremos una imagen en la que sólo se muestran las regiones escogidas. Procederemos entonces a marcar la columna. Pulsamos sobre el botón “marcar puntos de la columna” y



seleccionaremos el mayor número de puntos posibles, de tal forma que la interpolación de la curva sea óptima.

En todo momento (sobre todo en el etiquetado y marcado de los puntos de la columna) puede ser interesante hacer “zoom” en cualquiera de la dos imágenes. Para ello, marcaremos el botón “zoom on” y, bien marcando con el ratón sobre la zona que queremos ampliar, bien escogiendo el cuadro que queremos ver, conseguiremos tener una vista ampliada de la zona en cuestión (Fig. 6.16). Para volver a la vista normal no hay más que pulsar el botón derecho del ratón.

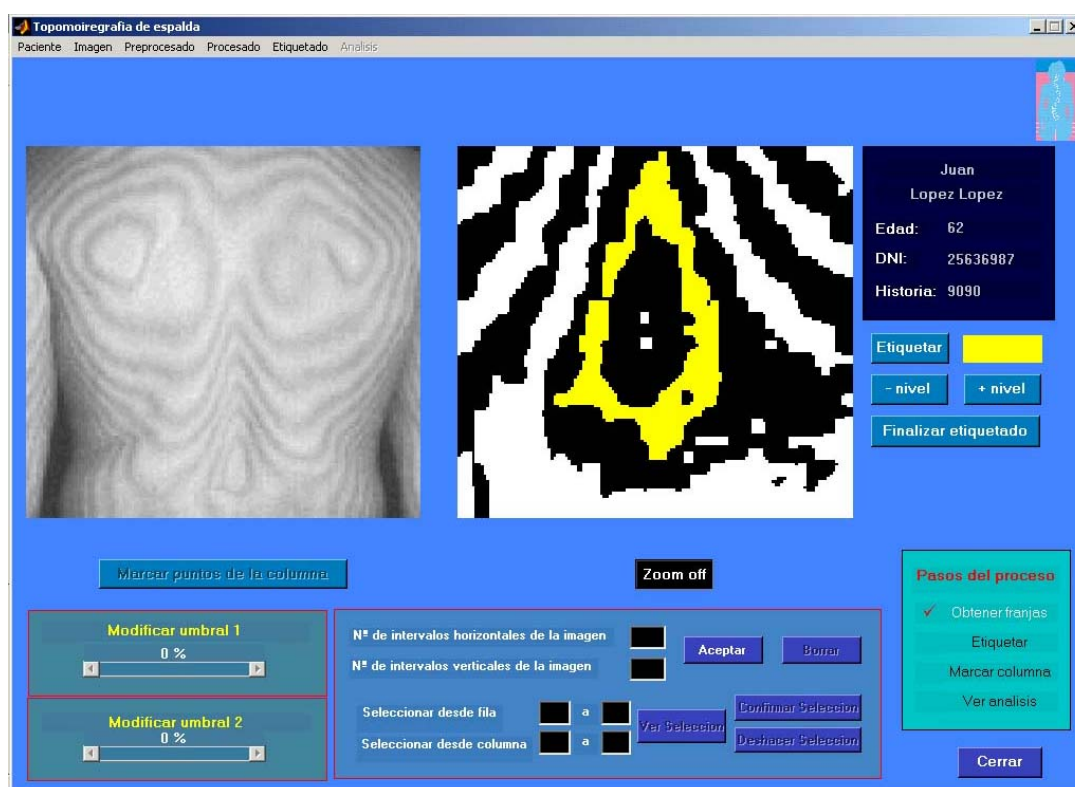


Figura 6.16. “Zoom” sobre la imagen de franjas de moiré para un mejor etiquetado.

Completados todos los pasos previos, lo único que quedar por hacer es mostrar el análisis de los datos obtenidos. Para ello pulsaremos sobre el



menú “Análisis” y el sistema comenzará a calcular todas las magnitudes para cada región, para cada zona dentro de las regiones y los parámetros relativos entre ellas (Fig. 6.17).



Figura 6.17. Proceso de cálculo de magnitudes.

Una vez finalizados todos los cálculos, pasaremos a la siguiente pantalla de la aplicación, donde se muestran los valores de las magnitudes calculadas (Fig. 6.18).

Esta nueva pantalla podemos distinguir también un menú contextual en el que aparecen sólo dos opciones:

- Pacientes: Nos permitirá guardar los resultados de cada paciente en la base de datos que hemos diseñado para tal fin.



- Informes: Nos va a dar la posibilidad de imprimir un informe para archivar con el historial médico de cada paciente.

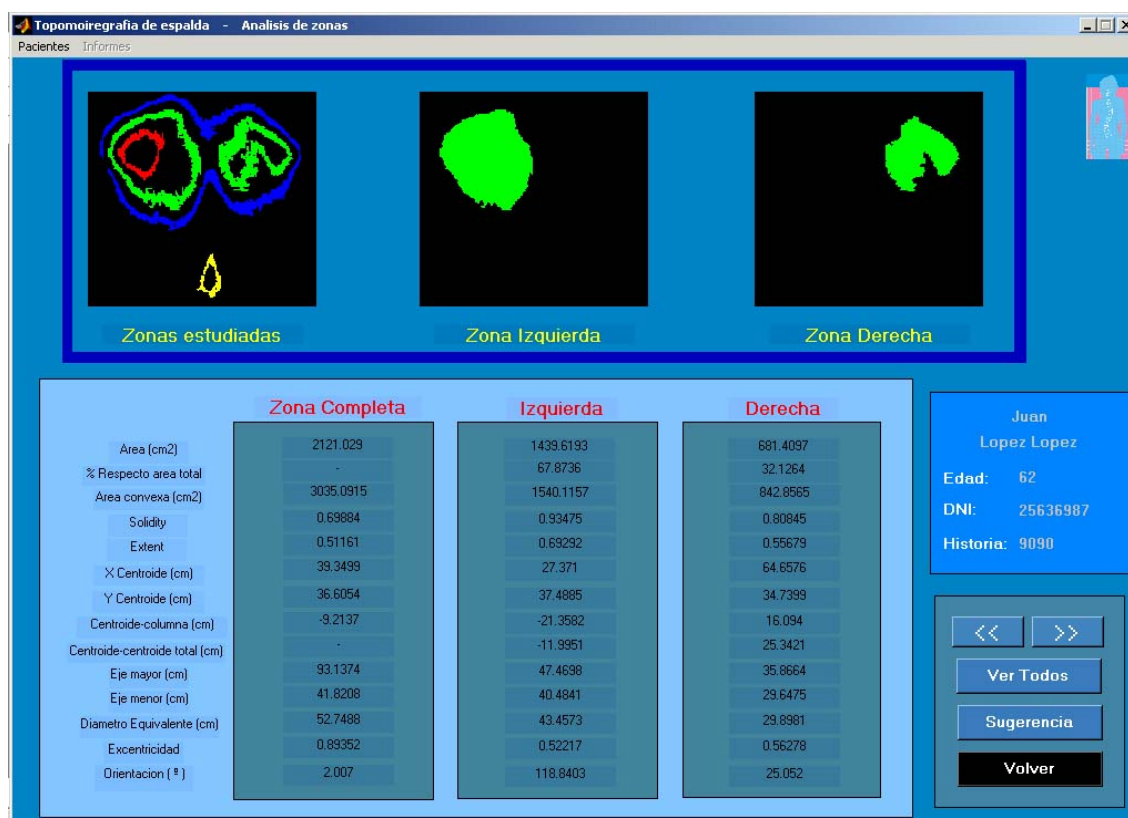


Figura 6.18. Pantalla de resultados por regiones y zonas de cada región.

Esta pantalla nos muestra tres marcos de imágenes donde vemos todas las regiones estudiadas, y la zona izquierda y derecha cuyos resultados se muestran en la parte inferior de la ventana. Mediante sendos botones, podemos ir a los resultados de la siguiente región o a los de la anterior.

Mediante el botón “Ver Todos” accedemos a una pantalla en la que se muestran de forma genérica los resultados de todas las regiones y todas las zonas (Fig. 6.19), estableciéndose un código de colores para identificar las regiones con los valores de las magnitudes mostradas.

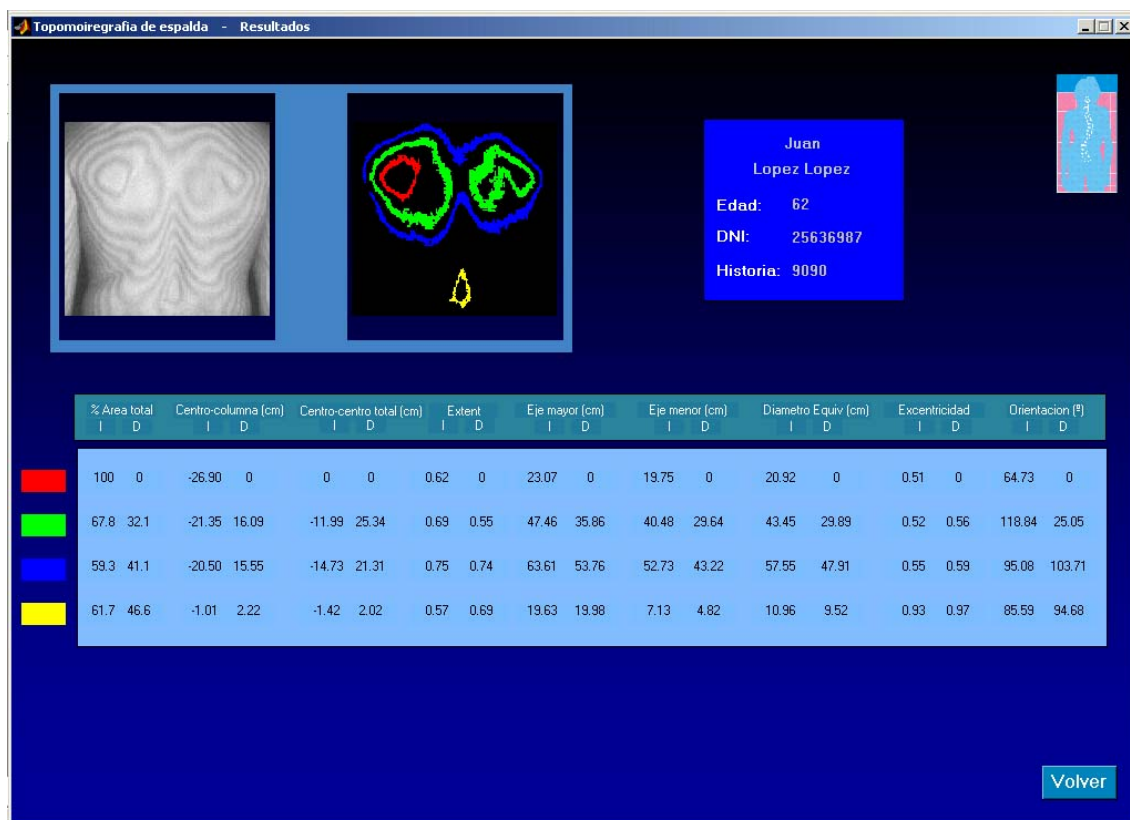


Figura 6.19. Ventana que muestra todos los parámetros calculados por regiones y zonas.

Si pulsamos el botón “Volver” regresamos a la pantalla anterior (Fig. 6.18). De nuevo en esta pantalla de resultados por regiones, podremos imprimir el informe (Fig. 6.20). Previamente tendremos que guardar los datos en la base de datos, ya que el menú “Informes” permanece deshabilitado hasta que los datos no se almacenen en la base de datos.

Por otro lado, la pantalla de resultados también cuenta con un botón “Sugerencia”, que, de acuerdo a los valores de los umbrales de calibrado aportadas por el especialista, emite una sugerencia de diagnóstico que el especialista podrá usar en su diagnosis final. Si pulsamos este botón, se abre una nueva pantalla (Fig. 6.21).





Procesado y análisis digital de patrones ópticos de moiré.  
Aplicación a la evaluación no invasiva de parámetros biomecánicos.

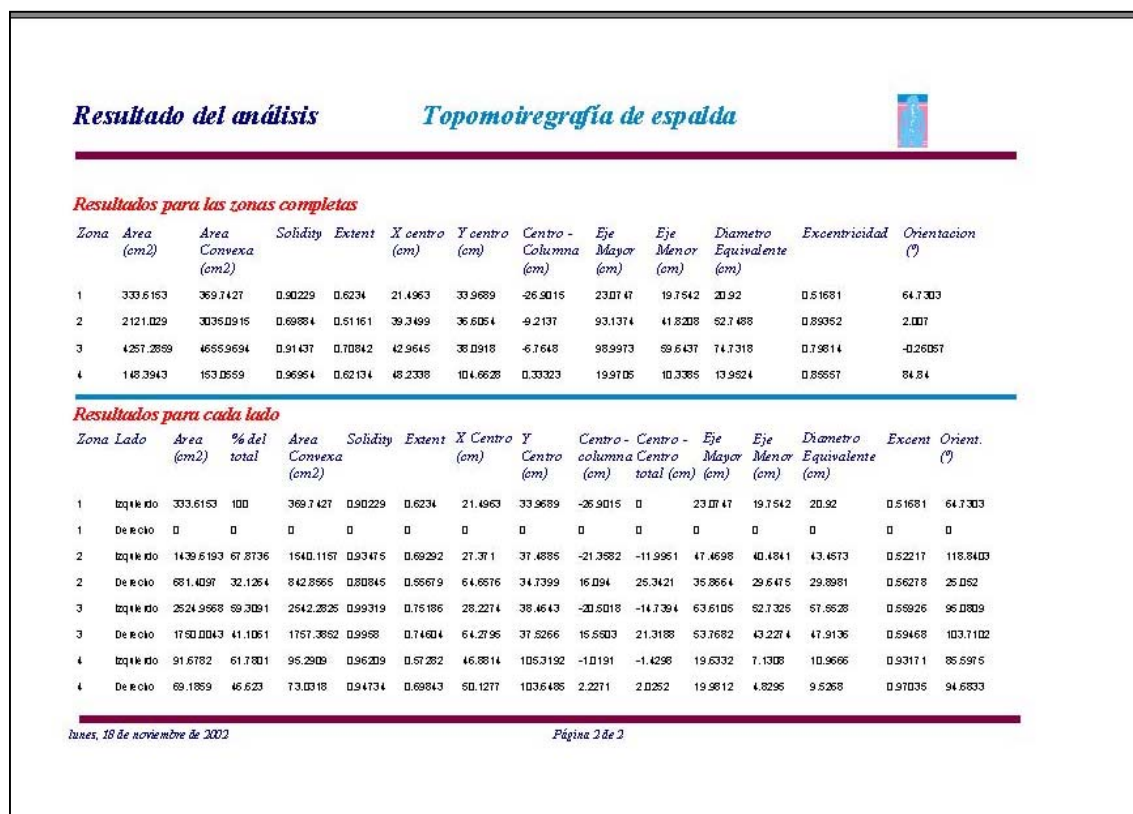
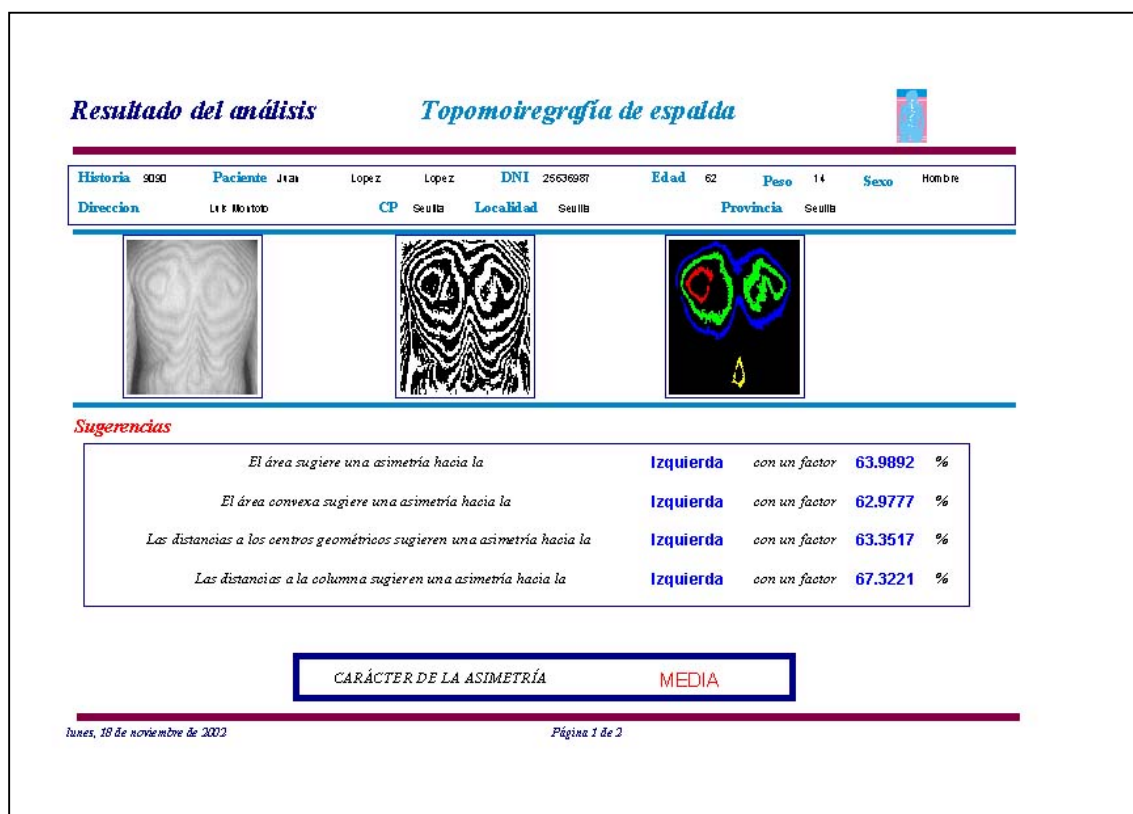


Figura 6.20. Formato del informe generado.

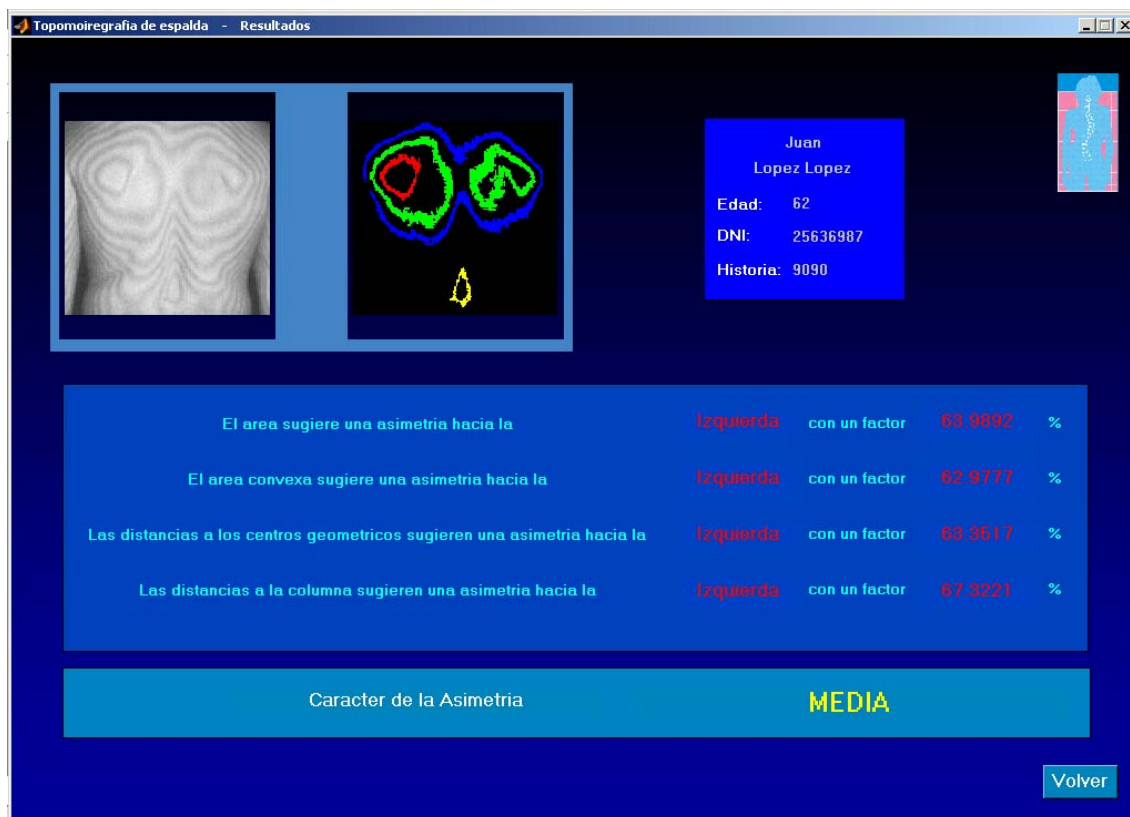


Figura 6.21. Pantalla de sugerencias de diagnóstico.



## **7.- Especificaciones técnicas.**

### **7.1.- Requisitos del sistema.**

Los requisitos necesarios para el correcto funcionamiento de la aplicación son:

- Ordenador IBM PC o compatible.
- Sistema operativo Windows 95 o superior.
- Procesador Intel Pentium III o superior (recomendado Intel Pentium IV o AMD K7).
- 256 MB de memoria RAM (recomendados 512 MB).
- Aplicación de cálculo matricial Matlab® (versión 6.0 ó superior), incluyendo los “toolbox” de procesamiento de imagen (Image Processing Toolbox versión 3.1), procesamiento de señales (Signal Processing Toolbox versión 5.0) y bases de datos (Database Toolbox versión 2.1).
- Aplicación de gestión de base de datos Microsoft® Access® 2000.

### **7.2.- Tiempos de procesamiento**

El tiempo de procesamiento ha sido medido en tres equipos informáticos distintos, obteniéndose los siguientes valores:

- Equipo 1: PC compatible, procesador AMD® Athlon 1.67 GHz, 1024 MB de memoria RAM, sistema operativo Windows XP.





Tiempo de proceso: 4 minutos y 56 segundos

- Equipo 2: PC compatible, procesador Intel® Pentium IV 1.5 GHz, 256 MB de memoria RAM, sistema operativo Windows 2000 Professional.

Tiempo de proceso: 6 minutos y 7 segundos

- Equipo 3: PC con procesador Intel® Xeon 2 GHz, 2048 MB de memoria RAM, sistema operativo Windows 2000 Professional.

Tiempo de proceso: 3 minutos y 20 segundos



## **8.- Conclusiones y líneas de desarrollo.**

### **8.1.- Conclusiones**

El sistema desarrollado en el presente proyecto proporciona al especialista una serie de magnitudes con información numérica sobre posibles anomalías patológicas de la columna vertebral, así como la evolución de las mismas a través de las imágenes de topografía de moirè, magnitudes que con las técnicas actuales no son fáciles de obtener. Éstas serán evaluadas por el médico, que contará de este modo con una herramienta de ayuda a su diagnóstico.

La técnica de moirè para la evaluación de anomalías físicas es una importante herramienta de diagnóstico precoz y evolución que cuenta con la ventaja de resultar totalmente inocua para los pacientes, que en muchos casos son niños de corta edad y adolescentes en edad de crecimiento para los que resultan especialmente nocivas las radiaciones ionizantes de las actuales técnicas de diagnóstico.

Actualmente, la técnica de moirè no está muy extendida, debido precisamente a no contar con un sistema capaz de proporcionar un análisis cuantitativo de las asimetrías. Sin embargo, la evidente utilidad del método nos hace pensar que a corto o medio plazo será una técnica ampliamente utilizada.



Aunque los resultados obtenidos con las imágenes disponibles fueron altamente satisfactorios, hay que evaluar la herramienta y la utilidad de las magnitudes de ayuda al diagnóstico obtenidas, utilizando una muestra mayor.

## **8.2.- Líneas de desarrollo.**

### **8.2.1.- Ampliación del número de magnitudes calculadas.**

La continuación inmediata del estudio nos lleva a pensar en la posibilidad de aumentar la cantidad de parámetros que hemos evaluado, con objeto de proporcionar al especialista un mayor número de magnitudes que le ayuden a emitir un diagnóstico seguro y fiable, así como controlar la evolución de las patologías.

### **8.2.2.- Convertir la aplicación en un programa ejecutable.**

Este sistema funciona bajo entorno Matlab®. Sería de gran interés convertirla en un programa autoinstalable y ejecutable. Habrá que hacer un estudio de las diferentes opciones que Matlab® proporciona para ello y elegir la más idónea.

### **8.2.3.- Desarrollo de un sistema experto.**

Otra posible línea de ampliación sería diseñar un sistema experto que, en base a las magnitudes y parámetros calculados, proporcionara al médico un sugerencia de diagnosis mucho más fiable con objeto de que éste pudiera así aumentar la calidad del diagnóstico emitido.



## 9.- Bibliografía y referencias.

- [1] González R. C., Woods R.W.: Digital image processing, Addison-Wesley, 1992.
- [2] González Jiménez J.: Visión por computador, Paraninfo, 2000.
- [3] De la Escalera A.: Visión por computador, Prentice-Hall, 2001.
- [4] Kropatsh W.G., Bishof H.: Digital image analysis, Springer, 2001, 237-249.
- [5] Bracewell R.N.: Two dimensional imaging, Prentice Hall, 1995, 267-338.
- [6] Klaus B., Horn P.: Robot Vision, The MIT press, 1993, 187-204.
- [7] Parker J.R.: Practical computer vision using C, Wiley, 1994.
- [8] Watt A., Policarpo F.: The computer images, Addison-Wesley, 1998, 217-261.
- [9] Ballard D.H., Brown C.M.: Computer vision, Prentice-Hall, 1995.
- [10] Maravall Gómez-Allende D.: Reconocimiento de formas y visión artificial, Rama, 1993, 257-327.



- [11] Ashkar G.P., Modestino J.W.: The contour extraction problem with biomedical applications, CGIP, 1978, 331-355.
- [12] Chien Y.P, Fu K.S.: A decision function method for boundary detection, CGIP, 1974, 125-140.
- [13] Pedraza M.L: Física aplicada a las ciencias de la salud, Masson, 2000, 253-276.
- [14] Hanselman D., Littelfield B.: Mastering Matlab 5. A comprehensive tutorial and reference, Prentice-Hall, 1998.
- [15] Gómez González E.: Computer-aided diagnosis by virtual holographic recognition, en Brunch, H-P., Köckerling, F. Bouchard, R., Schug-Pass, C. (Eds): New aspects of high technology in medicine, Monduzzi Ed., 200 p.331-335.
- [16] Gómez González E.: Combined digital holography and histogram filtering applied to computer-aid diagnosis, en Middleton, J., Pande, G. N., Jones, M.L. (Eds): Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, Gordon & Breach, 2001, 459-464.
- [17] Gómez González E., Cano Rodríguez A.: Breast neoplasm diagnosis by combination of image histogram filtering and computer-permormed holografic recognition, en Middleton, J., Pande, G. N.,



Jones, M.L. (Eds): “Computer methods in biomechanics and biomedical engineering”, Gordon & Breach, 2001, 465-470.

- [18] Gómez González E.: Virtual holographic recognition and its applications in medicine and other fields; Proceedings of the international holography conference, SPIE, 2000 (en prensa).
- [19] Gómez González E.: Computer-aided diagnosis by holographic medical image recognition, en Merran S., Osorio, A. (Eds): “Actes de la 2ème. Journée informatique et imagerie médicale”: Present et avenir”, Nancy, CNRS Délégation Nord-Est, 2000 (en prensa).

## **Referencias en Internet**

- [20] Fundación Kovacs  
[www.webdelaespalda.org](http://www.webdelaespalda.org)
- [21] Francesc Barberá Ramos, Josep Manel Casulleras i Solans  
[www.cuidelaespalda.com](http://www.cuidelaespalda.com)
- [22] Diccionario médico aurasalud  
[www.aurasalud.com](http://www.aurasalud.com)
- [23] Asociación española de fisioterapeutas.  
[www.aefi.net](http://www.aefi.net)



- [24] American Physical Therapy Association  
[www.apta.org](http://www.apta.org)
  
- [25] Dynamic Spine Deformities Treatment S.A.  
[www.ceei.net:8080/dsdt/index.htm](http://www.ceei.net:8080/dsdt/index.htm)
  
- [26] Portal de la salud.  
[www.contusalud.com](http://www.contusalud.com)
  
- [27] Asociación Española de Pediatría  
[www.aeped.es](http://www.aeped.es)
  
- [28] Connecticut Children's Medical Center  
[www.ccmckids.org](http://www.ccmckids.org)
  
- [29] Scoliosis Research Society  
[www.srs.org](http://www.srs.org)
  
- [30] Jean-Pierre C., M.D., Frank J. Schwab, M.D.  
[www.orthospine.com](http://www.orthospine.com)
  
- [31] University of Utah Health Sciences Center  
[www.uuhsc.utah.edu](http://www.uuhsc.utah.edu)
  
- [32] Colegio Oficial de Médicos de Santa Cruz de Tenerife.



E. Enríquez. M.<sup>a</sup> C. Sabaté, M. Sabaté, J.M. Abreu: Actitud diagnóstica terapéutica ante la escoliosis. Servicio de Rehabilitación. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife.  
[www.comtf.es](http://www.comtf.es)

- [33] Unidad de ortopedia pediátrica Hospital Vall d'Hebron.  
[www.vhebron.es/htr/ortopediatria/castellano/salud/escoliosis.htm](http://www.vhebron.es/htr/ortopediatria/castellano/salud/escoliosis.htm)
- [34] Hospital Virgen la Concha (Zamora). Servicio de Traumatología y Cirugía ortopédica.  
[www.traumazamora.org](http://www.traumazamora.org)
- [35] Portal Web de Medicina y Salud, avalado por la Clínica Universitaria de Navarra, el hospital Clínico de Barcelona, el Hospital Infantil Sant Joan de Deu de Barcelona, Las clínicas Teknon y Puigvert de Barcelona, la Clínica de la Luz de Madrid y el Instituto Carlos III de Madrid.  
[www.egalenia.com](http://www.egalenia.com)
- [36] eresmas Interactiva, Inc  
[www.saludalia.com](http://www.saludalia.com)
- [37] Marketing farmacéutico  
[www.zonamedica.com.ar](http://www.zonamedica.com.ar)





- [38] Portal de la salud y medicina on-line  
[www.viasalud.com](http://www.viasalud.com)
  
- [39] Dr. Giuseppe Massain  
[www.odontoiatriabiologica.it](http://www.odontoiatriabiologica.it)
  
- [40] Institute of Measurement Science. Slovak Academy of Sciences  
[www.measurement.sk](http://www.measurement.sk)
  
- [41] Universidad de Arizona  
[www.optics.arizona.edu](http://www.optics.arizona.edu)
  
- [42] 3D-MATIC Laboratory Web Site, Department of Computing  
Science, University of Glasgow.  
[faraday.dcs.gla.ac.uk](http://faraday.dcs.gla.ac.uk)