

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA CARTOGRÁFICA,
GEODESIA Y FOTOGRAMETRÍA**



PROGRAMA DE DOCTORADO:

**GEODESIA, CARTOGRAFÍA Y SISTEMAS DE INFORMACIÓN
GEOGRÁFICA**

TESIS DOCTORAL

**SISTEMAS FOTOGRAMÉTRICOS
SUBMILIMÉTRICOS DE ADQUISICIÓN DE
DATOS TRIDIMENSIONALES APLICADOS A
LA DERMATOLOGÍA**

Autor: Fernando Fco. Buchón Moragues

Director: Dr. Jesús Manuel Palomar Vázquez

Valencia, Noviembre 2015

A mis padres,

Fernando y María Luisa, a ellos se lo debo todo. Gracias por estar siempre apoyándome en todas las etapas de mi vida, desde mis primeras palabras hasta la redacción de esta tesis doctoral. Siempre habéis sido y lo seguiréis siendo un claro referente en todo lo que hago.

A mi mujer,

Ana, compañera de este apasionante viaje por la vida. Simplemente, gracias por aguantarme, especialmente durante estos últimos meses de enclaustramiento y conversaciones monotemáticas sobre la medición de úlceras.

A mis hijos,

Claudia y Fernando, en quienes confío que este esfuerzo realizado les sirva como ejemplo de superación.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis Dr. Jesús Manuel Palomar Vázquez por toda su dedicación y aportación al trabajo realizado para que haya podido llegar a buen término.

A D. David Sánchez Jiménez, alumno ejemplar, quien me introdujo en el campo de la dermatología y ha conseguido que supere mi aversión a mirar de frente las úlceras cutáneas.

Al director del Departamento de Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría, Dr. Jorge Padín Devesa, por animarme en los momentos más bajos en la redacción de la tesis y compartir risas en los momentos de éxito.

A mis profesores D. Enrique Delfín Arrufat Molina (q.e.p.d.), Dr. Francisco García García, D. Luis Blanch Puertes, D. Ricardo López Albiñana, Dr Luis Ángel Ruíz Fernández, Dr. Emilio Checa Martínez y Dra. Pepa Marín Molina, siempre es un placer aprender cosas de vosotros.

A mis compañeros Xavi Navarro, Paco Recasens, Pedro Fernández, Ana Castellanos, Maricarmen González, Loles Gálvez, Maite Blasco, Rosa Font, Inma Tomás, Yoli Terren, Chelo Arnau y Amparo Orriols. Entre todos hacéis que el día a día siempre tenga algo de especial.

Al Dr. Juan Vicente Sánchez Pérez, del Departamento de Física Aplicada, por los consejos aportados en la estructura de la tesis.

Al Servicio de Dermatología del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, Dr. Rafael Botella Estrada y Dra. Begoña Escutia Muñoz, por todo su apoyo y colaboración en la obtención de las fotografías sobre los pacientes.

A todas aquellas personas que me conocen y que en algún momento me han deseado lo mejor con toda la sinceridad.

....a todos gracias.

“A partir de cierto punto en adelante no hay regreso. Es el punto que hay que alcanzar”.

Frank Kafka (1883-1924).

Escritor checoslovaco.

RESUMEN

El proceso de reparación de las úlceras cutáneas de presión, venosas o diabéticas desde una perspectiva clínica, constituye un continuo problema en el que se ven involucrados el propio paciente, su entorno familiar y profesionales del ámbito de la medicina y la enfermería, comportando en la mayoría de las ocasiones, un coste económico para la sanidad pública, no solamente por el precio de los productos que se utilizan en las sucesivas curas, sino también por el coste de tiempo de dedicación de personal cualificado.

Entre las tareas asumidas por los profesionales de la enfermería, durante el proceso de cicatrización de las úlceras cutáneas, se encuentra el control y seguimiento de la evolución de dichas úlceras, teniendo en consideración, entre otros aspectos, las variables geométricas mediante la obtención de la superficie y volumen de la herida. El seguimiento dimensional de avances o retrocesos de las úlceras puede servir para detectar deterioro o eficacia de los tratamientos aplicados. En ocasiones y especialmente cuando se utilizan métodos directos de obtención de las medidas, se provocan molestias en los pacientes que influyen negativamente en el ánimo ya mermado por un largo proceso de curación.

La fotogrametría de objeto cercano es una técnica que permite alcanzar precisiones submilimétricas sin tener contacto sobre el objeto a medir, cuya aplicación en dermatología y en concreto en la

medición de úlceras cutáneas, haría posible la obtención de modelos tridimensionales fotorrealísticos sobre los que medir determinados parámetros geométricos como el diámetro, la profundidad máxima, la superficie, el volumen, etc.

Con el objetivo de definir un sistema clínico que permita la realización de medidas tridimensionales de úlceras en la piel, de una forma rápida, sencilla, económica y sin contacto, se han llevado a cabo diversas pruebas en esta tesis, con el fin de desarrollar, probar y definir una técnica fotogramétrica de objeto cercano aplicable que pueda ser realizada por el propio personal sanitario, manteniendo las máximas exigencias en cuanto a la precisión métrica y la información gráfica.

RESUM

El procés de reparació de les úlceres cutànies de pressió, venoses o diabètiques des d'una perspectiva clínica constituïx un continu problema en què s'hi veuen involucrats el propi pacient, el seu entorn familiar i els professionals de l'àmbit de la medicina i la infermeria, la qual cosa comporta en la majoria de les ocasions, un cost econòmic per a la sanitat pública, no sols pel preu dels productes que s'utilitzen en les successives cures, sinó també pel cost de temps de dedicació del personal qualificat.

Entre les tasques assumides pels professionals de la infermeria, durant el procés de cicatrització de les úlceres cutànies, es troba el control i seguiment de l'evolució de les esmentades úlceres, tenint en consideració, entre d'altres aspectes, les variables geomètriques mitjançant l'obtenció de la superfície i el volum de la ferida. El seguiment dimensional d'avenços o retrocessos de les úlceres poden servir per detectar deteriorament o eficàcia dels tractaments aplicats. En ocasions i especialment quan s'utilitzen mètodes directes d'obtenció de les mesures, es provoquen molèsties en els pacients que influïxen negativament en l'ànim ja minvat per un llarg procés curatiu.

La fotogrametria d'objecte proper és una tècnica que permet atansar precisions submil·limètriques sense tindre contacte sobre

l'objecte a mesurar, l'aplicació de la qual en dermatologia i en concret en el mesurament d'úlceres cutànies, faria possible l'obtenció de models tridimensionals fotorrealístics sobre els que mesurar determinats paràmetres geomètrics com el diàmetre, la profunditat màxima, la superfície, el volum, etc.

Amb l'objectiu de definir un sistema clínic que permeta la realització de mesures tridimensionals d'úlceres en la pell, d'una forma ràpida, senzilla, econòmica i sense contacte, s'han dut a terme diverses proves en aquesta tesi, amb la finalitat de desenvolupar, provar i definir una tècnica fotogramètrica d'objecte proper aplicable que pugui ser realitzada pel propi personal sanitari, mantenint les màximes exigències en quant a la precisió mètrica i la informació gràfica.

ABSTRACT

The process of repairing skin pressure ulcers, venous or diabetic from a clinical perspective is a continuing problem in which are involved the patient, their family environment and professionals in the field of medicine and nursing. In many occasions it causes an economic cost to the public health, not only by the price of the products that are used in the successive cures, but by the time of dedication of qualified personnel.

Among the tasks undertaken by professionals in nursing, during the process of healing skin ulcers, it is the control and monitoring of the evolution of these ulcers, taking into consideration, inter alia, the geometric variables by obtaining the surface and volume of the wound. Dimensional monitoring of progress or setbacks of the ulcers can serve to detect deterioration or efficacy of the treatments applied. Occasionally, and particularly when direct methods of obtaining measurements are used, it is provoked discomfort in patients which has a negative influence on the mood already diminished by a long process of healing.

Photogrammetry of nearby object is a technique that allows you to reach sub-millimeter accuracy without having contact over the object to be measured. Their application in dermatology and in particular on the measurement of skin ulcers would enable to obtain three-dimensional photos-realistics models that measure certain

geometric parameters as the diameter, maximum depth, surface, volume, etc.

Aiming to define a clinical system that allows the realization of three-dimensional measurements of ulcers on the skin, in a way that is quick, simple, economical and contactless way, various tests have been conducted in this thesis, in order to develop, test, and define a technical photogrammetric of applicable nearby object that may be made by health workers maintaining the highest standards in terms of metric accuracy and graphic information.

ÍNDICE Y LISTADOS

ÍNDICE

Resumen	I
Resum.....	III
Abstract.....	V
INDICE Y LISTADOS	VII
Índice.....	IX
Listado de figuras	XV
Listado de tablas.....	XXI
Acrónimos.....	XXIII
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.- Introducción	3
1.1.- Objetivos	3
1.2.- Contribución de esta tesis	5
1.3.- Estructura de la tesis	6
CAPÍTULO II: FUNDAMENTOS TEÓRICOS	9
2.- Fundamentos teóricos	11

2.1.- Imagen digital.....	11
2.1.1.- Definiciones	11
2.1.2.- Características de la imagen digital.....	16
2.1.3.- Formatos de almacenamiento de la imagen digital	18
2.2.- Sistemas de adquisición de datos tridimensionales	21
2.2.1.- Sistemas de adquisición de datos profundos.....	23
2.2.2.- Sistemas de adquisición de datos superficiales	32
2.2.2.1.- Sistemas de adquisición de datos 3d de contacto.....	35
2.2.2.2.- Sistemas de adquisición de datos 3d de no contacto.....	40
2.2.2.2.1.- Sistemas pasivos	42
2.2.2.2.1.1.-Fotogrametría estereoscópica	42
2.2.2.2.1.2.- Fotogrametría multi-monoscópica.....	59
2.2.2.2.2.- Sistemas activos.....	72
2.2.2.2.2.1.- Triangulación láser (TL)	75
2.2.2.2.2.2.- Luz estructurada (SLM)	82
2.2.2.2.2.3.- Radar-sonar	92
2.2.2.2.2.4.- Interferometría moirè.....	92
2.2.2.2.2.5.- Focusing/defocusing	94
2.2.2.2.2.6.- Holografía.....	95
2.2.2.2.2.7.- Difracción fresnel	96
2.2.2.2.2.8.- Láser escáner/lidar	97

CAPÍTULO III: ESTADO DEL ARTE 101

3.- Estado del arte	103
3.1.- Fotogrametría médica. Bioestereometría.	103
3.2.- Fotogrametría aplicada a la dermatología.	117
3.2.1.- Métodos de contacto.....	119
3.2.2.- Métodos de no contacto.....	125
3.2.2.1.- Métodos activos.....	125
3.2.2.2.- Métodos pasivos	133
3.2.2.2.1.- Fotogrametría monoscópica.....	134
3.2.2.2.2.- Fotogrametría estereoscópica.....	136
3.2.2.2.3.- Fotogrametría multi-monoscópica	138
3.2.3.- Situación actual.....	140

CAPÍTULO IV: SISTEMA EXPERIMENTAL..... 145

4.- Sistema experimental.....	147
4.1.- Antecedentes.....	147
4.2.- Primera fase de pruebas.....	151
4.2.1.- Fotogrametría estereoscópica clásica.....	151
4.2.1.1.- Objetivo	151
4.2.1.2.- Método.....	152

4.2.1.3.- Pruebas.....	156
4.2.1.4.- Observaciones	162
4.2.2.- Fotogrametría monoscópica.....	163
4.2.2.1.- Objetivo.....	163
4.2.2.2.- Método.....	163
4.2.2.3.- Pruebas.....	167
4.2.2.4.- Observaciones	177
4.2.3.- Fotogrametría multi monoscópica	178
4.2.3.1.- Objetivo.....	178
4.2.3.2.- Método.....	178
4.2.3.3.- Pruebas.....	181
4.2.3.4.- Observaciones	190
4.3.- Primeras conclusiones.....	191
4.4.- Segunda fase de pruebas.....	192
4.4.1.- Fase de pruebas sintéticas	195
4.4.1.1.- Análisis de la influencia del color	195
4.4.1.1.1.- Objetivo y métodos.....	195
4.4.1.1.2.- Resultados	197
4.4.1.1.3.- Observaciones	198
4.4.1.2.- Control geométrico.....	198
4.4.1.2.1.- Objetivo y métodos.....	198
4.4.1.2.2.- Resultados	199

4.4.1.2.3.- Observaciones	200
4.4.1.3.- Nubes de puntos.....	201
4.4.1.3.1.- Objetivo y métodos.....	201
4.4.1.3.2.- Resultados.....	202
4.4.1.3.3.- Observaciones	205
4.4.1.4.- Reconocimiento de textura	206
4.4.1.4.1.- Objetivo y métodos.....	206
4.4.1.4.2.- Resultados.....	207
4.4.1.4.3.- Observaciones	209
4.4.2.- Fase de pruebas en pacientes	210
4.4.2.1.- Medición de úlceras cutáneas.....	210
4.4.2.1.1.- Objetivo y métodos.....	210
4.4.2.1.2.- Resultados.....	225
4.4.2.1.3.- Observaciones	228
4.4.2.2.- Disposición de las cámaras	228
4.4.2.2.1.- Objetivo y métodos.....	228
4.4.2.2.2.- Resultados.....	231
4.4.2.2.3.- Observaciones	233
4.4.2.3.- Calidad de las nubes de puntos	235
4.4.2.3.1.- Objetivo y métodos.....	235
4.4.2.3.2.- Resultados.....	236
4.4.2.3.3.- Observaciones	236

CAPÍTULO V: RESULTADOS Y DISCUSIÓN..... 237

5.- Resultados y discusión..... 239

 5.1.- Resultados. 239

 5.1.1.- Primera fase de pruebas. 239

 5.1.2.- Segunda fase de pruebas..... 242

 5.2.- Discusión 246

CAPÍTULO VI: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS 253

6.- Conclusiones y líneas futuras..... 255

 6.1.- Conclusiones. 255

 6.2.- Líneas futuras..... 258

CAPÍTULO VII: REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA..... 261

7.- Referencias y bibliografía..... 263

 7.1.- Artículos en revistas y publicaciones..... 263

 7.2.- Tesis y proyectos final de carrera 275

 7.3.- Páginas web 276

LISTADO DE FIGURAS

FIGURAS CAPÍTULO II:

<i>Figura 2.1.- Primera imagen digital 1957. (Villanueva, 2010).....</i>	11
<i>Figura 2.2.- Primera cámara digital 1975 (http://blogthinkbig.com).....</i>	13
<i>Figura 2. 3.- Modelo de una imagen digital.(J. Pérez, 2001).....</i>	14
<i>Figura 2. 4.- Esquema de una imagen digital. (J. Pérez, 2001).....</i>	15
<i>Figura 2. 5.- Sistemas actuales de obtener imágenes y datos 3d profundos.....</i>	24
<i>Figura 2. 6.- Cortes de un cráneo obtenidos con un TAC <https://encrypted-tbn1.gstatic.com></i>	25
<i>Figura 2. 7.- Modelado de un hombro a partir de cortes de un TAC <http://www.imaxe.com.ar>.....</i>	27
<i>Figura 2. 8.- Modelado de un cráneo con IMR <www.meedicina.com>..</i>	28
<i>Figura 2. 9.- Imagen US <www.welld.com.cn>.....</i>	29
<i>Figura 2. 10.- Imagen spect <http://www.mapfre.es>.....</i>	30
<i>Figura 2. 11.- Comparativa imágenes IRM-PET <https://grupo3modulo2.com>.....</i>	31
<i>Figura 2. 12.- Clasificación de los escáneres 3d de superficie.....</i>	33
<i>Figura 2. 13.- Brazo de medición FARO <www.mecanica14.com></i>	36
<i>Figura 2. 14.- Antropometer (Rodríguez-Quñonez et al., 2014).....</i>	37
<i>Figura 2. 15.- Principio de funcionamiento de una cámara simple con palpador (Rodríguez-Quñonez et al., 2014).....</i>	38
<i>Figura 2. 16.- Sistema de medición láser tracker de Leica con palpador (www.hexagonmetrology.es).....</i>	39
<i>Figura 2. 17.- Principio de visión de la fotogrametría estereoscópica.....</i>	43
<i>Figura 2. 18.- Modelo geométrico de la fotogrametría estereoscópica.....</i>	44

<i>Figura 2. 19.- Proyección central o cónica</i>	45
<i>Figura 2. 20.- Paso de coordenadas imagen externas a internas</i>	48
<i>Figura 2. 21.- Teorema de Terreno-Hauck o de los Planos Epipolares</i>	53
<i>Figura 2. 22.- Geometría epipolar (Imagen real) (J. A. Pérez, 2001)</i>	54
<i>Figura 2. 23.- Geometría epipolar (Imagen normalizada) (J. A. Pérez, 2001)</i>	55
<i>Figura 2. 24.- Cámara estereoscópica Holga (www.holgacamera.com)</i>	56
<i>Figura 2. 25.- Cámara estereoscópica ZEISS SMK 40 (www.zeiss.com)</i>	56
<i>Figura 2. 26.- Condición de coplanaridad (J. Pérez, 2001)</i>	57
<i>Figura 2. 27.- Disposición de las tomas fotográficas (Micheletti, Chandler, and Lane 2015)</i>	60
<i>Figura 2. 28.- Condición epipolar trinocular (Ponce & Hebert, 2014)</i>	62
<i>Figura 2. 29.- Condición epipolar cuadrifocal (R. I. Hartley & Schaffalitzky, 2009; Ponce & Hebert, 2014)</i>	63
<i>Figura 2. 30.- Proceso de generación de una nube densa de puntos con PMVS (Ahmadabadian et al., 2013)</i>	67
<i>Figura 2. 31.- Proceso de generación de una nube densa de puntos con MicMac (Ahmadabadian et al., 2013)</i>	68
<i>Figura 2. 32.- Proceso de generación de una nube densa de puntos con SGM (Ahmadabadian et al., 2013)</i>	69
<i>Figura 2. 33.- Izquierda parche de polígono. Derecha parche triangular (Calyecac, 2009)</i>	70
<i>Figura 2. 34.- Distintos tipos de sistemas de medición activos. (Besl, 1988)</i>	74
<i>Figura 2. 35.- Principio geométrico de la triangulación láser (Torres, 2010)</i>	75
<i>Figura 2. 36.- Relación coordenadas imagen – coordenadas relativas</i>	78

<i>Figura 2. 37.- Sistema de triangulación por planos láser. (Calyecac, 2009)</i>	79
<i>Figura 2. 38.- Sistema de triangulación por planos láse con plataforma giratoria. (Calyecac, 2009)</i>	80
<i>Figura 2. 39.- Escáner de triangulación SENSE de 3dSystems (www.cubify.com)</i>	81
<i>Figura 2. 40.- Escáner de triangulación ZS-800 de Zcorp (www.zcorp.com)</i>	81
<i>Figura 2. 41.- Modelo geométrico de medición con luz estructurada(Batlle et al., 1998)</i>	82
<i>Figura 2. 42.- Sistema de codificación binaria propuesto por Altschuler (Batlle et al., 1998)</i>	87
<i>Figura 2. 43.- Sistema de codificación binaria propuesto por Altschuler (Batlle et al., 1998)</i>	88
<i>Figura 2. 44.- Clasificación de los patrones propuesta por (Salvi et al., 2004)</i>	91
<i>Figura 2. 45.- Patrones de Moirè</i> < http://graphicdesign.stackexchange.com >	93
<i>Figura 2. 46.- Configuración de la proyección de Moirè (Besl, 1988)</i>	93
<i>Figura 2. 47.- Geometría del principio enfoque/desenfoque (Besl, 1988)</i>	94
<i>Figura 2. 48.- Geometría del registro y reconstrucción de una holografía (Beléndez Vázquez, 2009)</i>	95
<i>Figura 2. 49.- Geometría del efecto Talbot (Besl, 1988)</i>	96
<i>Figura 2. 50.-Láser escáner Leica ScanStation C5 <www.leica-geosystems.com></i>	98
<i>Figura 2. 51.- Láser escáner FARO Focus 3D <www.faro.com></i>	98
<i>Figura 2. 52.- Captura de datos estáticos</i>	98
<i>Figura 2. 53.- Captura de datos dinámicos <www.eranet.gr></i>	99

Figura 2. 54.- Captura de datos dinámicos <www.hurongematics.com> .99

FIGURAS CAPÍTULO III:

Figura 3.1.- Izquierda: Antes y después de una intervención. Derecha: Superposición del estado del cerebro antes (gris) y después (azul) de una intervención (D'Apuzzo & Verius, 2008)..... 106

Figura 3. 2.- Sistema de adquisición de imágenes (D'Apuzzo & Verius, 2008)..... 107

Figura 3. 3.- Definición de puntos comunes en las imágenes 1 y 2 y reconocimiento automático tras la regresión (D'Apuzzo & Verius, 2008) 107

Figura 3. 4.- Control geométrico de diversas posturas (Westfeld et al., 2013)..... 108

Figura 3.5.- Nubes de puntos 3D de diversas posturas (Westfeld et al., 2013)..... 109

Figura 3.6.- Matriz de 128 vídeo cámaras (<http://graphics.stanford.edu>) 110

Figura 3.7.- a) Triangulación b)Luz estructurada c)Fotogrametría d) Sensores activo y de contacto (D'Apuzzo & Gruen, 2009)..... 111

Figura 3.8.-Reconstrucción virtual de patronaje y estudio de medidas de una bicicleta (D'Apuzzo & Gruen, 2009)..... 111

Figura 3.9.-Sistema de triangulación fotogramétrica (Rodríguez-Quñonez et al., 2014)..... 112

Figura 3.10.- Sistema fotogramétrico de reconocimiento facial (Deli et al., 2010)..... 113

Figura 3.11.- Reconocimiento facial con luz estructurada. (Vázquez & Cuevas, 2014)..... 114

<i>Figura 3.12.- Superficie reconstruida de una pieza dental (Sandu et al., 2007)</i>	115
<i>Figura 3.13.- a) Toma de datos de un cráneo b) Toma de datos de una pieza metálica ; c) Superposición digital del cráneo y la pieza metálica.(Thali et al., 2003)</i>	116
<i>Figura 3. 14.- Regla de cartón desechable utilizada en dermatología.....</i>	120
<i>Figura 3. 15.- Diferentes formas de adquisición de las medidas propuestos por el Dr. Langemo et al. (2008).....</i>	120
<i>Figura 3. 16.- Flujo de trabajo utilizando el instrumento VISITRAK.....</i>	123
<i>Figura 3. 17.- Comparativa entre el sistema VISISTRAN (a) y la fotografía métrica (b) (Chang et al., 2011)</i>	124
<i>Figura 3. 18.- Principio de funcionamiento de un sistema integrado de luz estructurada (Plassmann et al., 1995)</i>	126
<i>Figura 3. 19.- Instrumento de medición con luz estructurada MAVIS. (Plassmann et al., 1995).....</i>	127
<i>Figura 3. 20.- Instrumento de medición con luz estructurada DigiSkin (Körber et al., 2006).....</i>	128
<i>Figura 3. 21.-Instrumento de medición por triangulación láser(Kecelj-Leskovec et al., 2007).....</i>	129
<i>Figura 3. 22.- Momento de toma de datos con el escáner Konica Minolta VIVID 910 (Callieri et al., 2003).....</i>	130
<i>Figura 3.23.- Sistema de medición MEDPHOS (Malian et al., 2004)</i>	131
<i>Figura 3. 24.- a) Detalle de la primera versión del instrumento SILHOUETTE® (Kieser & Hammond, 2011)</i>	132
<i>Figura 3. 25.- a) Detalle del instrumento SILHOUETTE® b) Momento de medición < www.aranzmedical.com>.....</i>	133
<i>Figura 3. 26.- a) Captura de datos con PDA(Duckworth et al., 2007) b) captura de datos con SmartPhone(Nemeth et al., 2010)</i>	135

Figura 3. 27.- a) Captura de la imagen; b) Imagen obtenida para escalar; c) Digitalización del contorno de la úlcera (Nemeth et al., 2010) 135

Figura 3. 28.- a) Sistema de adquisición del par de imágenes; b) Sistema de restitución fotogramétrico (Bulstrode et al., 1986)..... 137

Figura 3. 29.- a) Obtención de métrica con cartón calibrado; b) Obtención de métrica con palos y esferas; c) Modelo tridimensional obtenido (Treuillet et al., 2009)..... 140

Figura 3. 30.- a) Escáner ARTEC EVA™ < <http://www.artec3d.com>>; b) Escáner NIKON INSIGHT L100 < <http://www.sariki.es>>; c) Escáner SENSE 3D < <http://cubify.com>> 141

Figura 3. 31.- a) Dispositivo DAVID escáner montado sobre trípode; b) DAVID escáner en un momento del proceso de calibración< <http://www.david-3d.com>>..... 142

FIGURAS CAPÍTULO IV:

Figura 5. 1.- a) Comparación de superficies; b) Comparación de volúmenes 244

LISTADO DE TABLAS

TABLAS CAPÍTULO IV:

<i>Tabla 4. 1.- Parámetros de calibración de la cámara CANON DIGITAL IXUS 800 IS</i>	154
<i>Tabla 4. 2.- Prueba 1: Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia.</i>	157
<i>Tabla 4. 3.- Prueba 3. Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia.</i>	159
<i>Tabla 4. 4.-Prueba 3: Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia Croquis con la situación de los puntos en el objeto.</i>	161
<i>Tabla 4. 5.- Prueba 3: Diferencias de las mediciones realizadas en los modelos respecto a las de referencia.</i>	162
<i>Tabla 4. 6.- Calibración de la cámara HD Sony Handycam Super Steadyshot HDR SR12.</i>	165
<i>Tabla 4. 7.- Prueba 4: Coordenadas de los puntos.</i>	168
<i>Tabla 4. 8.- . Prueba 5: Distancias entre los vértices del objeto (Mediciones con regla y con Photomodeler Pro 6 en varias aristas)</i>	170
<i>Tabla 4. 9.- Prueba 6: Coordenadas obtenidas para el punto inmóvil, desde 10 pares de fotografías distintos.</i>	173
<i>Tabla 4. 10.- Prueba 6: Diferencias obtenidas según el programa Photomodeler Pro 6 para el punto inmóvil desde 10 pares de fotografías distintos</i>	173
<i>Tabla 4. 11.- Prueba 10: Resultados obtenidos.</i>	186
<i>Tabla 4. 12.- Resultados de las distancias de los modelos tridimensionales obtenidos.</i>	200

<i>Tabla 4. 13.- Comparativa lineal entre todos los métodos.</i>	<i>208</i>
<i>Tabla 4. 14.- Comparativa de superficie y volumen de las nubes de puntos.</i>	<i>209</i>
<i>Tabla 4. 15.- Evolución de las superficies de las úlceras obtenidas con AP</i>	<i>225</i>
<i>Tabla 4. 16.- Evolución de los volúmenes de las úlceras obtenidos con AP.</i>	<i>226</i>
<i>Tabla 4. 17.- Evolución de la superficie de las úlceras obtenidas con SENSE</i>	<i>226</i>
<i>Tabla 4. 18.- Evolución del volumen de las úlceras obtenidos con SENSE</i>	<i>227</i>
<i>Tabla 4. 19.- Comprobación de la repetitividad de los resultados (AP) ...</i>	<i>227</i>
<i>Tabla 4. 20.- Comparativa de las superficies de una úlcera con cada disposición de cámaras.....</i>	<i>233</i>
<i>Tabla 4. 21.- Influencia de la calidad de los parámetros en el modelado con AP.....</i>	<i>236</i>

ACRÓNIMOS

AAT	Automatic Aerial Triangulation
ABM	Area Based Matching
ANN	Aproximated Nearest Neighbors
AP	Agisoft PhotoScan
BMP	Bitmap
CDP	Centro de proyección
CPCs	Community Photo Collections
CRP	Close Range Photogrammetry
CV	Computer Vision
DoG	Difference off Gaussian
DSLR	Digital Single Lens Reflex
DTL	Direct Linear Transformation
FBM	Featured Based Matching
FOC	Fotogrametría de Objeto Cercano
GCPs	Ground Control Points

GIF	Graphics Interchange Format
GLONASS	Globalnaya Navigatsionnaya Sputnikovaya Sistema
GPS	Global Positioning System
GSD	Ground Sample Distance
ICP	Iterative Closest Point
IMR	Imagen por Resonancia Magnética
ISP	International Society of Photogrammetry
ISPRS	International Society of Photogrammetry and Remote Sensing
JPG-JPEG	Join Photographic Expert Group
LIDAR	Light Detection And Ranging
LUT	Look Up Table
MAVIS	Measurement of Area and Volume Instrument System
MEDPHOS	MEDical PHOtogrammetric System
MET	Método de los Elementos Finitos
MVS	Mult-View Stereo
NCC	Normalized Cross Correlation
ND	Numero Digital

NMRI	Imagen por Resonancia Magnética Nuclear
NURBS	No Uniform Rational Bsplines***
NURBS	Not Uniform Basics Splines
PA	Puntos de Apoyo
PC	Puntos de Control
PDA	Personal Digital Assistant
PET	Tomografía por emisión de positrones (Positron Emission Tomography)
PIXEL	Picture X Element
PMS	Photomodels Scanner
PMVS	Patch-Based Multi-View Stereo
PNG	Portable Network Graphic
RADAR	Radio Detection And Ranging
SFM	Structure From Motion
SGM	SemiGlobal Matching
SIFT	Scale Invariant Feature Transform
SLM	Structured Light Measurement
SLR	Single Lens Reflex

SONAR	Sound Navigation And Ranging
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
SURF	Speeded Up Robust Features
TAC	Tomografía Axial Computerizada
TC	Tomografía Computerizada
TIF-TIFF	Tagged Image File Format
TL	Triangulación Láser
TLS	Terrestrial Laser Scanning
TMR	Tomografía por Resonancia Magnética
USD	Ultrasonido Doppler
WMD	Wound Measurement Device

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- OBJETIVOS

En los últimos tiempos, los sistemas de medición de datos tridimensionales por técnicas de fotogrametría de objeto cercano, apoyados en el avance tecnológico de la fotografía digital y en el aumento de las capacidades de cálculo y procesamiento en los ordenadores convencionales, han experimentado una gran transformación.

Por otro lado, los sistemas clínicos utilizados para la medición y seguimiento de úlceras cutáneas suelen ser métodos de medición directos que además de ser imprecisos, tienen grandes inconvenientes al tener contacto con la herida, provocando, dolor irritación o incluso, reacciones alérgicas en los pacientes. (Rogers, Bevilacqua, Armstrong, & Andros, 2010)

Actualmente existen dispositivos de medición de datos tridimensionales sin contacto sobre objetos, algunos de ellos diseñados especialmente para la medición y seguimiento de úlceras cutáneas, pero por diferentes causas no llega a difundirse su uso en la clínica diaria.

En este marco de referencia, nos planteamos los siguientes objetivos:

- Realizar una recopilación de las diferentes técnicas de Aproximación de las técnicas fotogrametría de datos tridimensionales fundamentadas en el campo de estudio de la fotogrametría.
- Comprobar cuáles de las técnicas de obtención de datos tridimensionales fotogramétricas se están aplicando en casos médicos clínicos.
- Realizar un estudio de precisiones y capacidad de aplicación de diferentes técnicas fotogramétricas y dispositivos de medición tridimensional, aplicado al estudio clínico y seguimiento de úlceras cutáneas.
- Justificar que la obtención de nubes densas de puntos tridimensionales es una técnica válida y precisa para la realización de modelos digitales de úlceras cutáneas, a partir del cual se pueden obtener mediciones de las variables que definen el estado geométrico de la úlcera.
- Desarrollar una técnica económica, con facilidad y rapidez de obtención de los datos sin instrumental específico, basada en la fotogrametría multi monoscópica, que permita la obtención de cualquier parámetro geométrico de la úlcera y su análisis temporal.

1.2.- CONTRIBUCIÓN DE ESTA TESIS

En el desarrollo de esta tesis se ha tratado obtener tres contribuciones fundamentales:

- Recopilación actualizada de técnicas de obtención de puntos tridimensionales basadas en métodos fotogramétricos activos y pasivos, analizando su rango de aplicación a nivel de objeto cercano.
- Estudio de la aplicación de diferentes técnicas fotogramétricas al uso clínico de medición y seguimiento de úlceras cutáneas.
- Desarrollo de una técnica económica, sencilla y rápida en la obtención de los datos sin un instrumental específico, basada en la fotogrametría multi monoscópica, que permite la obtención de cualquier parámetro geométrico de la úlcera y su análisis temporal.

1.3.- ESTRUCTURA DE LA TESIS

La presente Tesis Doctoral se estructura en siete capítulos. El *capítulo uno* introduce al lector en la motivación que ha llevado al autor a desarrollar esta tesis y los objetivos que planteados. También se indican las aportaciones de esta tesis a la investigación de las técnicas fotogramétricas submilimétricas de adquisición de datos tridimensionales aplicadas a la medición y seguimiento de úlceras cutáneas.

En el *capítulo dos* se desarrollan los “*fundamentos teóricos*” de los métodos y técnicas fotogramétricas que utilizando imágenes digitales, obtienen medidas precisas de coordenadas tridimensionales. Se analizan inicialmente los principios fundamentales de imagen digital para abordar posteriormente las técnicas de medición con contacto y sin contacto sobre el objeto, estas últimas, se desarrollan de forma más extensa desde un punto de vista teórico, estudiando los sistemas pasivos y los sistemas activos de medición de coordenadas tridimensionales.

Las distintas aplicaciones de la técnica de la fotogrametría de objeto cercano en la medicina, conocida como estereometría y en concreto las aplicaciones en la especialidad de la dermatología, son objeto de estudio en el *capítulo tres* titulado “*estado del arte*”. Las aplicaciones de la fotogrametría en la dermatología se centran en los

casos clínicos de medición y seguimientos de úlceras cutáneas, sean estas venosas, de presión o diabéticas.

En el *capítulo cuatro* se contempla todo el “*sistema experimental*” realizado en la tesis. Este proceso experimental se ha realizado en dos fases. La primera fase de pruebas persigue el objetivo de comprobar la validez de la técnica de la fotogrametría de objeto cercano en sus tres variantes, estereoscópica, monoscópica y multi monoscópica, para la determinación precisa de coordenadas tridimensionales de distintos objetos. Tras estas primeras pruebas se llega a una conclusión inicial en donde destaca la fotogrametría multi monoscópica como la técnica con la que se han obtenido mejores resultados y que la hace viable para el estudio clínico de úlceras cutáneas. La segunda fase de pruebas se centra en los resultados métricos obtenidos con la fotogrametría multi monoscópica en objeto cercano y la comparación con otros dispositivos activos de medición de coordenadas tridimensionales. Esta segunda fase de pruebas se divide, a su vez, en dos apartados en función del tipo de objeto sobre el que se estén realizando las mediciones, el primer apartado se corresponde con pruebas realizadas sobre objetos artificiales, denominándose fase de pruebas sintéticas y el segundo apartado de esta segunda fase se centra exclusivamente, en mediciones realizadas sobre pacientes afectados de úlceras cutáneas Servicio de Dermatología del Hospital Universitario y Politécnico La Fe. El acceso a estos pacientes ha sido facilitado gracias al convenio de

colaboración existente entre la Universitat Politècnica de València y el Instituto de Investigación Sanitaria La Fe de Valencia.

Cada prueba realizada en el capítulo cuatro se ha concluido con una serie de observaciones puntuales que han servido de apoyo al *capítulo cinco* titulado “*resultados y discusión*”. En la primera parte de este capítulo se han expuesto, lógicamente, los resultados obtenidos en la primera fase de pruebas, para mostrar posteriormente, los resultados de la segunda fase de pruebas sintéticas y sobre pacientes. En el siguiente apartado de este capítulo, se abre una discusión en donde se justifica algunas de las decisiones tomadas, tanto en el planteamiento de las pruebas realizadas, como decisiones que se han tomado en el desarrollo de la fase experimental.

En el *capítulo seis*, “*conclusiones y líneas futuras*”, se recogen las conclusiones más relevantes a las que se ha llegado durante el desarrollo del presente trabajo y se exponen las líneas de trabajo futuras que se derivan de la realización de la presente tesis.

En el “*capítulo siete*” y último se enumeran las “*referencias bibliográficas*” que han servido de base de gran parte de la información aportada en esta tesis y nos han permitido conocer los resultados de investigaciones previas, realizadas en el ámbito de la adquisición de datos tridimensionales por técnicas fotogramétricas y su aplicación a la medicina.

CAPÍTULO II: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.- FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.- IMAGEN DIGITAL

2.1.1.- DEFINICIONES

La fotogrametría se ha basado desde sus orígenes en la representación de la luz en soportes sobre los que se puedan realizar medidas con posterioridad en laboratorio y con los instrumentos adecuados. Estos soportes de las imágenes fotográficas, físicos en sus orígenes, han ido variando desde finales del siglo XIX desde el vidrio al poliéster, pasando por los acetatos y nitratos de celulosa, papeles albuminados, etc. Todos han contribuido a poder trasladar a la realidad observada a un laboratorio para poder configurar modelos proyectivos que relacionen las medidas realizadas sobre la imagen captada con la realidad del objeto fotografiado. No cabe duda de que en la actualidad la utilización de cámaras digitales y el uso de las imágenes digitales ya es un hecho totalmente estandarizado y aceptado en todos los campos de aplicación en donde se necesite captar la realidad.



Figura 2. 1.- Primera imagen digital 1957. (Villanueva, 2010)

Aunque parezca que las imágenes digitales son una novedad relativamente cercana, cabe mencionar que la primera imagen digital de la que se tiene constancia es de 1957 y fue realizada por Russhell Kirsch (Kirsch, Cahn, Ray, & Urban, 1957), consiguiendo una imagen de su hijo de tres meses de edad de 176 x 176 píxeles de 0,25 mm x 0,25 mm, formando una imagen de 44 mm x 44 mm y 30.976 códigos binarios (Figura 2.1), para su obtención se empleó un dispositivo tipo escáner, que transformaba las imágenes en matrices de ceros y unos. La baja resolución de la imagen obtenida iba relacionada con la mínima capacidad de almacenamiento que tenía el ordenador del que disponía en la época.

Años después, en 1970, se inventó en los Laboratorios Bell de Nueva Jersey por Willard S. Boyle y George E. Smith un dispositivo sensor de imágenes conocido como CCD siglas de: Charge Coupled Devices- Dispositivo de Carga Acoplada. (Boyle & Smith, 1970). Este invento les valió a los autores el Premio Nobel de Física en 2009.

Fue en 1975 cuando Steve j. Sasson, ingeniero eléctrico, y Garet A. Lloyd, supervisor de Sasson en los laboratorios KODAK, inventaron la primera cámara fotográfica digital, (Villanueva, 2010) (Bejerano, P.G. 2014). Incorporaron a una cámara convencional un convertidor analógico digital formado por un CCD comercializado por FAIRCHILD SEMICONDUCTOR y un convertidor analógico-digital fabricado por MOTOROLA. En la figura 2.2 se muestra el prototipo ideado que pesaba 3,6 kilos, era capaz de obtener una imagen digital de 0.01 megapíxeles (10.000 píxeles), tardaba 23 segundos en adquirir

y grabar la imagen en soporte cinta de cassette digital. Sasson y Lloyd consiguieron la patente en los Estados Unidos número 4.131.919 en 1978, pero no fue hasta 1991 cuando KODAK comercializó las cámaras digitales.



Figura 2. 2.- Primera cámara digital 1975 (<http://blogthinkbig.com>)

La llegada de la fotografía digital, supuso un cambio radical en la metodología del trabajo fotogramétrico, las emulsiones fotográficas fueron sustituidas por los paneles CCD, los costosos instrumentos de medición de coordenadas sobre los fotogramas se sustituyeron por programas informáticos capaces de medir la posición de los píxeles

que configuran la imagen. Todos estos cambios generan una nueva denominación en el entorno digital de los elementos básicos en los que se fundamenta esta tesis, las imágenes digitales.

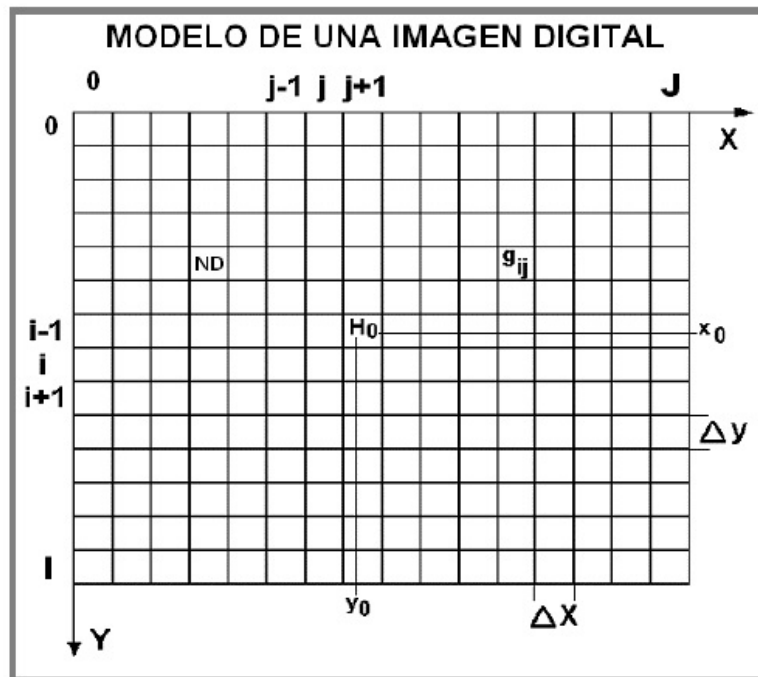


Figura 2. 3.- Modelo de una imagen digital.(J. Pérez, 2001)

Una imagen digital (Wolf & Dewitt, 2000) se corresponde con una matriz bidimensional $M(i,J)$ de i filas y j columnas (figura 2.3), en donde cada elemento m_{ij} se denomina píxel (picture x element) y contiene la información de color captado por el sensor CCD. Esta información se registra en una tabla de colores o niveles de gris denominada LUT (look up table) y puede considerarse como la tercera dimensión de la matriz $M(i,j,p)$, en donde i y j representan la

posición la posición del pixel sobre la imagen (Figura 2.3) y p indica la información de color obtenida por los sensores del CCD a partir del parámetro denominado "profundidad del color o profundidad del bit" y es el que permite que cada pixel pueda tener un número determinado de colores distintos (Figura 2.4). La profundidad del pixel es una unidad de medida binaria ya que cada pixel está formado por bits. Cuando se indica que la profundidad del color es de un bit, la imagen digital captada solo tiene dos colores o dos niveles de gris representados por los valores 0 o 1, lo más común es que estos valores correspondan a blanco o negro. Una profundidad de pixel de 8 bits a

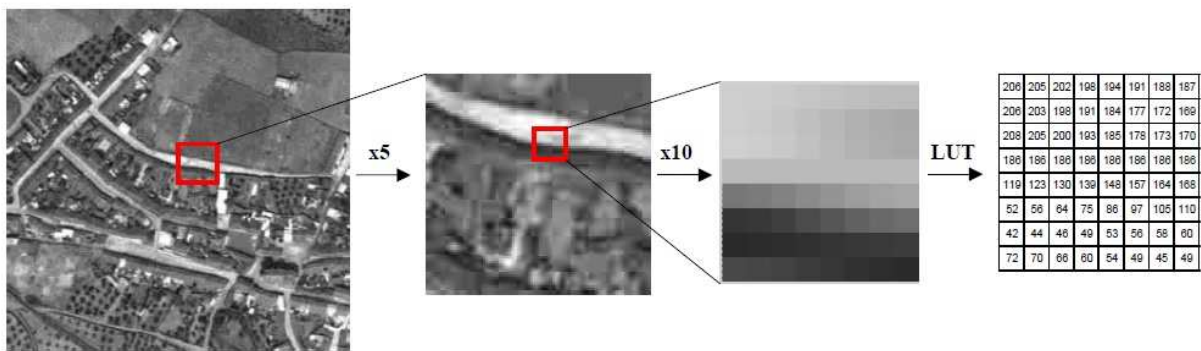


Figura 2. 4.- Esquema de una imagen digital. (J. Pérez, 2001)

razón de dos valores por cada bit permite tener $2^8 = 256$ colores distintos o 256 niveles distintos de gris, de la misma forma obtendríamos para una profundidad de 16 bits 65.536 colores distintos y para 24 bits se tendría lo que se conoce en una imagen digital como color real con 16.777.216 colores distintos en un pixel.

El histograma de una imagen digital se corresponde con una función que muestra, para cada nivel de color, el número de píxeles

de la imagen que tienen es nivel de color.
(<http://www.ite.educacion.es>)

2.1.2.- CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN DIGITAL

El uso que le damos a las imágenes digitales en esta tesis, es claramente geométrico, tratando de obtener medidas a partir de los datos que extraemos de la matriz de píxeles que la configuran y generando con ellos modelos tridimensionales sobre los que realizaremos diferentes mediciones. Para este fin es imprescindible conocer las características fundamentales de una imagen digital, entre las que podemos citar la resolución geométrica, radiométrica y espectral. (Wolf & Dewitt, 2000)

***Resolución geométrica:** También conocida como resolución espacial, está directamente ligada a las características del sensor CCD con el que se obtiene la imagen digital, a mayor número de píxeles que contenga el sensor y en función del tamaño de los mismos se tendrá un número de celdas total que configuran la matriz que define la imagen digital. Esta resolución suele indicarse por el producto de filas por columnas de la matriz, a mayor número se tendrá mayor resolución geométrica. La resolución geométrica va directamente ligada al tamaño del píxel y este directamente relacionado con el GSD (Ground Sample Distance), valor fundamental en la descripción de un sistema imagen ya que

constituye el valor del tamaño de un pixel de la imagen proyectado sobre el terreno, obteniéndose de esta forma el elemento mínimo que se representará sobre la imagen.

* **Resolución radiométrica:** También llamada *resolución dinámica* y se refiere a la cantidad de niveles de gris en que se divide la radiación recibida para ser almacenada y procesada posteriormente. Cada pixel en la imagen representa un nivel de intensidad del color. Para conseguir determinado nivel hay que tener en consideración el proceso de *cuantificación* y la *resolución espectral* del sensor. El proceso de cuantificación se refiere al proceso de conversión de los valores analógicos continuos a valores digitales o lo que es lo mismo, se trata de la conversión de la amplitud de la energía electromagnética original (señal analógica) en un número discreto del nivel de color (Numero Digital - ND). Niveles altos de cuantificación permiten mayores precisiones en la representación radiométrica digital de una señal analógica.

* **Resolución espectral:** Consiste en el número de canales espectrales que es capaz de captar un sensor o también, indica el tramo de longitudes de onda del espectro electromagnético que el sensor es capaz de captar, interviniendo la capacidad del sensor para discriminar la radiancia detectada para distintas longitudes de onda del espectro. La resolución espectral de la luz visible corresponde a las bandas del espectro electromagnético del Rojo, Verde y Azul, color RGB (Red-Green-Blue).

2.1.3.- FORMATOS DE ALMACENAMIENTO DE LA IMAGEN DIGITAL

Un formato de fichero de imagen es una forma estándar de organizar y almacenar los datos que representan la imagen. Cada uno se corresponde con una extensión específica del archivo que lo contiene, los más utilizados en la actualidad son: (<http://www.ite.educacion.es/>)

* **BMP (Bitmap ~ Mapa de bits):** Muy empleado en aplicaciones windows. La imagen se forma mediante una cuadrícula de píxeles. Este formato no sufre pérdida de calidad respecto de la imagen original captada.

- Ventajas → Guarda gran cantidad de información de la imagen sin alterarla.

- Inconvenientes → El archivo resultante tiene un tamaño (peso) muy grande

* **GIF (Graphics Interchange Format ~ Formato de Intercambio Gráfico):** Diseñado especialmente para comprimir imágenes, reduce la paleta de colores a 256 colores como máximo (8 bits de profundidad de color).

- Ventajas → Es un formato idóneo para publicar imágenes en la web.
- Inconvenientes → No es recomendable para fotografía de ciertas calidades ni originales por la pérdida de información de color que tiene.

*** JPG - JPEG (Join Photographic Experts Group ~ Unete al Grupo de Fotografos Expertos):** Diseñado para poder comprimir imágenes pero a diferencia del formato GIF admite una paleta de hasta 16 millones de colores. Se puede definir el nivel de compresión de la imagen, muchas cámaras digitales graban directamente las imágenes en formato JPG sin compresión.

- Ventajas → Es un buen formato para publicar imágenes en la web siempre y cuando se configuren adecuadamente las dimensiones y la compresión.

- Inconvenientes → No es recomendable para archivar originales si se define un factor de compresión de la imagen por la pérdida de calidad que supone.

*** TIF - TIFF (Tagged Image File Format ~ Formato de Archivo de Imagen Etiquetada):** Permite almacenar las imágenes con una calidad excelente, permite profundidades de campo desde 1 a 32 bits. Es un formato muy adecuado para editar o imprimir una imagen.

- Ventajas → Es uno de los mejores formatos para guardar ficheros de imagen originales.

- Inconvenientes → Se generan archivos muy grandes (pesados).

*** PNG (Portable Network Graphic ~ Gráfico con Portabilidad en Red):** Creado básicamente para la difusión de imágenes en web, es un formato alternativo al GIF, con una tasa de un diez por cien mayor en compresión que el formato GIF y que permite la posibilidad de emplear un número de colores superior a los 256.

- Ventajas → Es un formato idóneo para publicar imágenes en la web.

- Inconvenientes → No es recomendable para fotografía de ciertas calidades ni originales por la pérdida de información que supone la compresión del archivo de imagen.

2.2.- SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS TRIDIMENSIONALES

El ser humano se mueve en un entorno tridimensional y los mecanismos por los cuales el hombre es capaz de desenvolverse en este entorno se hayan presentes en él de forma natural, permitiéndole, mediante el procesamiento de la información que es aportada por ambos ojos al mismo tiempo, que el cerebro logre discernir formas, volúmenes, posiciones y relaciones entre nosotros mismos y otros objetos. A este proceso se le denomina estereoscopía y gracias a él somos conscientes del mundo tridimensional.y podemos movernos sobre él.

El primer ejemplo temprano de esta consciencia del mundo tridimensional lo podemos encontrar en la necesidad que tuvo siempre el hombre de plasmar sobre un soporte su mundo conocido para facilitar su tránsito por él, contestando a preguntas como el dónde estoy, qué camino tomo para ir de este lugar a este otro o qué altura tendrá esa montaña. Es decir, nos estábamos preparando para cartografiar nuestro entorno.

La representación cartográfica del entorno se ha desarrollado a lo largo de la historia mediante diversas técnicas, plasmando de forma métrica en mapas y planos esa realidad, haciendo uso, en unos casos, de útiles de medición directos sobre el terreno que han ido variando en el tiempo, desde cuerdas en el antiguo Egipto, cadenas,

flexómetros, niveles, teodolitos, taquímetros, estaciones totales y actualmente tecnología de posicionamiento por satélite GPS, GLONASS y GALILEO, y en otros casos, desde finales del siglo XIX utilizando técnicas fotogramétricas terrestres y a partir de principios del siglo XX con técnicas de fotogrametría aérea. En unos y otros casos el objetivo ha sido siempre obtener una representación fiel del terreno u objeto sobre el que se quiere trabajar, sobre un soporte cómodo y adecuado para la tarea que se tenga encomendada.

Un punto en el espacio está representado por sus tres coordenadas (X,Y,Z) . La representación gráfica de un territorio u objeto puede realizarse de forma bidimensional en donde se tendrán que tener conocimientos de técnicas de representación para que empleando solo pares de coordenadas (X,Y) , (X,Z) , (Y,Z) el objeto quede perfectamente definido.

Si algo se puede echar de menos en la búsqueda de la perfección del género humano, es que su visión no está diseñada para medir sino para percibir (Vargas Balbuena, 2010). La imposibilidad de conocer las dimensiones precisas del entorno y de los objetos, nos obliga a tener que acudir a diversas técnicas de medición y representación.

Hoy en día la posibilidad de visualizar entornos y objetos de forma artificial en un ordenador e interactuar sobre ellos obteniendo mediciones, secciones, etc., es un hecho. A este proceso se le conoce

como digitalización y puede realizarse de diferentes métodos, en función del uso que se le vaya a dar.

La digitalización de objetos físicos consiste en dotar de coordenadas tridimensionales, en un mismo sistema de referencia, a todos los puntos que definen ese objeto. La digitalización de un objeto pasa por tres fases: Obtención de sus coordenadas; Obtención de su superficie o modelado y Obtención de su textura en caso que se desee un acabado foto realístico.

En esta tesis nos vamos a centrar en la adquisición de coordenadas de objetos de reducido tamaño para poder aplicarlo a la medición de úlceras de la piel y así poder cuantificar su evolución. Desde un punto de vista métrico, comenzaremos distinguiendo los métodos de adquisición de datos 3d que pueden emplearse en medicina según sean capaces de obtener datos profundos de los objetos o datos superficiales.

2.2.1.- SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS PROFUNDOS

Los sistemas de adquisición de datos tridimensionales profundos utilizados actualmente se muestran en el esquema de la figura 2.5 y a continuación se desarrolla brevemente su fundamento (Meinzer et al., 2002):

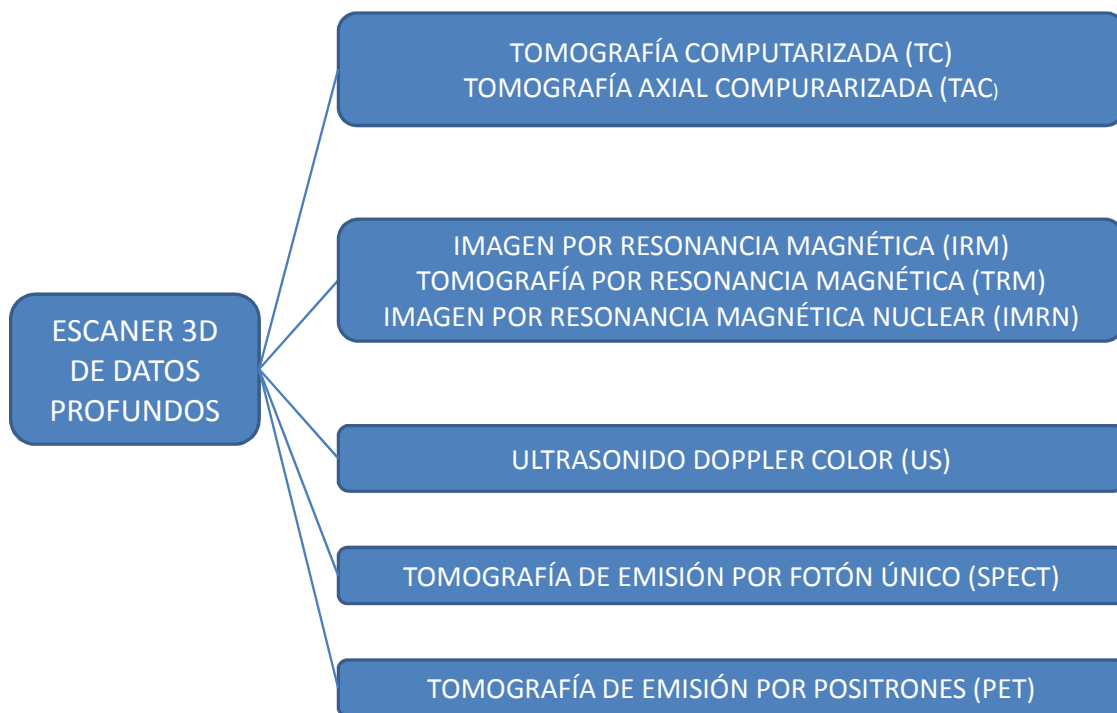


Figura 2. 5.- Sistemas actuales de obtener imágenes y datos 3d profundos

- **Tomografía computarizada (TC) o Tomografía Axial Computarizada (TAC)** → La tomografía computarizada (TAC) es una prueba de diagnóstico por imágenes basada en los rayos X, utilizada para crear imágenes detalladas de los órganos internos, los huesos, los tejidos blandos y los vasos sanguíneos. Las imágenes de secciones transversales (Figura 2.6) generadas durante la exploración por TAC pueden ser reordenadas en múltiples planos, e incluso pueden generar

imágenes en tres dimensiones que se pueden ver en un monitor de ordenador, imprimir en una placa o transferir a medios electrónicos. La TC común tarda 10 segundos en realizar un corte de rayos X, existen tomógrafos multidetectores (hasta 64), que permiten realizar 64 cortes por cada 10 segundos, todos estos cortes pueden mostrarse como un modelado tridimensional para una mejor visualización (Figura 2.7). La TC es rápida, indolora, precisa, y no es invasiva. En casos de emergencia, puede identificar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido como para ayudar a salvar vidas.

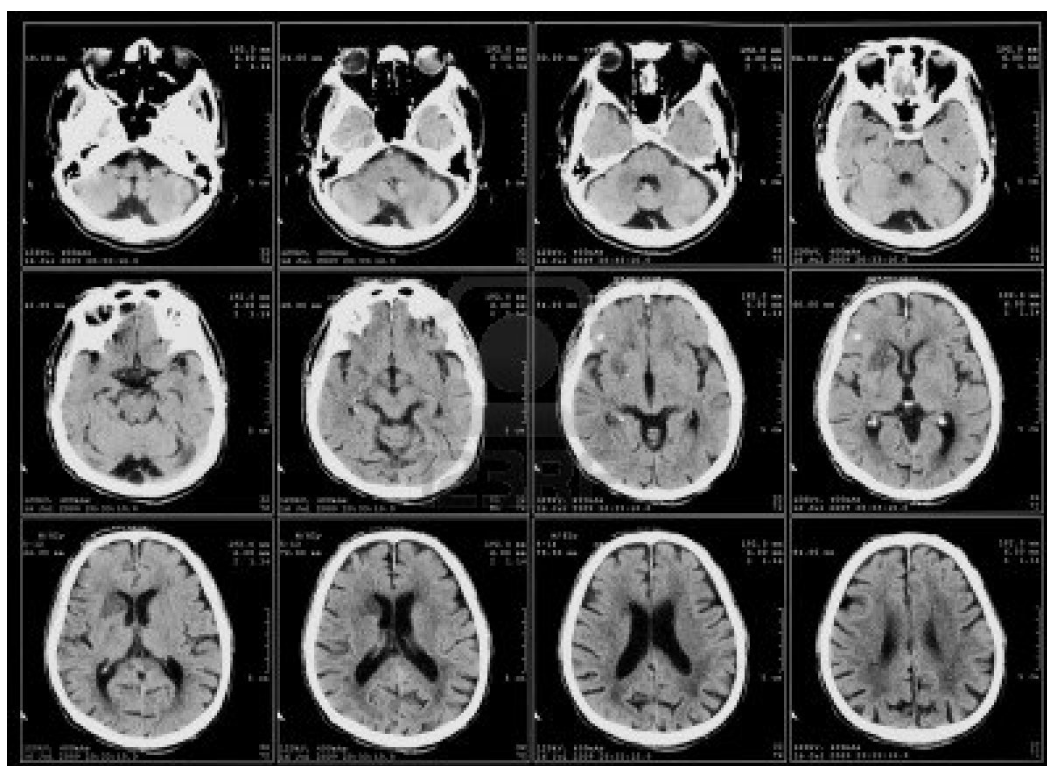


Figura 2. 6.- Cortes de un cráneo obtenidos con un TAC <<https://encrypted-tbn1.gstatic.com>>

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, en algunos lugares a estos rayos se les denominan "rayos Röntgen" en su honor. Los rayos X son un tipo de radiación de ondas electromagnéticas con una longitud de onda menor que la luz visible y se produce al bombardear un blanco (generalmente de wolframio) con electrones de alta velocidad. Las imágenes de rayos X muestran el interior de su cuerpo en diferentes tonos de blanco y negro. Esto es debido a que diferentes tejidos absorben diferentes cantidades de radiación. El calcio en los huesos absorbe la mayoría de los rayos X, por lo que los huesos se ven blancos. La grasa y otros tejidos blandos absorben menos, y se ven de color gris. El aire absorbe la menor cantidad, por lo que los pulmones se ven negros. En la actualidad la base de las tomografías son los rayos X que captados en diversos planos son tratados con diversos algoritmos para conseguir una reconstrucción tomográfica (Figura 2.7). (www.radiologyinfo.org y www.texasheart.org)



Figura 2. 7.- Modelado de un hombro a partir de cortes de un TAC
<[http:// www.imaxe.com.ar](http://www.imaxe.com.ar)>

- **Imagen por Resonancia Magnética (IRM), Tomografía por Resonancia Magnética (TRM) o Imagen por Resonancia Magnética Nuclear (IMRN) →**
En esta técnica se utiliza un campo magnético y ondas de radio para obtener imágenes detalladas de los órganos y las estructuras del cuerpo. En la Resonancia Magnética no se utiliza ninguna radiación de tipo rayos X a diferencia con la Tomografía Computarizada. Durante el examen las ondas de radio manipulan la posición magnética de los átomos del

organismo (actuando sobre los núcleos de hidrogeno del agua del cuerpo), este cambio de posición es detectable por el escáner, la señal que genera puede ser manipulada con campos magnéticos adicionales para obtener mayor cantidad de información y así construir imágenes del cuerpo humano (Figura 2.8). (Chadwick, 2007)

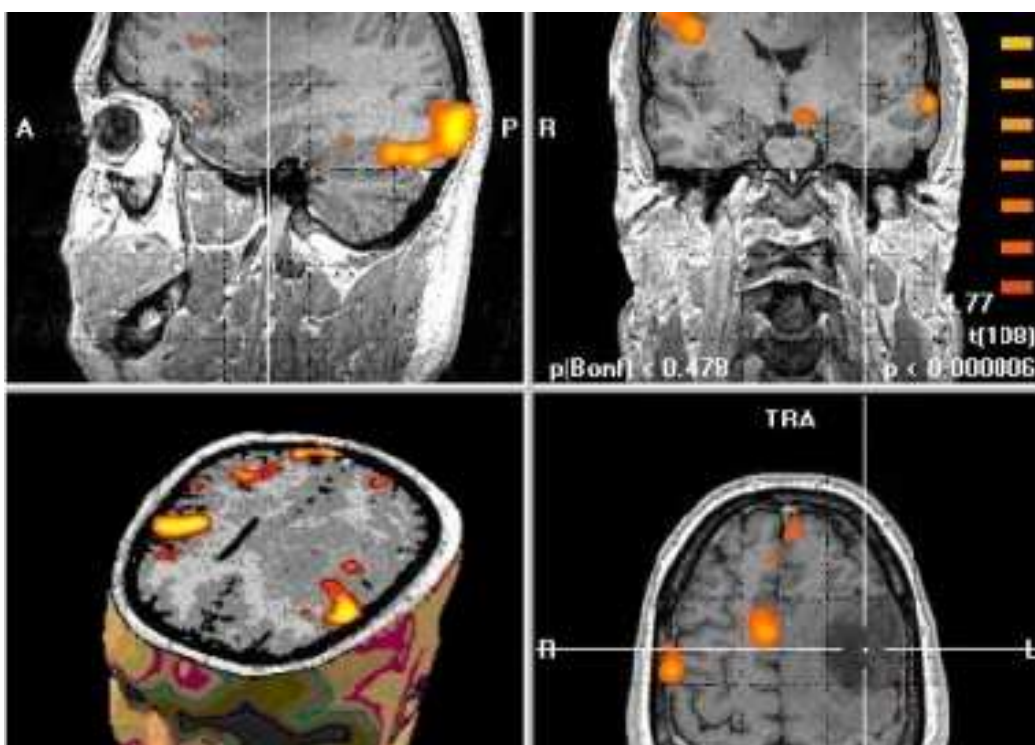


Figura 2. 8.- Modelado de un cráneo con IMR <www.meedicina.com>

- **Ultrasonido Doppler Color (US)** → El efecto Doppler describe el cambio de frecuencia que se produce en cualquier onda cuando existe movimiento relativo entre la fuente emisora y el receptor, esta diferencia de frecuencia se denomina frecuencia Doppler. Los instrumentos médicos que utilizan el principio del ultrasonido Doppler analizan el cambio

que se produce en las ondas sónicas (ecos) por estructuras en movimiento, generalmente células sanguíneas. La onda sónica se origina en los componentes del interior del transductor, estos componentes pueden producir y captar ultrasonidos por la propiedad piezoeléctrica que poseen algunos materiales como el cuarzo. Dentro de los vasos sanguíneos (Castro, Álvarez, Huerta, & Andrade, 2007) los eritrocitos se alejan o se acercan al transductor a una determinada velocidad y cuando chocan con la onda sónica ésta es reflejada con una frecuencia y amplitud diferentes a la que fue emitida. Esta diferencia en la frecuencia es captada por el ecógrafo y con base en ella determina, entre otros cálculos, la velocidad de las células sanguíneas o cambios de intensidad. La representación de la velocidad de las células respecto del tiempo se puede hacer gráficamente en forma de un espectro, en un código de color o en forma audible. (Figura 2.9)

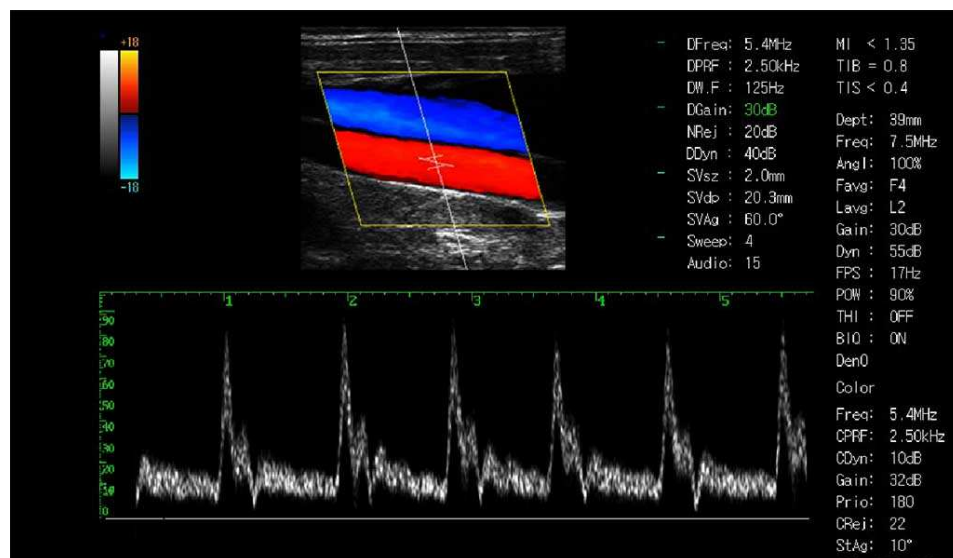


Figura 2. 9.- Imagen US <www.welld.com.cn>

- **Tomografía de Emisión por Fotón Único (SPECT- Single Photon Emission Computed Tomography)** → Esta técnica entra dentro de la categoría de pruebas diagnósticas de la medicina nuclear ya que emplea una fuente de radiación de rayos gamma constituidos por emisión de fotones. Estos rayos proyectados por el mismo paciente, tras suministrarle un determinado fármaco (isotopo radiactivo intravenoso), son recibidos por una o varias cámaras sensibles a la radiación gamma que traducen la radiación captada en imágenes, esta cámara o cámaras conocidas como “cabezales” giran alrededor del paciente obteniendo imágenes desde distintos ángulos pudiendo formar con posterioridad una imagen continua (Figura 2.10). (Crespillo Mirón, 2012)



Figura 2. 10.- Imagen spect <<http://www.mapfre.es>>

- **Tomografía por Emisión de Positrones (PET-Positron Emission Tomography)** → Este sistema de estudio por imágenes es prácticamente igual al SPECT con la diferencia que el sistema SPECT utiliza radio nucleídos emisores de fotón simple (rayos gamma normales como el tecnecio-99m), mientras que el sistema PET emplea radio nucleídos emisores de positrones que implica la detección simultanea de de dos rayos gamma por parte de dos detectores-cámaras opuestas. En la figura 2.11 se puede ver una comparativa entre las imágenes captadas por un instrumento IRM (Imagen por Resonancia Magnética) en donde las ondas de radio atraviesan el cuerpo del paciente y un instrumento PET en donde el emisor de rayos gamma es el mismo paciente. (Crespillo Mirón, 2012)

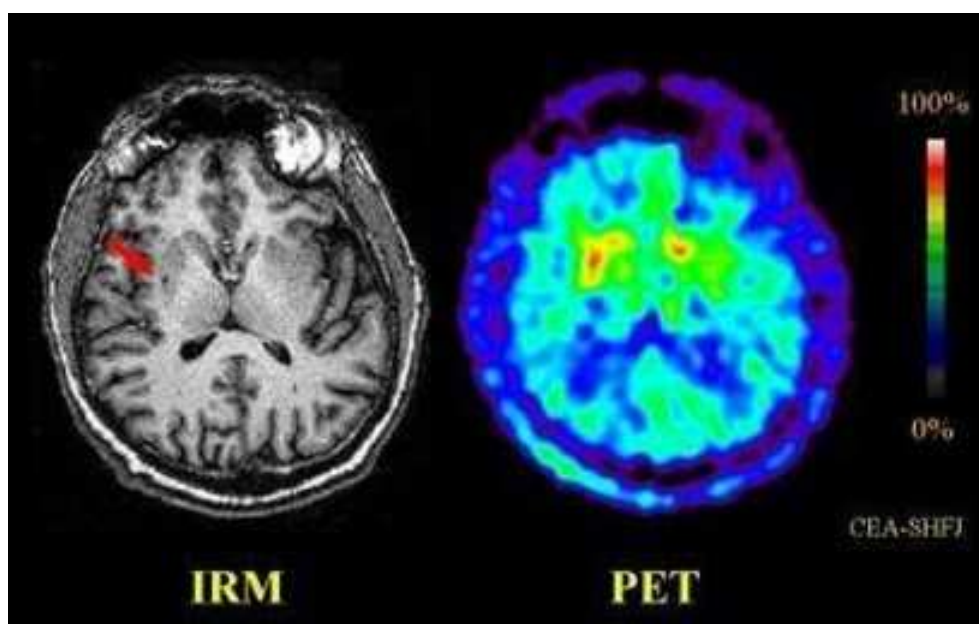


Figura 2. 11.- Comparativa imágenes IRM-PET
<<https://grupo3modulo2.com>>

2.2.2.- SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS SUPERFICIALES

Una vez analizados los sistemas de obtención de datos tridimensionales internos, nos vamos a centrar en la obtención de datos externos o superficiales al cuerpo humano o en cualquier tipo de objeto. Este tipo de instrumentos o técnicas de adquisición de imágenes se muestran en el esquema de la figura 2.12.

La primera clasificación que se realiza de estos escáneres 3d de superficie es la condición de tener que tener contacto con el objeto a medir o no tener contacto. Los escáneres de contacto son básicamente instrumentales, mientras que los de no contacto tienen parte instrumental y otra parte de reconocimiento de las imágenes por software. Estos últimos, a su vez, se clasificarán en activos y pasivos. Serán activos aquellos sistemas de escáner 3d que para la obtención de los datos necesitarán proyectar algún tipo de señal sobre los objetos a medir y serán pasivos aquellos que fundamenten su metodología en la adquisición de imágenes fotográficas y un posterior tratamiento con software específico para poder obtener las medidas tridimensionales de los objetos fotografiados.

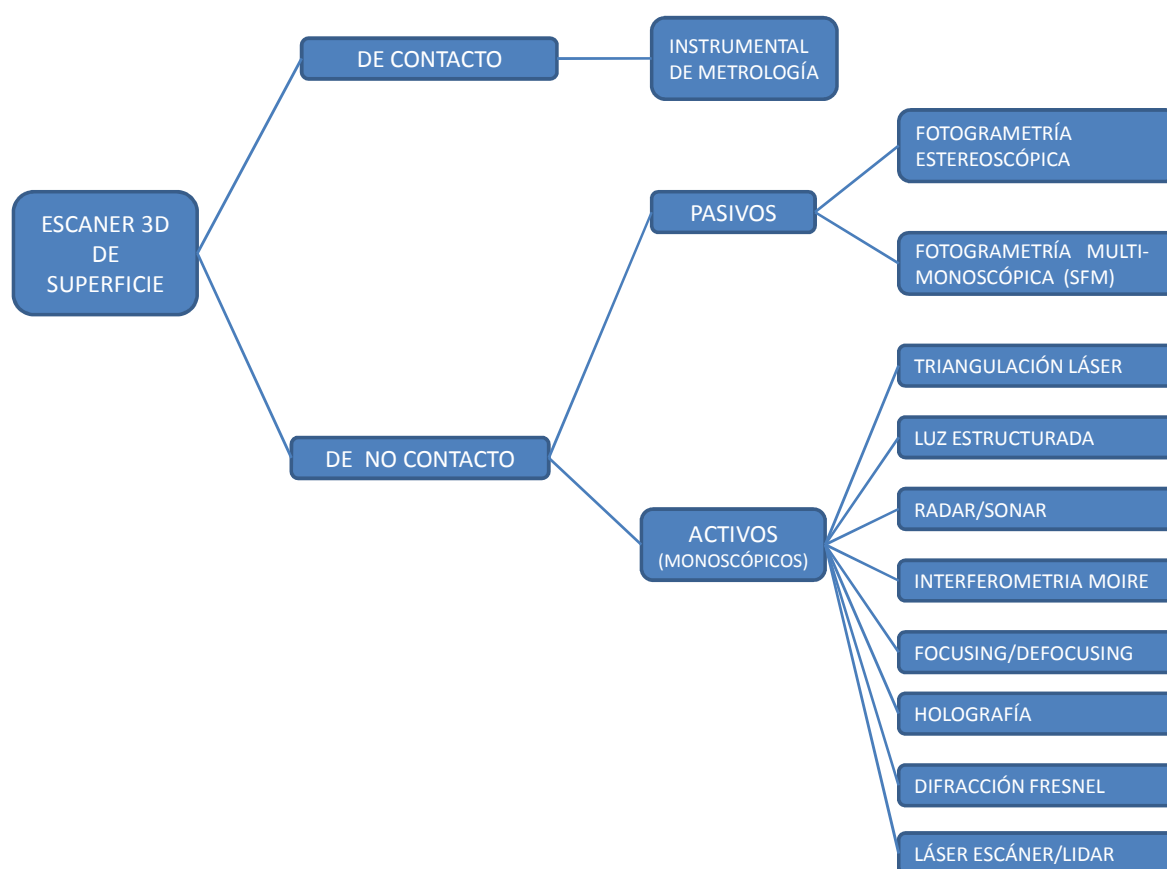


Figura 2. 12.- Clasificación de los escáneres 3d de superficie

Los escáneres de superficie, tanto de contacto como de no contacto, pertenecen al campo de estudio de la Fotogrametría de Objeto o rango Cercano (FOC) (Close Range Photogrammetry). (Luhmann, 2010)

A los sistemas de adquisición de datos tridimensionales (3d), se les suele llamar en términos generales “escáner 3d”, aunque la palabra escáner según el diccionario de la Real Academia Española

(Española, 2001) no se ajuste a la extensión tridimensional que le estamos dando desde nuestro de vista técnico. Actualmente en el diccionario de la lengua española escáner se define como:

- 1. m. Electr. Dispositivo que explora un espacio o imagen y los traduce en señales eléctricas para su procesamiento.*
- 2. m. Med. Aparato que, por medio de ultrasonidos, resonancia magnética, radiaciones ionizantes o rayos X, proporciona una imagen de órganos o partes internas del cuerpo.*
- 3. m. Med. Prueba o exploración realizada con un escáner (// aparato que proporciona una imagen interna del cuerpo).*

En ninguna de las tres acepciones se menciona el concepto de tridimensional ni se incluye la técnica de obtención de datos 3d a partir de la utilización única de imágenes fotográficas, con soportes de ayuda al reconocimiento de la imagen (activos) o sin soportes de ayuda, exclusivamente con la imagen fotográfica (pasivos). No obstante, la denominación de escáner 3d está suficientemente extendida e incluye a cualquier tipo de dispositivo o método que permita la adquisición de coordenadas tridimensionales de un entorno u objeto físico, tanto de su interior como de su exterior, y su posterior representación digital.

Al ser estos sistemas los utilizados en el desarrollo de esta tesis, se realizará a continuación una descripción detallada de cada uno de ellos.

2.2.2.1.- SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS 3D DE CONTACTO

Este tipo de sistemas de medición llevan asociados una componente instrumental fundamental denominada “palpador” e indica el punto en donde se obtendrán las coordenadas tridimensionales (X,Y,Z) y debe estar en perfecto contacto sobre la superficie a medir. Lógicamente este sistema de medición aplicado a la medición de úlceras de la piel está completamente contraindicado por las molestias que ocasionaría en el paciente, no obstante se ha utilizado en algunos aspectos de la medicina para obtener medidas de escoriosis (Rodríguez-Quíñonez et al., 2014) y de mediciones patrón que permitan comprobar aplicaciones de reconocimiento facial (Deli, Di Gioia, Galantucci, & Percoco, 2010).

Las coordenadas del extremo del palpador pueden obtenerse por varios procedimientos:

- **Brazos de medición articulados** → Este tipo de brazos son muy utilizados en ingeniería industrial, pero no debe desestimarse su uso en cualquier otro ámbito en donde se

requiera realizar una medición con precisión de pocas micras de puntos que se encuentren perfectamente identificados. En la figura 2.13 se muestra la imagen de un brazo articulado de la marca “FARO”, su funcionamiento consiste en la medición mediante codificadores ópticos de las rotaciones que se producen en cada articulación, partiendo de un punto origen de coordenadas que actúa como (0,0,0) y que quedaría definido en una posición definida por el usuario con el palpador, cualquier variación en la posición de éste es interpretada como un diferencial de coordenadas en incrementos de X, de Y y de Z



Figura 2. 13.- Brazo de medición FARO <www.mecanica14.com >

Otro tipo de brazo mecánico es el que se ha utilizado en antropometría para el estudio del cuerpo humano. En la figura 2.14 se muestra este tipo de brazo realizando una medición sobre puntos característicos de la columna vertebral para el estudio de la escoliosis. Estos brazos mecánicos basan su funcionamiento en la triangulación, en donde conociendo las longitudes de las barras (catetos) y los ángulos entre ellas permiten obtener las coordenadas de puntos concretos.

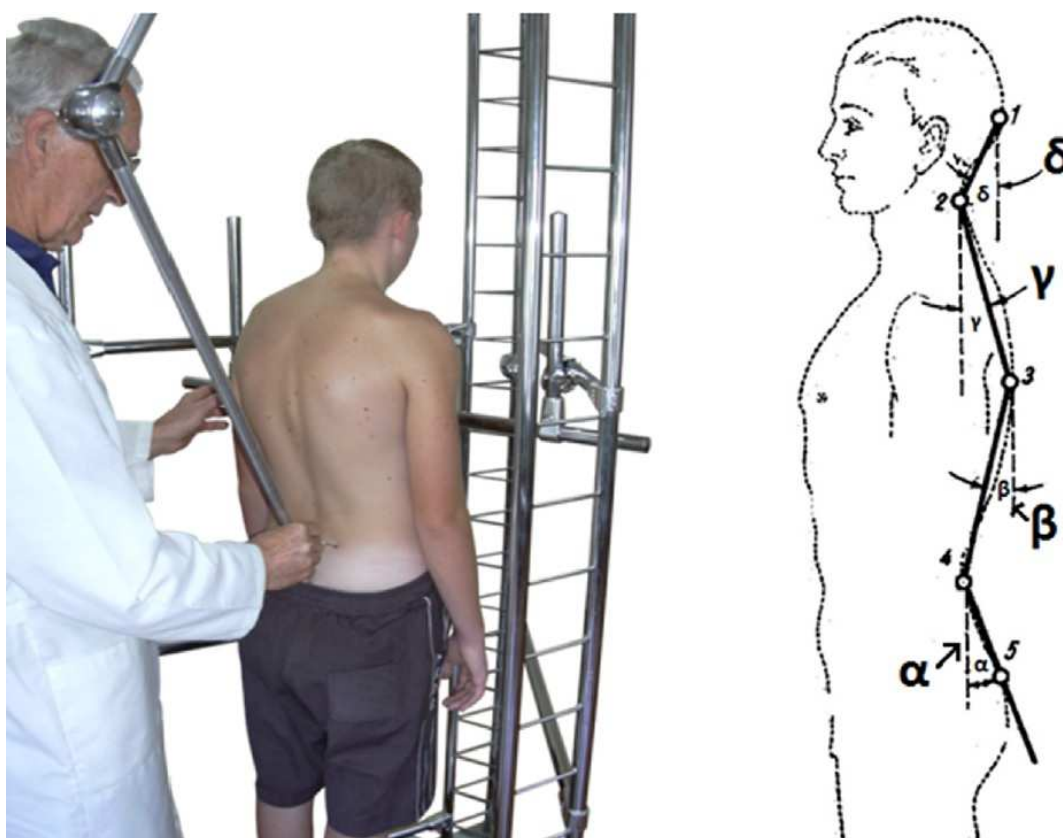


Figura 2. 14.- Antropometer (Rodríguez-Quiñonez et al., 2014)

- **Con imágenes fotográficas** → Utilizando los principios básicos de la proyección cónica o perspectiva que se produce al tomar una única imagen fotográfica se puede definir tal y como se muestra en la figura 2.15 las relaciones de proporción que se dan entre la imagen tomada y los puntos de control definidos y calibrados previamente sobre el palpador. Las coordenadas obtenidas para esos puntos de control siempre nos refieren a las coordenadas del punto de apoyo del palpador sobre el objeto. (Luhmann, 2010).

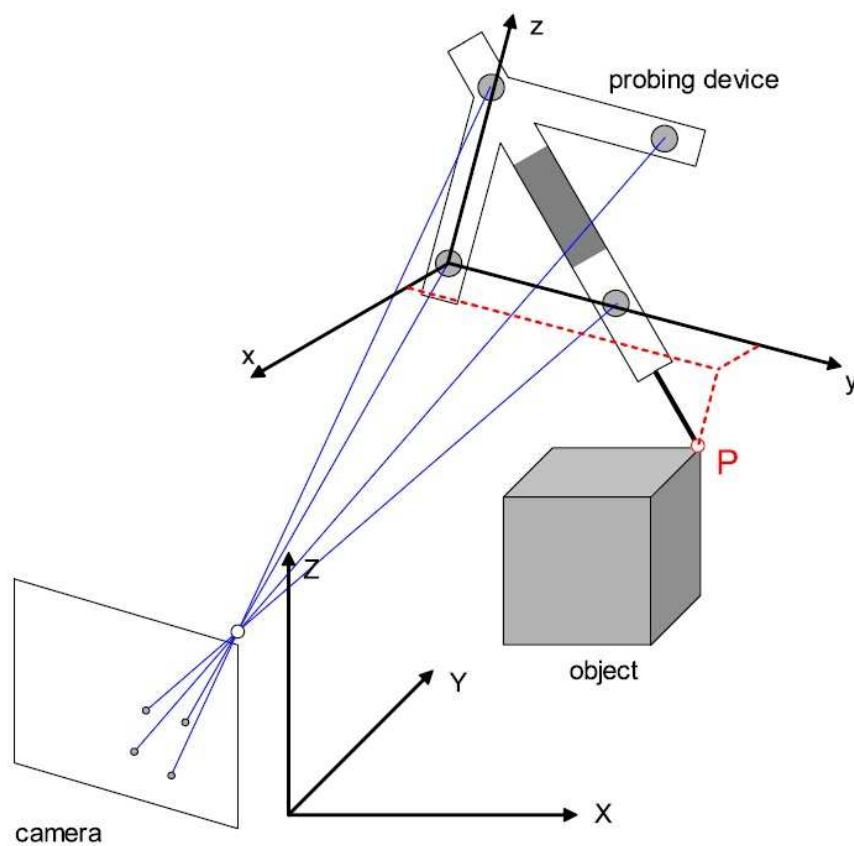


Figura 2. 15.- Principio de funcionamiento de una cámara simple con palpador (Rodríguez-Quiñonez et al., 2014)

Los instrumentos de metrología que incorporan este principio de medición se denominan “láser tracker”, en la figura 2.16 se muestra un láser tracker de la marca Leica con el palpador modelo Leica B-Probe. Estos instrumentos suelen tener una resolución de 0.1 micra y pueden llegar a alcanzar precisiones de ± 10 micras.



Figura 2. 16.- Sistema de medición láser tracker de Leica con palpador
(www.hexagonmetrology.es)

2.2.2.2.- SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS 3D DE NO CONTACTO

Los sistemas de adquisición de datos 3d fundamentan su principio metodológico en la Fotogrametría.

La Asociación Americana de Fotogrametría y Teledetección (ASPRS – American Society for Photogrammetry and Remote Sensing) define a la fotogrametría como: *“el arte, la ciencia y tecnología que obtiene informaciones fiables acerca de objetos físicos y su entorno mediante procesos de registro, medida e interpretación de imágenes fotográficas y datos obtenidos a partir de energía electromagnética radiante o de fenómenos magnéticos.”*

La fotogrametría desde sus orígenes se ha clasificado en: Fotogrametría aérea y terrestre. La fotogrametría aérea se ha basado en la obtención de imágenes desde soportes aerotransportados y se ha dedicado principalmente a la obtención de cartografía de grandes extensiones del territorio. Por el contrario, la fotogrametría terrestre ha obtenido sus imágenes desde nivel de suelo y se ha centrado en la obtención de medidas sobre objetos de reducidas dimensiones en comparación con la fotogrametría aérea, no hace falta decir que la distancia desde la que se toman las fotografías en fotogrametría terrestre es muy inferior a la fotogrametría aérea, por ese motivo a la fotogrametría terrestre se la denomina también: “Fotogrametría de objeto cercano”, a este tipo de fotogrametría también se la conoce como: “Fotogrametría no topográfica” al no destinarse, como en el

caso de la aérea, a la obtención de cartografía, Hoy en día, a este tipo de fotogrametría en la que no hay ningún tipo de contacto sobre el objeto, se la denomina por extensión: “Close-Range Photogrammetry” (CRP – FOC - Fotogrametría de Objeto Cercano).

Los métodos de fotogrametría de objeto cercano (FOC) para la determinación de las coordenadas tridimensionales de la superficie de un objeto utilizan al menos dos fotografías y un sistema de reconocimiento de puntos homólogos entre las fotografías. La superficie del objeto fotografiada debe presentar una textura suficiente que permita la identificación de puntos homólogos sobre las distintas imágenes del objeto, si la textura fuera insuficiente, se deberá proyectar un patrón de imagen sobre el objeto. (Luhmann, 2010)

Los sistemas de adquisición de datos de no contacto se clasifican, a su vez, en sistemas activos y pasivos en función de la necesidad que tenga el sistema de proyectar algún tipo de imagen (patrón) sobre el objeto a representar o sea suficiente la obtención de dos o más imágenes fotográficas para su definición.

2.2.2.2.1.- SISTEMAS PASIVOS

Los sistemas de adquisición de datos 3d pasivos se dividen a su vez, en sistemas que utilizan los principios de la fotogrametría estereoscópica (dos imágenes fotográficas) y los que utilizan algoritmos automáticos de correlación entre dos o más imágenes y que denominamos “*fotogrametría multi-monoscópica*”.

2.2.2.2.1.1.-FOTOGRAMETRÍA ESTEREOSCÓPICA

La fotogrametría estereoscópica se basa en los principios de la visión estereoscópica natural, es decir, en la capacidad que tienen los seres vivos de apreciar relieve con la visión binocular, para lo que es preciso obtener dos imágenes similares del mismo objeto, tal y como se produce al observar un objeto con el ojo izquierdo y el mismo objeto con el ojo derecho. (Figura 2.17)

En la figura 2.17 se muestra como se puede conseguir la visión estereoscópica artificial imitando a la visión natural. A tal efecto se deberán mostrar a nuestros ojos las imágenes izquierda y derecha, tomadas desde puntos distintos de vista, en idéntica posición que cuando se realizaron las tomas fotográficas de tal manera que se estén cumpliendo los dos principios básicos de la fotogrametría, por un lado la condición de colinearidad, en donde para cada imagen se encuentra en una misma línea el centro de proyección, punto sobre la imagen y punto sobre el terreno y por otro lado la condición de coplanaridad,

en donde para cada punto se debe tener un único plano definido por la línea que une los centros de proyección y las líneas homólogas, izquierda y derecha, que unen los centros de proyección con un mismo punto del terreno.

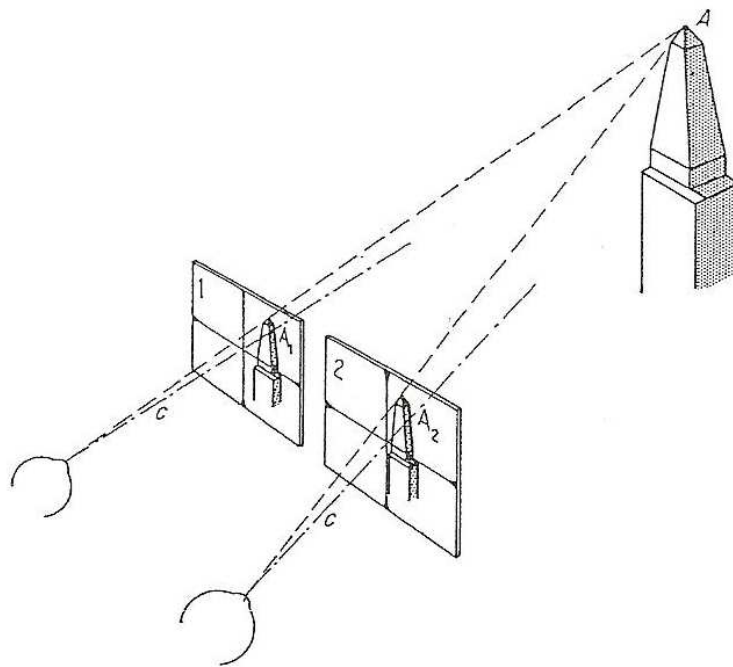


Figura 2. 17.- Principio de visión de la fotogrametría estereoscópica

La capacidad de visión estereoscópica de los seres humanos permite reconstruir el relieve a partir de la diferencia aparente en la posición de un objeto al ser observado desde dos puntos de vista distintos. Este desplazamiento aparente es conocido como paralaje estereoscópico.

El ojo humano no tiene la capacidad de medir la posición de un objeto proyectado en la retina y mucho menos compararlo métricamente con la posición de la proyección del mismo objeto en la retina del otro ojo. Por tanto la visión estereoscópica artificial tiene que acudir a principios matemáticos y geométricos que permitan la realización de medidas precisas sobre las imágenes adquiridas y transformarlas en coordenadas tridimensionales sobre sistemas de referencia conocidos. En estos sistemas fotogramétricos los centros de proyección (CDP) de las cámaras fotográficas se corresponderían con la posición de los ojos en la visión estereoscópica natural. (Figura 2.18)

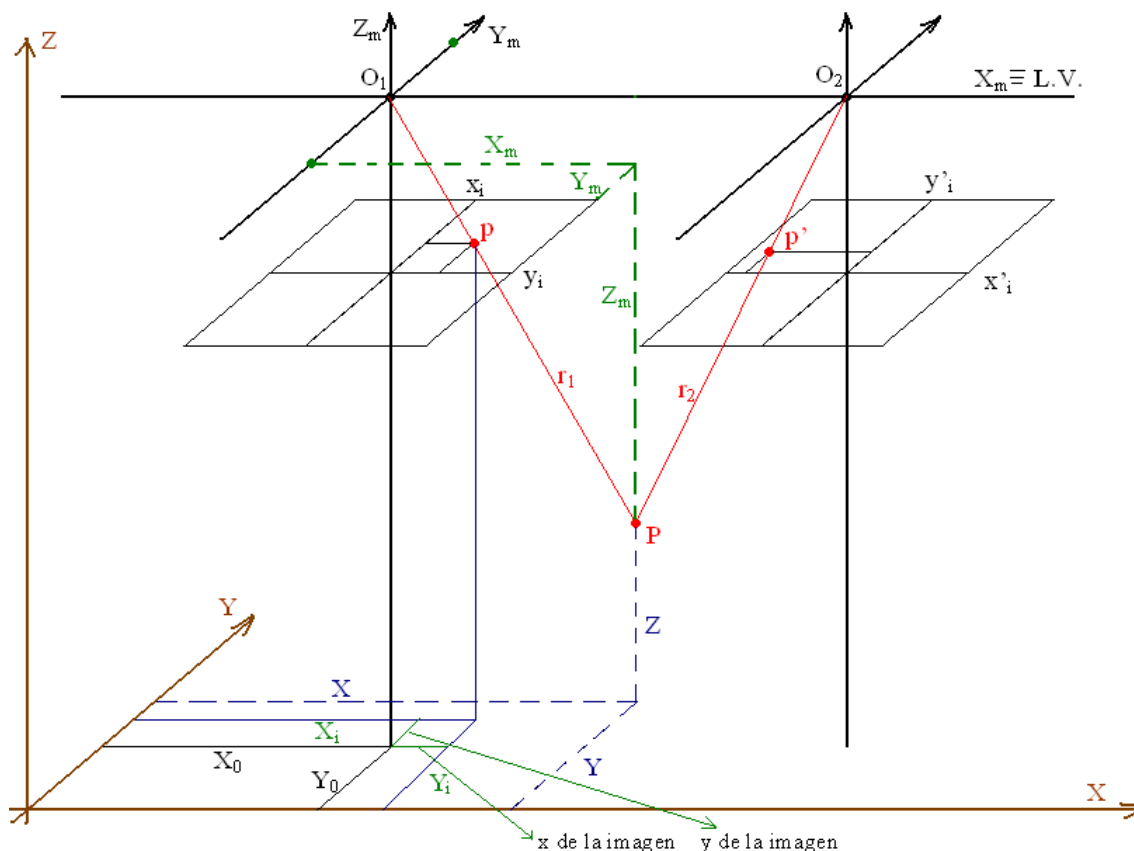


Figura 2. 18.- Modelo geométrico de la fotogrametría estereoscópica

- Principio de colinearidad** → Se fundamenta en el principio de la “proyección central o cónica”, figura 2.19, en donde cada uno de los puntos del terreno-objeto fotografiado se materializa en un punto sobre la imagen izquierda y su homólogo sobre la derecha, formándose para cada punto del terreno-objeto dos rayos proyectivos, un izquierdo y otro derecho, en la figura 2.18 estos rayos proyectivos se muestran en rojo, los centros de proyección O_1 (izquierdo) y O_2 (derecho) son puntos coincidentes para todos los rayos proyectivos de cada imagen. Cada rayo proyectivo contendrá tres puntos: el centro de proyección (punto origen del haz de rayos proyectivos de cada imagen); el punto imagen y el punto sobre el terreno, conociendo las coordenadas de dos de ellos se pueden calcular las coordenadas del tercero.

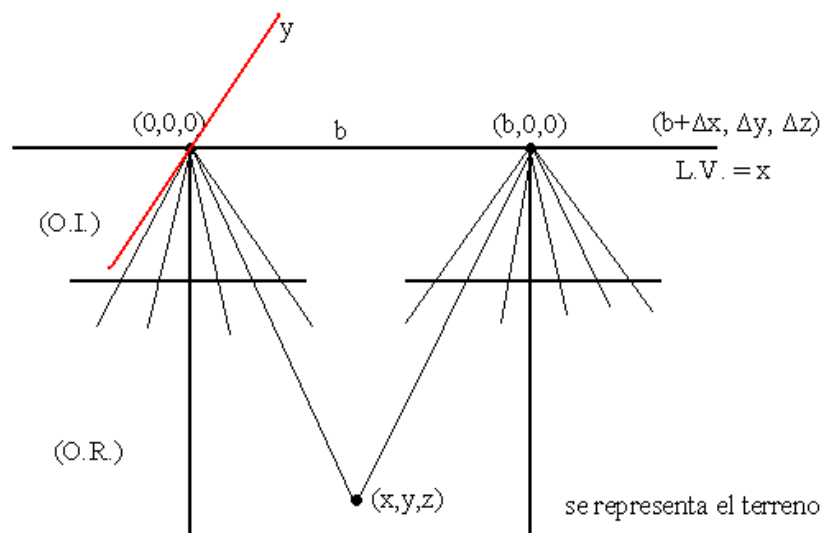


Figura 2. 19.- Proyección central o cónica

El modelo matemático del principio de colinearidad lo obtendremos de las ecuaciones básicas de la proyección central: (J. Pérez, 2001); (Kraus, 1993)

La condición de partida es que todos los sistemas se consideran paralelos entre sí.

Sobre una misma recta se encuentra el centro de proyección, punto imagen y punto terreno, según se ha comentado anteriormente, denominamos a las rectas r_1 [2.1] y r_2 [2.2], figura 2.18.

$$r_1 = \left\{ \begin{array}{l} O_1(x_0, y_0, z_0) \\ (x_i, y_i) \\ (x_m, y_m, z_m) / (x, y, z) \end{array} \right\} r_i \quad [2.1]$$

$$r_2 = \left\{ \begin{array}{l} O_2(x_1, y_1, z_1) \\ (x'_i, y'_i) \\ (x_m, y_m, z_m) / (x, y, z) \end{array} \right\} \quad [2.2]$$

La intersección entre r_1 y r_2 nos dará las coordenadas del punto del terreno-objeto en el mismo sistema de referencia en el que hayamos calculado las ecuaciones de las rectas.

A la distancia entre los centros de proyección $O_1 - O_2$ se la denomina “base” y es la distancia que se correspondería con

la distancia interpupilar en visión estereoscópica natural. Esta distancia en muchos sistemas fotogramétricos de objeto cercano, es la que se debe calibrar previamente para conocerla con la mayor exactitud posible ya que define la escala del sistema.

Atendiendo a la figura 2.18, sobre cada recta hay 3 elementos, conociendo dos de ellos quedaría perfectamente definida la recta que forma el rayo proyectivo. Se tiene:

$(X_I, Y_I, Z_I) \rightarrow$ Coordenadas imagen.

$(X_0, Y_0, Z_0) \rightarrow$ Coordenadas CDP.

$(X, Y, Z) \rightarrow$ Coordenadas terreno.

$(X_K, Y_K, Z_K) \rightarrow$ Coordenadas comparador/pixel.

La ecuación de la recta que pasa por tres puntos sería:

$$\left. \begin{array}{ccc} X_i & Y_i & Z_i \\ X_0 & Y_0 & Z_0 \\ X & Y & Z \end{array} \right\} \frac{X_i - X_0}{X - X_0} = \frac{Y_i - Y_0}{Y - Y_0} = \frac{Z_i - Z_0}{Z - Z_0} \Rightarrow \quad [2.3]$$

Expresando las coordenadas imagen desde un sistema interno al fotograma se pasará de (X_I, Y_I, Z_I) a (x_i, y_i, z_i) con z_i igual a la distancia focal (f) de la cámara utilizada. (Figura 2.20)

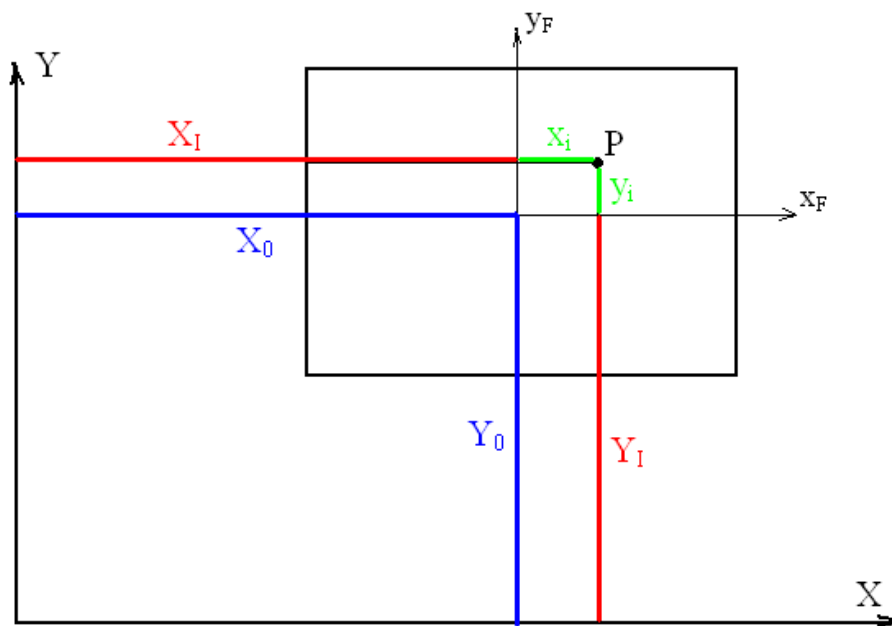


Figura 2. 20.- Paso de coordenadas imagen externas a internas

Resultará la ecuación de la recta:

$$\frac{x_i}{X - X_0} = \frac{y_i}{Y - Y_0} = \frac{z_i \equiv f}{Z - Z_0} \quad [2.4]$$

Expresada en forma matricial:

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = \frac{z_i}{Z - Z_0} \begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix} \quad [2.5]$$

Teniendo en cuenta que el sistema de coordenadas imagen (x_i, y_i, z_i) se ha supuesto que era paralelo al sistema absoluto de referencia y que las coordenadas medidas sobre la imagen, denominadas comparador o pixel, no se encontrarán en un sistema paralelo al absoluto, se deberá realizar un giro mediante una matriz de rotación $[R(\omega, \varphi, \kappa)]$. [2.6].

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = [R] \begin{pmatrix} X_k \\ Y_k \\ f \end{pmatrix} \quad [2.6]$$

$$\begin{pmatrix} X_k \\ Y_k \\ f \end{pmatrix} = [R^{-1}] \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} \quad [2.7]$$

$$[R^{-1}] = [M] \equiv \text{matriz de rotación.}$$

Realizando estos giros, se consigue que en la expresión [2.5] todos los sistemas de coordenadas de cada uno de los puntos que integran la expresión sean paralelos. Los valores de la matriz [M] son:

$$m_{11} = \cos \varphi \cdot \cos \kappa$$

$$m_{12} = \cos \varphi \cdot \operatorname{sen} \kappa$$

$$m_{13} = -\operatorname{sen} \varphi$$

$$m_{21} = \operatorname{sen} \varphi \cdot \operatorname{sen} \omega \cdot \cos \kappa - \cos \omega \cdot \operatorname{sen} \kappa$$

$$m_{22} = \operatorname{sen} \varphi \cdot \operatorname{sen} \omega \cdot \operatorname{sen} \kappa + \cos \omega \cdot \cos \kappa$$

$$m_{23} = \operatorname{sen} \omega \cdot \cos \varphi$$

$$m_{31} = \operatorname{sen} \varphi \cdot \cos \omega \cdot \cos \kappa + \operatorname{sen} \omega \cdot \operatorname{sen} \kappa$$

$$m_{32} = \operatorname{sen} \varphi \cdot \cos \omega \cdot \operatorname{sen} \kappa - \operatorname{sen} \omega \cdot \cos \kappa$$

$$m_{33} = \cos \omega \cdot \cos \varphi$$

Aplicando los valores de esta matriz [M] a la expresión [2.5]:

$$[M] \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = \frac{z_i}{Z - Z_0} [M] \begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix} \quad [2.8]$$

$$\begin{pmatrix} x_\kappa \\ y_\kappa \\ f \end{pmatrix} = \frac{z_i}{Z - Z_0} [M] \begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix} \quad [2.9]$$

Expresando el sistema en forma lineal:

$$X_\kappa (Z - Z_0) = Z_i [m_{11} (X - X_0) + m_{12} (Y - Y_0) + m_{13} (Z - Z_0)] \quad [2.10]$$

$$Y_\kappa (Z - Z_0) = Z_i [m_{21} (X - X_0) + m_{22} (Y - Y_0) + m_{23} (Z - Z_0)] \quad [2.11]$$

$$f (Z - Z_0) = Z_i [m_{31} (X - X_0) + m_{32} (Y - Y_0) + m_{33} (Z - Z_0)] \quad [2.12]$$

Dividiendo [2.10] y [2.11] por [2.12] y despejando la distancia focal, se tendrán las ecuaciones básicas de la proyección central por el método de colinearidad:

$$X_\kappa = f \cdot \frac{[m_{11} (X - X_0) + m_{12} (Y - Y_0) + m_{13} (Z - Z_0)]}{[m_{31} (X - X_0) + m_{32} (Y - Y_0) + m_{33} (Z - Z_0)]} \quad [2.13]$$

$$Y_\kappa = f \cdot \frac{[m_{21} (X - X_0) + m_{22} (Y - Y_0) + m_{23} (Z - Z_0)]}{[m_{31} (X - X_0) + m_{32} (Y - Y_0) + m_{33} (Z - Z_0)]} \quad [2.14]$$

- **Principio de coplanaridad** → El principio de coplanaridad parte de la premisa de que sobre un mismo plano se encuentran los centros de proyección de las dos fotografías y los rayos proyectivos izquierdo y derecho. Este principio de coplanaridad viene demostrado por el Teorema de Terrero-Hauck, también conocido como Teorema de los Planos Nucleares y actualmente como Teorema de los Planos Epipolares o simplemente Geometría Epipolar.

El teorema de Terrero-Hauck parte de dos tomas fotográficas tomadas desde 2 puntos de vista diferentes (O_1 y O_2), figura , se define *eje epipolar* como la recta que une ambos centros de proyección O_1O_2 . Este eje corta a los planos de la fotografías en los llamados *puntos epipolares o epipolos* K' y K'' . Los planos que contienen el eje epipolar (y en consecuencia los epipolos) y los puntos del terreno $P_1, P_2, P_3...$ se conocen como *planos epipolares* (J_1 y J_2). Por último, los *rayos epipolares* son aquellas rectas formadas por un epipolo y un punto de la fotografía ($P_1'K'$ y $P_2'K'$ en la imagen izquierda y $P_1''K''$ y $P_2''K''$ en la derecha).

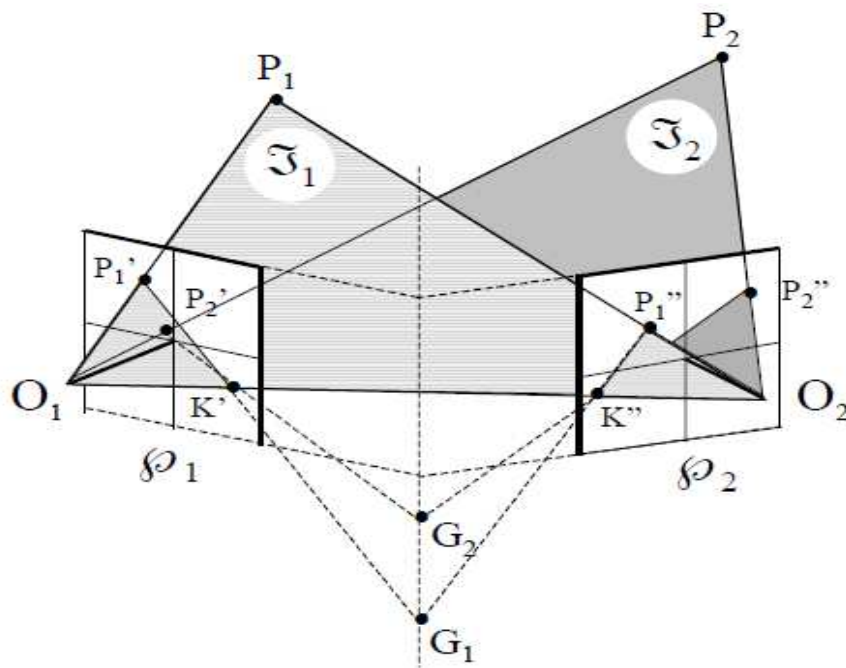


Figura 2. 21.- Teorema de Terreno-Hauck o de los Planos Epipolares

Observando la figura 2.21, los rayos epipolares que provienen de puntos homologos intersectan siempre en un punto (G_1, G_2, \dots) situados sobre la recta que se forma por la intersección de los planos de las fotografías. Es gracias a esta condición la que hace posible la tarea de correlación de imágenes consecutivas. Para un punto cualquiera de la imagen izquierda (P_i'), y siempre que se conozcan los puntos nodales (k y k') y las imágenes estén en la posición relativa al momento de toma, se podrá localizar su punto homologo en la imagen derecha (P_i'') y se encontrará sobre el rayo epipolar $K''P_i''$.

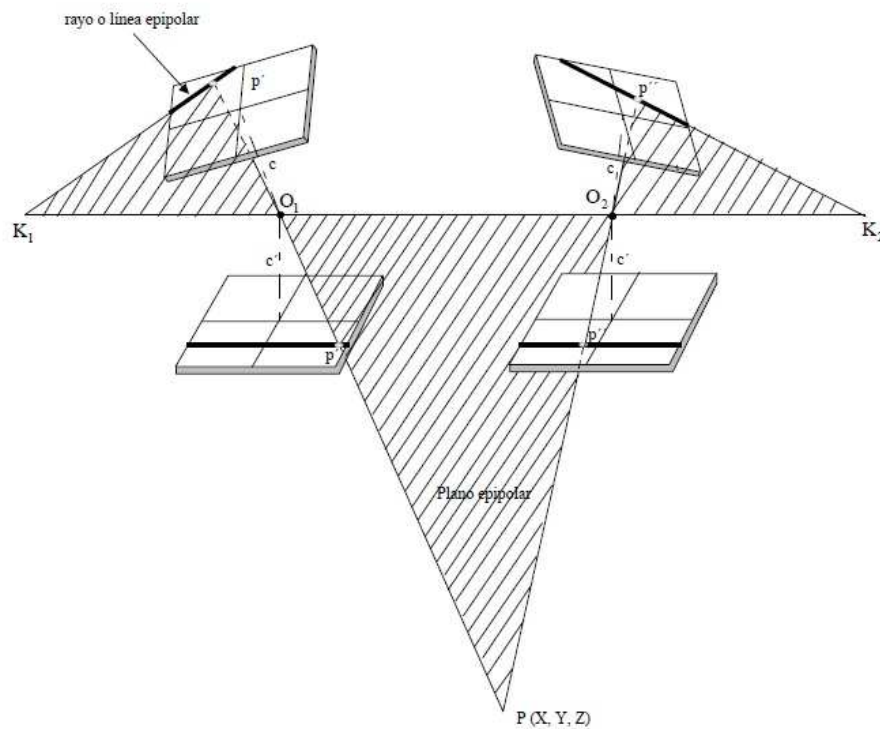


Figura 2. 22.- Geometria epipolar (Imagen real) (J. A. Pérez, 2001)

En el momento de adquisición de las imágenes originales, lo normal es tomarlas desde posiciones diferentes (figura 2.22), por lo que cada imagen se encontrará en el espacio en una posición con tres grados de libertad, uno para cada giro: $(\omega, \varphi, \kappa)$ correspondientes a los ejes del triedro coordenado (x, y, z) . Los ejes principales entre dos imágenes originales que forman par estereoscópico no son paralelos ni perpendiculares a la base (O_1, O_2) , siendo necesaria una transformación de las imágenes a una posición en las que las líneas epipolares

homólogas sean paralelas al eje de abscisas del sistema de coordenadas imagen, es decir que tengan la misma coordenada "y" los puntos homólogos, en fotogrametría al proceso de conseguir que dos puntos homólogos tenga la misma coordenada "y", se conoce como proceso de eliminación del paralaje en "y" o realización de la orientación relativa, cada vez está más extendido en fotogrametría de objeto cercano (FOC) denominar a este proceso "*epipolarización de imágenes*". Se conoce como una imagen normalizada (figura 2.23) a aquella que se ha obtenido con geometría epipolar en el espacio objeto y se conoce como imagen real a aquella que se ha obtenido en el momento de la exposición fotográfica. (J. A. Pérez, 2001)

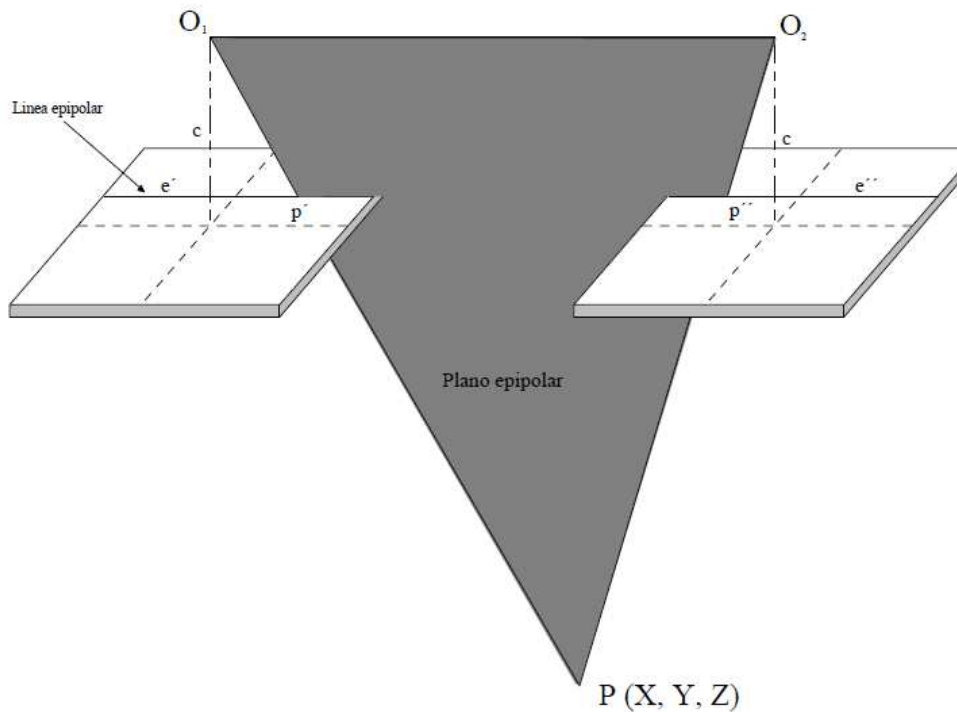


Figura 2. 23.- Geometría epipolar (Imagen normalizada) (J. A. Pérez, 2001)

imagen que es paralela al plano XY del espacio objeto recibe el nombre de imagen verdaderamente vertical (imagen ideal) y solo ocurre cuando se trabaja con instrumentos tipo estereocámaras (figura 2.24 y 2.25) en donde la posición relativa de las mismas se corresponde con la teoría de una toma normal, la distancia entre los centros de proyección (O_1, O_2) denominada base, debe ser conocida y los ejes principales de cada una de las cámaras deben ser paralelos entre sí y perpendiculares a la base.



Figura 2. 24.- Cámara estereoscópica Holga (www.holgacamera.com)



Figura 2. 25.- Cámara estereoscópica ZEISS SMK 40 (www.zeiss.com)

El principio matemático en el que se fundamenta el método de coplanaridad se desarrolla a partir de la imagen 2.26, en el que los dos rayos proyectivos L_1P y L_2P y la base L_1L_2 se encuentran en un mismo plano. (J. Pérez, 2001)

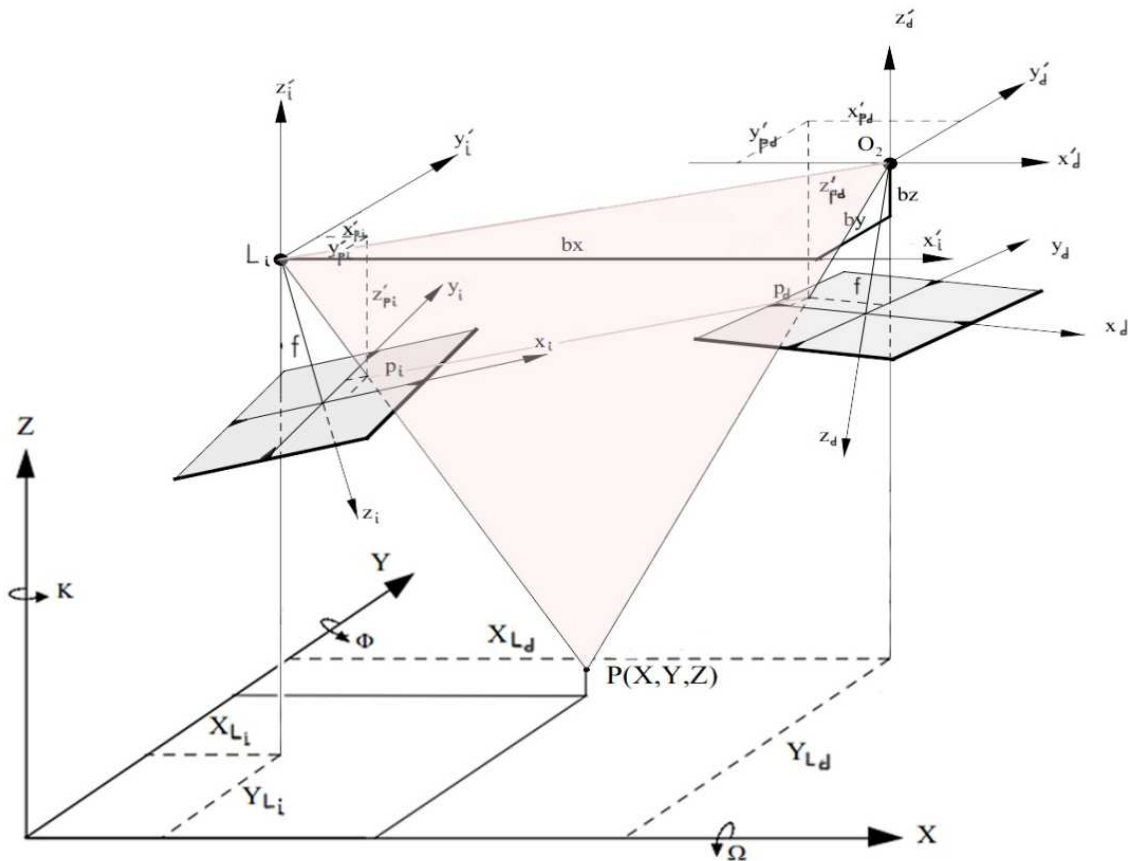


Figura 2. 26.- Condición de coplanaridad (J. Pérez, 2001)

Esta condición equivale a que el producto mixto vectorial de la base estereoscópica (L_1L_2) y de los rayos homólogos $(L_1P$ y $L_2P)$ debe ser cero :

$$\overrightarrow{L_1L_2} \wedge (\overrightarrow{L_1P} \times \overrightarrow{L_2P}) = 0 \quad [2.15]$$

Expresado en forma de determinante resulta la expresión fundamental:

$$\Delta = \begin{bmatrix} b_x & b_y & b_z \\ x'_i & y'_i & z'_i \\ x'_d & y'_d & z'_d \end{bmatrix} = 0 \quad [2.16]$$

Los coeficientes que intervienen en el proceso de cálculo son:

$$\overrightarrow{L_i L_d} = \begin{bmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{bmatrix} \quad [2.17]$$

$b_x, b_y, b_z \equiv$ componentes de la base del modelo estereoscópico

$x'_i, y'_i, z'_i \equiv$ Coordenadas imagen en la imagen izquierda en un sistema de coordenadas paralelo al tridimensional:

$$\overrightarrow{L_i p_i} = \begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{bmatrix} = R_{\omega\phi\kappa}^i \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{bmatrix} \quad [2.18], \text{ siendo } R_{\omega\phi\kappa}^i \text{ la matriz de}$$

rotación angular

$x'_d, y'_d, z'_d \equiv$ Coordenadas imagen en la imagen derecha en un sistema de coordenadas paralelo al tridimensional:

$$\overrightarrow{L_d p_d} = \begin{bmatrix} x'_d \\ y'_d \\ z'_d \end{bmatrix} = R_{\omega\phi\kappa}^d \begin{bmatrix} x_d \\ y_d \\ z_d \end{bmatrix} \quad [2.19], \text{ siendo } R_{\omega\phi\kappa}^d \text{ la matriz}$$

de rotación angular

2.2.2.2.1.2.- FOTOGRAMETRÍA MULTI-MONOSCÓPICA

En el apartado anterior se han definido los dos principios matemáticos básicos de la fotogrametría, colinearidad y coplanaridad, pero haciendo referencia en todo momento a la configuración de un único par estereoscópico formado por dos imágenes. Estos pares estereoscópicos podían estar ya realizados con instrumentos que nos permitieran obtener imágenes reales ya normalizadas (estereocámaras) o también se puede conseguir un par estereoscópico válido para fotogrametría a partir de imágenes monoscópicas aisladas, siempre y cuando exista zona común en las imágenes, que posteriormente transformaremos, en el proceso de orientación relativa o epipolarización, en imágenes normalizadas y válidas para reconstruir el modelo tridimensional del objeto fotografiado.

En este apartado se contempla la posibilidad de introducir más de dos imágenes monoscópicas en el proceso de orientación o epipolarización de las imágenes que no están sujetas a una posición predefinida como ocurre en fotogrametría estereoscópica (figura 2.27), a este tipo de fotogrametría se le denomina de varias maneras: *Multi-View Photogrammetry – Multi-View Stereo [MVS]* (Bulatov, Wernerus, & Heipke, 2011; Furukawa & Ponce, 2008; R. Hartley & Zisserman, 2003; Hosseininaveh Ahmadabadian, 2014; Kahl & Hartley, 2008) o también *Multi Ray Photogrammetry* (Fritsch, Khosravani, Cefalu, & Wenzel, 2011; Haala, 2011; Thurgood, Gruber, & Karner, 2004), pero la denominación más extendida y que recibe su

nombre del algoritmo que realiza es *Structure From Motion (SFM)* (Ahmadabadian et al., 2013; Barazzetti, Forlani, Remondino, Roncella, & Scaioni, 2011; Cavas-Martínez et al., ; Micheletti, Chandler, & Lane, 2015; Skarlatos & Kiparissi, 2012).

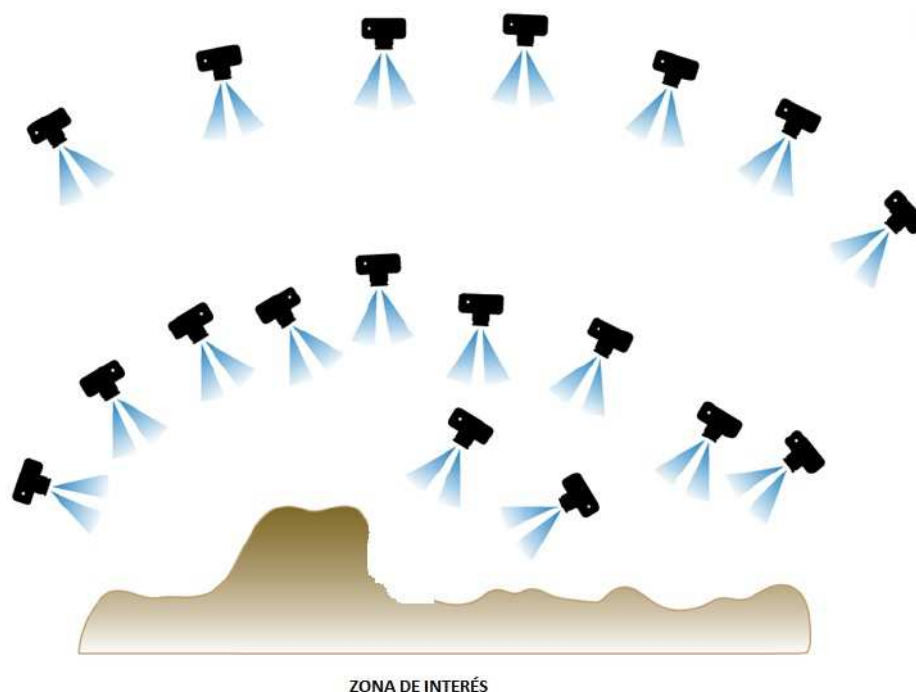


Figura 2. 27.- Disposición de las tomas fotográficas (Micheletti, Chandler, and Lane 2015)

En esta tesis a esta metodología de medición fotogramétrica, la hemos denominado *Fotogrametría Multi-Monoscópica*, en base a la libertad que hay de adquisición de las imágenes fotográficas, que pueden considerarse como un conjunto de imágenes individuales (monoscópicas) de un mismo objeto o de un mismo entorno. Algunos

algoritmos se fundamentan en la independencia monoscópica de los datos de partida y permiten la obtención de modelos tridimensionales de objetos y entornos a partir de imágenes realizadas con distintas cámaras fotográficas y no necesariamente adquiridas en un momento determinado del tiempo e incluso consiguen reconstruir los rayos proyectivos con miles de imágenes obtenidas desde galerías fotográficas de internet tomadas de un mismo objeto, Community Photo Collections (CPCs), como FLICKR o GOOGLE. (Goesele, Snavely, Curless, Hoppe, & Seitz, 2007)

Los métodos de cálculo y algoritmos que buscan la solución a la reconstrucción tridimensional de la escena fotografiada consideran a cada una de las imágenes como un punto de vista individual, estas imágenes se relacionaran con las de su entorno, que deberán tener entre ellas zonas comunes de la misma imagen, en base a unos determinadas condiciones de partida en función del número de fotogramas que participen en el cálculo:

- Condición epipolar, vista en el apartado 2.2.2.2.1.1 para la condición de coplanaridad entre dos imágenes homólogas;
- Condición epipolar trinocular, figura 2.28, tensor trifocal entre tres imágenes homólogas (R. H. Bhalerao, Gedam, & Almansa, 2013; R. H. Bhalerao, 2015; R. Bhalerao, Gedam,

& Joglekar, 2014; Escobar, ; Ponce & Hebert, 2014; Torriti, 1998);

- Condición epipolar para cuatro imágenes homólogas, figura 2.29, tensor cuadrifocal (R. I. Hartley & Schaffalitzky, 2009; Mery, 2004; Rodríguez López, 2013).

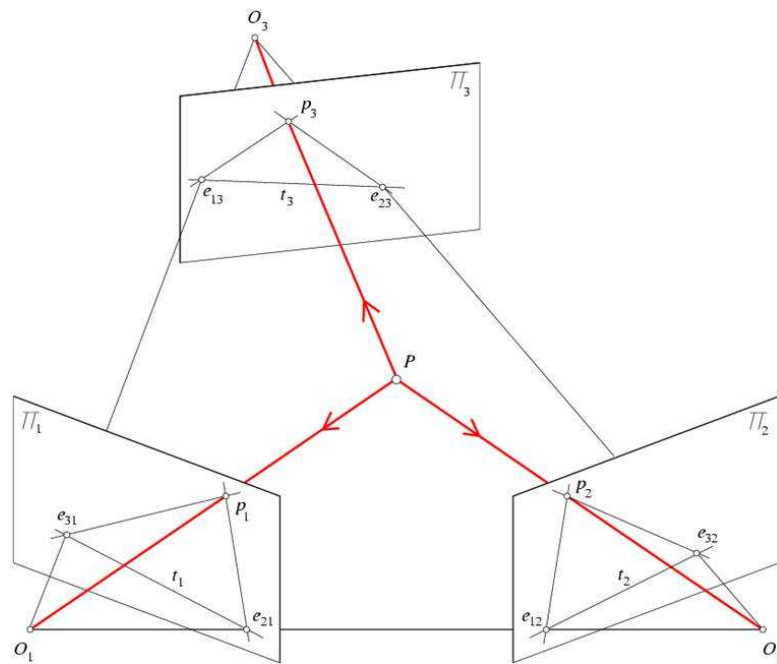


Figura 2. 28.- Condición epipolar trinocular (Ponce & Hebert, 2014)

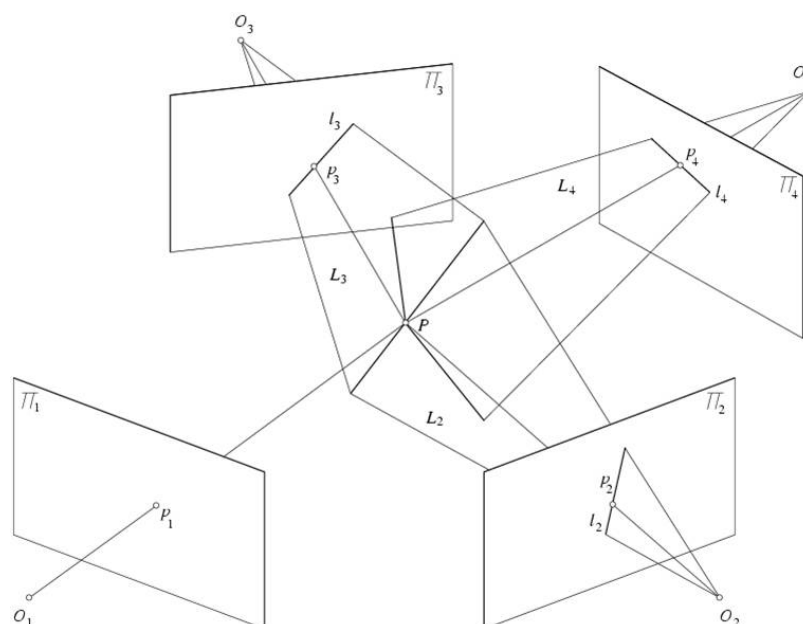


Figura 2. 29.- Condición epipolar cuadrifocal (R. I. Hartley & Schaffalitzky, 2009; Ponce & Hebert, 2014)

El objetivo de la Fotogrametría Multi-Monoscópica es conseguir a partir de imágenes captadas de forma individual, un modelo tridimensional del objeto fotografiado a escala a partir de puntos obtenidos por correlación fotogramétrica basándose en diversos algoritmos de cálculo. Para este fin se deberán realizar los siguientes pasos: (Ahmadabadian et al., 2013)

- **Calibración de cámara** → Conocer los parámetros que definen la proyección cónica que se produce en una toma fotográfica es importante para definir la geometría de la imagen

definida por sus parámetros físicos: distancia focal, punto principal, distorsión radial y tangencial, perpendicularidad entre ejes, tamaño de pixel y número de píxeles horizontales y verticales. La reconstrucción del haz de rayos proyectivos que configura la proyección cónica, es lo que en fotogrametría se conoce como “orientación interna” y se realiza de forma independiente para cada fotografía.

El conocimiento preciso de los parámetros de calibración de una cámara fotográfica implica la realización previa de un proceso de calibración analizando el comportamiento de la imagen fotográfica sobre unos patrones calibrados. Conocer estos parámetros con la mayor precisión posible facilitará el éxito final del trabajo, no obstante, si se trabaja con cámaras no calibradas se pueden obtener los parámetros que definen a la toma fotográfica con la etiqueta de metadatos EXIF asociada al fichero de la imagen digital (Goesele et al., 2007). No se obtendrán resultados tan precisos, pero se podrá realizar la orientación interna de las imágenes y reconstruir el haz de rayos proyectivos.

- **Identificación de puntos de control** → Para conseguir que dos o más imágenes puedan cumplir los principios definidos para las condiciones epipolares deben de tener representadas en las imágenes zonas comunes, también llamadas zonas de solape o recubrimiento estereoscópico. Tomando una imagen (i) como referencia de partida, se tendrá que conseguir realizar una

translación y giro sobre el fotograma (i+1) atendiendo a la posición de puntos comunes que resulte perfectamente identificados. Estos puntos comunes pueden definirse de forma manual indicándolos para cada imagen o pueden realizarse con algoritmos matemáticos de reconocimiento de imagen. Cuando el par estereoscópico tenga las cámaras fotográficas en la misma posición relativa que en el momento de la adquisición de las imágenes, se dice que el par está orientado y que tiene realizada la “orientación relativa” (Harvey & Shortis, 1998). Si para el ajuste de la posición entre la cámara (i) con la cámara (i+1) se han utilizado puntos de control con coordenadas conocidas (puntos de apoyo) o puntos entre los que conozcamos la distancia entre ellos, la configuración de las cámaras (i) e (i+1) quedara perfectamente definida a en el sistema de coordenadas de los puntos de control. Si en el algoritmo de cálculo se realiza el ajuste de tres imágenes fotográficas a la vez, deberá utilizarse la condición epipolar trifocal en donde el fotograma (i) permanece fijo y son los fotogramas (i+1) e (i+2) los que efectúan los giros y translaciones para conseguir la estructura que cumpla la condición.

Los métodos que permiten este primer ajuste de la estructura de los fotogramas en el espacio se pueden procesar con algoritmos matemáticos como: Area Based Matching (ABM), correlación basada en el área que puede trabajar con correlación cruzada o con correlación por mínimos cuadrados; Featured-Based Matching (FBM), correlación basada en

características con sus operadores SIFT (Scale Invariant Feature Transform) y SURF (Speeded Up Robust Features). (Babbar, Bajaj, Chawla, & Gogna, 2010; Förstner, 1986; Gruen, 2012; Hong & Zhang, 2007)

- **Generación de una nube de puntos dispersa** → Esta fase es denominada como *Bundle Adjustment* y en ella lo que se obtiene es una nube de puntos muy ligera, dispersa, a partir de los primeros resultados del ajuste inicial. En este proceso se vuelve a escalar la estructura incluyendo la distancia entre los centros de proyección y los puntos obtenidos de la correlación en el primera paso en un nuevo ajuste en bloque de todo el conjunto. (Barazzetti et al., 2011)
- **Obtención de la nube densa de puntos** → Partiendo de una orientación externa ya realizada y de una identificación óptima de un número de puntos de control, el proceso de obtención de una nube densa de puntos se fundamenta en los principios de correlación fotogramétrica, en donde cada pixel de la imagen que se encuentre en la zona común entre dos o más fotogramas debe de transformarse en información de un punto tridimensional del objeto.

Los algoritmos de obtención para una nube densa de puntos pueden ser “locales” o “globales”, (Ahmadabadian et al., 2013; Brown, Burschka, & Hager, 2003). Los métodos

locales requieren un tamaño adecuado del tamaño de la ventana de exploración y del número de píxeles y no son muy buenos reconociendo zonas poco definidas en las imágenes. Los métodos globales se fundamentan en los cálculos por mínimos cuadrados y son mejores para zonas poco definidas en las imágenes.

Algunos de los métodos que permiten la obtención de la nube densa de puntos son:

- *PVMS (Path Based Multi-View Stereo)* → Fundamenta su cálculo en un ajuste por mínimos cuadrados con constreñimientos geométricos partiendo de los parámetros de las orientaciones internas y externas de las imágenes, las coordenadas de tridimensionales de los puntos de control y las coordenadas imagen de esos puntos. (Olague & Dunn, 2007). En la figura 2.30 se muestra el flujo de trabajo para la obtención de una nube densa de puntos con PMVS.(Ahmadabadian et al., 2013)

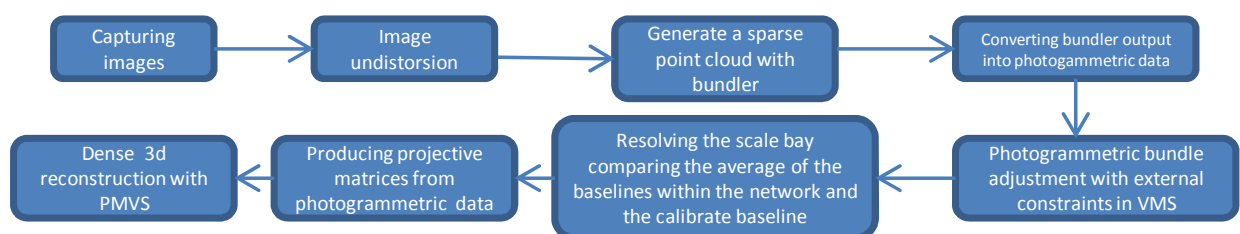


Figura 2. 30.- *Proceso de generación de una nube densa de puntos con PMVS (Ahmadabadian et al., 2013)*

- *MicMac* (*Multi Image Correspondance par Méthodes Automatiques de Corrélation*) → Es una plataforma de cálculo de código abierto desarrollada en Francia como alternativa a OpenCV y permite la obtención de nubes densa de puntos. Es un sistema multi-escala, multi-resolución y que permite la correlación de puntos a partir de imágenes piramidales. (<http://www.tapenade.gamsau.archi.fr/TAPeNADe/Workflow.html>).

En la figura 2.31 se muestra el flujo de trabajo del algoritmo MicMac. (Ahmadabadian et al., 2013)

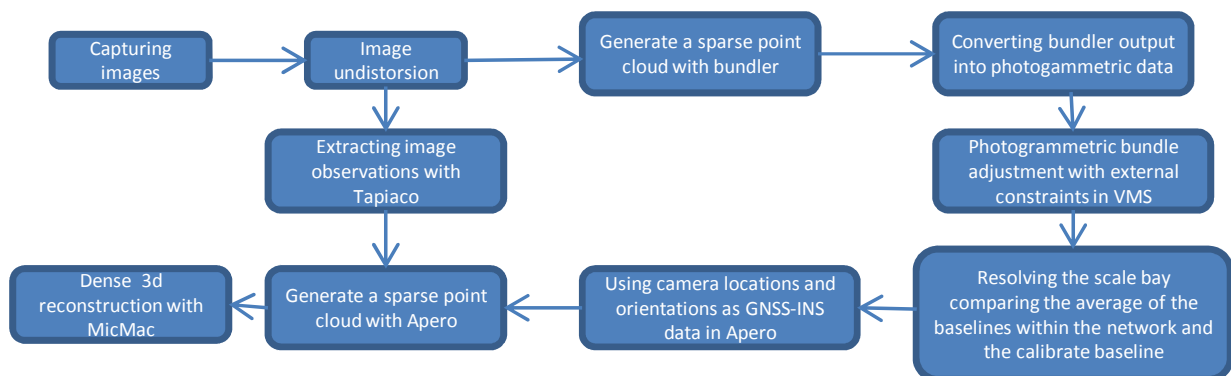


Figura 2. 31.- *Proceso de generación de una nube densa de puntos con MicMac* (Ahmadabadian et al., 2013)

- *SGM* (*Semi Global Matching*) → Es un método de cálculo desarrollado por Heiko Hirschmueller en el año 2005 para el cartografiado desde satélites.

(Hirschmuller, 2011). El sistema combina conceptos de algoritmos locales y globales. El algoritmo considera pares de imágenes con los parámetros de la orientación interna y externa conocidos. Se puede implementar para imágenes orientadas y no orientadas, en este caso la línea epipolar se calcula y se introduce dentro de la estructura general de las tomas fotográficas. (Hirschmüller, 2005)

En la figura 2.32 se muestra el flujo de trabajo del algoritmo SGM. (Ahmadabadian et al., 2013)

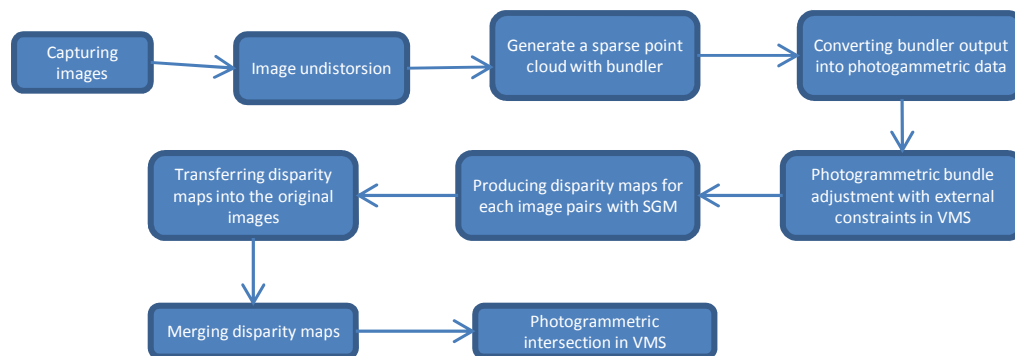


Figura 2. 32.- Proceso de generación de una nube densa de puntos con SGM (Ahmadabadian et al., 2013)

- **Reconstrucción de la superficie y texturizado** → Aunque este apartado es la fase final de todos los métodos de obtención de nubes de puntos tridimensionales, se comenta en este apartado ya que los programas informáticos comerciales que

trabajan con Fotogrametría Multi-Monoscópica implementan todos estos pasos en un solo “click”.

Partiendo de la nube de puntos densa generada, el siguiente paso consistirá en la realización de un mallado de la superficie del objeto o entorno fotografiado. El elemento mínimo para la generación de una malla se denomina “parche” (Calyecac, 2009). El elemento parche mínimo se definirá por la unión de tres puntos, “parche triangular” o “parche de polígono” , existiendo también parches con otras formas poligonales denominados “parches de superficie” Figura 2.33.

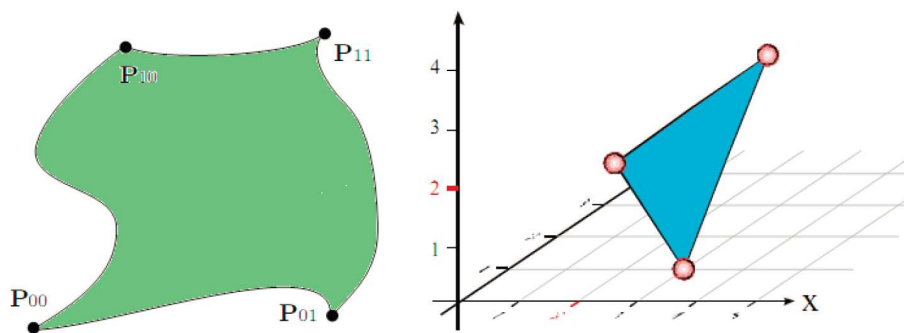


Figura 2. 33.- Izquierda parche de polígono. Derecha parche triangular (Calyecac, 2009)

Las conexiones de parches individuales permiten la reconstrucción de las mallas tridimensionales y por tanto de los objetos modelizados en 3d. (Salomon, 2007)

Este tipo de parches, de superficie y de polígono dan lugar a distintos tipos de modelado y, por tanto, a distintos algoritmos de cálculo. (Chandra & Chandra, 2003)

- Modelado con superficies:
 - o Superficies splines (NURBS - Non-Uniform Basics Splines.
 - o Superficies de Bezier
 - o Subdivisión de poliedros
 - o Método de Hertmite
 - o Superficie de Coons
- Modelado con Polígonos (TINs – Triangular Irregular Network)
 - o Triangulación tipo Strip
 - o Triangulación tipo FAN.

En cuanto a los métodos de texturizado consiste en dotar a los diferentes parches de los que se compone la malla tridimensional, de la tonalidad que hay en las imágenes fotográficas, consiguiéndose con ello modelados foto realísticos. Algunos de los algoritmos matemáticos que permiten realizar este proceso son: (Öhrn, 2008)

- o Bump Mapping
- o Normal Mapping
- o Paralax Mapping

Actualmente hay programas informáticos comerciales que implementan todo el flujo de trabajo de la fotogrametría multi-monoscópica:

- **123dCath** de la empresa AUTODESK®
<<http://www.123dapp.com/catch>>
- **PhotoModeler Scanner** de la empresa Eos Systems Inc.
<<http://www.photomodeler.com/products/scanner/default.html>>
- **Photoscan** de la empresa AGISOFT.
<<http://www.agisoft.com/>>

2.2.2.2.2.- SISTEMAS ACTIVOS

Dentro de los sistemas de adquisición de datos tridimensionales sin contacto, se encuentran los sistemas activos. El principio básico de todos ellos es que pueden trabajar con un único sensor, como puede ser una cámara fotográfica, y necesitan de un emisor que proyecte una referencia o patrón sobre el objeto a medir para que pueda ser reconocida por el sensor e identificada, en su caso, sobre la imagen obtenida.

A diferencia de los sistemas pasivos que utilizando los principios matemáticos de colinearidad o coplanaridad conseguían definir la posición de un punto en el espacio por intersección de sus rayos proyectivos, en estos sistemas activos cuyo sensor óptico es una cámara fotográfica o de video, la imagen puede captarse únicamente desde un solo punto de vista, configurándose para una única imagen una proyección cónica o central, según se vio en el apartado 2.2.2.2.1.1. En esta proyección los rayos proyectivos que se definen pueden considerarse como infinitos y se necesita de un elemento externo, señal o patrón, que proyectado sobre el objeto permita localizar la intersección de cada uno de los rayos proyectivos quedando definida la posición y forma del objeto . Una ventaja de estos sistemas frente a los sistemas pasivos se produce cuando el objeto a representar tenga una textura bastante uniforme que impida el reconocimiento automático o manual de puntos homólogos entre las dos imágenes del par estereoscópico, en los sistemas activos lo que se identifica en la imagen es la variación de una señal o patrón proyectado sobre el objeto.

Dentro de la clasificación de los sensores activos sin contacto se encuentran los que emiten una señal electromagnética, como es el caso de los láser escáner topográficos (LIDAR-Laser Imaging Detection and Ranging) o acústica, como son los radar o los sonar. Esta señal emitida “golpea” sobre el objeto a medir y es recibida por el sensor, en este se determina la distancia que hay hasta el objeto y su posición tridimensional relativa, el sistema empleado para la

medición de las distancias puede tener diferentes principios físicos, tiempo de vuelo o diferencia de fase. (Lerma & Biosca, 2008)

Los sistemas activos que se van a tratar en este apartado se clasifican por sus principios físicos y ópticos. En la imagen 2.34 podemos ver una enumeración de estos sistemas (Besl, 1988), aunque se analizará con mayor detalle los sistemas de Triangulación Láser (TL) y los sistemas de Medición con Luz Estructurada (*System Light Measurement* – *SLM*) por ser los utilizados en el apartado práctico de esta tesis.

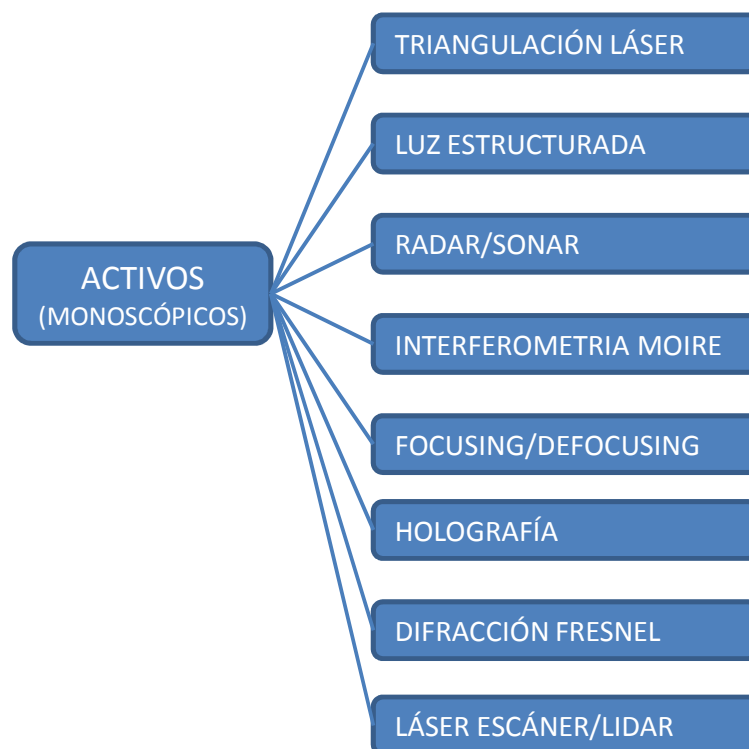


Figura 2. 34.- Distintos tipos de sistemas de medición activos. (Besl, 1988)

2.2.2.2.1.- TRIANGULACIÓN LÁSER (TL)

Los métodos de medición de puntos remotos basados en la triangulación son los más antiguos y por tanto los de uso más común (Besl, 1988). En la figura 2.35 se muestra un esquema de triangulación básico patentado en 1984 por Rioux (Rioux, 1984), en donde un emisor (fuente de luz) proyecta un solo punto sobre el objeto del que se pretenden obtener sus coordenadas tridimensionales y es fotografiado por una cámara fotográfica (Torres 2010, 16, 18).

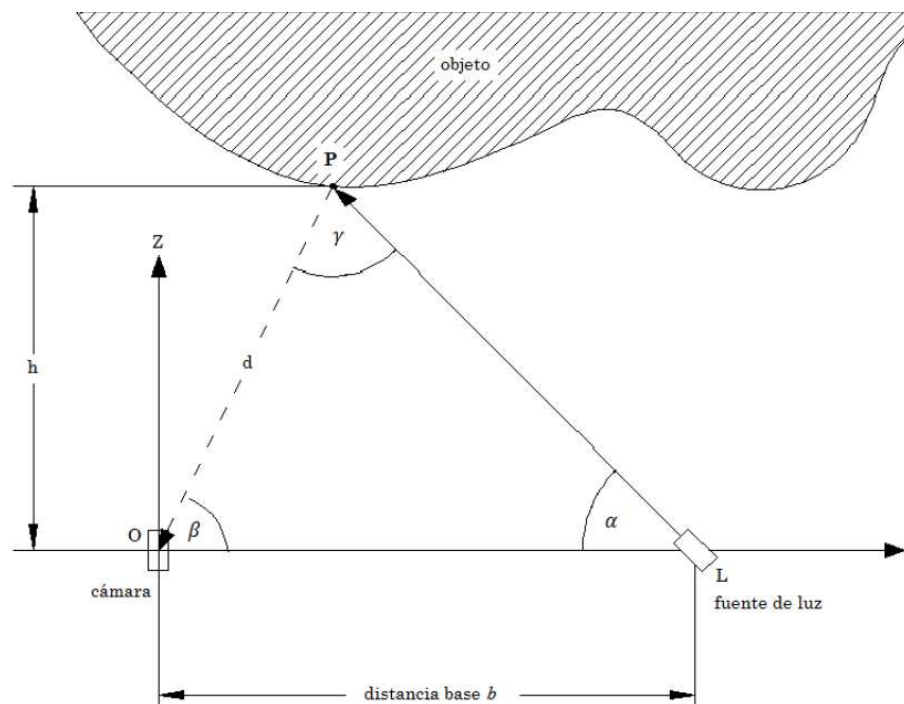


Figura 2. 35.- Principio geométrico de la triangulación láser (Torres, 2010)

Considerando el sistema calibrado previamente en donde se conocen la distancia o base (b) entre el centro de proyección de la cámara (O) y el centro de proyección de la fuente de luz (L). Imponiendo la configuración geométrica que define la condición de coplanaridad, se tendrá, que el centro de proyección de la cámara (O), el centro de proyección de la fuente de luz (L) y el punto representado sobre el objeto (P) se encuentran en un mismo plano. Se impone también como condición de partida que el centro de proyección de la cámara es el punto origen del sistema de coordenadas relativo que define el sistema de medición, el eje de las X tendrá la dirección de la base (b) y el eje de las Z sigue la dirección principal de la cámara fotográfica o eje óptico., por lo que el punto P sobre el objeto tendrá unas coordenadas bidimensionales de (X_0, Y_0) . La distancia entre el centro de proyección de la cámara y el objeto la definimos como (d), y la podremos obtener utilizando el teorema del seno en base a los ángulos internos que define el triangulo formado.

$$\frac{d}{\text{sen } \alpha} = \frac{b}{\text{sen } \gamma} \quad [2.20]$$

Teniendo en cuenta que:

$$\gamma = \pi - (\alpha + \beta)$$

$$\text{sen } (\pi - \gamma) = \text{sen } \gamma$$

Se obtendrá la expresión:

$$\frac{d}{\text{sen } \alpha} = \frac{b}{\text{sen } (\pi - \gamma)} = \frac{b}{\text{sen } (\alpha + \beta)} \quad [2.21]$$

Resultando la distancia:

$$d = \frac{b \cdot \text{sen } \alpha}{\text{sen } (\alpha + \beta)} \quad [2.22]$$

La posición del punto $P (X_0, Y_0)$, queda definida en el sistema de coordenadas relativo por sus coordenadas polares (d, β) , que transformadas a sistema cartesiano:

$$X_0 = d \cdot \cos \beta \quad [2.23]$$

$$Z_0 = h = d \cdot \text{sen } (\beta) \quad [2.24]$$

Teniendo definido el sistema bidimensional, nos queda obtener la tercera coordenada, en este caso la Y , definiendo así el punto P por sus tres coordenadas. La imagen del punto P se materializa sobre el fotograma en una posición única que puede ser identificada por sus coordenadas imagen (x, y) y la focal (f) . Si tenemos en cuenta la proyección cónica que se representa en la imagen fotográfica observando la figura 2.36 podemos definir las coordenadas tridimensionales de P en base a las siguientes relaciones:

$$\frac{X_0}{x} = \frac{Z_0}{f} = \frac{Y_0}{y} \quad [2.25]$$

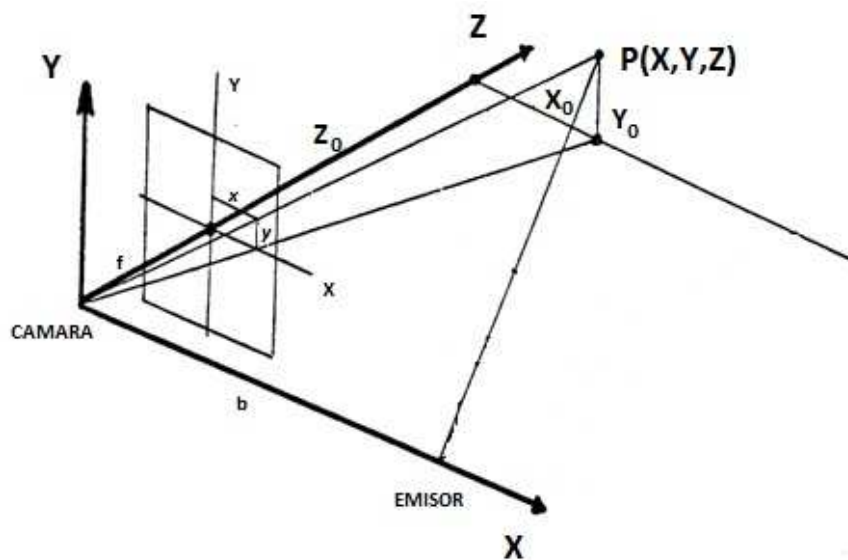


Figura 2. 36.- Relación coordenadas imagen – coordenadas relativas

De estas relaciones [2.25] y observando la figura, podemos decir teniendo en cuenta a la trigonometría que:

$$\tan \alpha = \frac{Z_0}{b - X_0} \quad [2.26]$$

$$Z_0 = \frac{X_0}{x} \cdot f = \tan \alpha \cdot (b - X_0) \quad [2.27]$$

Resultando:

$$Z_0 = X_0 \left(\frac{f}{x} + \tan \alpha \right) = b \cdot \tan \alpha \quad [2.28]$$

Quedando resuelta la posición tridimensional de un punto P por las expresiones:

$$X_0 = \frac{x \cdot b \cdot \tan \alpha}{f + x \cdot \tan \alpha} \quad [2.29]$$

$$Y_0 = \frac{y \cdot b \cdot \tan \alpha}{f + x \cdot \tan \alpha} \quad [2.30]$$

$$Z_0 = \frac{f \cdot b \cdot \tan \alpha}{f + x \cdot \tan \alpha} \quad [2.31]$$

Una variante de este método de triangulación consiste en la utilización de una luz láser en forma de plano en lugar de un rayo puntual, este plano incide sobre el objeto a determinar materializando una línea denominada “stripe”, figura 2.37 (Calyecac, 2009). Esta línea queda materializada en cada fotograma traduciéndose en una representación del perfil del objeto.

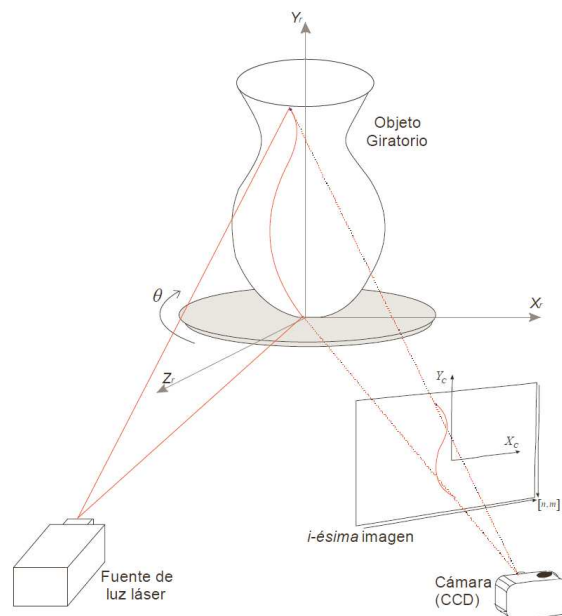


Figura 2. 37.- Sistema de triangulación por planos láser. (Calyecac, 2009)

P

ara poder representar el objeto completo de forma tridimensional,

este debe ser “barrido” en todas sus dimensiones por un plano láser, hay dos opciones: o se mueve el objeto o se mueve el sistema de medición cámara-emisor de forma coordinada.

Para mover el objeto una solución usual es colocarlo sobre una plataforma giratoria como se indica en la figura 2.37, conociendo el ángulo de cada giro y obteniendo las coordenadas de cada stripe, fácilmente se puede obtener la representación 3d del objeto completo después de un giro de 360 grados, cada fotograma (i) registra un momento diferente del giro obteniendo sucesivos perfiles del objeto, figura 2.38. (Calyecac,2009)

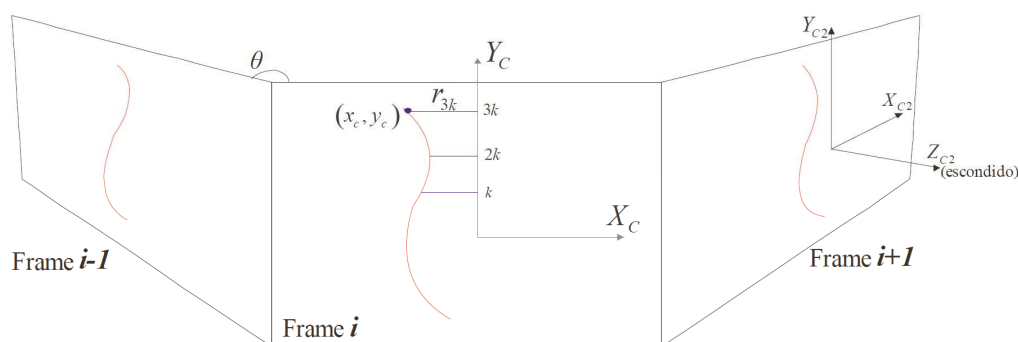


Figura 2. 38.- Sistema de triangulación por planos láser con plataforma giratoria. (Calyecac, 2009)

Si la opción de mover el objeto no se contempla, la segunda opción es mover el sistema de medición a alrededor del objeto, pero teniendo siempre presente que la configuración del sistema de medición debe permanecer constante. Es decir, la distancia entre centros de proyección (base) y los ángulos interiores que las direcciones principales, cámara (β)-emisor (α), deben ser fijos. Actualmente, algunas firmas comerciales integran todos estos

dispositivos y combinan sistemas de adquisición de datos 3d, los patrones proyectados sirven para obtener modelos 3d de cada uno de los fotogramas siguiendo los principios matemáticos y geométricos vistos arriba, a partir de estos modelos 3d obtenidos para cada fotograma, con técnicas de correlación fotogramétrica y registro o unión de nubes de puntos se puede obtener de forma continua el modelado 3d del objeto completo. En la imagen 2.39 se muestra un escáner de este tipo que se ha utilizado en la fase experimental de esta tesis, el escáner SENSE de la firma 3dSystems y en la imagen 2.40 se muestra el escáner ZS 800 de la firma ZCorporation, mucho más preciso que el primero y que incluye dos cámaras en su configuración geométrica. La precisión de los escáneres está directamente relacionada con la resolución de cámara fotográfica.

Este tipo de escáneres están adaptados para que sean manejables con una mano.



Figura 2. 39.- Escáner de triangulación SENSE de 3dSystems (www.cubify.com)



Figura 2. 40.- Escáner de triangulación ZS-800 de Zcorp (www.zcorp.com)

2.2.2.2.2.- LUZ ESTRUCTURADA (SLM)

En 1981 M. Alschuler (Altschuler, Altschuler, & Taboada, 1981) y en 1982 J. Postdamer y M. Alschuler (Posdamer & Altschuler, 1982), presentaron un sistema de medición basado en la proyección de distintos patrones de luz sobre un objeto, que son capturados a su vez por una cámara fotográfica o de video que registra la forma del patrón adaptado al objeto del que se pretende obtener el modelado tridimensional y lo compara con el modelo original proyectado.

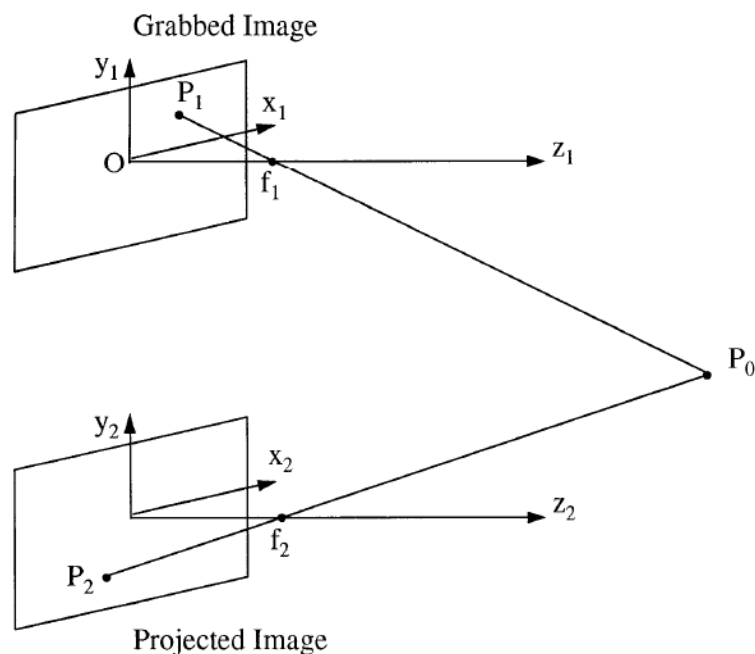


Figura 2. 41.- Modelo geométrico de medición con luz estructurada (Batlle et al., 1998)

Los principios matemáticos de este método de medición se basan en los principios de triangulación vistos en el apartado

anterior, partiendo de que las coordenadas del patrón proyectado son conocidas a priori y que el sistema debe reconocer los bordes para obtener las coordenadas de la imagen recogida por el sensor, cámara fotográfica o de video. En la figura 2.41, se muestra un momento de toma para un punto P_0 considerando como centro del sistema de coordenadas relativo en el sistema de medición, el punto principal de la imagen del sensor $O(0,0,0)$.

Atendiendo a las condiciones de colinearidad, (Batlle, Mouaddib, & Salvi, 1998), y definiendo el centro de proyección del sensor en $F_1(0,0,f_1)$, un punto del *objeto* $P_0(x_{p0}, y_{p0}, z_{p0})$ debe materializarse sobre el plano de la imagen en $P_1(x_{p1}, y_{p1}, 0)$, teniendo que encontrarse en la misma alineación P_0, F_1 y P_1 cumpliendo la expresión:

$$P_1 = F_1 + \alpha(P_0 - F_1) \quad [2.29]$$

Expresada de forma matricial:

$$\begin{bmatrix} x_{p1} \\ y_{p1} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ f_1 \end{bmatrix} + \alpha \begin{bmatrix} x_{p0} \\ y_{p0} \\ z_{p0} - f_1 \end{bmatrix} \quad [2.30]$$

Suponiendo que la imagen proyectada se encuentra en un plano paralelo al de la imagen recibida y que su punto principal O_2 se encuentra respecto del punto principal O :

$$O_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad [2.31]$$

El centro de proyección del proyector tendrá las coordenadas:

$$F_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ f_2 \end{bmatrix} \quad [2.32]$$

Si se referencia el punto principal O_2 respecto del origen del sistema relativo O , se tiene:

$$F_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 + f_2 \end{bmatrix} \quad [2.33]$$

Si consideramos la superposición del plano de la imagen recibida con el plano de la imagen proyectado haciendo coincidentes sus puntos principales, se tendrá para el punto $P_2(x_{p2}, y_{p2}, 0)$:

$$P_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{p2} \\ y_{p2} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 + x_{p2} \\ y_2 + y_{p2} \\ z_2 \end{bmatrix} \quad [2.34]$$

Considerando desde el proyector el rayo proyectivo que une P_2 con P_0 :

$$P_2 = F_2 + \beta(P_0 - F_2) \quad [2.35]$$

y expresado en forma matricial:

$$\begin{bmatrix} x_2 + x_{p2} \\ y_2 + y_{p2} \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 + f_2 \end{bmatrix} + \beta \begin{bmatrix} x_{p0} - x_2 \\ y_{p0} - y_2 \\ z_{p0} - z_2 - f_2 \end{bmatrix} \quad [2.36]$$

Desarrollando linealmente las expresiones [2.30] y [2.36]:

$$x_{p0} = \frac{f_1 - z_{p0}}{f_1} x_{p1} \quad [2.37]$$

$$y_{p0} = \frac{f_1 - z_{p0}}{f_1} y_{p1} \quad [2.38]$$

$$x_{p0} = x_2 + \frac{f_2 + z_2 - z_{p0}}{f_2} x_{p2} \quad [2.39]$$

$$y_{p0} = y_2 + \frac{f_2 + z_2 - z_{p0}}{f_2} y_{p2} \quad [2.40]$$

Relacionando las ecuaciones homólogas [2.37] = [2.39] y [2.38] = [2.40]

$$\frac{f_1 - z_{p0}}{f_1} x_{p1} = x_2 + \frac{f_2 + z_2 - z_{p0}}{f_2} x_{p2} \quad [2.41]$$

$$\frac{f_1 - z_{p0}}{f_1} y_{p1} = y_2 + \frac{f_2 + z_2 - z_{p0}}{f_2} y_{p2} \quad [2.42]$$

Simplificando:

$$z_{p0} = \frac{f_1 f_2}{f_1 x_{p2} - f_2 y_{p1}} \left(x_2 + x_{p2} - x_{p1} + \frac{z_2 x_{p2}}{f_2} \right) \quad [2.43]$$

$$z_{p0} = \frac{f_1 f_2}{f_1 y_{p2} - f_2 y_{p1}} \left(y_2 + y_{p2} - y_{p1} + \frac{z_2 y_{p2}}{f_2} \right) \quad [2.44]$$

Las coordenadas de $P_0(x_{p0}, y_{p0}, z_{p0})$ se ha visto que pueden calcularse en a partir de las coordenadas de $P_1(x_{p1}, y_{p1})$ de la imagen obtenida o a partir de $P_2(x_{p2}, y_{p2})$ a partir de la imagen proyectada. No obstante los datos de la focal de cámara f_1 , la focal del proyector emisor f_2 y las coordenadas del punto principal del proyector emisor $O_2(x_2, y_2, z_2)$ deben conocerse con anterioridad al comienzo de la medición en el proceso de calibración.

Muchos han sido los tipos de patrones proyectados para este tipo de medición desde que en 1981 Altschuler (Altschuler et al., 1981) y otros propusieran un desarrollo numérico para una estereocámara en donde sincronizaban un emisor de códigos binarios con una videocámara, en un esquema como el que se muestra en la figura 2.42., una gran ventaja de esta técnica en que el patrón proyectado está perfectamente identificado geométricamente hablando, por lo que la identificación de los bordes de este patrón en la imagen obtenida resulta más sencillo, básicamente se está comparando la deformación que provoca un objeto sobre un patrón perfectamente conocido, a estas variaciones las podemos denominar desde un punto de vista fotogramétrico como el "paralaje" que sufren los bordes del patrón al interponerse un objeto en su trayectoria al plano de referencia.

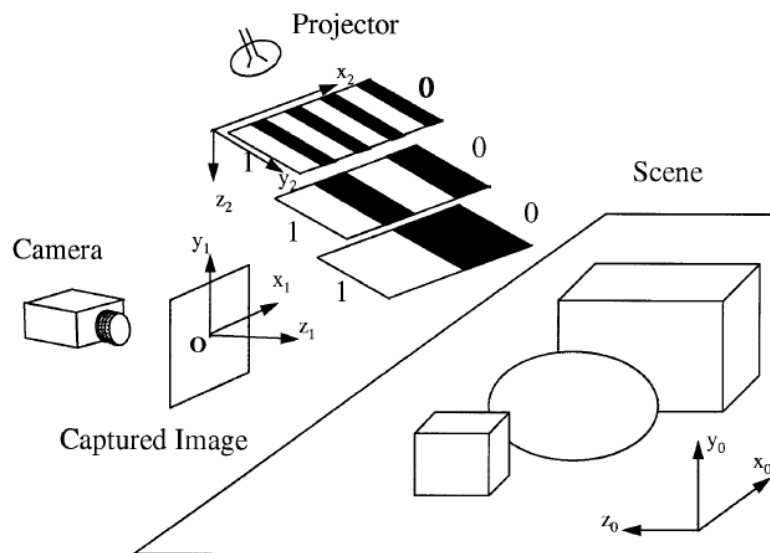


Figura 2. 42.- Sistema de codificación binaria propuesto por Altschuler (Batlle et al., 1998)

Los patrones proyectados (Salvi, Pages, & Batlle, 2004) están diseñado de forma que su codificación se pueda interpretar como palabras código para cada conjunto de píxeles, de esta forma, cada píxel tiene su propia palabra código o conjunto de palabras código en el caso de que se emplee una codificación múltiple, de esta forma, existe una relación directa entre las coordenadas del píxel del patrón y su correspondiente palabra código (Salvi et al., 2004). Estas palabras código son simplemente números, los cuales pueden ir codificados de diversas maneras, ya sea mediante escala de grises, forma binaria (blanco-negro), mediante colores, representaciones geométricas, etc.,. Cuanto mayor sea el número de puntos a codificar, más largas serán las palabras código necesarias, lo que implicará mayor complicación para manipular el patrón y por otro lado mayor precisión en la medición, por lo que habrá que tener en cuenta la resolución de la cámara utilizada para captar las imágenes, el patrón proyectado deberá poder ser reconocido por el sensor seleccionado. En la imagen 2.43 se muestra un ejemplo de patrón binario de 8 bits.

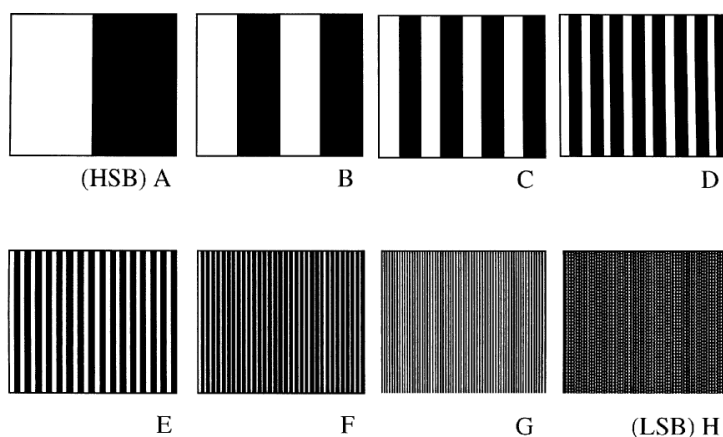


Figura 2. 43.- Sistema de codificación binaria propuesto por Altschuler (Batlle et al., 1998)

Las diferentes técnicas de proyección de patrones, (E. Horn & Kiryati, 1999; Salvi et al., 2004), se distinguen entre ellas según la forma en que cada punto del patrón es identificado y dependerá del tipo de palabra código que se utiliza o si los puntos se codifican en uno o dos ejes (líneas verticales y horizontales como será el caso del instrumento del escáner 3D de luz estructurada DAVID SLS-2 utilizado en esta tesis). Realmente, solo es necesaria la codificación de los puntos en un solo eje, ya que podemos aplicar consideraciones epipolares, aunque por supuesto, la codificación de dos ejes aporta más consistencia a los resultados. En la figura 2.44, se puede ver la clasificación propuesta por Salvi, Pagès y Batlle (Salvi et al., 2004) de todas las técnicas existentes en este campo. Podemos apreciar tres grandes grupos, el primero de ellos perteneciente a las técnicas de multiplexación en tiempo (Time-Multiplexing), las cuales generan las palabras-código mediante la proyección de diversos patrones de manera secuencial en el tiempo, lo que permite que la estructura de cada patrón sea muy sencilla. El segundo grupo pertenece a las técnicas de codificación zonal (Spatial Neighborhood), las cuales buscan implementar un sólo patrón a costa de aumentar su complejidad en el diseño. Como tercer y último gran grupo están las técnicas de codificación directa (Direct Coding) donde la palabra-código asociada a un píxel queda determinada por su nivel de gris o color.

Cada uno de estos grupos puede tener varias técnicas de aplicación:

- **MULTIPLEXACIÓN EN TIEMPO**
 - Códigos binarios
 - Códigos n-arios
 - Códigos Gray y Desplazamiento de Fase
 - Métodos Híbridos
- **CODIFICACIÓN ZONAL**
 - Codificación no uniforme
 - Secuencias De Bruijn
 - Matrices pseudoaleatorias
- **CODIFICACIÓN DIRECTA**
 - Niveles de gris
 - Codificación por color

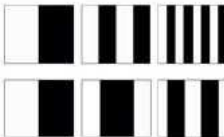


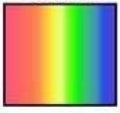
Time-multiplexing	Binary codes 	Posdamer et al. Inokuchi et al. Minou et al. Trobina Valkenburg and McIvor Skocaj and Leonardis Rocchini et al.	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓
	n-ary codes	Caspi et al. Horn and Kiryati	✓ ✓	✓ ✓	✓ ✓
	Gray code + Phase shifting	Bergmann Sansoni et al. Wiora Gühring	✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓
	Hybrid methods	Kosuke Sato Hall-Holt and Rusinkiewicz	✓ ✓	✓ ✓	✓ ✓
Spatial Neighborhood	Non-formal codification	Maruyama and Abe Durdle et al. Ito and Ishii Boyer and Kak Chen et al.	✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓
	De Bruijn sequences 	Hügli and Maître Monks et al. Vuylsteke and Oosterlinck Salvi et al. Lavoie et al. Zhang et al.	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓
	M-arrays 	Morita et al. Petriu et al. Kiyasu et al. Spoelder et al. Griffin and Yee Davies and Nixon Morano et al.	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓ ✓
Direct coding	Grey levels	Carrhill and Hummel Chazan and Kiryati Hung	✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓
	Colour 	Tajima and Iwakawa Smutny and Pajdla Geng Wust and Capson Tatsuo Sato	✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓ ✓ ✓
Scene applicability		<i>Static</i> <i>Moving</i>	✓ ✓	✓ ✓	✓ ✓
Pixel depth		<i>Binary</i> <i>Grey levels</i> <i>Colour</i>	✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓	✓ ✓ ✓
Coding strategy		<i>Periodical</i> <i>Absolute</i>	✓ ✓	✓ ✓	✓ ✓

Figura 2. 44.- Clasificación de los patrones propuesta por (Salvi et al., 2004)

En la figura 2.43 se incluye una columna con los diferentes autores que han estudiado cada caso, a continuación se verá, muy brevemente, otros sistemas activos sin contacto para la obtención de puntos tridimensionales.

2.2.2.2.2.3.- RADAR-SONAR

Los radares (RADAR - RAdio Detection And Ranging) y sonares (SONAR – Sound Navigation And Ranging) son sensores que emiten una onda electromagnética o acústica respectivamente, o bien un pulso, y son capaces de detectar la onda (eco) que rebota en las superficies de incidencia. (Rodrigo, 2002; Stergiopoulos, 2000). En los dos métodos la distancia del objeto al sensor receptor puede obtenerse como una función del tiempo o una diferencia de fase, variación de la modulación de la amplitud de onda o de la modulación de la frecuencia. (Besl, 1988).

2.2.2.2.2.4.- INTERFEROMETRÍA MOIRÈ

El efecto Moirè es una sensación visual que se genera en la interferencia de dos patrones de rejilla de líneas a partir de un determinado ángulo entre ellas o de una diferencia de tamaño (figura 2.45). Al proyectar sobre un objeto estos patrones, se puede calcular la diferencia de fases y obtener la profundidad de la imagen.

Fue Khetan en 1975 el primero que realizó un análisis teórico de la proyección Moirè (Khetan, 1975) y definió el principio de este tipo de medición tridimensional intercalando una rejilla frente a un proyector y otra frente al receptor de la forma que se indica en la figura 2.46.

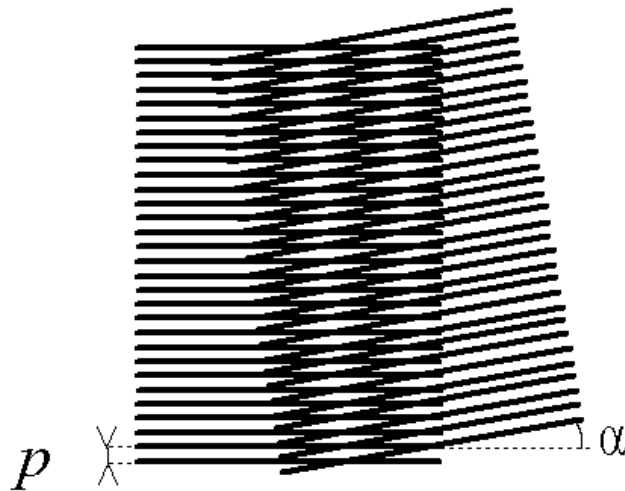


Figura 2. 45.- Patrones de Moirè <<http://graphicdesign.stackexchange.com>>

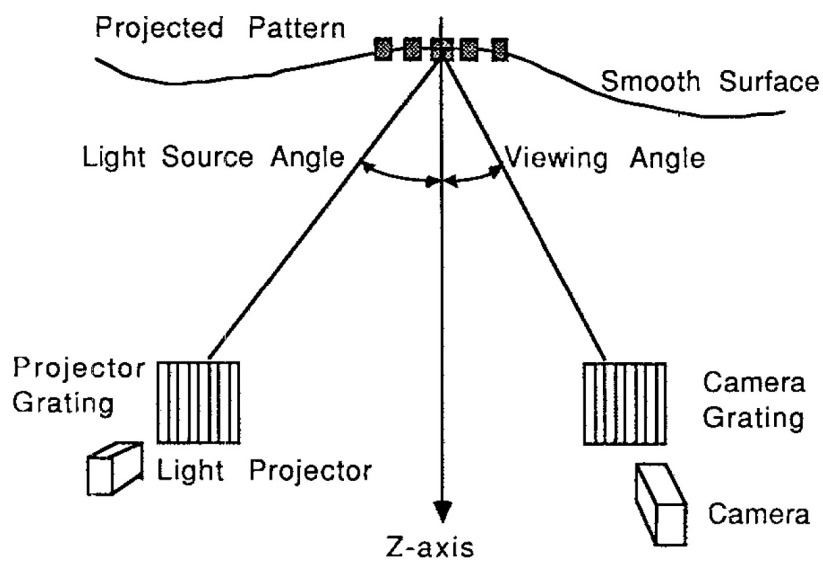


Figura 2. 46.- Configuración de la proyección de Moirè (Besl, 1988)

2.2.2.2.5.- FOCUSING/DEFOCUSING

El enfoque y desenfoco de una lente óptica permite obtener la profundidad de una escena. Las capacidades métricas de este sistema fueron estudiadas por primera vez por Horn en 1968 y continuadas por: Tenenbaum en 1970, Jarvis en 1976 y Krotov en 1986, (B. Horn, 1968; Jarvis, 1976; Krotkov & Martin, 1986; Tenenbaum, 1970).

El fundamento geométrico se muestra en la figura 2.47 y consiste en la variación constante de la focal del objetivo de la cámara fotográfica, mediante implementación de motores a las lentes ópticas y un sensor para medir los valores de la focal, este mecanismo se realiza de forma automática. Se necesitan dos o más imágenes de la misma escena y cada una de ellas con un valor de focal distinta, a partir de la imagen mejor enfocada se realizan los cálculos para obtener la distancia.

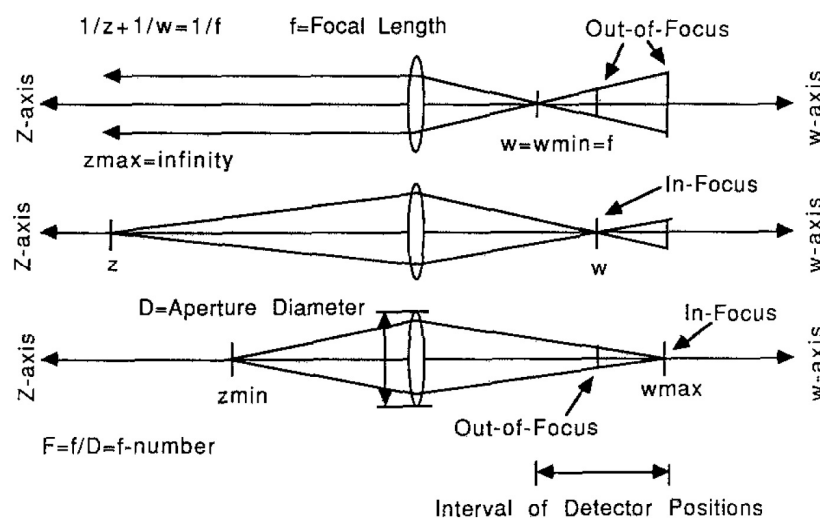


Figura 2. 47.- Geometría del principio enfoque/desenfoque (Besl, 1988)

2.2.2.2.2.6.- HOLOGRAFÍA

La interferometría holográfica permite analizar las deformaciones de un objeto debidas a esfuerzos, vibraciones o variaciones de temperatura, visualizar los modos de vibración de altavoces, instrumentos musicales o estructuras complejas, o incluso realizar ensayos no destructivos. Fueron Powell y Stetson, pertenecientes al grupo de óptica de la Universidad de Michigan, los que en 1964 descubrieron de forma accidental las franjas de interferencia en el holograma de un objeto deformado y fue ese mismo año cuando Leith y Upatnieks, por un lado, y Hildebrand y Haines, por otro, cuando se dieron cuenta de las posibilidades que ofrecía la interferometría holográfica para aplicaciones métricas.

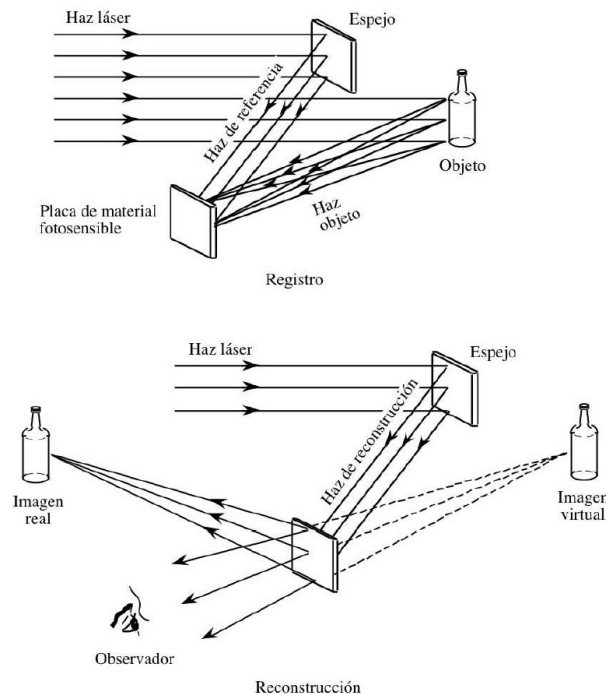


Figura 2. 48.- Geometría del registro y reconstrucción de una holografía
(Beléndez Vázquez, 2009)

2.2.2.2.7.- DIFRACCIÓN FRESNEL

Tiene su fundamento en el efecto Talbot denominado así por su descubridor Henry Fox Talbot, quien en 1836 observó que mientras inspeccionaba la difracción de la luz blanca al atravesar una rejilla, se sorprendió al observar que se formaban imágenes nítidas cada cierta distancia del orden de metros que consistían en bandas alternantes, de colores complementarios, por ejemplo rojo y verde, sin importar que la lente estuviera fuera del foco. La distancia a la que se forman las imágenes se la conoce como distancia de Talbot y nos da la escala espacial.

En 1881 Lord Rayleigh encontró que la distancia de Talbot se podía obtener a partir de la longitud de onda de la luz con la que se ilumina la rejilla y de la separación entre las rendijas. (Mercado, Flores, & Medina,)

En la figura 2.49 se muestra el principio geométrico del efecto Talbot.

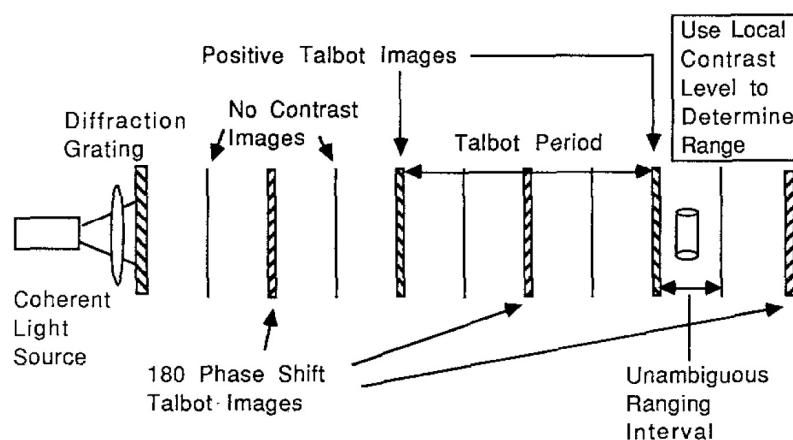


Figura 2. 49.- Geometría del efecto Talbot (Besl, 1988)

2.2.2.2.8.- LÁSER ESCÁNER/LIDAR

Un láser escáner (LIDAR – Light Detection And Ranging) es un instrumento que permite obtener por tecnología láser la distancia desde su posición al objeto, estos instrumentos realizan un barrido del entorno en donde se van registrando las coordenadas polares de cada uno de los puntos medidos como si de un instrumento topográfico robotizado se tratara, a saber, ángulo horizontal, ángulo vertical y distancia al objeto. La principal característica y la diferenciación con el resto de instrumentos topográficos robotizados es la gran velocidad en la adquisición de datos tridimensionales del entorno. En función del tipo de tecnología que utilicen para la medición de la distancia, pueden capturar desde 50.000 puntos por segundo los de medición por tiempo de vuelo (figura 2.50) a los 975.000 puntos por segundo para los que utilizan diferencia de fase (figura 2.51).

La tecnología actual de los escáneres láser, se puede dividir en dos categorías: los estáticos y los dinámicos.

Los láser escáner estáticos toman los datos del entorno desde posiciones fijas, pudiendo desplazar el escáner a tantas posiciones como sea necesario para poder tener recubierta toda la zona del entorno a medir. Todos los escaneados que se han obtenido desde diferentes posiciones, deberán registrarse (juntarse) en postproceso en un solo escaneado para un único sistema de coordenadas. (Figura 2.52)

Los láser escáner dinámicos son aquellos que van montados sobre una plataforma móvil, como puede ser un vehículo terrestre o un avión, el sistema de medición láser que utiliza es el de medición por planos. Para determinar la posición del origen del escáner el conjunto del sistema de medición incluye dispositivos GPS e instrumentos inerciales para conocer la trayectoria del origen en cada momento. (Figuras 2.53 y 2.54)



Figura 2. 50.-Láser escáner
Leica ScanStation C5
<www.leica-geosystems.com>



Figura 2. 51.- Láser escáner FARO
Focus 3D <www.faro.com>

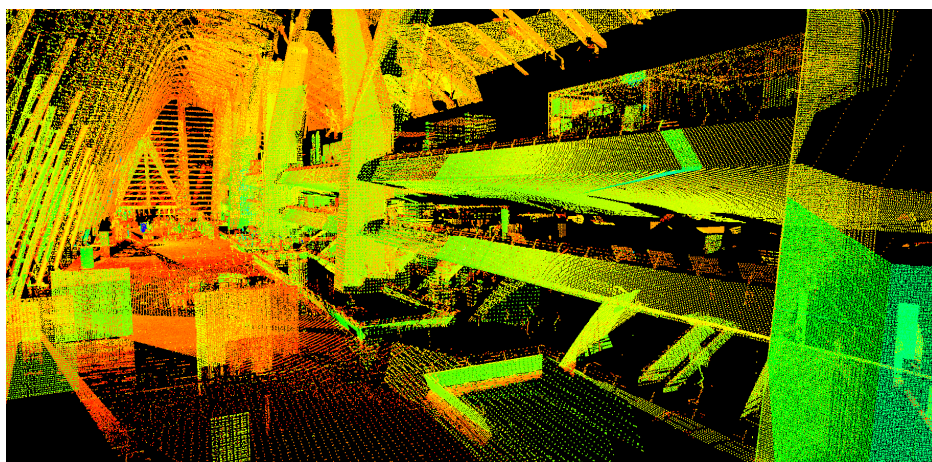


Figura 2. 52.- Captura de datos estáticos

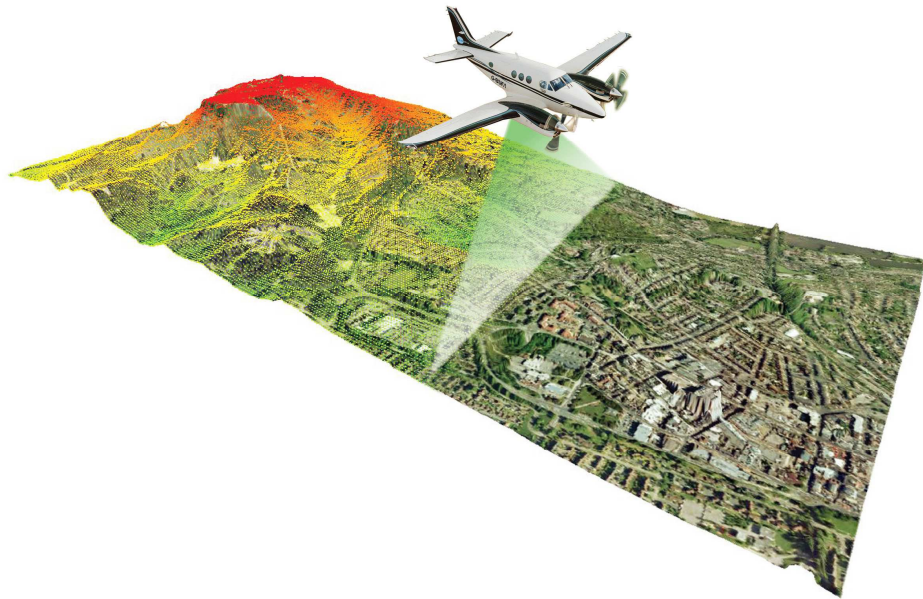


Figura 2. 53.- Captura de datos dinámicos <www.eranet.gr>



Figura 2. 54.- Captura de datos dinámicos <www.hurongeomatics.com>

CAPÍTULO III: ESTADO DEL ARTE

3.- ESTADO DEL ARTE

3.1.- FOTOGRAMETRÍA MÉDICA. BIOESTEREOMETRÍA.

Los sistemas de diagnóstico no invasivo han tenido un rápido desarrollo desde finales del siglo XX y ya se han hecho prácticamente imprescindibles en el campo de la medicina. Algunas de las técnicas internas de diagnóstico por imagen como la tomografía (TC-TAC-SPECT-PET), la resonancia magnética (IRM-TRM-IMRN) y los ultrasonidos (US), ya se han comentado previamente en el apartado 2.2.1 mostrando los fundamentos teóricos y la aplicación de los mismos. Por otro lado se encuentra la adquisición de datos tridimensionales externos o de superficie, a continuación vamos a centrarnos en aquellos procesos que tienen como base tecnológica la Fotogrametría. (Grün & Niederer, 1990; Patias, 2008)

El primer uso documentado de la utilización de la fotogrametría con fines médicos fue realizado por Holmes en 1863, (Mitchell & Newton, 2002; Sheffer & Herron, 1989), Holmes utilizó pares estereoscópicos de imágenes para analizar el modo de andar de los soldados en la Guerra Civil Americana, utilizando las medidas que se obtuvieron por técnicas fotogramétricas sirvieron para diseñar extremidades artificiales para los heridos por amputación.

En 1950 se publicó el libro titulado “The Applications of Non-Topographic Photogrammetry” (“Las Aplicaciones de la

Fotogrametría No-Topográfica”), escrito por S. Hirzel Verlag, en este libro se describen técnicas de investigación fotogramétrica y biomecánica que se remontan incluso a 1904 y utilizan rayos X, imagen infrarroja, microscopio “estéreo-nano-fotogrametría” y son aplicadas a distintas ramas de la medicina, oftalmología, dermatología, odontología, ortopedia o anatomía. Con posterioridad a esta publicación las aplicaciones médicas como la fotogrametría de objeto cercano fueron cada vez más comunes, pero no fue hasta abril de 1974 cuando se trató de regular su uso, aplicaciones y técnica creándose el “Comité Internacional Experimental de Fotogrametría Biomédica” bajo el marco regulador de la “Asociación Internacional de Fotogrametría” (ISP) y con el objetivo de unir a la comunidad médica y la fotogramétrica (Grün & Niederer, 1990). Los resultados de este comité se presentaron en el congreso ISPRS de Helsinki en 1976. De este congreso salió un grupo de trabajo denominado “Bioestereometría” con los objetivos de seguir avanzando en la coordinación de las técnicas fotogramétricas en la medicina. Este grupo de trabajo estuvo en funcionamiento hasta el congreso ISPRS de Kyoto en 1988. En este congreso se justificó que la técnica de la fotogrametría se encontraba suficientemente avanzada como para utilizarse en gran variedad de aplicaciones médicas y biomecánicas con suficiente fiabilidad y precisión. Por otro lado en esas fechas comenzaron a aparecer las primeras cámaras digitales y con ellas los primeros sistemas de análisis digital que permitían la obtención de datos en tiempo real. Las técnicas de tomografía computarizada, resonancia magnética y otras fueron actualizándose hacia un rápido y

preciso proceso digital de obtención de imágenes, apareciendo una nueva línea de investigación. En el artículo “Medicine’s New Vision” (Sochurek & Miller, 1987) se mencionan, por un lado, las ventajas de los procesos de obtención de imágenes en alta resolución y la posibilidad de obtener modelos geométricos para el análisis espacial y por otro lado, las ventajas que aportan las diferentes formas de representación de los datos obtenidos. Todas estas nuevas líneas de investigación y desarrollo hicieron que el grupo de trabajo creado en 1976 cambiara de nombre por el de “Bioestereometría e Imagen Médica”. Las líneas de trabajo definidas para este grupo en 1988, se fijaron en:

- Imagen interna tridimensional
- Análisis del movimiento humano
- Antropometría
- Medición de superficies biológicas

A continuación se describen estas aplicaciones y se relacionan con investigaciones desarrolladas en los últimos años

- **Imagen Interna Tridimensional** → Las técnicas vistas en el apartado 2.2.1 de tomografía computarizada basadas en rayos X, resonancia magnética, ultrasonidos, etc., representan a los sistemas no invasivos de adquisición de imágenes del interior del cuerpo humano. Estas imágenes se obtienen como cortes o secciones de diferentes partes del cuerpo, pudiéndose procesar para conseguir una vista

tridimensional de la morfología de la zona analizada o simplemente trabajar sobre la información bidimensional que aportan. En esta línea se encuentra el trabajo desarrollado por Apuzo y Verius (2008), que aplican la fotogrametría a la obtención del volumen tridimensional del cerebro, centrando sus estudios en neurología en la medición de la regresión que sufre el cerebro humano al efectuar una craneotomía (figura 3.1).

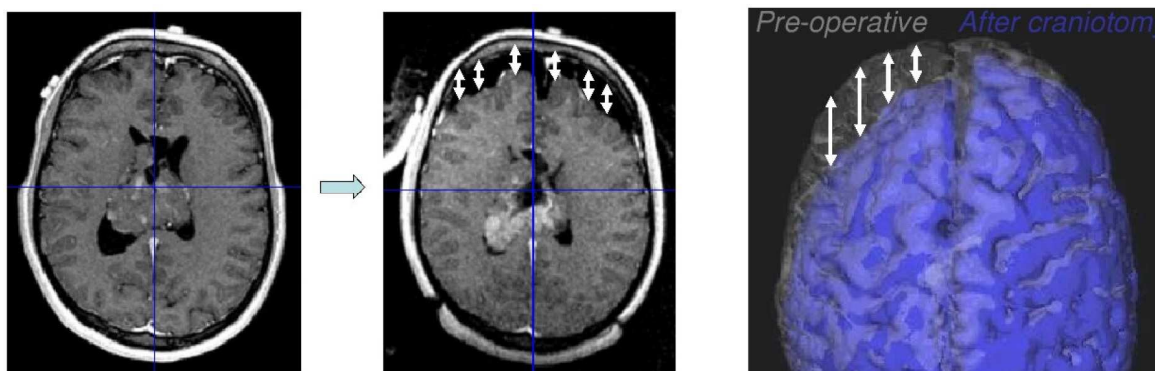


Figura 3.1.- Izquierda: Antes y después de una intervención. Derecha: Superposición del estado del cerebro antes (gris) y después (azul) de una intervención (D'Apuzo & Verius, 2008)

El método de trabajo realizado por Apuzo y Verius (2008) consistió en la construcción de un soporte para la colocación de tres cámaras de video distribuidas en una configuración triangular (figura 3.2) que tras un proceso de calibración permiten aplicar las condiciones vistas de coplanaridad y a partir de una serie de puntos identificados de forma manual, el sistema es capaz, mediante

algoritmos de correlación fotogramétrica, de obtener puntos tridimensionales de forma automática generando una nube de puntos de la zona común representada en las imágenes (figura 3.3).



Figura 3. 2.- Sistema de adquisición de imágenes (D'Apuzzo & Verius, 2008)

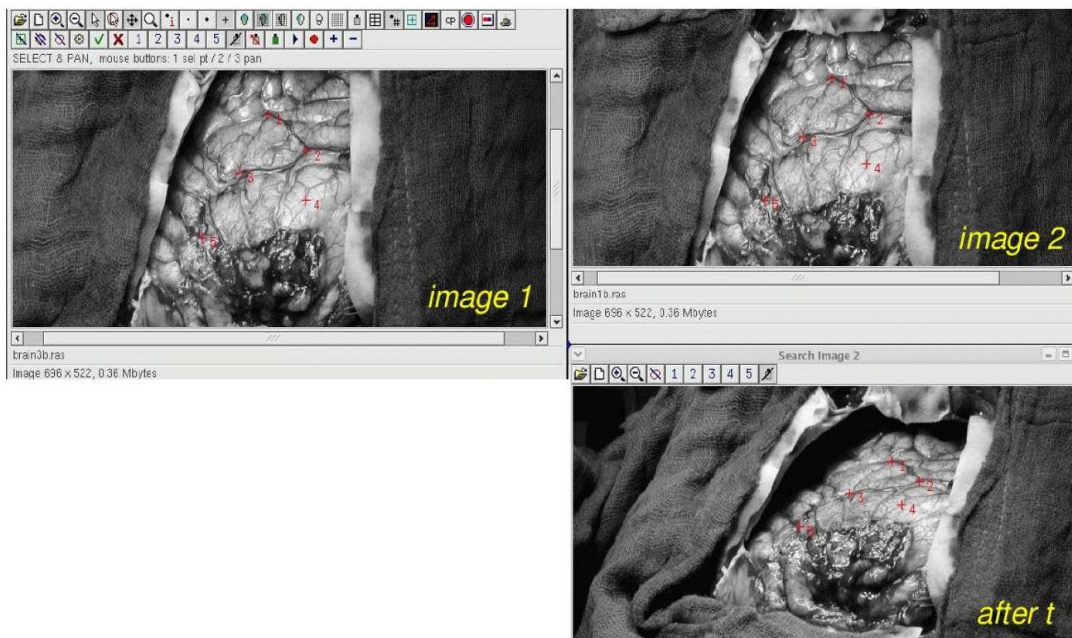


Figura 3. 3.- Definición de puntos comunes en las imágenes 1 y 2 y reconocimiento automático tras la regresión (D'Apuzzo & Verius, 2008)

- **Análisis del movimiento humano** → Aplicado en ortopedia (para analizar trastornos en movilidad), neurología (identificación de patrones de movilidad en caso de enfermedades nerviosas o musculares), medicina deportiva (análisis del movimiento para un óptimo rendimiento), odontología (análisis de los movimientos de la mandíbula), etc. La fotogrametría aplicada a los estudios de movimiento parte de la adquisición de imágenes continuas (video). En el proceso posterior se tratará cada grupo de fotogramas adquiridas en un mismo instante como un conjunto aislado de fotogramas que definen una toma. Una de las aplicaciones de este tipo medición es la desarrollada por Westfed et al. (2013) en el campo de la medicina laboral con el análisis de movimientos corporales críticos (Figura 3.4)

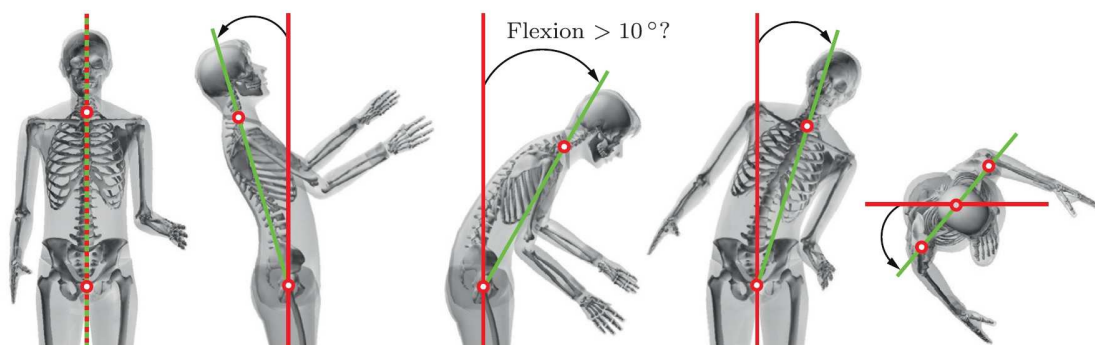


Figura 3. 4.- Control geométrico de diversas posturas (Westfeld et al., 2013)

Para la adquisición de los datos de estudio se utilizó una estereocámara de vídeo y tras el procesado de los sucesivos grupos de fotogramas se obtuvo una nube de puntos tridimensional para cada instante en el que se realizaba el

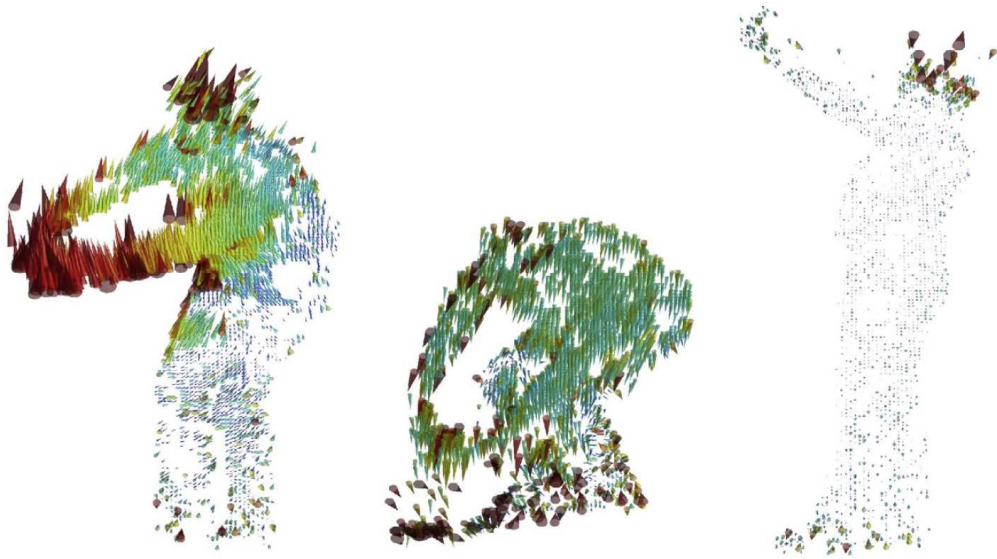


Figura 3.5.- Nubes de puntos 3D de diversas posturas (Westfeld et al., 2013)

movimiento (figura 3.5).

Como acabamos de ver, la adquisición de imágenes de objetos en movimiento tiene que realizarse con un mínimo de dos cámaras separadas una distancia correspondiente a la base estereoscópica y que sean capaces de capturar de forma simultánea las imágenes del objeto a estudiar. En la búsqueda de precisiones y resoluciones mayores, nos encontramos dispositivos como los propuestos por la Universidad de Standford que componen matrices de vídeo cámaras

como la mostrada en la figura 3.6. (<http://graphics.stanford.edu/projects/array/>)



Figura 3.6.- Matriz de 128 vídeo cámaras (<http://graphics.stanford.edu>)

- **Antropometría** → Se puede definir la antropometría como la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano. Muchos son los estudios y las aplicaciones que tienen como base estas medidas. Treleaven y Wells (2007) analizan las diferentes técnicas de escaneo tridimensional del cuerpo humano y las relacionan directamente con las aplicaciones médicas que pueden tener, haciendo mención a la importancia de conocer las medidas corporales de la población de una sociedad en una época determinada con el fin adaptar los bienes de consumo a estas medidas. De la

misma forma D'Apuzzo (2009) hace una revisión de las técnicas de adquisición de datos tridimensionales (figura 3.7) y su aplicación al sector industrial y textil (figura 3.8)

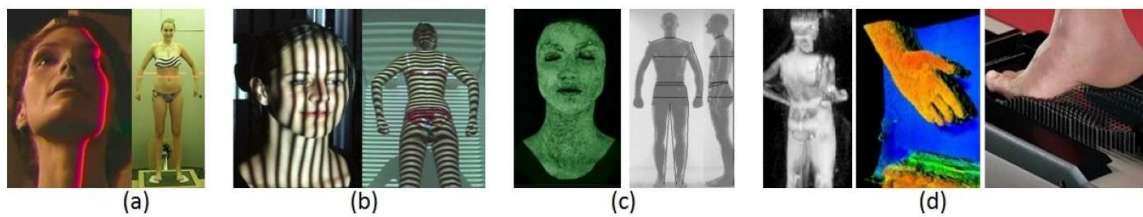


Figura 3.7.- a) Triangulación b) Luz estructurada c) Fotogrametría d) Sensores activo y de contacto (D'Apuzzo & Gruen, 2009)



Figura 3.8.-Reconstrucción virtual de patronaje y estudio de medidas de una bicicleta (D'Apuzzo & Gruen, 2009)

- **Medición de superficies biológicas** → En este apartado se puede incluir cualquier parte del cuerpo humano en donde sea posible adquirir imágenes de superficie. La metodología de adquisición de datos estará condicionada en función de la parte del cuerpo de que se

trate y la extensión a medir. Como aplicaciones médicas de la fotogrametría en la medición de superficies podemos considerar:

- **Dermatología** → Se tratará en el apartado siguiente de forma más extensa al ser el campo de aplicación fundamental de esta tesis.
- **Traumatología** → la posibilidad de realizar mediciones precisas del esqueleto humano tiene una aplicación directa en el tratamiento de la escoliosis. La medición de puntos concretos de la columna vertebral de forma superficial puede realizarse por distintos métodos, pero destaca el instrumento ideado por Rodríguez-Quñonez y otros (2014), basado en los principios de la triangulación fotogramétrica materializando con un punto láser el lugar preciso de la medición (figura 3.9)

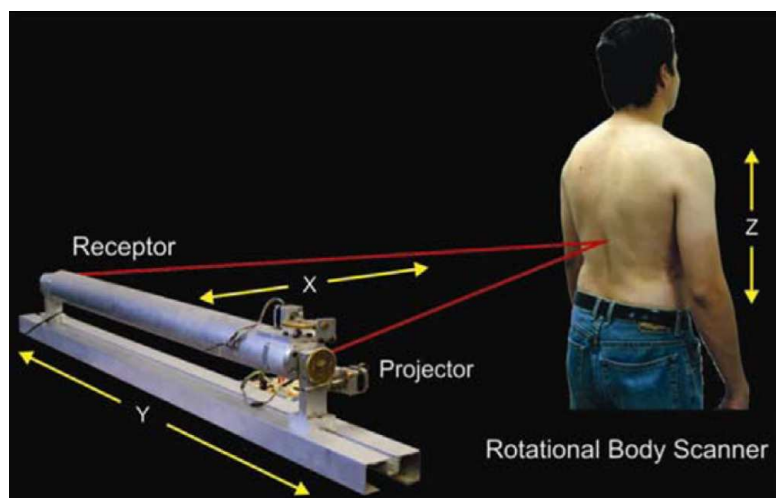


Figura 3.9.-Sistema de triangulación fotogramétrica (Rodríguez-Quñonez et al., 2014)

- **Reconocimiento facial** → El desarrollo de las técnicas de reconocimiento facial automatizado ha sido una de las líneas de investigación de la visión artificial, teniendo especial importancia la fotogrametría en sus diferentes técnicas de aplicación. Así por ejemplo, en la Universidad Católica de Roma el Profesor Deli et al. (2010), desarrollaron un sistema de medición de diversos puntos de control colocados sobre la superficie de la cara, que eran reconocidos de forma automática a partir de un sistema fotogramétrico de tres cámaras, (figura 3.10). Los datos obtenidos por fotogrametría fueron contrastados con los datos obtenidos por un láser escáner de precisión dando validez al sistema fotogramétrico propuesto.

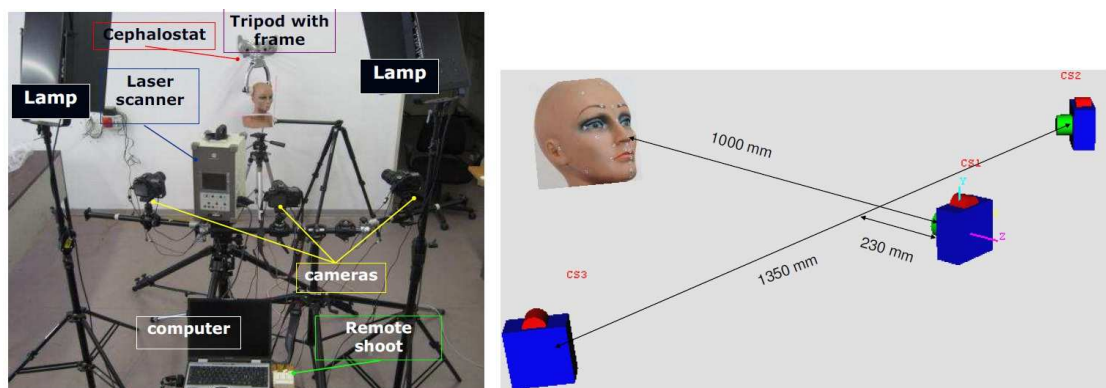


Figura 3.10.- Sistema fotogramétrico de reconocimiento facial (Deli et al., 2010)

Dentro del reconocimiento facial pero utilizando, en este caso, un sistema fofogramétrico de luz estructurada, podemos citar los trabajos de Vázquez y Cuevas (2014) (figura 3.11). Con esta técnica consiguieron identificar al 97.87% de los individuos registrados en una base de datos, incluso forzando cambios de expresión en cada toma. Esto es posible gracias a que el sistema compara las zonas de la cara menos afectadas por los cambios de expresión. Otro gran campo de aplicación de estas técnicas se enfoca hacia la cirugía estética facilitando la vista previa de los resultados esperados.

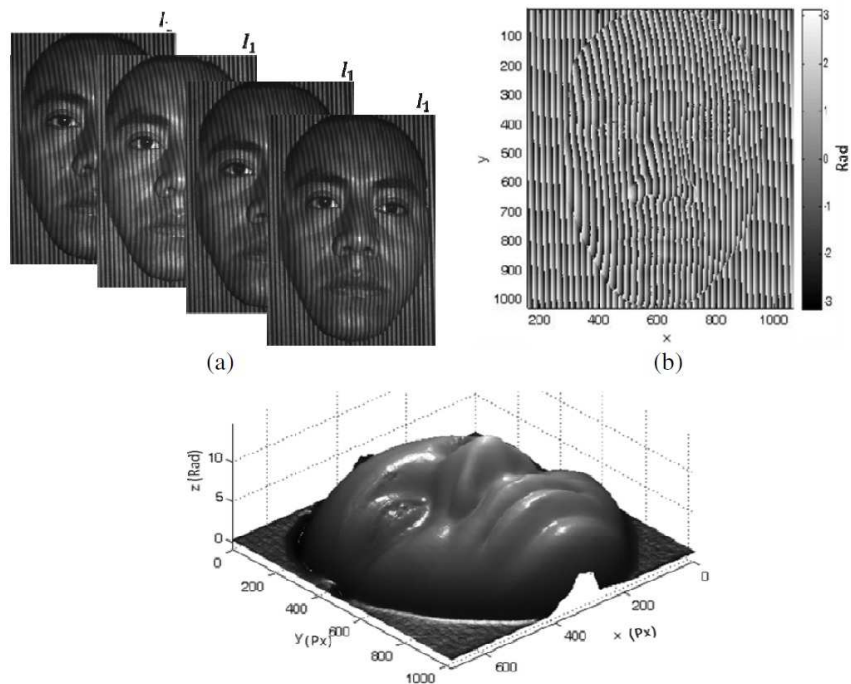


Figura 3.11.- Reconocimiento facial con luz estructurada. (Vázquez & Cuevas, 2014)

- **Odontología** → Una de las aplicaciones del modelado tridimensional de objetos puede centrarse en el modelado y reconstrucción de piezas dentales. En la Universidad de Medicina y Farmacia de Timisoara (Rumania). Sandu L. et al. (2007) utilizan un escáner láser modelo PLX 1200 con precisión de 100 micras para la adquisición de la información tridimensional del estado inicial de las piezas dentales, con el objetivo de modelar sobre ellas para conseguir piezas completas (figura 3.12). A partir de estas piezas se pueden extrarar impresiones tridimensionales que actúen como moldes o directamente piezas de reconstrucción

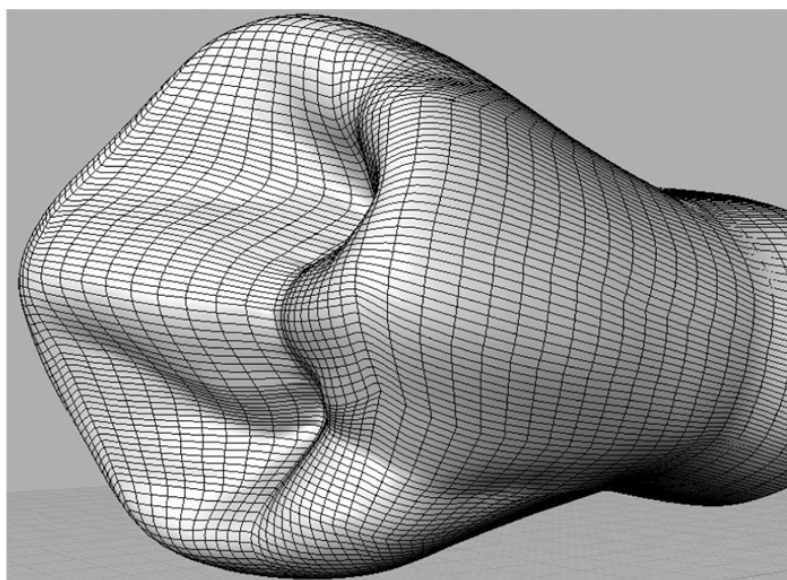


Figura 3.12.- Superficie reconstruida de una pieza dental (Sandu et al., 2007)

- **Medicina Forense** → Otra aplicación de la fotogrametría es la posibilidad que ofrece para documentar de una forma métrica heridas sufridas sobre la piel y huesos. Thali M.J., Braun M. y Dirnhofer R. (2003) presentan una forma de documentar tanto las heridas, como los objetos que las han podido provocar. Para este fin utilizan técnicas de medición con luz estructurada. También desarrollan las posibilidades que permite tener las digitalizaciones tanto de heridas como de objetos, para poder realizar superposiciones y ratificar, o no, que un determinado objeto ha provocado la herida pertinente. (Figura 3.13).

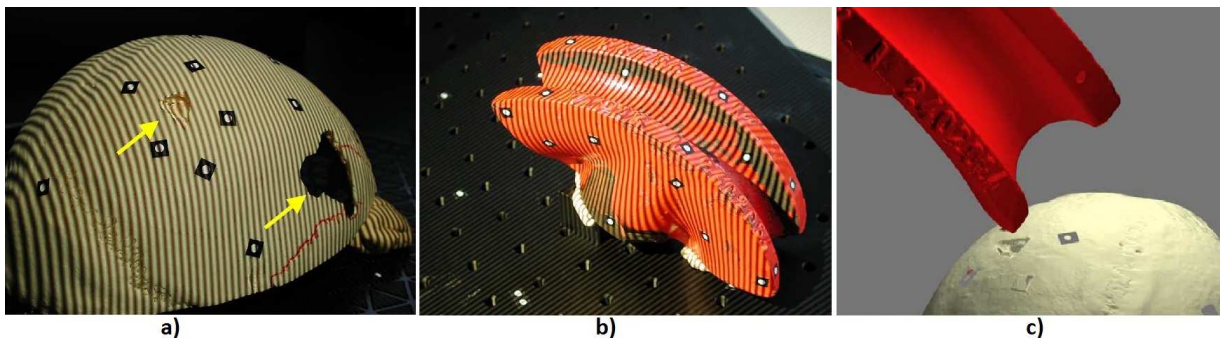


Figura 3.13.- a) Toma de datos de un cráneo b) Toma de datos de una pieza metálica c) Superposición digital del cráneo y la pieza metálica. (Thali et al., 2003)

3.2.- FOTOGRAMETRÍA APLICADA A LA DERMATOLOGÍA.

Dentro del amplio campo de estudio de la dermatología uno de los problemas que afectan a la salud de la piel son las úlceras. Los tipos más comunes de úlceras crónicas son las úlceras venosas, úlceras de presión y úlceras de pie diabético.

Las úlceras venosas, también llamadas varicosas o por estasis son las producidas por problemas venosos. Las úlceras de presión se producen por la continua presión que ejerce el cuerpo humano sobre una superficie, al estar en una misma posición durante un período de tiempo prolongado. Estas heridas suelen producirse con mayor probabilidad en las zonas en donde el hueso está más próximo a la piel (Treuillet, Albouy, & Lucas, 2009). Las úlceras de pie diabético se producen en la planta del pie en aproximadamente un 15% de los pacientes con diabetes y en un 24% de los casos concluye con una amputación (www.podiatrists.org).

En un estudio del coste económico realizado por Soldevilla J.J. et al.(2007) , atendiendo exclusivamente a las úlceras de presión, se estima que el coste anual en el año 2007 del tratamiento de este tipo de úlceras en España, asciende a 461 millones de euros, lo que corresponde al 5% del gasto anual del sistema sanitario español.

La cura o cicatrización de estas heridas desde una perspectiva clínica sigue constituyendo un problema permanente en el que se ven involucrados, además del paciente y su familia, los profesionales de la

medicina y de la enfermería, representando como acabamos de ver un enorme coste económico para la sanidad pública. (Chacón Ferrera, Navarro García, Ruiz Caballero, Jiménez Díaz, & Brito Ojeda, 2003)

Entre las tareas asumidas por los profesionales de la sanidad en el cuidado de los pacientes afectados de úlceras, destaca el control y medición de dichas úlceras, entre otros aspectos, mediante la medición y cuantificación de su superficie y volumen, para poder realizar un seguimiento de su evolución. El uso de sistemas y técnicas de medición no invasivos basados en imágenes evitan dañar o infectar la úlcera además de evitar sufrimiento en los pacientes. No obstante, a continuación vamos a ver una descripción de los sistemas utilizados actualmente en el control dimensional de las úlceras, algunos invasivos sobre la herida, con contacto directo y otros no invasivos. En la fase experimental de esta tesis abordaremos los sistemas de medición no invasivos con la finalidad de seleccionar el método de medición que mejor se adapte a las características de cada úlcera.

3.2.1- MÉTODOS DE CONTACTO

Los métodos de contacto o directos de medición de las úlceras son aquellos en los que en algún momento del proceso de medición existe contacto sobre la úlcera. Es la técnica más antigua y simple que se ha aplicado para controlar la evolución de estas heridas y su metodología de trabajo varía en función de si lo que se desea obtener es la superficie de la úlcera o el volumen.

- **Medición de la superficie**

Para la obtención de la superficie la técnica más simple y económica consiste en la simple medición con una **regla** (figura 3.14). Si la úlcera fuera rectangular, el producto de la longitud por la anchura resultaría la superficie, pero habitualmente, las úlceras se presentan con figuras más próximas a circunferencias y a elipses. En el año 2008 (D. Langemo, Anderson, Hanson, Hunter, & Thompson), se realizó una comparativa entre cuatro diferentes formas de adquisición de las medidas sobre las úlceras con una regla para conseguir superficies lo más aproximadas a la superficie real de la misma: (Figura 3.15)

1).- Longitud mayor de arriba hacia abajo y la anchura mayor de izquierda a derecha manteniendo una dirección perpendicular a la longitud. Figura 3.15a.

2).- Mayor longitud y mayor anchura perpendicular una a la otra, sin importar la orientación mientras se mantenga la perpendicularidad entre ellas. Figura 3.15b

3).- Mayor longitud de arriba hacia abajo y mayor anchura de izquierda a derecha sin considerar el ángulo que formen entre sí. Figura 3.15c.

4).- Mayor longitud y mayor anchura, sin importar la orientación y el ángulo que formen entre sí. Figura 3.15d



Figura 3. 14.- Regla de cartón desechable utilizada en dermatología

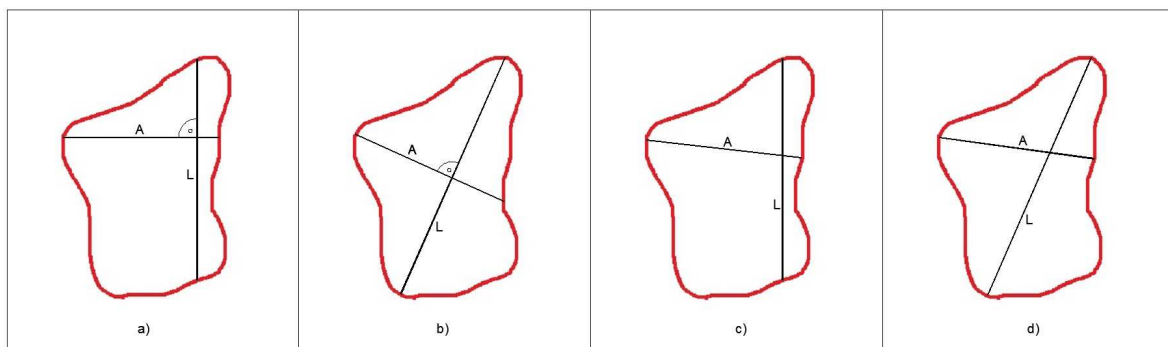


Figura 3. 15.- Diferentes formas de adquisición de las medidas propuestos por el Dr. Langemo et al. (2008)

Las conclusiones de (D. Langemo et al., 2008) a las que llegaron en su estudio, fueron que las superficies que se obtenían utilizando cualquiera de las formas propuestas, resultaban ser bastante superiores a las superficies obtenidas por otros métodos que aproximaban la forma de una úlcera al de una elipse mediante la operación: (Treuillet et al., 2009)

$$S = Largo \cdot Ancho \cdot 0.785 \quad [3.1]$$

Para úlceras con formas complejas se recomienda el uso de papel transparente milimetrado (acetato esterilizado). El método de utilización se basa en la superposición directa sobre la herida, el trazado del contorno de su perímetro y el cálculo de la superficie mediante el conteo de los cuadrados o con la ayuda de algún tipo de instrumento adicional como el planímetro.

(Chacón Ferrera et al., 2003) realiza una valoración de estos diferentes métodos de obtención de la superficie de una úlcera, concluyendo que el método que más se ajusta a la realidad es el de medición manual con papel milimetrado.

- **Medición del volumen**

Además de la superficie de una úlcera, otro parámetro de interés es el volumen de la misma. Los métodos directos más simples y económicos han sido, la **inyección salina** y la **obtención de moldes**. (Malian, Azizi, & Van Den Heuvel, 2004)

Para la obtención del volumen por **inyección salina** se debe cubrir la úlcera con plástico de forma que al inyectar con una jeringuilla suero salino no se derrame fuera de ella, el volumen se obtendrá por la cantidad de suero salino inyectado. La principal causa de error en esta medición es la cantidad de suero salino que la úlcera es capaz de absorber y se contabiliza como volumen. (Berg, Traneroth, Gunnarson, & Lossing, 1990)

Una manera alternativa de obtener el volumen de forma directa es con la **obtención de moldes** rellenando la zona afectada por la úlcera (Gethin, 2006). El material utilizado es el alginato de calcio húmedo y para determinar el volumen se pesa el molde. Conociendo la densidad del alginato la obtención del volumen se obtiene directamente.

Otros métodos algo más complejos que son utilizados para la obtención de la superficie y del volumen son, el **dispositivo de Kundin** y el **VISITRAK**.

En 1989 (Kundin) desarrolló un instrumento de plástico desechable con tres brazos graduados en centímetros, cada uno para medir en cada uno de los tres ejes de un triedro coordenado, largo (X), ancho (Y) y profundidad (Z), los brazos X e Y servirán para determinar la superficie formando entre ellos un plano horizontal, el brazo Z es una pieza vertical. El volumen se determina utilizando la expresión matemática [3.2] que multiplica los tres valores obtenidos

de cada uno de los ejes por una constante para aproximarse a una figura elipsoidal:

$$V_{KUNDIN} = Largo(X) \cdot Ancho(Y) \cdot Profundidad(Z) \cdot 0.327 \quad [3.2]$$

Otro instrumento que permite la obtención de la superficie y volumen de las úlceras es el VISITRAK, figura 3.16. Su aplicación es directa sobre la herida utilizando un plástico cuadriculado (figura 3.16a) Una vez trazado el contorno de la úlcera sobre la piel del paciente, se superpone sobre la tableta VISITRAK y vuelve a repasarse el contorno de la úlcera para su digitalización (figura 3.16b). Una vez digitalizada la úlcera se puede obtener la superficie y en caso de haber medido la profundidad de la misma, con el bastoncillo VISITRAK (figura 3.16c), se puede obtener el su volumen. El sistema permite llevar un registro de pacientes y puede hacer gráficos de comparativas temporales de superficie y volumen.

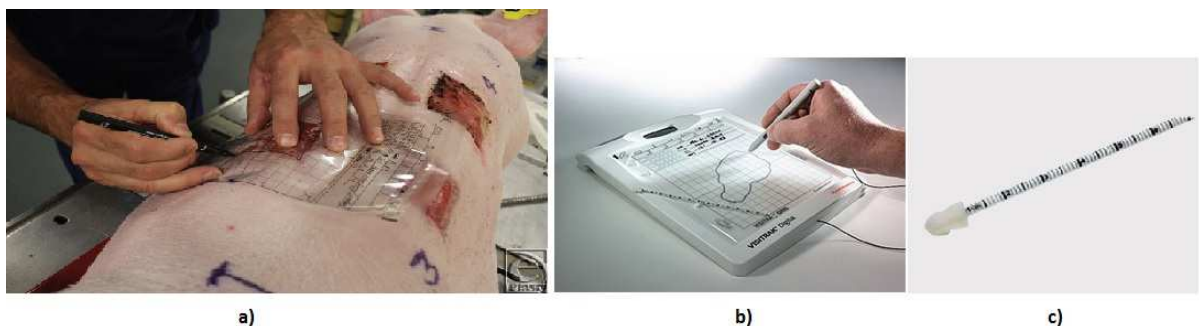


Figura 3. 16.- Flujo de trabajo utilizando el instrumento VISITRAK

Con el fin de comprobar la fiabilidad del sistema VISITRAK, se realizó un estudio en donde practicaban un seguimiento a unas

úlceras artificiales que se habían provocado en un animal, (figura 3.16a) (Chang, Dearman, & Greenwood, 2011). Estas heridas fueron controladas geométricamente con un sistema VISITRAK (figura 3.17a) y con fotografías a las que se les había colocado junto a la herida unas escalas con el fin de poder dotar de métrica a la fotografía obtenida (figura 3.17b). Las conclusiones a las que llega en su investigación es que el método de la toma fotográfica con las escalas es más económico y no presenta una gran diferencia estadística con los resultados obtenidos con VISITRAK. Además, las escalas no es necesario que se coloquen sobre la herida por lo que no hay posibilidad de contaminación. (Chang et al., 2011)



Figura 3. 17.- Comparativa entre el sistema VISISTRACK (a) y la fotografía métrica (b) (Chang et al., 2011)

3.2.2- MÉTODOS DE NO CONTACTO

La principal desventaja de todos los métodos de contacto vistos anteriormente se fundamenta en las molestias que pueden ocasionar al paciente debido al contacto directo (dolor, contaminación de la zona, etc.), por lo que, a pesar de su utilidad, no son deseables, siendo más recomendables en este sentido los métodos de no contacto.

Consideramos como métodos de no contacto o métodos indirectos en la determinación geométrica de una úlcera, a aquellos métodos en los que no existe ningún tipo de contacto sobre la herida o sus alrededores. En el capítulo dos se han clasificado estos métodos en sistemas pasivos y activos.

3.2.2.1.- MÉTODOS ACTIVOS

Estos sistemas de medición se fundamentan en el principio de triangulación y se consideran activos al tener en su configuración una fuente emisora de luz y un receptor o cámara que registra la información proyectada sobre el objeto.

El método de luz estructurada proyecta el patrón de luz sobre la úlcera y es registrado por una cámara en un sistema integrado como se muestra en la figura 3.18 (Plassmann, Jones, & Ring, 1995), en estos sistemas integrados la fase de calibración se realiza una sola vez en el momento de la fabricación.

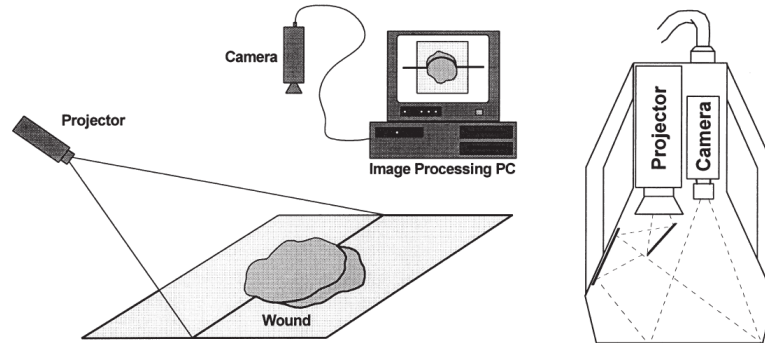


Figura 3. 18.- Principio de funcionamiento de un sistema integrado de luz estructurada (Plassmann et al., 1995)

Estos sistemas integrados basados en la técnica de la luz estructurada, se comercializaron con bajo el nombre de Sistema MAVIS (Measurement of Area and Volume Instrument System) (Figura 3.19). El sistema estaba formado por un ordenador IBM, Pentium 100 con 4Mb de RAM y con una tarjeta de video que era capaz de grabar dos tipos de imágenes desde la cámara digital, una 512x1024 píxeles con 16 bits por píxel y otra de 681x582 píxeles con salida en formato PAL de 625 líneas recortadas a 400 líneas entrelazadas. Con el sistema MAVIS se podían obtener precisiones del orden de 0.5 mm. (Plassmann et al., 1995)



Figura 3. 19.- Instrumento de medición con luz estructurada MAVIS. (Plassmann et al., 1995)

P. Plassman y T.D. Jones (Plassmann et al., 1995) realizaron una comparación de área, volumen y profundidad entre los resultados obtenidos con MAVIS y otros métodos directos como la regla, el alginato y el acetato transparente y en todos ellos las precisiones obtenidas con el sistema de luz estructurada de Mavis fueron muy superiores.

En la misma línea otras investigaciones como la realizada por (Körber, Rietkötter, Grabbe, & Dissemond, 2006), han utilizado los principios de la luz estructurada para configurar un sistema propio de medición denominado "DigiSkin". El sistema está formado por un proyector de luz blanca, videocámara, cámara fotográfica y un proyector (figura 3.20). Este último es el encargado de emitir los patrones que serán registrados por la videocámara El proyector de luz

blanca se activa junto con la cámara fotográfica para tomar las imágenes que darán la textura final al objeto medido.

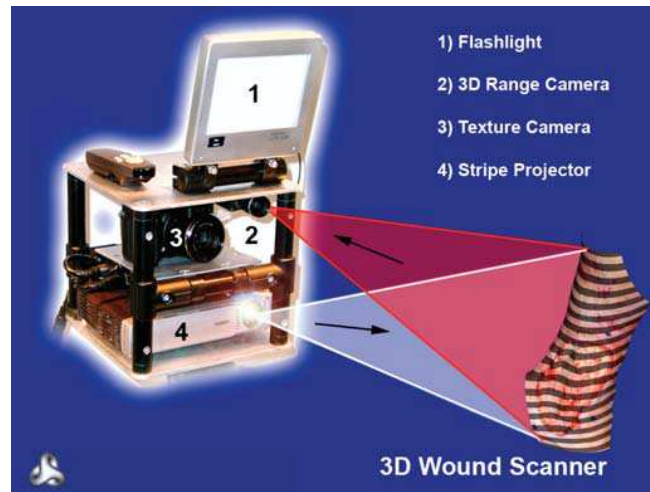


Figura 3. 20.- Instrumento de medición con luz estructurada DigiSkin (Körber et al., 2006)

Dentro de los métodos activos de adquisición de datos tridimensionales (Kecelj-Leskovec, Jezeršek, Možina, Pavlović, & Lunder, 2007) desarrollan un sistema de medición basado en los principios de la triangulación láser, figura 3.21a. El sistema se basa en la proyección de 33 planos láser paralelos que al incidir sobre el objeto generan unas líneas denominadas "stripes", figura 3.21b. Estos stripes son captados por la cámara fotográfica que realiza un disparo cada 5 milisegundos abarcando una zona fotografiada de 100 x 100 mm.

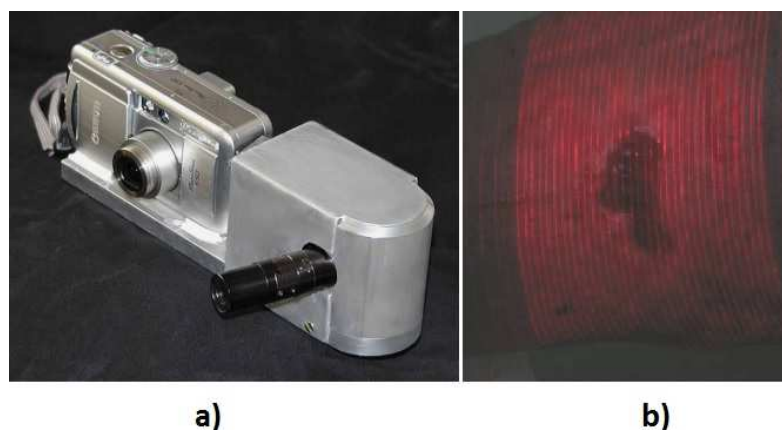


Figura 3. 21.-*Instrumento de medición por triangulación láser(Keceli-Leskovec et al.. 2007)*

Otra variante de adquisición de datos tridimensionales con métodos activos es la desarrollada por M. Callieri et al. (2003) en el proyecto DERMA. En este proyecto se utiliza el escáner de triangulación VIVID 910 de la marca Konica Minolta (figura 3.22). Este escáner es capaz de obtener 307.200 puntos en 2,5 segundos con una precisión de 0,2 mm utilizando una cámara de 640 x 480 píxeles. A partir de los puntos obtenidos se genera un modelo tridimensional de la zona a estudiar, el proyecto DERMA incluye un software que permite la medición de superficies y volúmenes de las úlceras. Los dos principales inconvenientes que presenta el sistema es el elevado peso del instrumento, próximo a los 10 kilos y el elevado coste que alcanzaba los 40.000 €.



Figura 3. 22.- Momento de toma de datos con el escáner Konica Minolta VIVID 910 (Callieri et al., 2003)

En el año 2004 (Malian et al.) Presentan el sistema de medición MEDPHOS que utilizando los principios de luz estructurada incorpora cuatro cámaras dispuestas en dos ejes para la adquisición simultánea de imágenes (figura 3.23). La novedad que incorpora este sistema es la capacidad de agrupar la información obtenida desde cada una de las cámaras fotográficas mediante técnicas de correlación fotogramétricas.



Figura 3.23.- Sistema de medición MEDPHOS (Malian et al., 2004)

En el año 2011 la empresa ARANZ Medical (Kieser & Hammond, 2011), presenta la primera versión del instrumento SILHOUETTE®, consistente en un escáner láser de triangulación que funcionaba acoplado a una PDA (figura 3.24). Los datos tridimensionales obtenidos de este dispositivo podían ser tratados por un software específico para la medición de la superficie y volumen de la úlcera.



Figura 3. 24.- a) Detalle de la primera versión del instrumento SILHOUETTE® (Kieser & Hammond, 2011)

En la actualidad este tipo de escáneres de triangulación han proliferado mucho especialmente en el sector del diseño industrial. La capacidad de transformar un objeto físico a una réplica tridimensional en versión digital tiene infinitas aplicaciones, y por tanto, este tipo de dispositivos pueden utilizarse, dentro de las limitaciones de precisión de cada uno, para la medición y seguimiento de las úlceras.

Destaca la última versión del instrumento SILHOUETTE® (figura 3.25) desarrollado por la empresa ARANZ Medical que tiene como único objetivo la medición de úlceras. Su funcionamiento es la triangulación láser a partir de tres planos que se proyectan sobre el objeto a medir. Las imágenes obtenidas tienen una resolución de 2048 x 1536 píxeles y para el cálculo del modelo tridimensional del objeto fotografiado hay que remitir las imágenes vía internet a un servidor central que una vez realizado el cálculo, remitirá al usuario toda la

información en formato pdf. (<http://www.aranzmedical.com/interoperability/>). La precisión del sistema ha sido justificada en un estudio comparativo con las técnicas de medición con regla y la obtención del volumen con moldes. (Constantine, Bills, Lavery, & Davis, 2014)

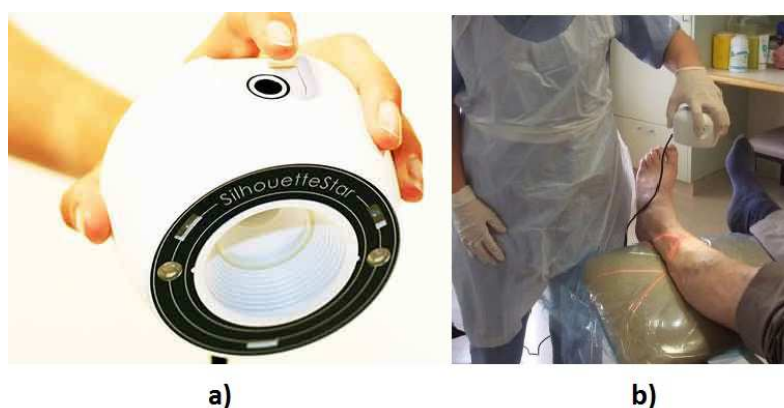


Figura 3. 25.- a) Detalle del instrumento SILHOUET® b) Momento de medición < www.aranzmedical.com>

3.2.2.2.- MÉTODOS PASIVOS

Estos sistemas de medición se fundamentan en los principios básicos de la fotogrametría. En estas líneas podemos encontrar aplicaciones médicas que tienen su origen en los fundamentos de la fotogrametría monoscópica o fotogrametría simple, en la fotogrametría estereoscópica o en la fotogrametría multi-monoscópica.

3.2.2.2.1.- FOTOGRAMETRÍA MONOSCÓPICA

En la figura 3.17b, ya hemos visto una de las aplicaciones de la fotogrametría monoscópica. En esta aplicación A. C. Chang et al. (2011) actuando sobre una única imagen en la que se ha colocado una escala métrica obtienen mediciones bidimensionales con resultados similares a los obtenidos con un instrumento específico para la medición de úlceras como es el sistema VISITRAK, con la ventaja añadida de que al realiza la fotografía no existe ningún tipo de contacto sobre la herida que pueda contaminarla.

La línea de investigación de M. Duckworth et al. (2007) y de M. Nemeth et al. (2010), desarrollaba a partir de una única imagen un método de obtención de la superficie de una úlcera. El sistema denominado WMD (Wound Measurement Device) incorpora un sistema de proyección de cuatro punteros láser paralelos entre sí y que permite dar métrica a las imágenes obtenidas. El dispositivo de adquisición de imágenes utilizado por M. Ducworth et al. fue una PDA (figura 3.26a) y en el prototipo de A. C. Chang et al. un SmartPhone (figura 3.26b). La decisión de utilizar este tipo de dispositivos fue debida a que incorporan una cámara de reducidas dimensiones, tienen la posibilidad de ver lo que se va a fotografiar sobre la pantalla frontal y permiten realizar el disparo al pulsar sobre ella.

El flujo de trabajo se muestra en la figura 3.27. En la toma de imágenes hay que procurar que los cuatro puntos láser aparezcan materializados sobre la imagen (figura 3.27a y b). Los puntos láser son imprescindibles para escalar la imagen fotográfica obtenida, la cual, una vez escalada sirve para digitalizar el contorno de la úlcera determinando la superficie de la misma (figura 3.27c)

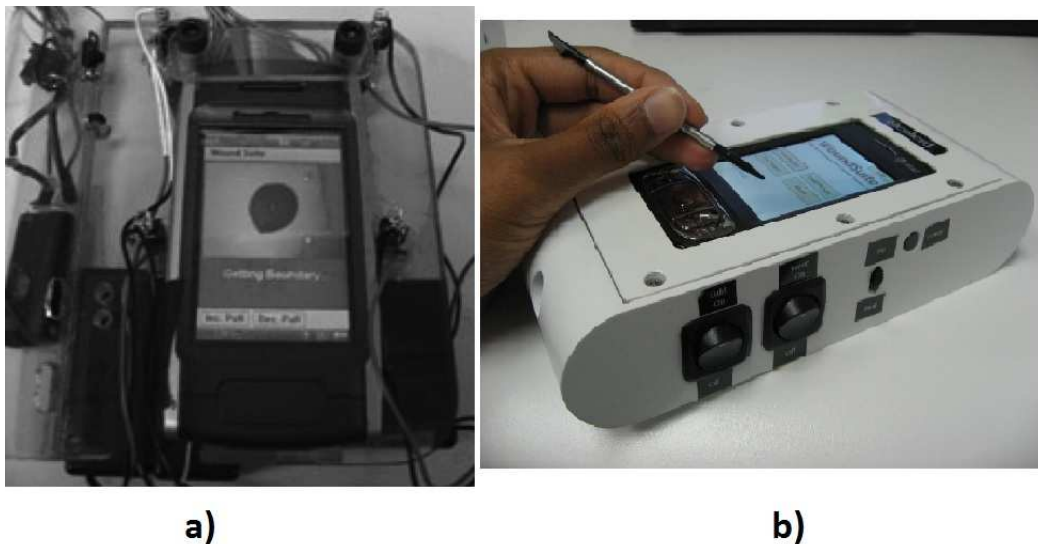


Figura 3. 26.- a) Captura de datos con PDA(Duckworth et al., 2007) b) captura de datos con SmartPhone(Nemeth et al., 2010)

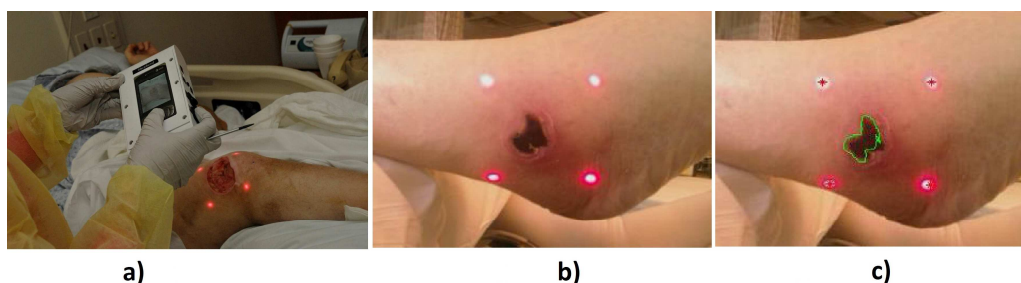


Figura 3. 27.- a) Captura de la imagen; b) Imagen obtenida para escalar; c) Digitalización del contorno de la úlcera (Nemeth et al., 2010)

3.2.2.2.2.- FOTOGRAMETRÍA ESTEREOSCÓPICA

La fotogrametría estereoscópica parte de la consideración de adquirir dos imágenes de un mismo objeto desde dos puntos de vista diferentes. Con esta técnica de medición se intenta realizar una reconstrucción del proceso de visión estereoscópica natural propio de los seres humanos en forma artificial. Por este motivo la posición de las cámaras entre los dos puntos de toma debe ajustarse a una determinada distancia (base) que, a su vez, regulará la distancia al objeto a medir (profundidad máxima).

Los primeros que utilizaron la fotogrametría estereoscópica para la medición de úlceras de la piel fueron (Bulstrode, Goode, & Scott) en 1986. Diseñaron un sistema de adquisición de pares de imagen (figura 3.28a), montando dos cámaras sin distorsiones apreciables sobre un soporte metálico, en el que se realizaron unas marcas para dar métrica a las imágenes en el proceso posterior de restitución, fase que consiste en la reconstrucción de la visión estereoscópica artificial. Para ello hay que colocar las dos imágenes fotográficas sobre un sistema que permita observarlas en la misma posición relativa que tenían en el momento en el que fueron realizadas, de forma que cumpliendo la condición de colinearidad los rayos proyectivos, de cada uno de los puntos comunes de las imágenes, se intersecten en un único punto y este, con ayuda de un pantógrafo se pueda materializar sobre un soporte físico o digital (figura 3.28b).

Estudios comparativos como el realizado por D.K. Langemo et al. En el año (2001), han servido para considerar a la fotogrametría estereoscópica un método válido de obtención de medidas tridimensionales más precisas que con los métodos directos. Langemo et al. comparan los métodos de obtención del volumen de una úlcera utilizando el dispositivo de Kundin y la fotogrametría estereoscópica. En sus conclusiones afirman que la fotogrametría estereoscópica presenta unos resultados mucho más precisos que los obtenidos con el dispositivo de Kundin, aunque la principal desventaja del primer método es que requiere una mayor especialización de los operadores para la obtención de los resultados. En cuanto al tiempo de obtención de los primeros resultados, en ambos métodos se emplean entre 15 y 20 minutos .

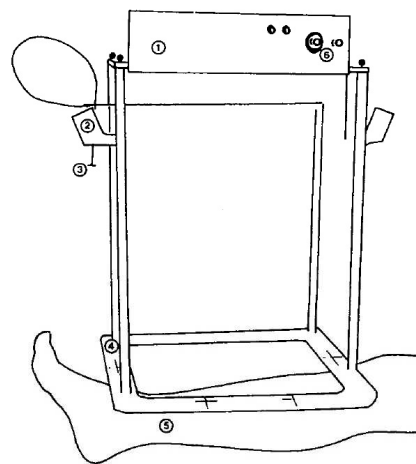


FIG. 1. Diagram of the stereo camera in place over a leg. 1, Camera box; 2, carrying handle; 3, trigger; 4, base ring; 5, subject's leg; 6, film winder.

a)

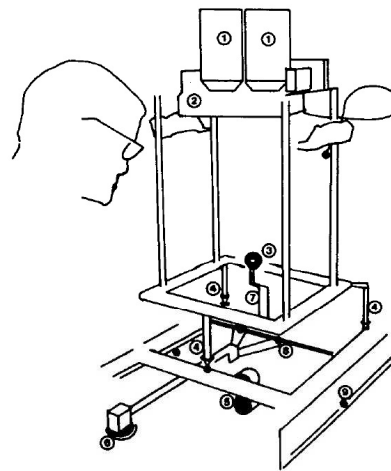


FIG. 2. Diagram of the camera converted to a projector connected to metrograph and computer. 1, Light sources; 2, camera box; 3, spinning disc; 4, tripod legs; 5, rotary digitizers; 6, hand controls; 7, z-axis rack; 8, y-axis rack; 9, x-axis rack.

b)

Figura 3. 28.- a) Sistema de adquisición del par de imágenes; b) Sistema de restitución fotogramétrico (Bulstrode et al., 1986)

3.2.2.2.3.- FOTOGRAMETRÍA MULTI-MONOSCÓPICA

La fotogrametría Multi-Monoscópica que integra los algoritmos SFM está introduciéndose cada vez con más fuerza en aplicaciones donde se requiere la necesidad de adquisición de datos tridimensionales, llegando en algunos casos a desplazar a la fotogrametría estereoscópica (Malian et al., 2004) o a instrumentos como el láser escáner.

Los programas informáticos que permiten aplicar esta técnica de medición hace que sea mucho más sencilla su aplicación y no se requiere una destreza adquirida con la experiencia, como ocurre con la fotogrametría estereoscópica. Las limitaciones iniciales que presentaba esta técnica, en cuanto a fiabilidad y poca precisión del objeto reconstruido, hoy día están totalmente resueltas gracias, en gran medida, a nuevos algoritmos de programación, al incremento de calidad de las cámaras digitales y a la mayor capacidad de cálculo que ofrecen los ordenadores personales.

Podemos considerar, que el primer instrumento utilizado en dermatología, que aplica las condiciones epipolares para la detección automática de puntos homólogos es el sistema MEDPHOS visto anteriormente (figura 3.23) y desarrollado por (Malian et al., 2004). Este sistema puede considerarse como un sistema híbrido al combinar la técnica de luz estructurada y la adquisición de forma simultánea de cuatro imágenes de forma convergente. La luz estructurada se

proyecta sobre la zona de la piel a medir para conseguir que en el proceso de correlación automática, el sistema sea capaz de analizar los bordes y no tenga incertidumbre en la identificación de puntos homólogos al poder presentar la piel poca diferenciación en cuanto a la textura. La ventaja del sistema MEDPHOS es que al encontrarse las cámaras fotográficas en posiciones fijas, tras una calibración, se tienen conocidas las coordenadas de los centros de proyección, resultando definida la métrica del sistema.

Otra referencia de la aplicación de algoritmos SFM en dermatología es la desarrollada por (Treuillet et al., 2009) para la medición de úlceras de presión. En esta investigación se utilizan dos imágenes fotográficas, tomadas con una cámara Sony DSC-H1 con un sensor de 2048 x 1536 píxeles. La dirección principal de cada una de las tomas hacia el objeto deben formar un ángulo de convergencia entre 15 y 30 grados (el flujo de trabajo para la obtención del modelo tridimensional puede verse en el apartado 2.2.2.2.1.2.). Con objeto de definir la métrica del modelo tridimensional obtenido al adquirir las imágenes se ha colocado sobre la piel del paciente (sin contacto sobre las úlceras) o bien un cartón con unos puntos definidos (figura 3.29a) o unos palos con esferas con la distancia conocida entre sí (figura 3.29b). El resultado final de este trabajo utilizando solo dos imágenes, es un modelo tridimensional métrico de una úlcera obtenido con un error medio de 0.6 mm (figura 3.29c)

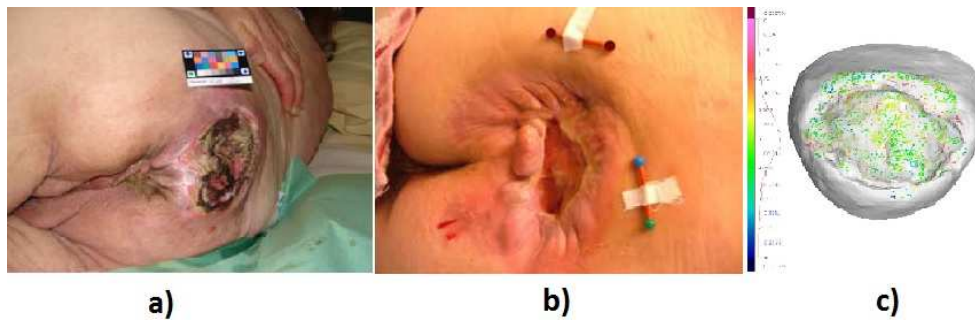


Figura 3. 29.- a) Obtención de métrica con cartón calibrado; b) Obtención de métrica con palos y esferas; c) Modelo tridimensional obtenido (Treuillet et al., 2009)

3.2.3.- SITUACIÓN ACTUAL

En la actualidad, como acabamos de comprobar, los dispositivos comercializados para la medición de úlceras suelen utilizar la tecnología del método activo de triangulación fotogramétrica, bien sea proyectando planos laser o patrones de luz estructurada.

El sistema formado por un proyector y una o varias cámaras integradas en un mismo dispositivo dan solución al principal problema de los métodos de medición basados en imagen, la definición de la métrica y la definición de un sistema de coordenadas relativo para cada medición.

Este tipo de instrumentos no son exclusivos para aplicaciones dermatológicas, siendo la actividad principal para la que se han desarrollado la ingeniería inversa. No obstante la capacidad de digitalizar cualquier objeto físico hace que su mercado de aplicaciones

sea infinito, especialmente cuando algunos instrumentos que emplean esta tecnología son capaces de obtener precisiones del rango de las 5 micras. Lógicamente ese rango de precisiones es inversamente proporcional al coste de esos dispositivos. En la figura 3.30 se muestran algunos de los escáneres láser existentes en el mercado que integran en un mismo dispositivo proyector y cámara.

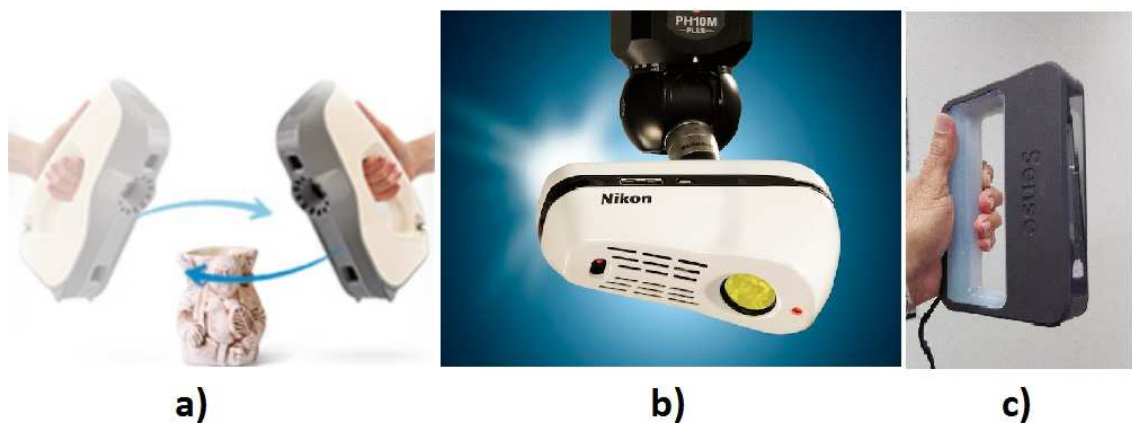


Figura 3. 30.- a) Escáner ARTEC EVA™ <<http://www.artec3d.com>>; b) Escáner NIKON INSIGHT L100 <<http://www.sariki.es>>; c) Escáner SENSE 3D <<http://cubify.com>>

Existe otro tipo de dispositivos de medición no integrados, en donde para cada medición el proyector y la cámara deben montarse siguiendo unos criterios de configuración. Estos dispositivos deben calibrarse para poder conocer los parámetros intrínsecos del sistema de triangulación y así, poder determinar datos tridimensionales del objeto a medir. Un ejemplo de este tipo de dispositivos es el escáner de luz estructurada DAVID escáner (figura 3.31a), que utilizaremos

en la fase experimental de esta tesis. En la figura 3.31b se muestra un momento del proceso de calibración para la configuración que presenta el dispositivo en la imagen. En esta imagen se puede observar al fondo la plantilla de calibración con una matriz de puntos conocida.



Figura 3. 31.- a) Dispositivo DAVID escáner montado sobre trípode; b) DAVID escáner en un momento del proceso de calibración < <http://www.david-3d.com> >

Los sistemas de escaneado tridimensional basados exclusivamente en la fotogrametría multi-monoscópica, se limitan a la utilización de diversos programas informáticos, algunos de ellos indicados en el apartado 2.2.2.2.1.2, en los que el éxito depende, en gran medida, del tipo de metodología seguida en la adquisición libre de las imágenes y deja por resolver la escala del modelo obtenido. El modelo tridimensional que se obtiene presenta una métrica relativa al

sistema de referencia en el que se han determinado los centros de proyección de cada una de las cámaras que intervienen en el proceso.

La metodología para obtener una métrica precisa o incluso transformar las coordenadas del modelo tridimensional calculado a un sistema absoluto, correspondería con una segunda fase dentro del flujo de trabajo. Comienza con antelación a la adquisición de las imágenes con la materialización sobre el objeto a medir de escalas o puntos con dimensiones o coordenadas conocidas. Una vez obtenidas las imágenes y con objeto de georeferenciar el modelo tridimensional obtenido a su escala y posición real, hay que indicar la posición de los puntos con sus coordenadas o ajustar la escala representada en las imágenes con su distancia real, para que se realicen las transformaciones correspondientes en el sistema relativo con el que se obtuvo el primer cálculo del modelo tridimensional.

Como podremos comprobar en la fase experimental de esta tesis, la automatización en la obtención de datos tridimensionales es muy superior en los dispositivos activos de triangulación fotogramétrica que en los basados exclusivamente en la fotogrametría multi monoscópica, este hecho ha sido determinante para que las marcas comerciales se decanten por la tecnología de la triangulación dejando de lado la tecnología multi monoscópica aunque puedan conseguirse precisiones mejores y con un coste instrumental mucho más reducido que con los dispositivos integrados vistos anteriormente.

CAPÍTULO IV: SISTEMA EXPERIMENTAL

4.- SISTEMA EXPERIMENTAL

4.1.- ANTECEDENTES

La fotogrametría de objeto cercano es una técnica que permite alcanzar precisiones submilimétricas sin tener contacto sobre el objeto a medir, por lo que su aplicación en dermatología y en concreto en la medición de úlceras cutáneas haría posible la obtención de parámetros geométricos como el diámetro, profundidad máxima, superficie, volumen, etc.. (Luhmann, 2010) pero hasta ahora ha sido poco aplicable a la medición de úlceras en investigación o clínica, debido al tiempo, habilidad y coste del equipamiento necesarios para la toma y procesamiento de datos (Kecelj-Leskovec, Jezeršek, Možina, Pavlović, & Lunder, 2007; Marjanovic, Dugdale, Vowden, & Vowden, 1998; Mitchell & Newton, 2002).

Con el objetivo de definir un sistema clínico que permita la realización de medidas tridimensionales de úlceras en la piel, de una forma rápida, sencilla, económica y sin contacto, se han llevado a cabo diversas pruebas con el fin de desarrollar, probar y definir una técnica fotogramétrica aplicable que pueda ser realizada por el propio personal sanitario, manteniendo las máximas exigencias en cuanto a la precisión métrica e información gráfica.

El proceso experimental se ha dividido en dos fases o etapas:

- **Primera fase:** En esta fase inicial se han realizado pruebas con tres técnicas potencialmente útiles para la

medición tridimensional fotogramétrica de objeto cercano, validas, en teoría, para el seguimiento de úlceras de la piel. Las técnicas utilizadas en esta primera fase para la obtención de datos tridimensionales de objeto cercano han sido:

- Fotogrametría Estereoscópica Clásica (Digi3D)
- Fotogrametría Monoscópica (Photomodeler Pro 6)
- Fotogrametría Multi Monoscópica (Photomodeler Scanner)

Con estas técnicas se han realizado pruebas sobre diversos objetos y se ha comprobado si los resultados obtenidos son válidos y si se ajustan a patrones determinados en función de la metodología de adquisición de imágenes y de la técnica utilizada.(Sánchez Jiménez, 2015)

Tras esta primera fase en donde se ha elaborado una serie de reglas para la tomas de las fotografías y el tratamiento de la información para general el modelo virtual, las cuales han ido modificándose en función del resultado de las pruebas. En base a estos datos, se ha analizando la viabilidad de cada aplicación, ventajas, inconvenientes y limitaciones, hasta que se ha llegado a

unas conclusión que nos hará decantarnos por la fotogrametría multi monoscópica para la medición de úlceras de la piel.

- **Segunda fase:** En la primera fase se concluyó que el modelado de superficies densas es una técnica válida y precisa para la realización del modelo digital de superficies en úlceras y la medición de variables que se derivan de éste.

En la actualidad, la obtención de nubes de puntos tridimensionales de forma masiva a partir de imágenes permite elaborar modelos 3D para objetos de diferentes dimensiones y con precisiones del orden de micras. Los modelos 3D se obtienen calculando por correlación la posición de cientos de miles o incluso millones de puntos en el objeto, y posteriormente ejecutando un mallado entre éstos. (Baguley, R. 2013).

No obstante, se pueden encontrar en el mercado diversos dispositivos métricos ligeros (tipo escáner manual) que tienen una alta movilidad y permiten realizar modelos digitales de superficie de forma rápida y precisa. En esta línea se han realizado las pruebas en la segunda fase de la experimentación.

Con el objetivo de validar la técnica de la fotogrametría multi monoscópica, se han realizado comparativas de resultados entre dos programas informáticos comerciales

desarrollados específicamente para esta técnica, uno el utilizado en la primera fase, Photomodeler Scanner y el otro PhotoScan de la firma Agisoft. Además, los resultados obtenidos de estos dos programas, se han comparado también, con los resultados de mediciones realizadas con instrumental diseñado especialmente para la captura tridimensional de puntos en objeto cercano. Uno de los instrumentos es el escáner de luz estructurada David Scanner de la DAVID Vision Systems y el otro el escáner de triangulación fotogramétrica SENSE de la firma Cubify.

Esta segunda fase se divide, a su vez, en dos fases:

- *Fase de pruebas sintéticas*, En donde se han realizado pruebas a modelos sintéticos y una última prueba sobre el brazo de una persona sana con un apósito artificial para comprobar su reconocimiento.
- *Fase de pruebas sobre pacientes*. A partir de las conclusiones obtenidas de todas las experiencias anteriores, se han aplicado las técnicas más adecuadas para realizar un control geométrico y un seguimiento de un grupo de pacientes afectados por úlceras en la piel. Estas mediciones se han realizado sobre un grupo de pacientes del Servicio de Dermatología del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, bajo el marco de un

proyecto conjunto entre el Instituto de Investigación Sanitaria La Fe y la Universitat Politècnica de València, titulado “Modelado y Medición de Úlceras de la Piel por Técnicas Fotogramétricas de Objeto Cercano” (MEDULC), desarrollado durante el año 2015.

Con esta comparativa se pretende evaluar si la técnica de la fotogrametría multi monoscópica es válida para su aplicación en los procesos de medición y seguimiento de úlceras de la piel, como se justificó en la primera fase o si, por el contrario, las técnicas instrumentales con las que se están comparando en esta segunda fase son mas adecuadas para el objetivo buscado.

4.2.- PRIMERA FASE DE PRUEBAS.

4.2.1.- FOTOGRAMETRÍA ESTEREOSCÓPICA CLÁSICA

4.2.1.1.- OBJETIVO

Se pretende con esta técnica de medición definir un sistema que nos permita obtener datos tridimensionales de objetos físicos a partir de la restitución de dos imágenes estereoscópicas y que los

datos obtenidos nos sirvan como patrón válido, para poder comparar las mediciones tridimensionales obtenidas con los otros métodos.

4.2.1.2.- MÉTODO

Con el objetivo de tener en todo momento y distribuidos por toda la imagen fotográfica una serie de puntos fácilmente identificables y con sus posiciones conocidas, para su utilización en la orientación relativa y en la orientación absoluta de los fotogramas, se diseña un prototipo metálico mostrado en la figura 4.1 y denominado en esta tesis “rejilla”.

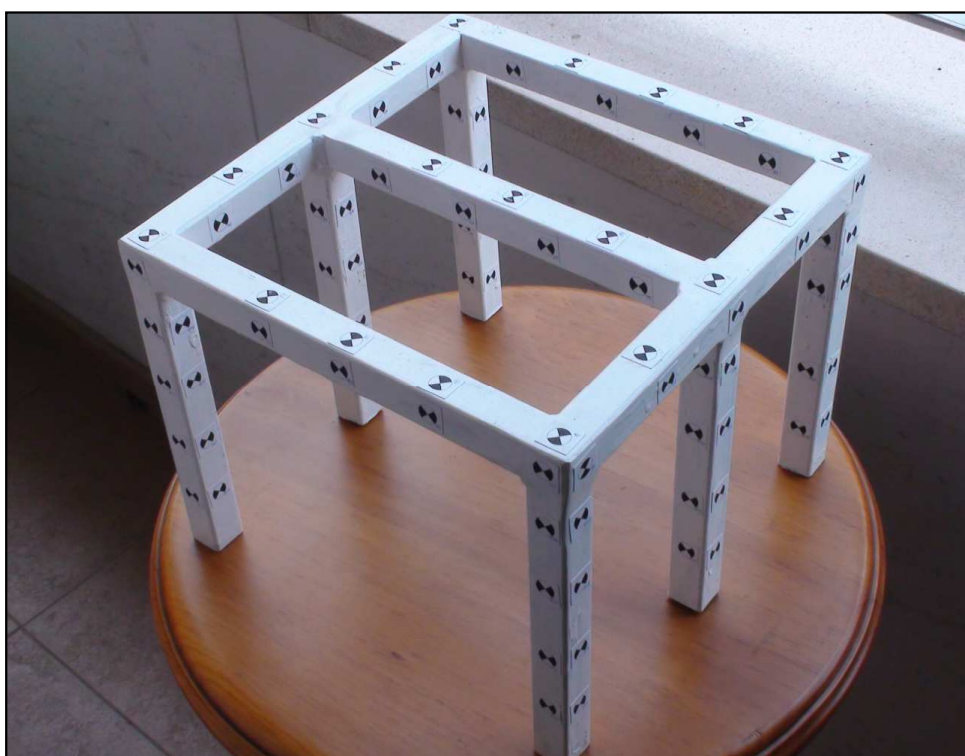


Figura 4. 1.- Prototipo metálico para la definición métrica de los fotogramas

En el interior de esta rejilla es donde debería encontrarse el objeto a modelar. Este prototipo debe ser resistente y rígido para que una vez calibrado mantenga la posición de sus marcas con el uso que se le vaya dando.

En total se colocaron 159 dianas de 1cm x 1cm. Para la obtención de las coordenadas de cada una de ellas se dejó la rejilla sobre el suelo de una sala y se fijaron cuatro bases a su alrededor, figura 4.2, configurando una red de cuatro vértices con sus dos diagonales. La observación topográfica se realizó con una estación total TOPCON GPT-7503 de precisión angular 5 segundos. La medición de las distancias entre las bases se obtuvo con flexómetro con repeticiones, con objeto de definir la base de partida del cálculo con error inferior al milímetro. Desde cada base se realizaron varias series de mediciones de ángulo a las dianas de la rejilla de forma que todas las dianas estuvieran observadas al menos desde dos estaciones, para poder efectuar el cálculo por intersecciones directas.

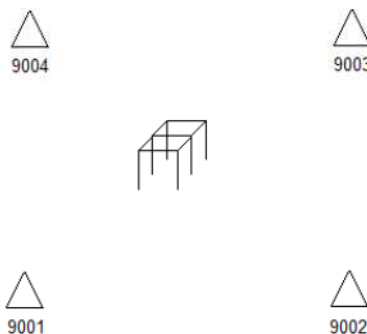


Figura 4. 2.- Disposición de las bases para la determinación de las coordenadas de la rejilla

Realizado el cálculo y la compensación en bloque de las coordenadas de cada una de las dianas se obtuvo una desviación típica para planimetría de $\sigma_{XY} = 0.25mm$ y para la altimetría $\sigma_Z = 0.28mm$. Dando por válida la información geométrica que aporta el prototipo fabricado.

La cámara fotográfica que se utiliza en este método es el modelo CANON DIGITAL IXUS 800 IS. La calibración de esta cámara se ha realizado con el programa informático Photomodeler Pro 6. En la Tabla 4.1 se muestran los resultados de los parámetros obtenidos de la calibración.

Variable	Valor promedio	Desviación Típica
Focal	5.869226 mm	4.5e-004 mm
Punto principal Xp	2.809696 mm	3.9e-004 mm
Punto principal Yp	2.142820 mm	4.6e-004 mm
Ancho del formato Fw	5.724836 mm	1.1e-004 mm
Alto del formato Fh	4.292600 mm	
Distorsión radial K1	5.074e-003	9.9e-006
Distorsión radial K2	-8.661e-005	8.5e-007
Distorsión radial K3	0.000e+000	
Distorsión de descentrado P1	-3.573e-005	2.8e-006
Distorsión de descentrado P2	-1.225e-004	3.1e-006

Tabla 4. 1.- Parámetros de calibración de la cámara CANON DIGITAL IXUS 800 IS

La toma de imágenes se realizará por pares de tomas, de forma que para cada objeto a medir se tengan 5 pares para poder modelarlo en sus 360 grados. Se recomienda un tomar un par desde cada

esquina de la rejilla describiendo un anillo alrededor del objeto a representar y con inclinación de 45 grados respecto al plano sobre el cual se encuentra el objeto y un último par vertical al objeto con toma cenital.

Cada par estereoscópico deberá tener una base de unos 10 cm y las tomas se deberán tomar lo mas paralelas que sea posibles. La distancia de toma al objeto estará entre 40 y 50 cm.

La última fase de esta técnica es la realización de las orientaciones de los fotogramas y la restitución. Esta fase se realizará con el programa informático DIGI 3D. Los pasos a seguir con este programa serán:

- Convertir el formato de fotografías a *.tif
- Definir el fichero de la calibración de la cámara (*.cam) y el fichero de las coordenadas de los puntos de apoyo (*.prn).
- Orientación interna de la cámara, marcando los píxeles de las esquinas.
- Orientación relativa del par estereoscópico, marcando puntos homólogos en las dos fotografías. Marcar varios puntos del paño y del prototipo.
- Orientación absoluta. Marcar varios puntos del prototipo y asociarlos con el fichero de puntos (*.prn).
- Modelado del objeto.

4.2.1.3.- PRUEBAS

Se han realizado cuatro pruebas con esta técnica:

Prueba 1

Objetivo:

Valorar la exactitud en la medición de distancias horizontales.
El objeto a modelar es un cubo de Rubik grande (57 mm de lado).

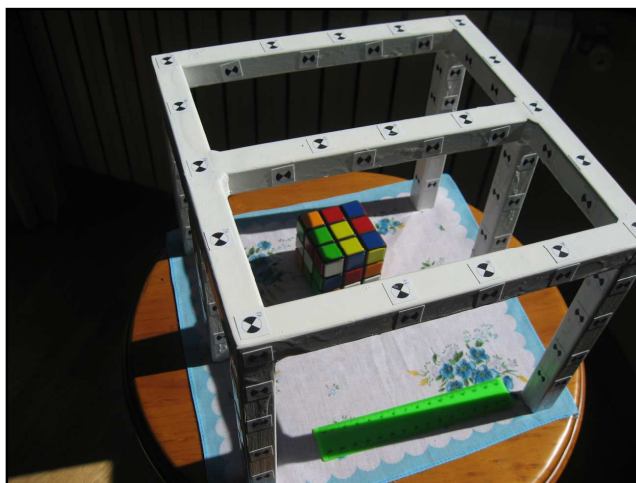


Figura 4. 3.- Fotograma de un par estereoscópico de la prueba 1

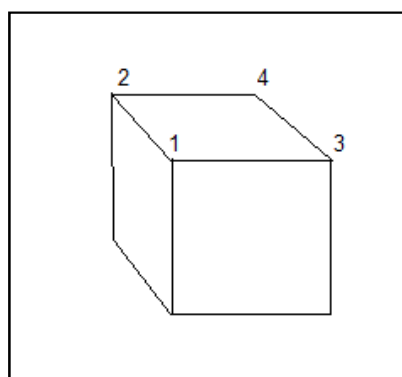


Figura 4. 4.- Prueba 1: Disposición de los puntos medidos sobre el objeto

Resultados:

Los resultados de las distancias obtenidos por restitución fotogramétrica se muestran en la siguiente tabla:

Identificador de distancia	Distancia en el modelo (mm)	Distancia real (mm)	Diferencia entre distancia en el modelo y distancia real (mm)
12	48.408	57	8.592
13	51.331	57	5.669
24	50.724	57	6.276
34	48.309	57	8.691

Tabla 4. 2.- Prueba 1: Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia.

Observaciones:

Todos los puntos se han medido dos veces en el mismo modelo, para comprobar la reproducibilidad de toma de puntos. Los resultados de la prueba no son aceptables.

Prueba 2

Objetivo:

Valorar la exactitud en la medición de distancias horizontales y verticales. Se utiliza un cubo de Rubik pequeño (30 mm. de lado).

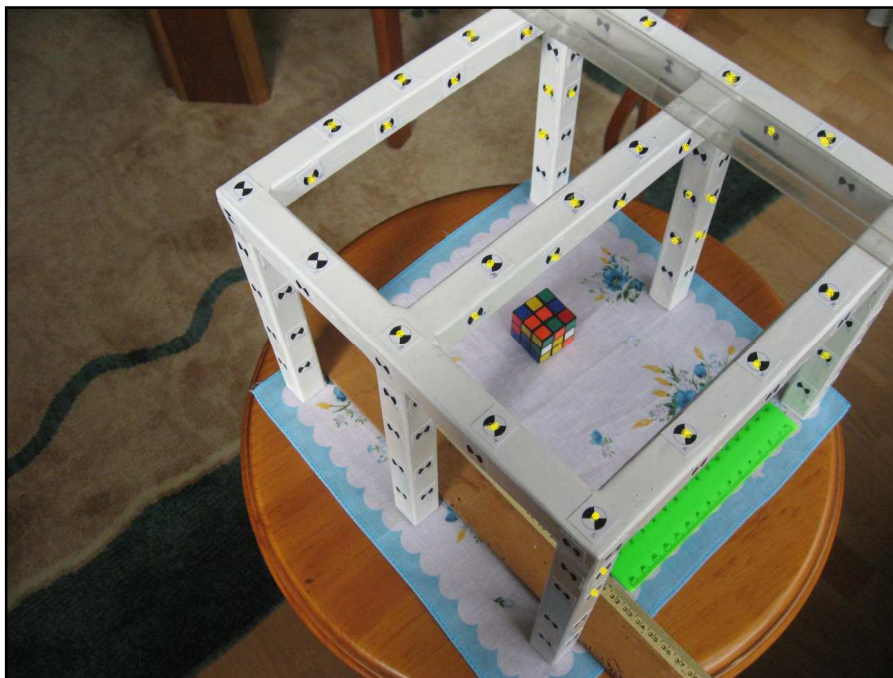


Figura 4. 5.- Fotograma prueba 2. Los puntos de apoyo utilizados para la orientación absoluta aparecen resaltados en color amarillo

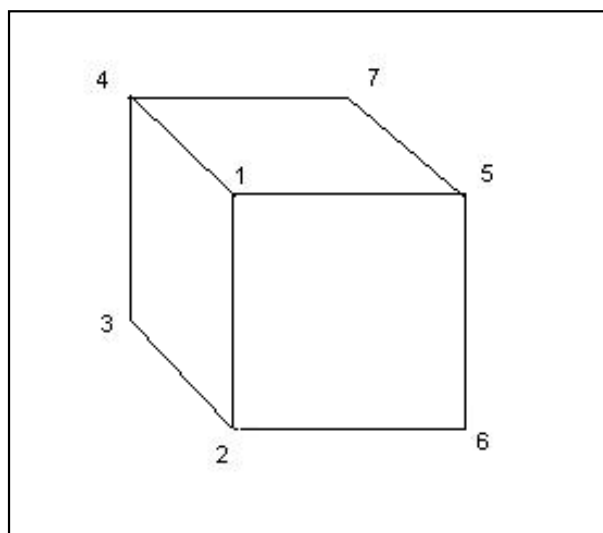


Figura 4. 6.- Prueba 3: Croquis con la situación de los puntos en el objeto

Resultados:

Los resultados de las distancias obtenidos por restitución fotogramétrica se muestran en la siguiente tabla:

Identificador de distancia	Δ_{XY} en el modelo (mm)	Δ_Z en el modelo (mm)	Distancia en el modelo (mm)	Distancia real (mm)	Diferencia entre distancia en el modelo y distancia real (mm)
12	5.215	23.399	23.973	30	6.027
14	27.545	-1.648	27.594	30	2.406
15	28.653	0.838	28.666	30	1.334
23	26.538	-3.301	26.743	30	3.257
26	28.308	-0.801	28.319	30	1.681
34	5.917	-21.746	22.537	30	7.463
47	28.548	-0.385	28.551	30	1.449
56	6.330	21.760	22.662	30	7.338
57	27.251	-2.871	27.402	30	2.598

Tabla 4. 3.- Prueba 3. Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia.

Observaciones:

- Las fotografías utilizadas en este caso son más nítidas que en la prueba anterior.
- Observamos mayor exactitud en los resultados obtenidos en distancias entre puntos con la misma cota (1.3 - 2.6 mm)

de error) que en aquéllas en las que la cota es distinta (6 – 7.5 mm de error).

- Introducimos una tela debajo del objeto, para aumentar el número de puntos reconocibles en las dos fotografías y así facilitar la orientación relativa, y varias reglas para medir la distancia desde el propio programa y así poder comprobar directamente la calidad de las mediciones.
- Los resultados de la prueba no son aceptables.

Prueba 3

Objetivo:

Valorar la exactitud en la medición de distancias y comprobación de la repetitividad de la técnica realizando dos modelos distintos de un mismo par. Se intenta modelar un prisma triangular.

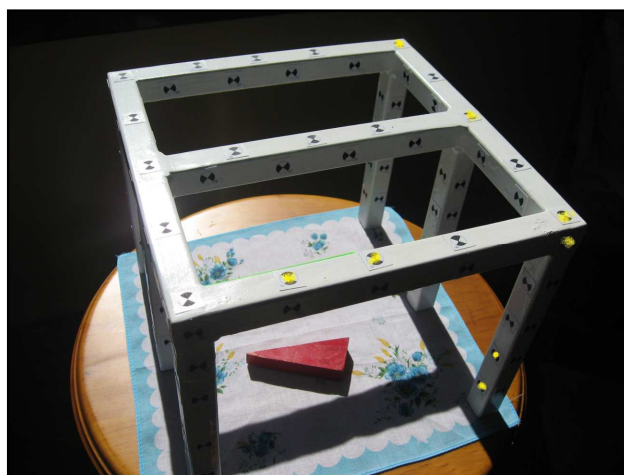


Figura 4. 7.- Prueba 3: Fotografía correspondiente a la imagen izquierda utilizada en el par estereoscópico. Los puntos de apoyo utilizados para la orientación absoluta aparecen resaltados en color amarillo

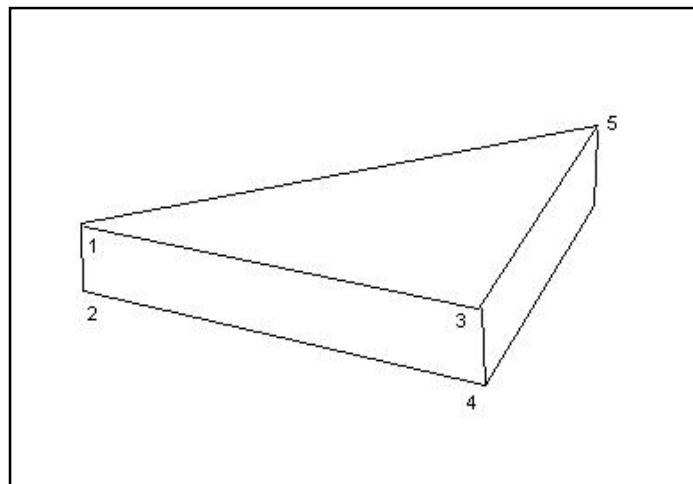


Figura 4. 8.- Prueba 3: Croquis con la situación de los puntos en el objeto.

Resultados:

Los resultados del primer modelo restituido se muestran en la siguiente tabla:

Id. Distancia	Distancia en el modelo (mm)	Distancia real (mm)	Diferencia entre distancia en el modelo y distancia real (mm)
12	12.993	15	2.007
13	80.488	80	-0.488
24	80.453	80	-0.453
34	14.879	15	0.121
45	37.287	38	0.713
15	86.922	87	0.078

Tabla 4. 4.-Prueba 3: Mediciones realizadas en el modelo y diferencia de éstas respecto a las de referencia Croquis con la situación de los puntos en el objeto.

Los resultados de la comparación entre los dos modelos se pueden ver en la tabla siguiente:

Identificador de distancia	Diferencia respecto al valor real en el primer modelo (mm)	Diferencia respecto al valor real en el segundo modelo (mm)
12	-1.493	-0.611
13	-0.252	-0.673
15	-1.226	-2.360
24	-0.656	-0.621
34	-1.502	-0.371
36	-0.949	-1.992
56	-0.367	-0.295

Tabla 4. 5.- Prueba 3: Diferencias de las mediciones realizadas en los modelos respecto a las de referencia.

Observaciones:

- En la tabla 4.4, todas las distancias, excepto en la 12, la diferencia entre real y medida está por debajo del milímetro. Por lo tanto, la exactitud es aceptable.
- Existen diferencias de repetitividad en la medición de distancias de hasta 1.1 mm.
- La prueba no es aceptable.

4.2.1.4.- OBSERVACIONES

Tras realizar las pruebas anteriormente citadas y otras que hemos descartado introducir en la explicación, por su mala orientación absoluta (por ejemplo con tomas cenitales) y habiéndose comprobado que no conseguimos buena repetitividad en los resultados, nos planteamos cambiar la técnica a utilizar y no continuar con la fotogrametría estereoscópica clásica.

4.2.2.- FOTOGRAMETRÍA MONOSCÓPICA

4.2.2.1.- OBJETIVO

Utilizando el programa informático Photomodeler Pro 6 en su versión del año 2007, desarrollado por EOS SYSTEMS Inc, se pretende comprobar la precisión y repetitividad en la determinación de coordenadas tridimensionales y la posibilidad de su aplicación como método operativo para la medición de úlceras de la piel.

4.2.2.2.- MÉTODO

La metodología de trabajo de este tipo de programas, que se basan en la triangulación fotogramétrica utilizando las condiciones de colinearidad, consiste en la identificación manual, en al menos dos fotogramas con recubrimiento estereoscópico, de cada punto del que se pretendan obtener sus coordenadas tridimensionales. A mayor número de tomas, con un mínimo de dos, el sistema tendrá mayor número de redundancias y la calidad del dato obtenido se estima con mayor precisión.

El método de trabajo aplicado en estas pruebas consiste en la adquisición de un mínimo de cuatro fotogramas sobre el objeto a medir, los bloques de cuatro fotogramas es lo que consideramos una

toma y tendrán que realizarse al menos cuatro tomas para tener completamente representado el objeto en sus 360 grados. Los fotogramas tomados para cada toma tendrán la siguiente disposición:

- Fotograma 1: Desde la parte superior izquierda al plano visual del objeto, con un ángulo de inclinación en la dirección de toma de 45 grados.
- Fotograma 2: Frontal al objeto con un ángulo de inclinación de 60 grados.
- Fotograma 3: Desde la parte superior derecha al plano visual del objeto, con un ángulo de inclinación en la dirección de toma de 45 grados.
- Fotograma 4: De forma frontal con un ángulo respecto al plano de referencia de 0 a 15 grados sexagesimales. Esta toma será la más heterogénea de todas, pues en algunos casos se deberá tomar de forma ligeramente ladeada hacia la izquierda y en otros casos de forma ladeada hacia la derecha, motivado por la posición del trípode en cada par.

La cámara fotográfica que se utiliza en este método es la cámara digital Sony Handycam Super Steadyshot HDR SR12. La calibración de esta cámara se ha realizado con el programa informático Photomodeler Pro 6. En la Tabla 4.6 se muestran los resultados de los parámetros obtenidos de la calibración

Variable	Valor promedio	Desviación Típica
Focal	4.850144 mm	0.001 mm
Punto principal Xp	2.215232 mm	7.7e-004 mm
Punto principal Yp	1.268645 mm	0.001 mm
Ancho del formato Fw	4.350145 mm	2.8e-004 mm
Alto del formato Fh	2.449242 mm	
Distorsión radial K1	-4.084e-004	2.8e-005
Distorsión radial K2	-6.548e-006	4.1e-006
Distorsión radial K3	0.000e+000	
Distorsión de descentrado P1	-6.945e-004	1.2e-005
Distorsión de descentrado P2	7.418e-004	1.7e-005

Tabla 4. 6.- Calibración de la cámara HD Sony Handycam Super Steadyshot HDR SR12.

Unos de los principales problemas de la fotogrametría monoscópica, se presenta cuando el objeto fotografiado no tiene una textura suficientemente diferenciada o unas aristas reconocibles para que la identificación de puntos homólogos en los fotogramas pueda realizarse de manera inequívoca. Para que esta identificación, que con esta técnica la primera vez es manual, se pueda realizar con éxito y teniendo presente nuestro objetivo final de la medición de úlceras de la piel sobre las que no se puede marcar nada físico sobre ella, se materializarán puntos láser con ayuda de punteros, en unos casos de forma individual y en otros, como se muestra en la figura 4.9, agrupados sobre un trípode fotográfico para que se mantengan inmóviles en su proyección mientras se realizan las fotografías.



Figura 4. 9.- Trípode fotográfico sustentando punteros láser

Para el procesado de las imágenes fotográficas con el programa Photomodeler Pro 6 se realizarán los siguientes pasos:

- Definir el fichero de calibración de la cámara
- Importar las fotografías al programa.
- Marcar automáticamente el centro de los puntos circulares del papel calibrado, (filtros “Target shape”=0.7 y “Fit error”=0.1).
- Referenciar puntos homólogos entre las distintas fotografías.
- Referenciar puntos del láser entre las fotografías del mismo par.

- Marcar escala fijando las coordenadas de 3 puntos del prototipo.

4.2.2.3.- PRUEBAS

Las pruebas realizadas con este método han sido cuatro, enumeradas como prueba 4 a prueba 7.

Prueba 4

Objetivo:

Comprobar que un punto que se ha iluminado por el láser se encuentra en la superficie en la que éste incide. Para ello enfocamos 1 láser hacia una de las caras de un prisma rectangular, y determinamos si se encuentra en el plano que la cara define.

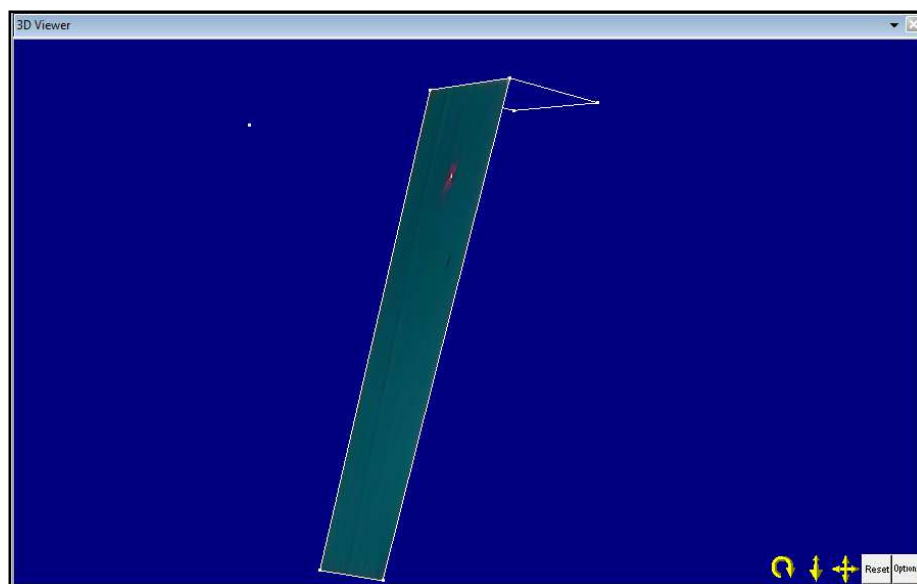


Figura 4. 10.- Prueba 4: Modelo virtual del objeto. Girado para dar sensación de profundidad

Punto	X	Y
Esquina superior izquierda	1237.6660 mm	1425.2610 mm
Esquina superior derecha	1217.2820 mm	1458.9970 mm
Láser	1228.7890 mm	1439.5640 mm

Tabla 4. 7.- Prueba 4: Coordenadas de los puntos.

Observaciones:

- Visualmente: el punto se encuentra dentro de la superficie delimitada por el rectángulo como se puede comprobar en la figura 4.10.
- Numéricamente, lo comprobamos obteniendo las coordenadas de la esquina superior izquierda y de la esquina superior derecha. Las coordenadas X e Y de las esquinas inferiores corresponden como cabía esperar con las coordenadas X e Y de las esquinas superiores, y difieren en Z el tamaño del objeto. Por lo tanto, obviamos esta última coordenada.
- El incremento de X entre la esquina superior izquierda y la esquina superior derecha es de 20.3840 mm, y el incremento de Y es de -33.7360 mm.
- El incremento de X entre la esquina superior izquierda y el láser resulta 8.8770 mm, y el incremento de Y -14.3030 mm.
- Mediante proporcionalidad directa resulta que el incremento de Y teórico para el punto del láser debería ser

-14.6916 mm para estar incluido en el plano. Por lo tanto, la diferencia entre los dos valores es de 0.3886 mm, valor que asumimos dentro del error de la propia técnica.

Prueba 5

Objetivo:

Comprobar la validez del cambio de posición del trípode fotográfico en un modelo completo. Para ello hacemos 2 pares de fotografías variando únicamente la posición del trípode fotográfico y, por lo tanto, de los láseres. Valoramos la planaridad de los puntos en el modelo respecto a la cara sobre la que inciden los láseres.

Como novedad se sustituye la tela sobre la mesa utilizada en las pruebas anteriores por un papel con una matriz de puntos calibrada y que puede ser reconocida automáticamente por el programa informático utilizado. Esta plantilla es la que se utiliza para la calibración de las cámaras.

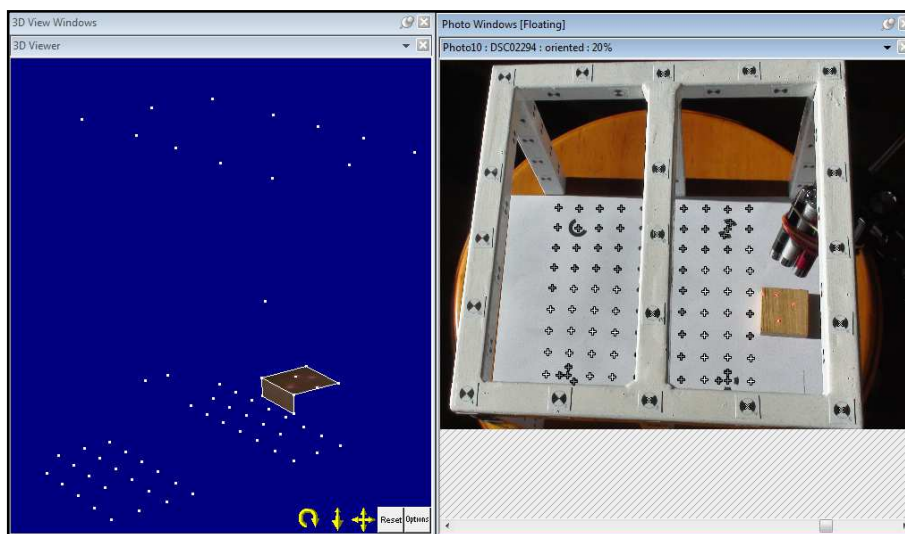


Figura 4. 11.- Prueba 5: Dos fotografías pertenecientes a la Prueba 2. En ellas se muestra la primera posición del trípode (imagen izquierda) y la segunda posición del trípode (imagen derecha).

Resultados:

- Cota de los 4 vértices de la cara superior del objeto: de 16.273 a 16.742 mm.
- Cota de los puntos iluminados por láser: de 16.371 a 16.441 mm.
- Distancias entre vértices: se muestran en la tabla 4.8

Distancia medida con regla	Distancia medida con Photomodeler Pro 6
40 mm	39.925 mm
40 mm	39.679 mm
40 mm	39.638 mm
15 mm	14.450 mm
15 mm	14.546 mm
40 mm	39.021mm
40 mm	39.413mm

Tabla 4. 8.- . Prueba 5: Distancias entre los vértices del objeto (Mediciones con regla y con Photomodeler Pro 6 en varias aristas)

Observaciones:

- El papel calibrado que colocamos bajo el objeto es el utilizado para la calibración de la cámara en Photomodeler Pro 6. El propósito al introducirlo es obtener más puntos mejor definidos (sus centros se determinan de forma automática) que nos sirvan para orientar el modelo.
- Los vértices del objeto no están perfectamente definidos como puntos de intersección de aristas, sino que se encuentran algo redondeados, por lo que la precisión en la determinación de éstos se ve ligeramente mermada.

Prueba 6

Objetivo:

Valorar la precisión y repetitividad del método sin utilizar la rejilla, definiendo la métrica de los modelos obtenidos con el papel calibrado con la matriz de puntos. Para ello utilizamos un prisma triangular y un cubo.

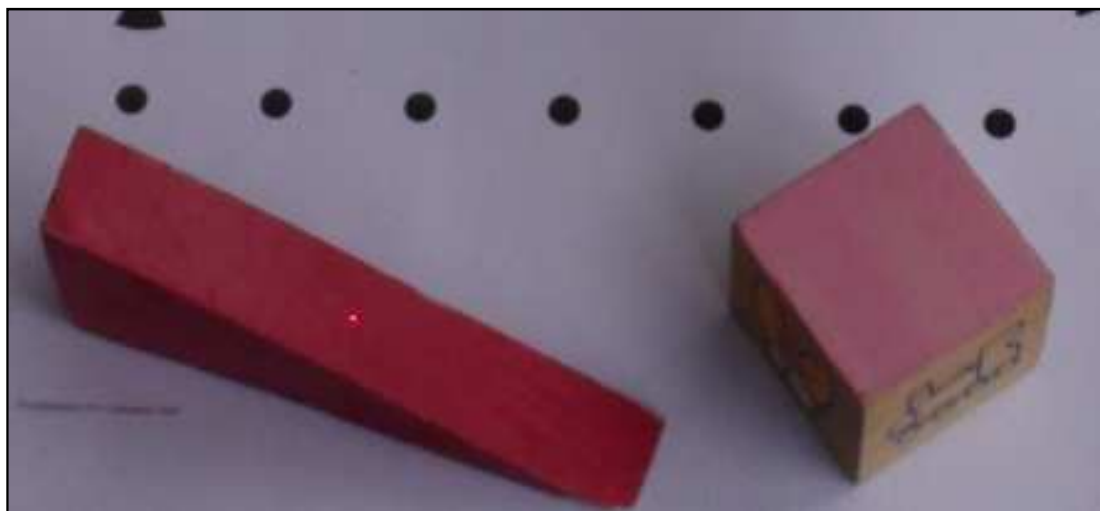


Figura 4. 12.- Prueba 6: Fotografía perteneciente a la Prueba 7 en la que se muestra el prisma triangular y el cubo posición del trípode (imagen derecha).

Resultados:

En la figura 4.13 se muestran los resultados de los puntos identificados, la forma de ovoide indica la región de incertidumbre que presentan (0.39 mm en el peor caso).

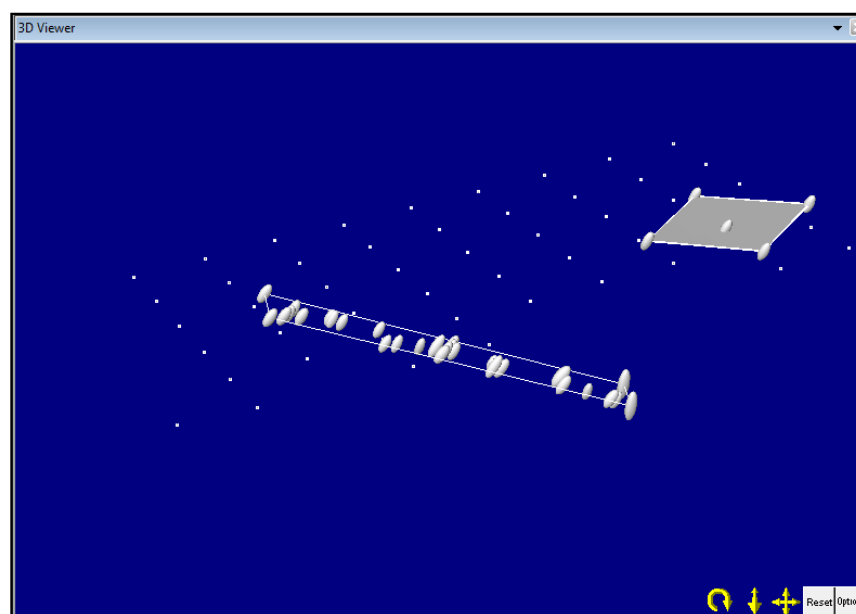


Figura 4. 13.- Prueba 6 Modelo virtual obtenido

En la tabla 4.9 se muestran las coordenadas obtenidas, desde 10 pares de fotogramas distintos, para el punto aislado de la cara superior del cubo y en la tabla 4.10 se muestran los incrementos de estas coordenadas.

PAR	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
1	1181.511	1400.324	32.176
2	1181.598	1400.350	32.010
3	1181.562	1400.307	32.132
4	1181.468	1400.260	32.221
5	1181.446	1400.483	32.023
6	1181.434	1400.218	32.200
7	1181.565	1400.316	32.201
8	1181.420	1400.390	32.160
9	1181.420	1400.271	32.156
10	1181.542	1400.388	32.021

Tabla 4. 9.- Prueba 6: Coordenadas obtenidas para el punto inmóvil, desde 10 pares de fotografías distintos

PAR	DIFERENCIA X (mm)	DIFERENCIA Y (mm)	DIFERENCIA Z (mm)
1	0.193	0.120	0.260
2	0.183	0.119	0.256
3	0.173	0.121	0.241
4	0.161	0.119	0.225
5	0.167	0.117	0.231
6	0.171	0.122	0.244
7	0.190	0.126	0.247
8	0.180	0.127	0.239
9	0.167	0.124	0.239
10	0.165	0.122	0.240

Tabla 4. 10.- Prueba 6: Diferencias obtenidas según el programa Photomodeler Pro 6

Observaciones:

- La superficie en rampa del prisma triangular ha sido modelada haciendo que varios puntos de láser incidan en ésta.
- Comprobamos la repetitividad en la determinación de un punto realizando varios pares de fotografías sobre un punto de láser inmóvil en la superficie del cubo.
- Los valores de precisión determinados por Photomodeler Pro 6 se ajustan a los valores que hemos obtenidos en distintas mediciones (Tablas 4.9 y 4.10).
- Las desviaciones típicas son muy parecidas a las obtenidas en la determinación de las coordenadas de los puntos del prototipo.
- Medimos en el modelo puntos de coordenadas conocidas y observamos que sus coordenadas XYZ difieren respecto de las consideradas como fijas un valor dentro de la precisión anteriormente citada (0.33 mm.).

Prueba 7

Objetivo:

Modelar un objeto artificial cóncavo realizado con plastilina, asemejando a la forma de una úlcera en la piel. Figura 4.14.

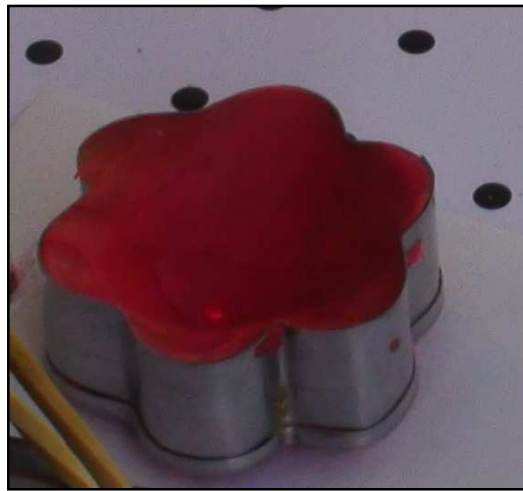


Figura 4. 14.- Prueba 7: Objeto cóncavo de plastilina a modelar

Resultados:

- Visualmente: La posición de los puntos obtenidos tridimensionalmente, figura 4.15, se asemeja a la realidad. En la figura aparece resaltado en color rojo el objeto representado, con puntos centrales que conforman la nube de puntos de la superficie.

- Numericamente: La peor precisión obtenida en la determinación de las coordenadas de los puntos iluminados por láser es de 0.62 mm.

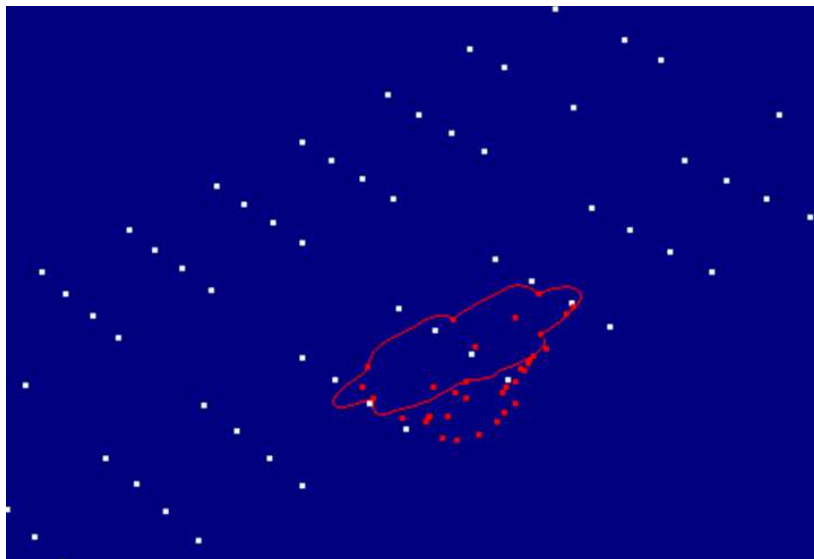


Figura 4. 15.- Prueba 7: Modelo virtual. Girado para tener visión de su profundidad.

Observaciones:

- El objeto elegido es lo más parecido posible a una úlcera en cuanto a geometría y coloración, para acercarnos a posibles resultados y problemas que pudieran desarrollarse de la práctica en este tipo de objetos.
- Utilizamos 118 fotografías, obteniendo un total de 36 puntos iluminados por láser en el objeto, que conforman la nube de puntos.

4.2.2.4.- OBSERVACIONES

A la vista de los resultados obtenidos en las anteriores pruebas, podemos apreciar que el método es válido geoméricamente hablando, los valores de precisión en la determinación de las coordenadas tridimensionales así lo justifican. Habiendo descartado como método de contraste a la fotogrametría estereoscópica clásica, el método monoscópico puede servir como referencia de medidas para el siguiente método a estudiar.

Visualmente los resultados son buenos, especialmente en los puntos marcados por los punteros láser que son medidos por el operador.

Durante las pruebas realizadas en este método se ha podido comprobar como con la utilización de la plantilla de papel con la matriz de puntos calibrada se puede conseguir una óptima precisión, por lo que en las sucesivas pruebas que se realicen la rejilla metálica dejará de utilizarse, utilizándose exclusivamente la plantilla de papel.

Como sistema clínico aplicado a la medición de úlceras sobre pacientes, esta metodología conlleva mucho tiempo de toma de las imágenes a los pacientes y el post proceso también es costoso por el carácter manual de la identificación de los puntos homólogos.

4.2.3.- FOTOGRAMETRÍA MULTI MONOSCÓPICA

4.2.3.1.- OBJETIVO

Utilizando el programa informático Photomodeler Scanner, se pretende comprobar la precisión y repetitividad en la determinación de coordenadas tridimensionales y la posibilidad de su aplicación como método operativo para la medición de úlceras de la piel.

4.2.3.2.- MÉTODO

Los principios teóricos de esta técnica fotogramétrica se han visto en apartados anteriores y destacan por la automatización del proceso. La identificación de puntos homólogos entre dos o más fotografías conforman un modelo relativo al sistema de coordenadas imagen sin escala definida. Para solucionar esto se utilizará como base el papel calibrado, empleado en el método anterior, con una disposición matricial de puntos conocida. Se deberá tener en cuenta en cada prueba que se mantenga la planaridad de la plantilla.

La toma de fotografías se realizará con la cámara digital Sony Handycam Super Steadyshot HDR SR12 utilizada en el método de fotogrametría monoscópica.

Cada toma de imágenes estará compuesta por tres fotogramas, dispuestos dos de ellos (CS1 y CS2) paralelos entre sí y

perpendiculares al objeto a modelar con una separación (base) que se encontrará entre 0,1 y 0,5 veces la distancia al objeto. El tercer fotograma (CS3) se tomará convergente a los otros dos con un ángulo de incidencia hacia el objeto de 30 a 60 grados. En la figura 4.16 se muestra la disposición de los fotogramas para una toma.

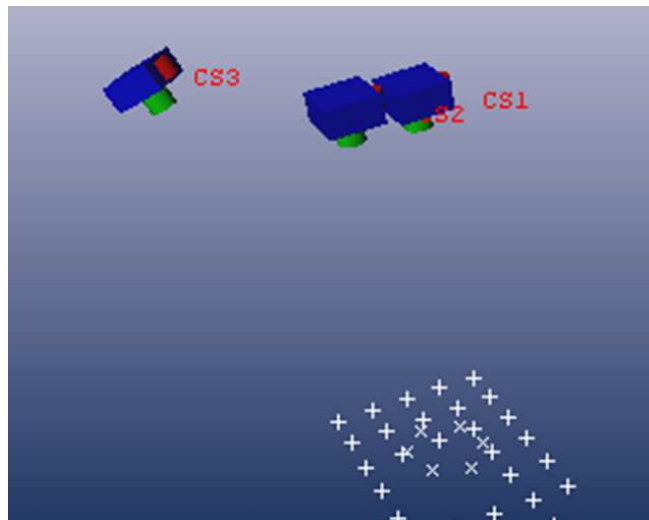


Figura 4. 16.- Posicionamiento de las cámaras en Photomodeler Scanner 2012

Para generar un modelo completo se realizará un mínimo de tres tomas de imágenes (cada toma con sus tres fotogramas), de esta forma la redundancia de en la obtención de las coordenadas está asegurada, especialmente en los puntos de la plantilla de papel que son reconocidos automáticamente por el programa utilizado y de los cuales conocemos su distribución geométrica.

Para el procesamiento de las imágenes obtenidas en Photomodeler Scanner, seguiremos el siguiente proceso:

- Definir el fichero de calibración de la cámara.
- Importar las fotografías.
- Marcar automáticamente el centro de los puntos circulares del papel calibrado (filtros “Target shape”=0.7 y “Fit error”=0.1).
- Referenciar puntos homólogos en distintas fotografías.
- Marcar la escala fijando una medida y definiendo las direcciones y sentidos de dos ejes coordenados.
- Marcar la ventana de búsqueda para la correlación automática de píxeles (escaneado).
- Ejecutar el escaneado automático, definiendo los parámetros:
 - Matching region radius: 37
 - Texture type: 1
 - Super sampling factor: 8
- Eliminar los puntos externos al objeto
- Ejecutar el mallado automático de la nube de puntos.

4.2.3.3.- PRUEBAS

Utilizando este método se han realizado cuatro pruebas numeradas de la 8 a la 11.

Prueba 8

Objetivo:

Comprobar el funcionamiento del programa modelando una moldura con relieve.

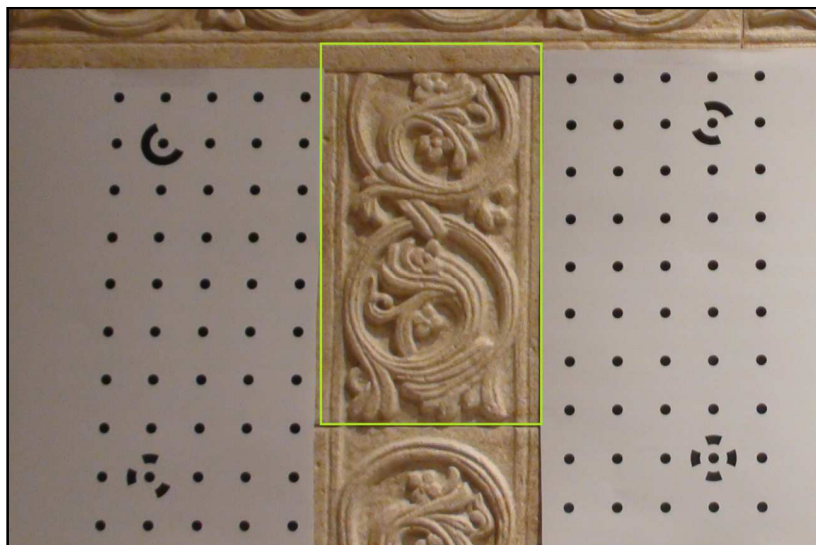


Figura 4. 17.- Prueba 8: Moldura (dentro del rectángulo verde)

Resultados:

Visualmente el modelo digital obtenido se ajusta a la realidad. En la figura 4.18, los colores indican diferencias de cota.

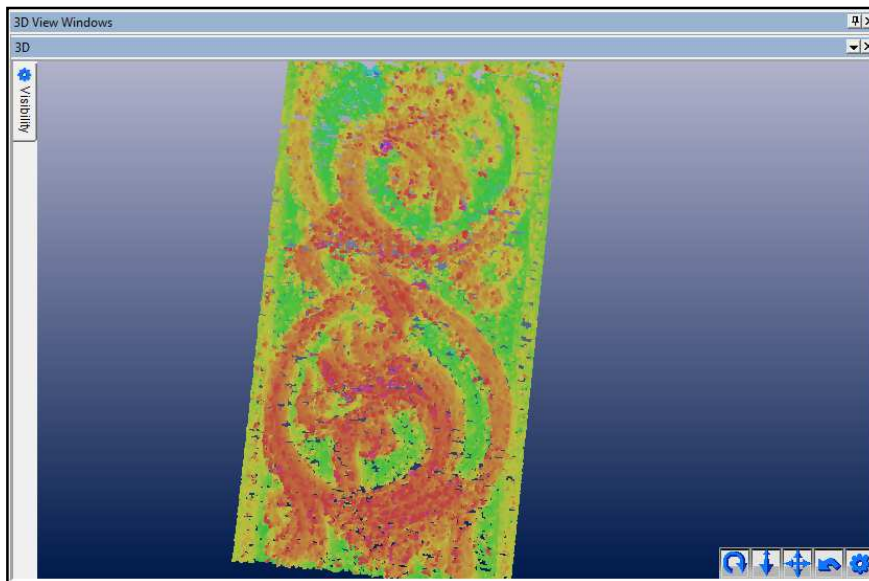


Figura 4. 18.- Prueba 8: Modelo digital de nube de puntos.

Observaciones:

- El manejo del programa es sencillo e intuitivo. Además, tiene definidos en el fichero de ayuda del programa unos patrones relativos a la toma de pares de fotografías. Este hecho, junto a la experiencia que obtuvimos en la realización de la técnica de fotogrametría monoscópica con Photomodeler Pro 6, hace que la fase experimental para

determinar la adquisición de fotografías se vea muy economizada en cuanto a tiempo.

Prueba 9

Objetivo:

Valorar la exactitud de las coordenadas en la nube de puntos obtenidas con la técnica. Para ello modelamos la cara superior de un cubo de 3 cm. de lado con suficiente textura para que el proceso de correlación no presente problemas.



Figura 4. 19.- Prueba 9: Objeto a modelar, cara superior.

Resultados:

- Visualmente como se muestra en la figura 4.20 la nube de puntos generada se corresponde con un plano con las deformaciones propias del objeto original.
- Numéricamente la nube de puntos está formada por 151.747 puntos, en ellos los valores de altura máxima y mínima oscilan en 0.44 mm.

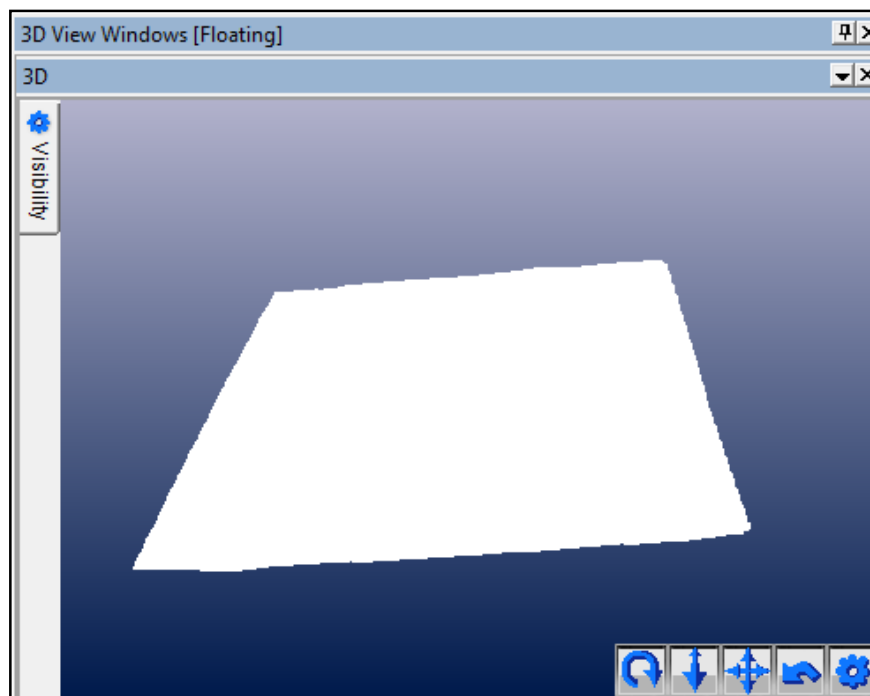


Figura 4. 20.- Prueba 9: Vista oblicua del objeto modelado

Observaciones:

- La cara superior del cubo ha tenido que ser pintada con varios colores para conseguir una textura diferenciable.

Prueba 10

Objetivo:

Analizar los resultados de superficie, superficie triangulada y volumen derivados de la creación de 3 modelos de un mismo objeto. Para esta prueba se ha preparado un objeto cóncavo de plastilina con varios colores para conseguir una textura variada fácilmente identificable.

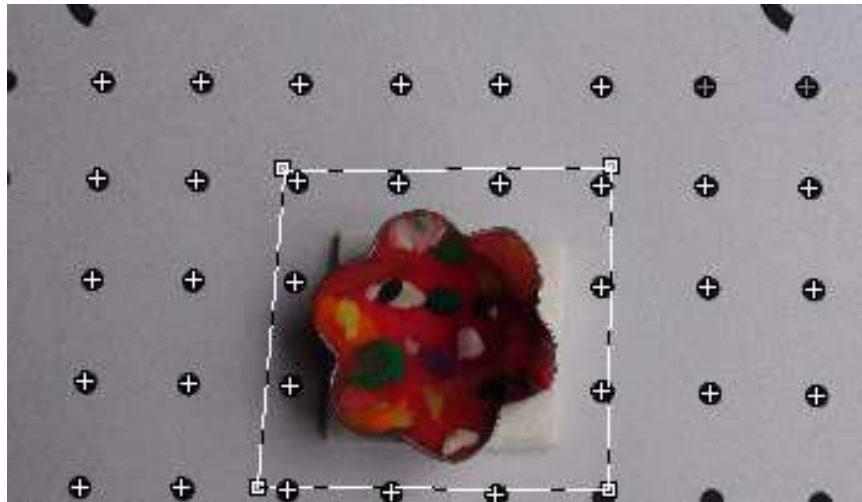


Figura 4. 21- Prueba 10: Objeto a modelar.

Resultados:

- Visuales: El modelo obtenido se ajusta a la realidad, figura 4.22.
- Numéricos: En la tabla 4.11 se muestran los resultados de superficie y volumen obtenidos.

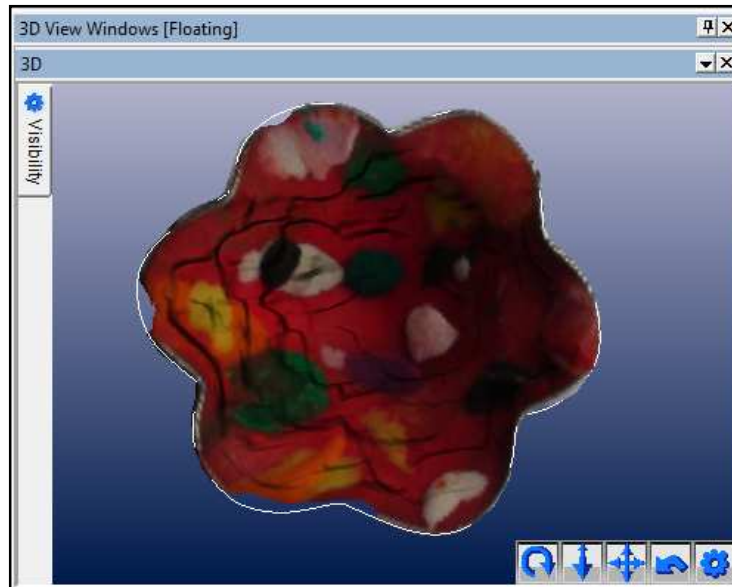


Figura 4. 22.- Prueba 10: Objeto modelado.

Par	Superficie (mm ²)	Superficie Triangulada (mm ²)	Volumen de la superficie (mm ³)	Volumen de superficie triangulada (mm ³)	Volumen total (superficie-superficie triangulada) (mm ³)
1	1343.245	1968.866	1386.626	7786.052	6399.426
2	1333.693	1978.106	1688.250	7824.539	6136.289
3	1304.963	2003.801	1675.323	7824.222	6148.899

Tabla 4. 11.- Prueba 10: Resultados obtenidos

- La superficie media medida es de $1.327,300 \pm 19,926 \text{ mm}^2$, la desviación típica supone el 1,50% de la superficie.
- La superficie media triangulada es de $1.983,591 \pm 18,102 \text{ mm}^2$, la desviación típica supone un 0,91% del valor de la superficie triangulada.
- La media del volumen total es de $6.228,205 \pm 148,416 \text{ mm}^3$, la desviación típica supone un 2,38% del valor del volumen total.

Los valores de volumen se han obtenido de la siguiente forma:

- Volumen de la superficie: Volumen entre la superficie de referencia y el plano de comparación Z.
- Volumen de la superficie triangulada: Volumen entre la superficie triangulada respecto del plano de comparación Z.
- Volumen total: Diferencia entre los dos volúmenes anteriores.

Observaciones:

- Los resultados obtenidos de volumen y superficie se ajustan a valores aceptables.
- El método utilizado en la adquisición de imágenes y procesado posterior se puede considerar correcta.

Prueba 11

Objetivo:

Comprobar si la textura de piel es o no discernible por el algoritmo de correlación de Photomodeler Scanner 2012. Para ello modelamos una superficie marcada con bolígrafo en el antebrazo. Figura 4.23.

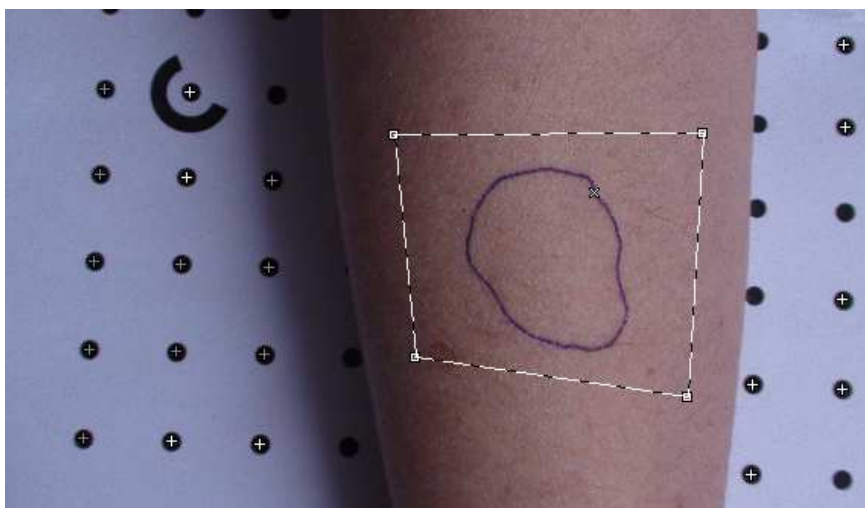


Figura 4. 23.- Prueba 11: Antebrazo a modelar.

Resultados:

Se puede comprobar en la figura 4.24a y 4.24b, que el modelo virtual se ha obtenido para toda la zona seleccionada, no ha habido ningún problema con la textura de la piel, incluso en la figura 4.24b se llega a apreciar la zona delimitada por la señal del bolígrafo.

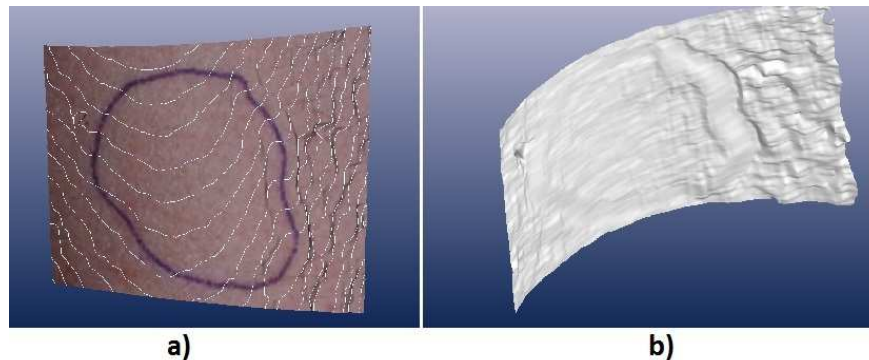


Figura 4. 24.- Prueba 11: a) Curvado del modelo tridimensional obtenido con textura; b) Antebrazo modelado.

Observaciones:

- Esta prueba es interesante para simular las condiciones y afinar la técnica de cara al modelado de úlceras: corregir posibles problemas en la adquisición de fotografías o en el tratamiento de los datos en el programa Photomodeler Scanner 2012, detectar limitaciones, etc.
- Las conclusiones de esta prueba se deducen del resultado visual del modelo obtenido: la técnica tiene buena sensibilidad para detectar pequeñas magnitudes de depresión en la piel. Aunque no tiene sentido físico el cálculo de volumen o de superficie triangulada, se podría hacer a partir del modelo generado.
- La piel queda modelada de forma fiel a la realidad. El único problema se ve en la figura 4.24b, es que a la derecha tiene una rugosidad que no es conforme a la realidad. En este caso es por el modelado de vello del antebrazo, el cual

entorpece la creación de la superficie a modelar confundiendo al algoritmo de correlación de Photomodeler Scanner.

- El problema del vello no sería tal en el caso de las úlceras, pues éstas carecen del mismo.

4.2.3.4.- OBSERVACIONES

Con estas últimas pruebas realizadas empleando la técnica de fotogrametría multi monoscópica, aplicada con el programa informático Photomodeler Scanner, hemos podido comprobar la validez del método frente a la fotogrametría estereoscópica clásica y la fotogrametría monoscópica, especialmente si tenemos en consideración los siguientes aspectos:

- Rapidez en la adquisición de imágenes y en su post proceso.
- Buenas precisiones obtenidas en objetos con textura discontinua y excelente calidad del modelo foto realístico.
- Automatización del proceso, que permite su uso con un corto periodo de entrenamiento.

4.3.- PRIMERAS CONCLUSIONES

- La fotogrametría estereoscópica clásica aplicando el programa de restitución DIGI 3D y una rejilla metálica con puntos perfectamente definidos y de coordenadas conocidas, mostró falta de exactitud y de repetitividad en las diversas pruebas realizadas, por lo que se desestima su uso como técnica de comparación con el resto de metodologías utilizadas.

- La fotogrametría monoscópica realizada con el programa Photomodeler Pro 6, es una técnica perfectamente válida para modelar objetos físicos con poca textura. El elevado tiempo que se tarda en la adquisición de las imágenes para obtener modelos con precisión y el tiempo invertido en el post-proceso, además del nivel de especialización que se requiere en su uso, hace que su aplicación a la medición de úlceras en la piel sea inviable. Puede considerarse como método de comparación para comprobar la calidad y precisión de otras técnicas fotogramétricas.

- La técnica de la fotogrametría multi monoscópica con Photomodeler Scanner, ha mostrado resultados muy satisfactorios para el modelado de objetos con textura discontinua. Para el caso de la medición de la superficie y volumen de úlceras de la piel es un método válido, totalmente externo y con un nivel de

automatización, tanto en la toma de imágenes como en el post proceso, que hace que su uso sea de rápido aprendizaje.

La precisión que se consigue con este método debería contrastarse con otros sistemas de adquisición de datos tridimensionales calibrados y con mayor nivel de precisión.

4.4.- SEGUNDA FASE DE PRUEBAS

En la primera fase de pruebas ha quedado clara la validez de la fotogrametría multi monoscópica para la digitalización tridimensional de objetos con texturas discontinuas. Al fallar el sistema de medición de la fotogrametría estereoscópica clásica, con la que se pretendía obtener un patrón métrico para contrastar los resultados obtenidos con el resto de técnicas, se han realizado mediciones, en esta segunda fase, con instrumentos comerciales que utilizan las técnicas activas de medición con luz estructurada (sistema David Scanner, figura 4.25) y con triangulación láser escáner (sistema SENSE 3D, figura 4.26), de los cuales conocemos el nivel de precisión que se puede obtener y nos permitirán valorar los resultados obtenidos. De la misma forma, para la comprobación de la precisión de los sistemas de medición usados se incorpora el uso, para la

medida de distancias, de un calibre digital de resolución 0,01mm (figura 4.27).



Figura 4. 25.- Sistema de medición por luz estructurada David Scanner.



Figura 4. 26.- Sistema de medición por triangulación láser SENSE 3D

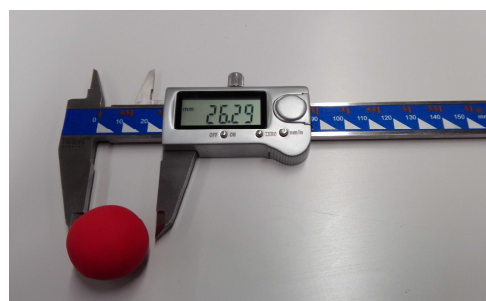


Figura 4. 27.- Calibre digital (pie de rey) de VOGEL.

Además de la inclusión de estos nuevos dispositivos para la toma de datos en las segundas pruebas, también se va a incluir el

programa informático, PhotoScan desarrollado por Agisoft, que al igual que el ya utilizado en la primera fase Photomodeler Scanner, aplica los algoritmos de la fotogrametría multi monoscópica.

Estas nuevas comparativas entre dispositivos y métodos de medición, se van a realizar sobre objetos patrón que hemos denominado **pruebas sintéticas**. En este grupo se han realizado un total de cuatro pruebas, las tres primeras tienen como objeto a medir un objeto inerte y una última realizada sobre un brazo humano.

Las pruebas sintéticas que se han realizado han sido:

- Comprobación de la influencia del color del objeto en los distintos sistemas de adquisición de datos tridimensionales.
- Comprobación de la geometría de los modelos tridimensionales resultantes por cada técnica
- Comparación de la homogeneidad de las nubes de puntos tridimensionales obtenidas por cada técnica.
- Comprobación del reconocimiento de la textura de un brazo humano y determinación de medidas sobre una anomalía artificial.

Finalizadas las pruebas sintéticas y teniendo ya definido el método más conveniente, comienza la fase de **pruebas sobre pacientes**. La pruebas han consistido en la realización de un seguimiento temporal de la evolución de las úlceras de un grupo de 6 pacientes del Servicio de Dermatología del Hospital Universitario y

Politécnico La Fe de Valencia, bajo el marco de un proyecto conjunto entre el Instituto de Investigación Sanitaria La Fe y la Universitat Politècnica de València, titulado “Modelado y Medición de Úlceras de la Piel por Técnicas Fotogramétricas de Objeto Cercano” (MEDULC), desarrollado durante el año 2015.

La cámara fotográfica utilizada durante la segunda fase de pruebas, ha sido la cámara digital Sony Handycam Super Steadyshot HDR SR12, ya utilizada, con buenos resultados, durante la primera fase de las pruebas.

4.4.1.- FASE DE PRUEBAS SINTÉTICAS

4.4.1.1.- ANÁLISIS DE LA INFLUENCIA DEL COLOR

4.4.1.1.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Se pretende comprobar la influencia del color en la correlación automática entre imágenes. El método de prueba consiste en la medición de dos planos tal y como se muestran en la figura 4.28, con una textura de degradado de colores.

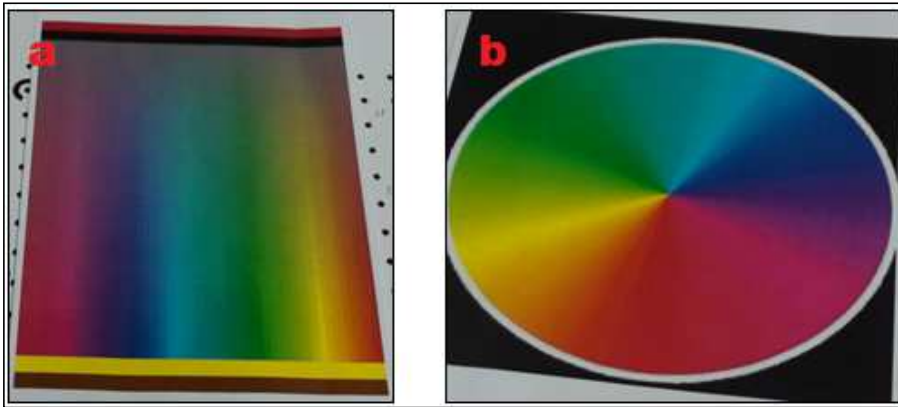


Figura 4. 28.- Planos con degradación de colores.

Para la realización de esta prueba se realizará la medición con Photomodeler Scanner 2012 (PSM), PhotoScan de Agisoft (AP) y con el escáner de triangulación SENSE 3D.

Las imágenes se tomarán, teniendo en cuenta las metodologías definidas en la primera fase de las pruebas:

- Para el posterior tratamiento con el programa Photomodeler Scanner (PMS) se tomarán grupos de tres imágenes que configuran una toma, dos imágenes tendrán una configuración de toma normal, direcciones principales paralelas y perpendiculares al objeto y una tercera imagen que se tomará separada del par anterior unos 30 cm y con una dirección convergente sobre el objeto con un ángulo variable entre 30 y 45 grados, tal y como se mostró en la imagen 4.16. Para que pueda haber redundancias en el cálculo, se realizarán al menos 10 tomas que con 3 imágenes cada una hacen una captura mínima de 30 fotogramas.

- Para el tratamiento de las imágenes con PhotoScan (PA), se toman 15 fotografías convergentes hacia el objeto desde posiciones sucesivas y próximas entre sí situadas en dos ejes perpendiculares de una bóveda virtual sobre el objeto. La distancia de las cámaras al objeto será de 30 a 40 cm.

4.4.1.1.2.- RESULTADOS

En la imagen 4.29 se muestran los resultados de los planos con la textura obtenidos por cada método.

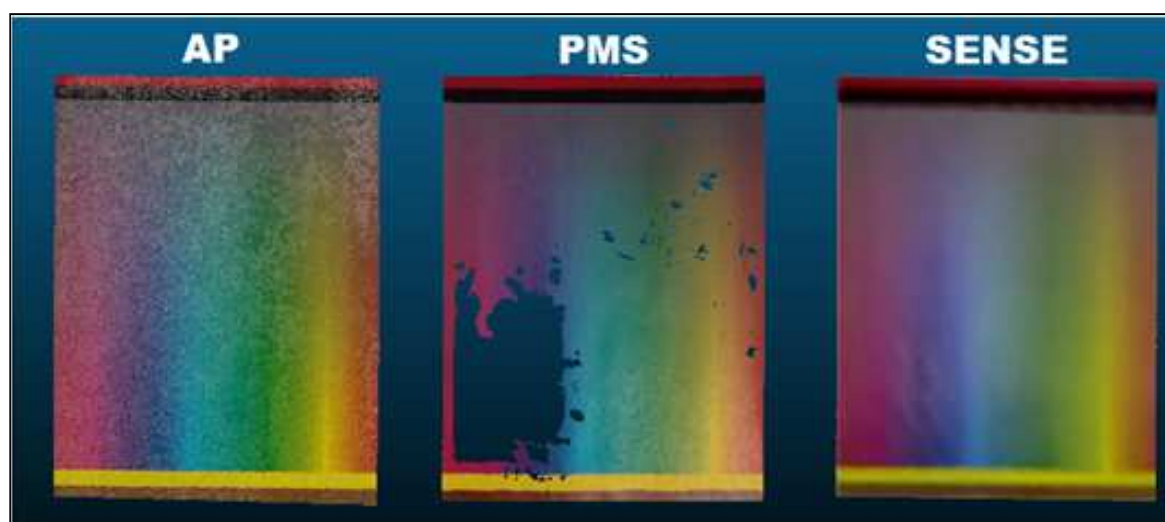


Figura 4. 29.- Modelos tridimensionales de los plano de colores

4.4.1.1.3.- OBSERVACIONES

- AP consiguió los mejores resultados, modelando los planos de forma homogénea y conservando la calidad en el posicionamiento de los puntos independientemente de su color.
- PMS modeló incorrectamente (con falta de correspondencias o en forma de outliers) las zonas con diferencia de brillo entre los pares de fotografías (causada por la iluminación).
- SENSE modeló de forma homogénea independientemente de su color, aunque se aprecia un excesivo suavizado tanto en el color como en la geometría del objeto.

4.4.1.2.- CONTROL GEOMÉTRICO

4.4.1.2.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Se pretende comparar la exactitud de las mediciones de distancias obtenidas en cada técnica del modelado de un prisma.

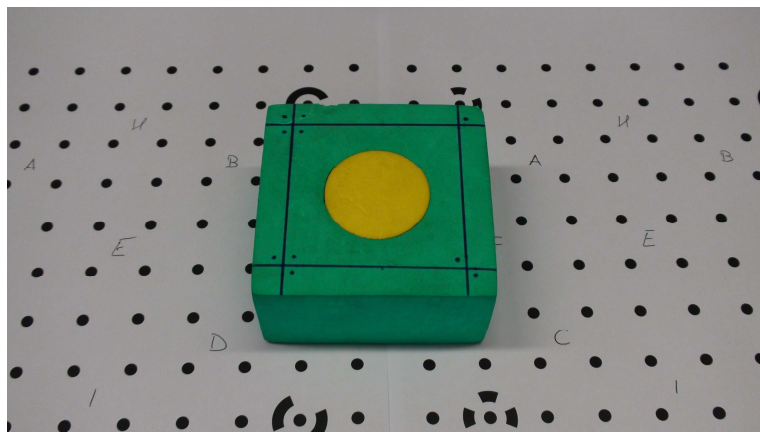


Figura 4. 30.- Prisma a modelar.

La distancia de referencia se ha obtenido por mediciones sucesivas con un calibre digital de resolución 0,01 mm. La anchura del objeto se ha denominado "arista 1" y la altura "arista 2", la medida denominada "diámetro" se corresponde con el diámetro del círculo amarillo.

Las técnicas de medición utilizadas en esta prueba han sido:

- Calibre digital
- Luz estructurada (LE)
- Agisoft PhotoScan (AP)
- Photomodeler Scanner (PMS)
- SENSE 3D

4.4.1.2.2.- RESULTADOS

Se muestran en la tabla 4.11 las medidas obtenidas sobre los modelos tridimensionales con cada una de las metodologías comparadas con las medidas obtenidas con el calibre. Se indica en la tabla (n) el número de repeticiones con las que se ha realizado la medición, la media aritmética, la desviación típica y el incremento respecto de la medida de referencia.

		Arista 1 (mm)			Arista 2 (mm)			Diámetro (mm)		
Técnica	n	\bar{x}	σ	Δ	\bar{x}	σ	Δ	\bar{x}	σ	Δ
Calibre digital (Referencia)	4	79,89	0,08	0	39,05	0,07	0	36,73	0,04	0
AP	4	80,22	0,45	0,33	39,33	0,39	0,28	36,83	0,22	0,1
LE	4	79,50	0,25	-0,39	-	-	-	36,90	0,21	0,17
PMS	4	-	-	-	39,52	0,36	0,47	37,24	0,29	0,51
SENSE	4	80,90	1,48	1,01	39,26	1,39	0,21	36,94	0,19	0,21

Tabla 4. 12.- Resultados de las distancias de los modelos tridimensionales obtenidos.

4.4.1.2.3.- OBSERVACIONES

- Las técnicas AP, LE y PMS obtuvieron errores inferiores a 1 milímetro, dentro de la tolerancia aceptable para el proyecto y la práctica clínica.
- AP fue la única técnica que modeló todas las aristas y diámetros medidos.
- De las dos técnicas de escaneo basado en correlación, AP obtuvo nubes de puntos mucho más densas que PMS.

4.4.1.3.- NUBES DE PUNTOS

4.4.1.3.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Se pretende comparar la exactitud de las nubes de puntos obtenidas con cada técnica en varios objetos con formas y texturas irregulares mostrados en la figura 4.31.



Figura 4. 31.- Objetos a modelar: a) Buda; b) Moldura; c) Escultura

Las técnicas de medición utilizadas en esta prueba han sido:

- Luz estructurada (LE)
- Agisoft PhotoScan (AP)
- Photomodeler Scanner (PMS)
- SENSE 3D

Como medida fija que servirá de referencia se tomará el modelo tridimensional obtenido con luz estructurada (LE) y la comparación entre nubes de puntos se realizará con el programa Cloud Compare, específico para realizar comparativas entre nubes de puntos tridimensionales.

4.4.1.3.2.- RESULTADOS

Para cada figura se ha realizado una comparativa entre los modelos obtenidos.

En las figuras 4.32, 4.33 y 4.34 se muestran los resultados de las comparativas entre las diferentes nubes de puntos obtenidas. La obtenida con luz estructurada (LE) se muestra en color blanco al tomarse como referencia, las otras comparativas presentan una escala de colores que indican la variación entre -1mm y +1mm de la nube de puntos de referencia. Los valores en verde indican proximidad a la referencia, frente a los rojos y azules que indican lejanía.

Buda

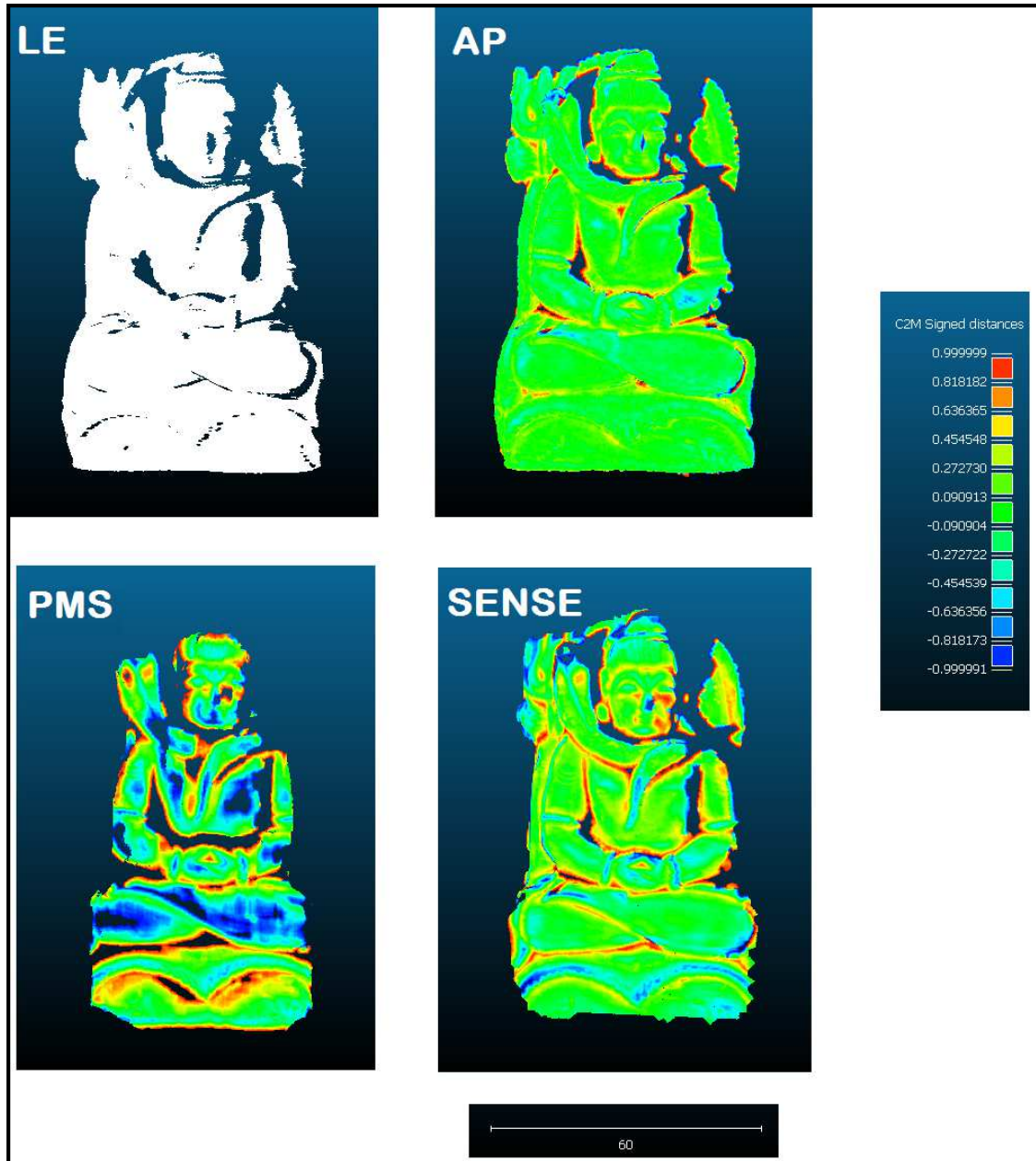


Figura 4. 32.- Resultado de la comparativa de las nubes de puntos del objeto "Buda"

Moldura

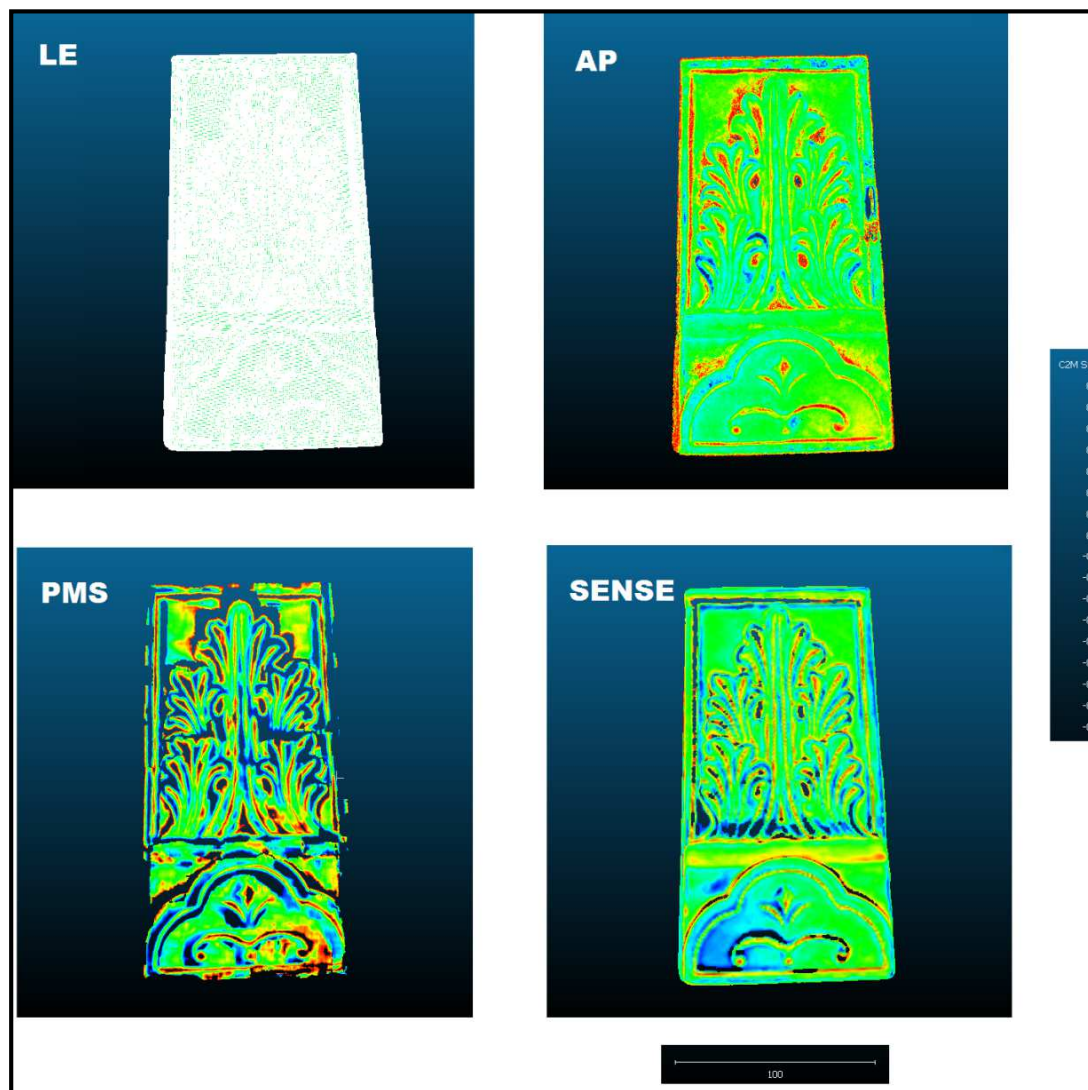


Figura 4. 33.- Resultado de la comparativa de las nubes de puntos del objeto "Moldura"

Escultura

Este objeto a la vista de los resultados de los anteriores objeto no se ha modelado con Photomodeler Scanner 2012 (PMS)

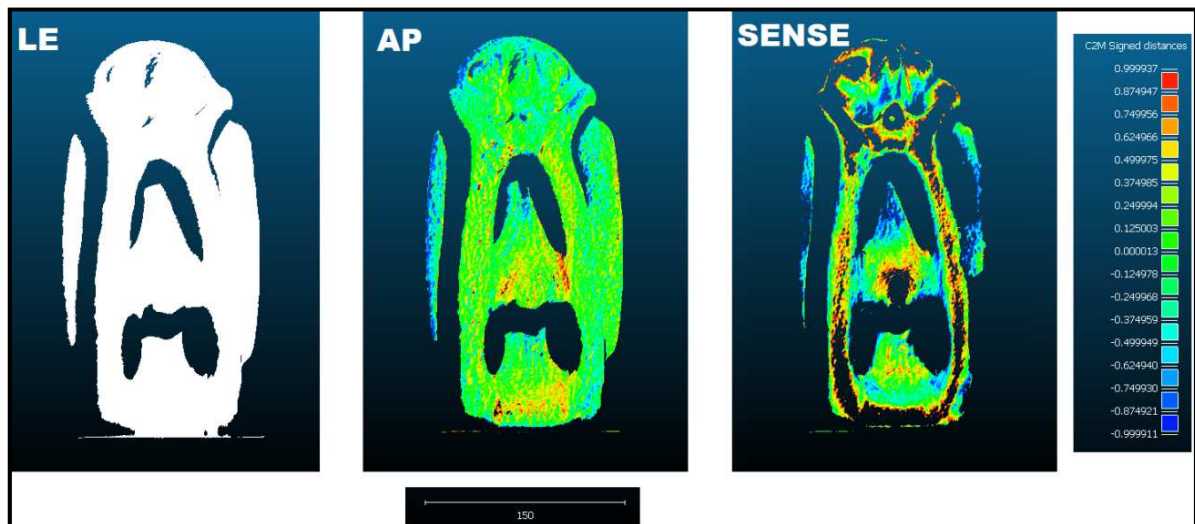


Figura 4. 34.- Resultado de la comparativa de las nubes de puntos del objeto "Escultura"

4.4.1.3.3.- OBSERVACIONES

Los modelos obtenidos con Agisoft PhotoScan (AP) son los que presentan resultados más exactos al modelo tomado como referencia. La homogeneidad de las tonalidades verdes indican que las variaciones entre los modelos tridimensionales se encuentran en valores de $-0,3$ y $+0,3$ mm, valores similares a los que se obtuvieron en la prueba anterior de medición de distancias, mostrados en la tabla 4.12. Los resultados obtenidos con PMS tanto en la prueba

anterior como en esta, nos lleva a considerarlo en última posición, por detrás de SENSE, en cuanto a rigor métrico.

4.4.1.4.- RECONOCIMIENTO DE TEXTURA

4.4.1.4.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

El objeto de esta prueba es la simulación de la medición de una úlcera. Se utilizará un brazo sano al que se le realiza una primera medición con las técnicas de LE, AP, PMS y SENSE. Posteriormente se le colocará un apósito de plastilina roja y blanca (figura 4.35) y se repetirá el proceso de medición por todas las técnicas.

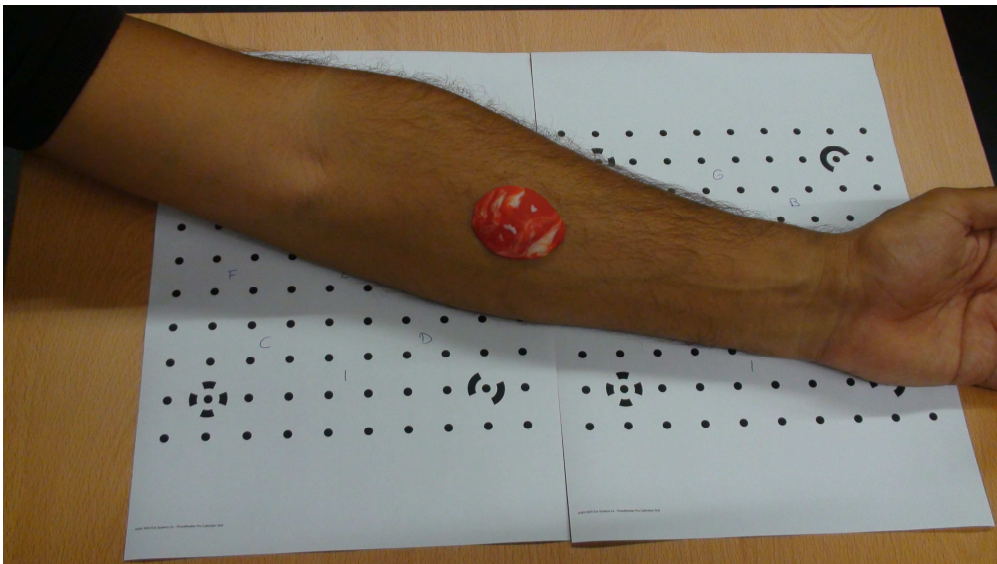


Figura 4. 35.- Brazo a modelar con el apósito de plastilina

Para conocer el volumen del apósito, se realizó una esfera con la cantidad de plastilina seleccionada, a la que se midió su diámetro (figura 4.36) y una vez transformada la plastilina con la forma del apósito a colocar sobre el brazo se realizaron medidas de longitud, anchura y grosor con un calibre digital, para conocer su superficie (figura 4.37).



Figura 4. 37.- Diámetro de la esfera de plastilina.

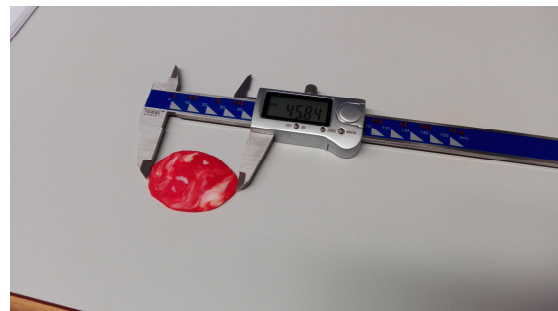


Figura 4. 36.- Longitud de la esfera de plastilina.

4.4.1.4.2.- RESULTADOS

En la figura 4.38 se muestran las comparaciones de las nubes de puntos tomadas en cada una de las técnicas, tomando como referencia el modelo obtenido con el brazo sin el apósito y con el apósito. La escala de colores va desde 0 mm a +7 mm, el azul se corresponde a nada de variación por lo que es lógico que aparezca en las zonas periféricas del apósito y el rojo se corresponde con las elevaciones máximas, coincidiendo prácticamente con LE, AP y

SENSE, presentando ligeras variaciones en la distribución de colores con PMS.

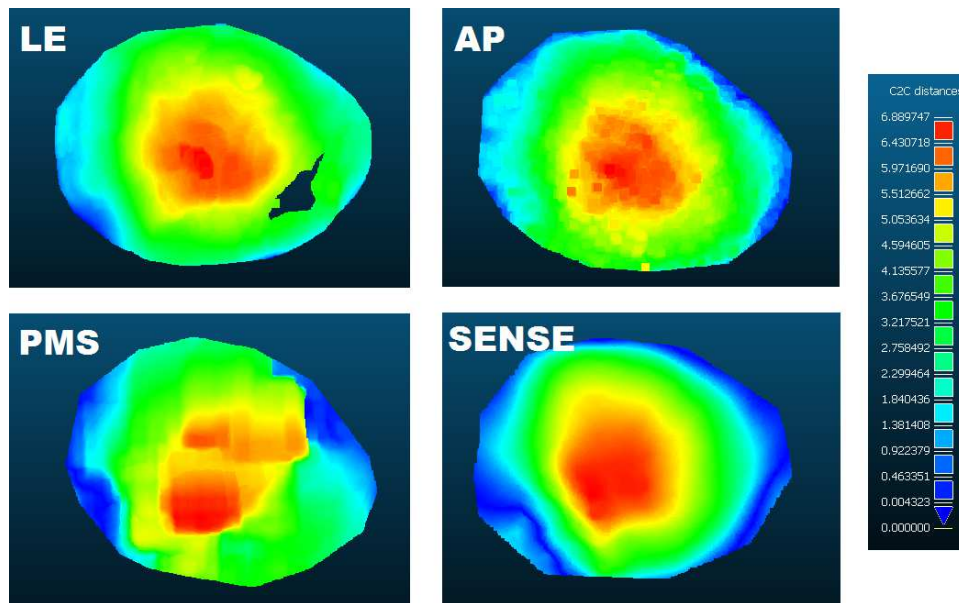


Figura 4. 38.- Comparativa de las nubes de puntos.

En la tabla 4.13 se muestra la comparativa con todos los métodos atendiendo a las medidas lineales y en la tabla 4.14 se muestra la comparativa de superficie y volumen, tomando como referencia las medidas obtenidas con el calibre digital.

	Ancho (mm)			Largo (mm)			Profundidad (mm)		
	\bar{x}	σ	Δ	\bar{x}	σ	Δ	\bar{x}	σ	Δ
Calibre digital	35,45	0,19		45,83	0,14		6,55	0,1	
LE	34,34	0,15	1,11	45,6	0,18	0,23	5,65	0,04	-0,9
AP	35,59	0,28	0,14	46,64	0,17	0,81	6,58	0,02	0,03
PMS	34,57	0,26	0,88	45,42	0,24	0,41	6,79	0,14	0,24
SENSE	35,44	0,17	0,01	46,91	0,24	1,08	6,53	0,14	0,02

Tabla 4. 13.- Comparativa lineal entre todos los métodos.

	Superficie (mm ²)			Volumen (mm ³)		
	\bar{x}	Δ	Δ (%)	\bar{x}	Δ	Δ (%)
Calibre digital	1276,016			4621,787		
LE	1269,78			4110,157		
AP	1318,345	48,565	3,683785	4242,135	131,978	3,111122
PMS	1292,533	22,753	1,760342	4786,183	676,026	14,12453
SENSE	1404,941	135,161	9,620404	4535,186	425,029	9,37181

Tabla 4. 14.- Comparativa de superficie y volumen de las nubes de puntos.

4.4.1.4.3.- OBSERVACIONES

- El incremento de 1,1 mm en anchura obtenido con LE se debe a que la parte posterior del apósito no ha salido representada al tomar los datos desde una sola posición. En la longitud la precisión es óptima al estar toda la longitud del apósito representada en el modelo tridimensional.
- Los valores obtenidos con AP son claramente de mejor calidad que con PMS.
- El dispositivo SENSE genera buenos resultados geométricos al ser un dispositivo móvil que permite modelar el apósito desde todos sus ángulos.
- Las técnicas de medición AP y SENSE son las que se muestran más adecuadas para la obtención de modelos tridimensionales de úlceras en la piel, presentando las ventajas de la rapidez de adquisición de datos, sencillez en el post proceso y precisión en los datos obtenidos.

4.4.2.- FASE DE PRUEBAS EN PACIENTES

4.4.2.1.- MEDICIÓN DE ÚLCERAS CUTÁNEAS

4.4.2.1.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Se pretende realizar un seguimiento temporal de la evolución de 6 pacientes del Servicio de Dermatología del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, afectados por úlceras cutáneas. El objetivo es determinar la superficie y volumen de cada úlcera medida, de la que se realizará un modelo tridimensional, y su comparación con los resultados de las sucesivas visitas con objeto de analizar la evolución de las heridas.

En las mediciones que se realizaron directamente sobre los pacientes, solo se emplearon las técnicas AP y SENSE. Los motivos de esta decisión han ido quedando patentes a lo largo de las pruebas realizadas, quedando la técnica PMS descartada por la gran cantidad de imágenes que requiere y la técnica de LE por el elevado tiempo de medición que implica y la imposibilidad de adquirir la información completa en los 360 grados de la úlcera, debido a la poca movilidad que presentan tanto la técnica como los pacientes.

Antes de cada toma, se colocarán sobre una superficie plana (bandeja) plantillas calibradas. El paciente deberá apoyar la extremidad sobre estas plantillas y tratar de permanecer lo mas inmóvil posible mientras se realiza la toma de datos. Entre la toma

de fotografías y la toma con el dispositivo SENSE se estima una duración de dos minutos.

De los 6 pacientes que han participado en el estudio, solo se pudo realizar 1 toma en los pacientes 5 y 6, 2 tomas en los pacientes 2 y 3, y 3 tomas en los pacientes 1 y 4. A continuación se muestra el estado de la úlcera medida en cada paciente en cada momento de las tomas y el modelo tridimensional obtenido de la misma.

Paciente 1

En este paciente se pudieron realizar 3 tomas

- *Paciente 1, toma 1 (3 de junio de 2015):*

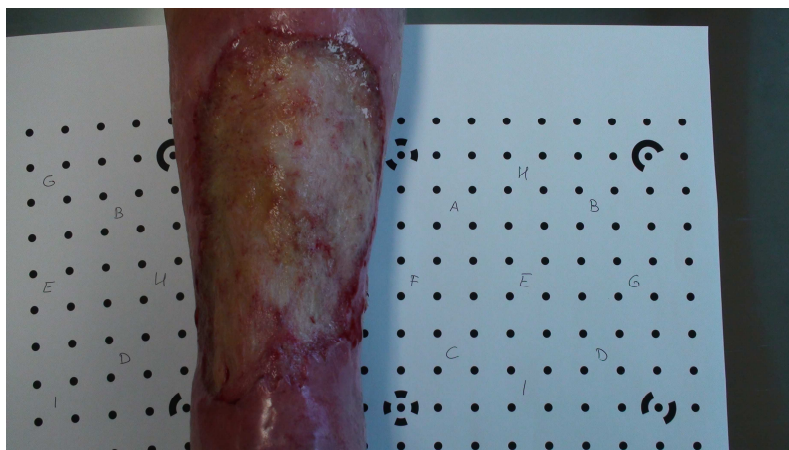


Figura 4. 39.- *Paciente 1, toma 1.*

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 1:*



Figura 4. 40.- *Paciente 1, Modelo de la toma 1(AP)*

- Paciente 1, toma 2 (26 de junio de 2015):

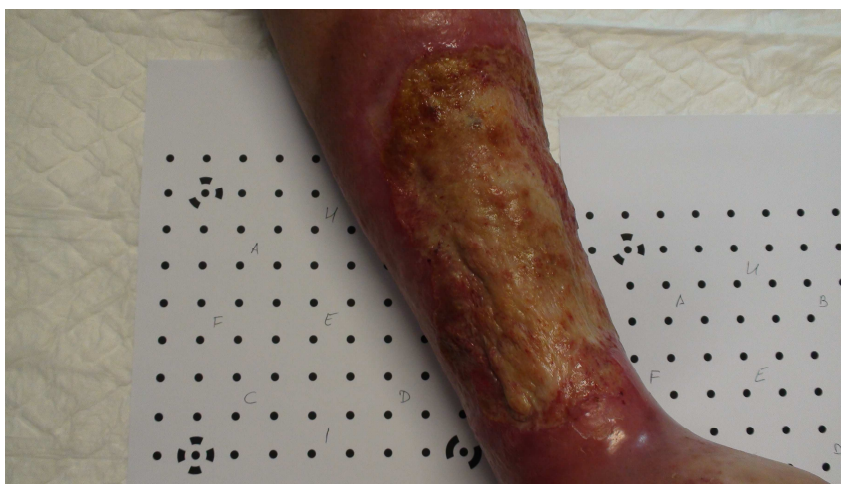


Figura 4. 41.- Paciente 1, toma 2.

- Modelo tridimensional de la toma 2, paciente 1:



Figura 4. 42.- Paciente 1, Modelo de la toma 2(AP)

- Paciente 1, toma 3 (7 de julio de 2015):



Figura 4. 43.- Paciente 1, toma 3.

- Modelo tridimensional de la toma 3, paciente 1:



Figura 4. 44.- Paciente 1, Modelo de la toma 3(AP)

Paciente 2

En este paciente se pudieron realizar 2 tomas

- *Paciente 2, toma 1 (19 de junio de 2015):*



Figura 4. 45.- Paciente 2, toma 1.

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 2:*



Figura 4. 46.- Paciente 2, Modelo de la toma 1(AP)

- Paciente 2, toma 2 (7 de julio de 2015):



Figura 4. 47.- Paciente 2, toma 2.

- Modelo tridimensional de la toma 2, paciente 2:

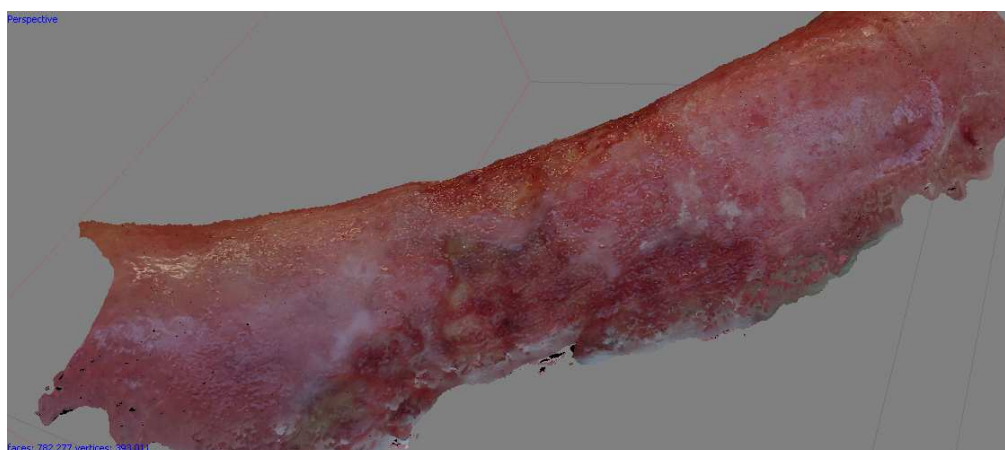


Figura 4. 48.- Paciente 2, Modelo de la toma 2(AP)

Paciente 3

En este paciente se pudieron realizar 2 tomas

- *Paciente 3, toma 1 (2 de julio de 2015):*



Figura 4. 49.- Paciente 3, toma 1.

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 3:*



Figura 4. 50.- Paciente 3, Modelo de la toma 1(AP)

- *Paciente 3, toma 2 (16 de julio de 2015):*



Figura 4. 51.- Paciente 3, toma 2.

- *Modelo tridimensional de la toma 2, paciente 3:*



Figura 4. 52.- Paciente 3, Modelo de la toma 2(AP)

Paciente 4

En este paciente se pudieron realizar 3 tomas

- *Paciente 4, toma 1 (3 de julio de 2015):*



Figura 4. 53.- Paciente 4, toma 1.

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 4:*



Figura 4. 54.- Paciente 4, Modelo de la toma 1(AP)

- *Paciente 4, toma 2 (10 de julio de 2015):*



Figura 4. 55.- *Paciente 4, toma 2.*

- *Modelo tridimensional de la toma 2, paciente 4:*

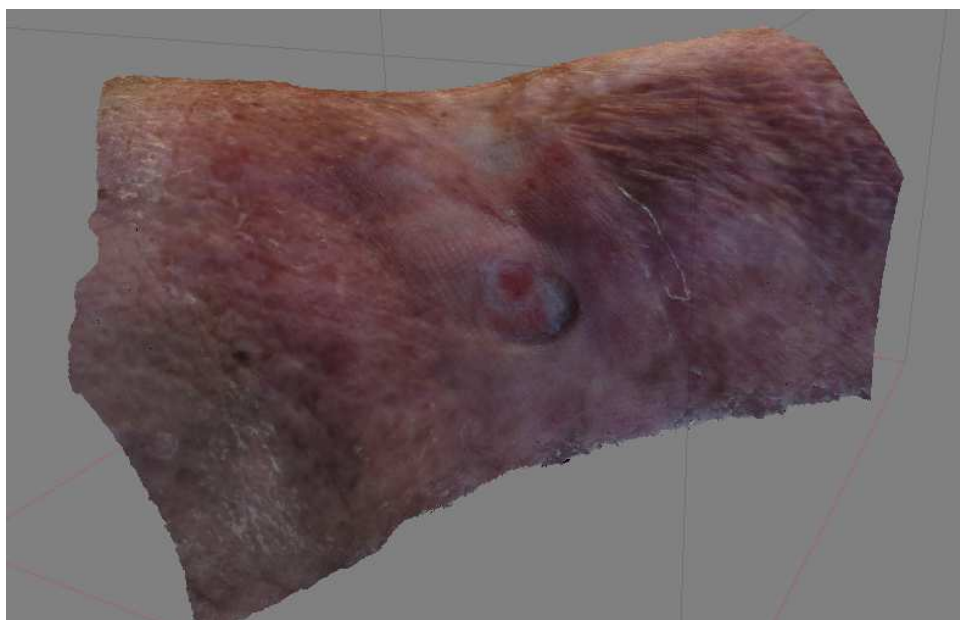


Figura 4. 56.- *Paciente 4, Modelo de la toma 2(AP)*

- Paciente 4, toma 3 (17 de julio de 2015):



Figura 4. 57.- Paciente 4 toma 3.

- Modelo tridimensional de la toma 3, paciente 4:



Figura 4. 58.- Paciente 4, Modelo de la toma 3(AP)

Paciente 5A y 5B

En este paciente se pudieron medir 2 úlceras (A y B) en una sola visita.

- *Paciente 5A, toma 1 (8 de julio de 2015):*

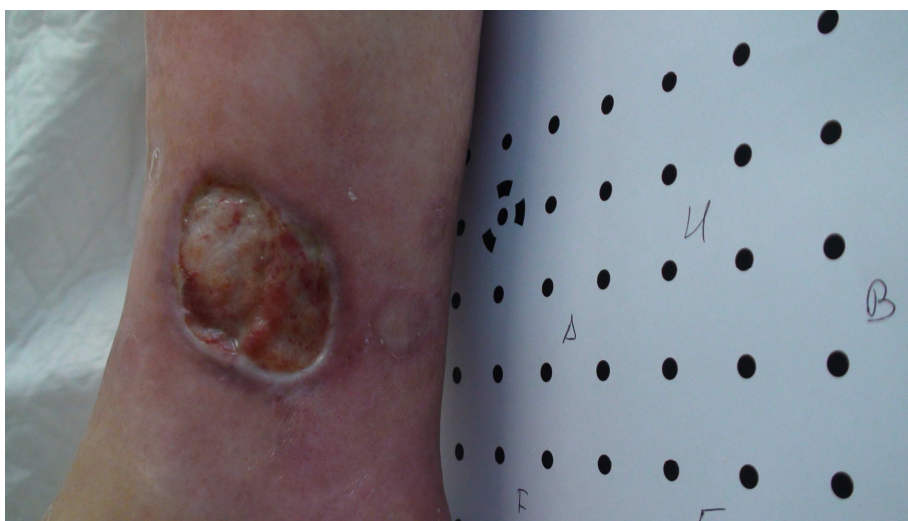


Figura 4. 59.- Paciente 5A, toma 1.

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 5A:*



Figura 4. 60.- Paciente 5A, Modelo de la toma 1(AP)

- Paciente 5B, toma 1 (8 de julio de 2015):



Figura 4. 61.- Paciente 5B, toma 1.

- Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 5B:



Figura 4. 62.- Paciente 5B, Modelo de la toma 1(AP)

Paciente 6

En este paciente se 1 vez.

- *Paciente 6, toma 1 (15 de julio de 2015):*



Figura 4. 63.- Paciente 6, toma 1.

- *Modelo tridimensional de la toma 1, paciente 6:*



Figura 4. 64.- Paciente 6, Modelo de la toma 1(AP)

4.4.2.1.2.- RESULTADOS

En la tabla 4.15 se muestran los resultados de superficie de cada una de las úlceras medidas con la técnica AP, clasificadas por pacientes y por número de visita, de forma que se puede comprobar la evolución de las úlceras medidas en varias ocasiones.

	Superficie (mm ²)						
Visita nº	P1	P2	P3	P4	P5 (A)	P5 (B)	P6
1	14846,161	8617,41	2111,224	226,832	1393,525	2067,217	175,338
2	16118,899	8432,434	2787,474	229,991	-	-	-
3	15095,406	-	-	236,241	-	-	-

Tabla 4. 15.- Evolución de las superficies de las úlceras obtenidas con AP

En la tabla 4.16 se muestra la evolución del volumen de las úlceras cutáneas a partir del modelo tridimensional obtenido con AP. El volumen no pudo calcularse en los pacientes 1 y 2 por el excesivo tamaño de la úlcera que afectaba a todo el contorno de la pierna e imposibilitaba obtener un contorno de referencia sobre el que calcular el volumen.

	Volumen (mm³)				
Visita nº	P3	P4	P5 (A)	P5 (B)	P6
1	1443,177	332,049	318,44	3132,277	248,696
2	2835,313	286,838	-	-	-
3	-	237,388	-	-	-

Tabla 4. 16.- Evolución de los volúmenes de las úlceras obtenidos con AP.

En las tablas 4.17 y 4.18, se muestran los resultados de superficie y volumen de las úlceras cutáneas, calculados a partir de los modelos tridimensionales obtenidos con el dispositivo SENSE

	Superficie (mm²)			
Visita nº	P3	P4	P5 (A)	P6
1	3012,856	286,846	1428,547	121,500
2	2692,717	353,413	-	-
3	-	302,204	-	-

Tabla 4. 17.- Evolución de la superficie de las úlceras obtenidas con SENSE

	Volumen (mm³)			
Visita nº	P3	P4	P5 (A)	P6
1	-1482,04	339,156	-1064,19	132,657
2	5049,676	443,236	-	-
3	-	660,503	-	-

Tabla 4. 18.- Evolución del volumen de las úlceras obtenidos con SENSE

En la tabla 4.19, se muestran los resultados de la medición de una misma úlcera con AP dos veces con los mismos datos. El objetivo es comprobar la repetitividad de los resultados.

	Superficie (mm²)			Volumen (mm³)		
Mediciones	P3	P4	P5B	P3	P4	P5B
1	2111,224	226,832	2067,217	1443,177	332,049	3132,277
2	2111,199	218,523	2033,218	1478,748	302,252	2969,687

Tabla 4. 19.- Comprobación de la repetitividad de los resultados (AP)

4.4.2.1.3.- OBSERVACIONES

En una primera evaluación visual se puede comprobar el nivel de realismo de los modelos digitales que se han obtenido por AP.

Para poder definir un contorno de referencia válido con objeto de determinar lo que sería una piel sana y poder obtener sobre este el volumen de excavación que ha producido la úlcera, se necesita que el contorno de la herida se encontrara lo más definido posible. La imposibilidad de definir un límite en las úlceras de los pacientes 1 y 2 no ha permitido el cálculo del volumen.

En la tabla 4.19, podemos comprobar cómo la repetitividad de los cálculos de superficie y volumen tiene sus mayores valores en el paciente 4, encontrándonos una dispersión de un 3,6% en la superficie y un 5,2% para el volumen.

4.4.2.2.- DISPOSICIÓN DE LAS CÁMARAS

4.4.2.2.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Durante la primera fase de las pruebas y en las primeras pruebas de la segunda fase, se ha ido haciendo una comparativa entre métodos y dispositivos de obtención de modelos digitales de superficie para diferentes objetos. Las técnicas utilizadas que se basan en la fotogrametría multi monoscópica, PMS y AP, necesitan configuraciones distintas de la cámara fotográfica en el proceso de la captura de imágenes. Figura 4.65.

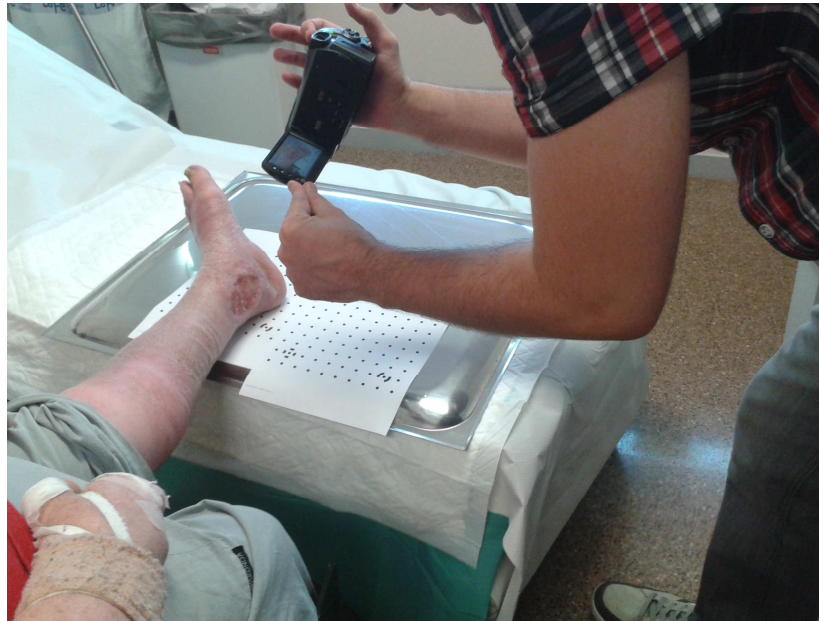


Figura 4. 65.- Toma de fotografías a un paciente

Para esta prueba vamos a considerar la disposición de las cámaras con tres configuraciones, A, B y C:

- *DISPOSICIÓN A* → Es la toma óptima que se ha utilizado cuando se ha trabajado con Photomodeler Scanner (PMS). Cada toma de imágenes estará compuesta por tres fotogramas, dispuestos dos de ellos (CS1 y CS2) paralelos entre sí y perpendiculares al objeto a modelar con una separación entre ellos (base) que se encontrará entre 0,1 y 0,5 veces la distancia al objeto. El tercer fotograma (CS3) se tomará convergente a los otros dos con un ángulo de incidencia hacia el objeto de 30 a 60 grados. En la figura 4.66 se muestra la disposición de los fotogramas para una toma. Se realizarán un total de 10 tomas con un total de 30 fotogramas.

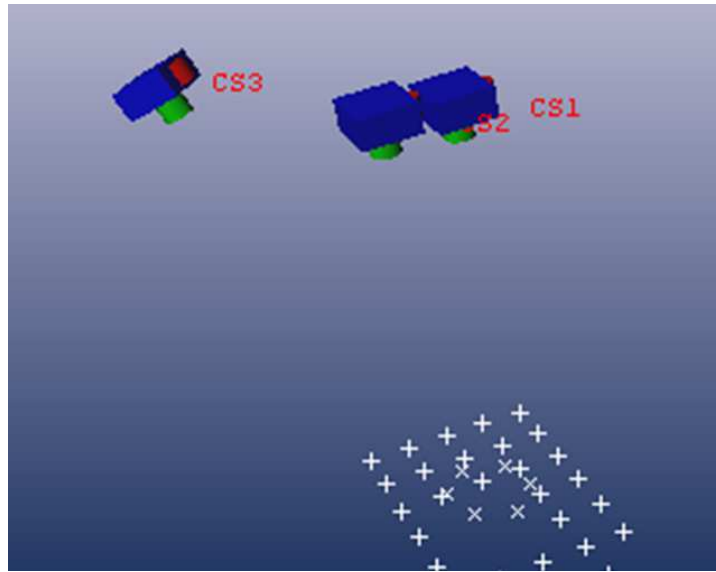
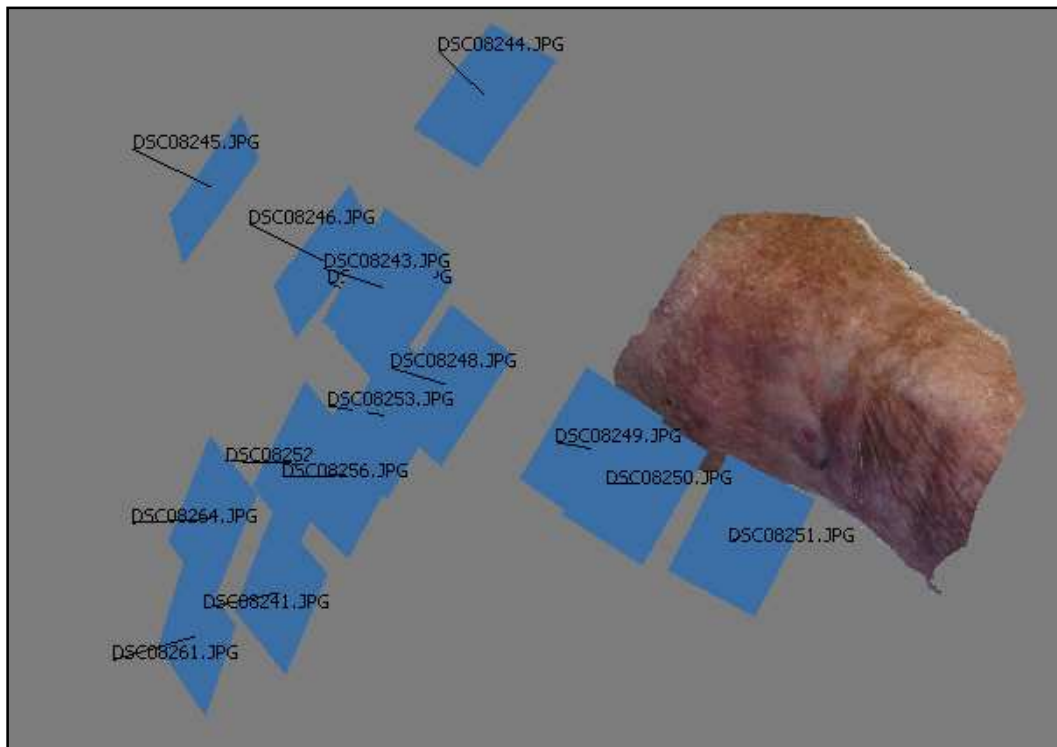


Figura 4. 66.- Disposición A de las fotografías.

- *DISPOSICIÓN B* → Es la que se ha utilizado para el tratamiento de las imágenes con el programa PhotoScan (PA). Se toman 15 fotografías convergentes hacia el objeto desde posiciones sucesivas y próximas entre sí situadas en dos ejes perpendiculares de una bóveda virtual sobre el objeto. La distancia de las cámaras al objeto será de 30 a 40 cm. Figura 4.67.



ando

Figura 4. 67.- Disposición B de las fotografías.

4.4.2.2.2.- RESULTADOS

En la figura 4.68 se muestran los resultados del modelado de una úlcera con cada disposición de cámaras con el programa AP, que es el que mejores resultados está mostrando en las sucesivas pruebas que estamos realizando.

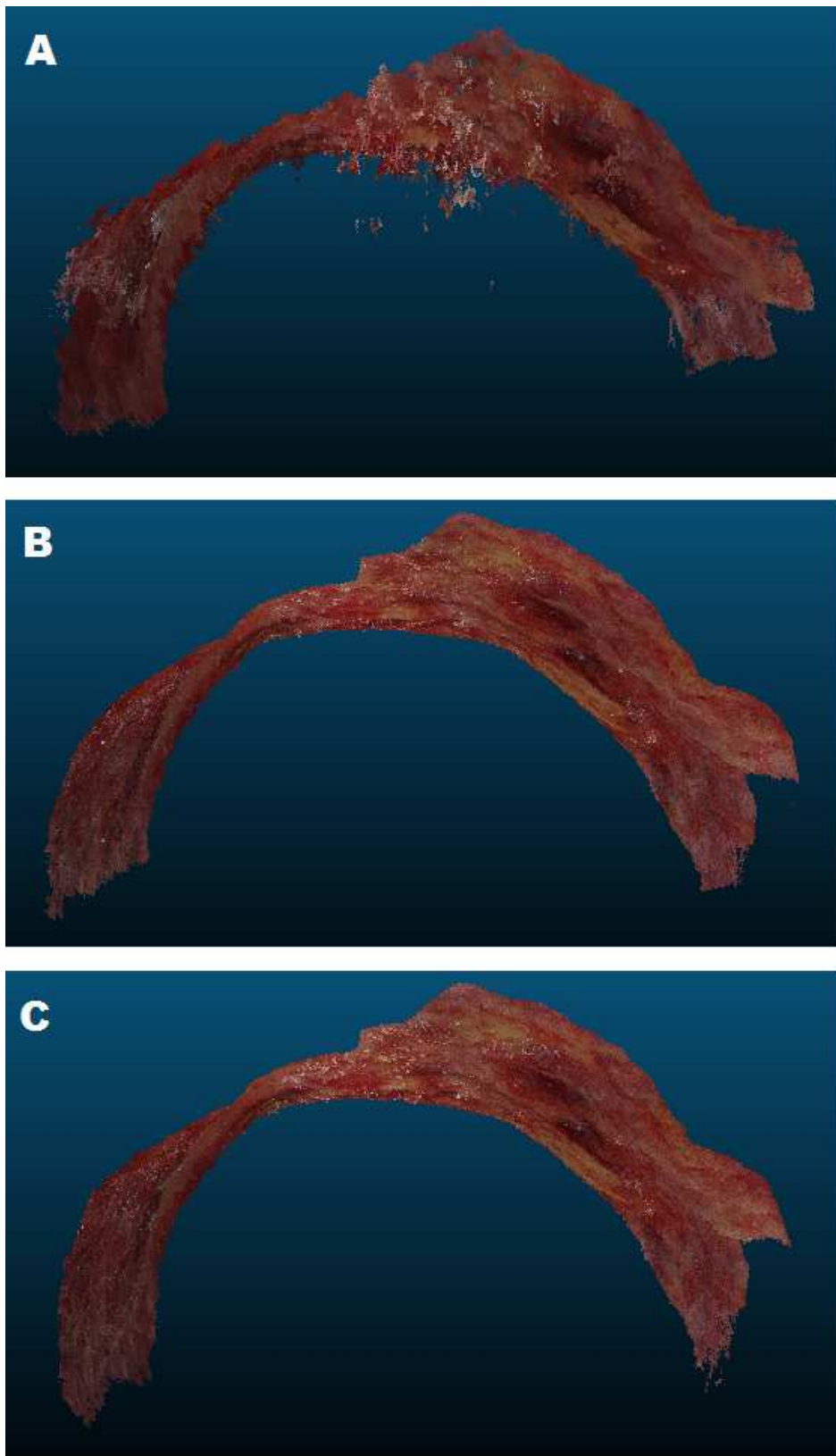


Figura 4. 68.- Resultados del modelado de una úlcera con cada disposición de cámaras.

En la tabla 4.20 se muestra la superficie y la superficie desarrollada calculada sobre el modelo tridimensional de una úlcera.

Disposición de las cámaras	Superficie (mm ²)	Superficie desarrollada (mm ²)
A	7408,683	10616,63
B	7396,608	8617,41
C	7589,896	9034,693

Tabla 4. 20.- Comparativa de las superficies de una úlcera con cada disposición de cámaras.

4.4.2.2.3.- OBSERVACIONES

Visualmente se aprecia en la figura 4.68 que el resultado con menor ruido, se ha obtenido con la disposición B de las cámaras, que es la que se ha utilizado para el cálculo de los modelos tridimensionales de las úlceras sobre los pacientes. La disposición C es la que seguía en calidad, pero presenta como inconveniente la gran cantidad de fotos (45) que hay que adquirir y tiempo añadido de cálculo que se invierte en el post-proceso. La disposición A es la que peor calidad ha mostrado en los resultados de los modelos tridimensionales.

La disposición A, con la toma de 15 fotogramas, rivaliza en calidad de visualización y en precisión, como se ha visto anteriormente, con el dispositivo de triangulación láser SENSE. En la figura 4.69, se puede el modelo tridimensional generado para una úlcera con PA y en la figura 4.70 se muestra el modelo obtenido para la misma úlcera con el dispositivo SENSE. Este último suaviza en exceso la textura de la úlcera, haciendo que se reconozca con dificultad el contorno para poder calcular la superficie y volumen.

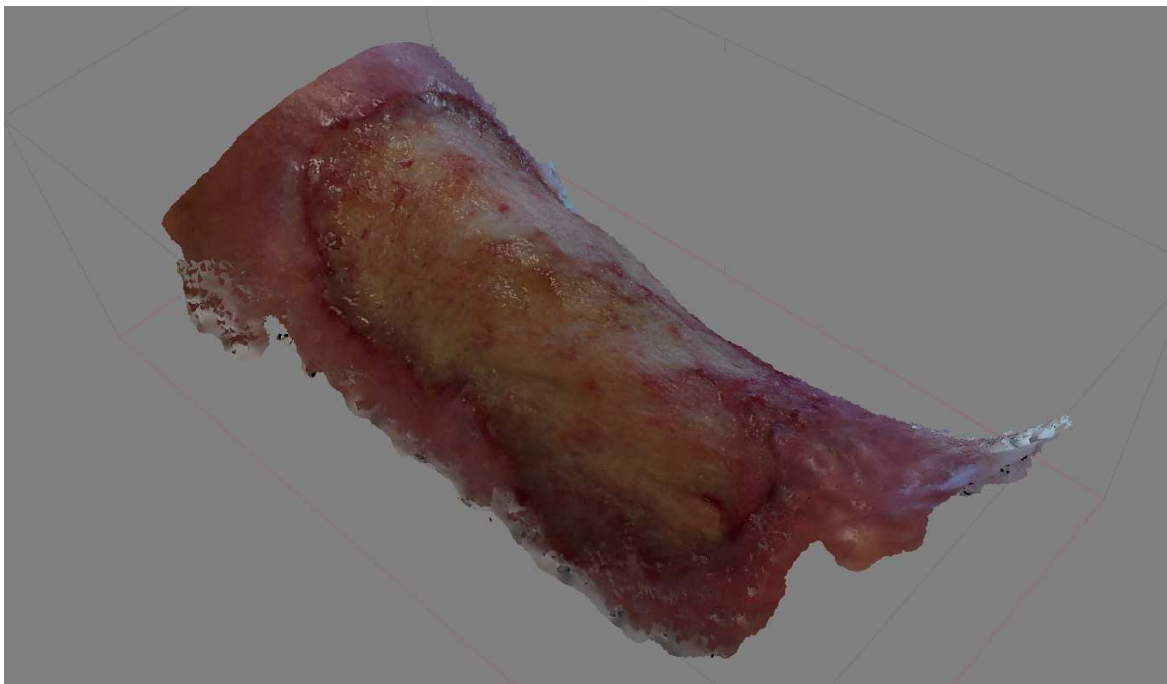


Figura 4. 69.- Resultados del modelado de una úlcera con la disposición A y AP



Figura 4. 70.- Resultados del modelado de una úlcera con el dispositivo SENSE

4.4.2.3.- CALIDAD DE LAS NUBES DE PUNTOS

4.4.2.3.1.- OBJETIVO Y MÉTODOS

Habiendo definido en apartados anteriores la metodología de la adquisición de las fotografías de la forma más óptima y que los mejores resultados se han obtenido aplicando el programa PhotoScan, se pretende en este apartado, valorar la influencia de las opciones de la configuración del programa en cuanto a la “calidad de las nubes de puntos” en el proceso de reconstrucción del modelo.

Las opciones posibles de la calidad de las nubes de puntos son: Media y Extra Alta. Alternando estas opciones, para ver si presentan

variaciones en sus resultados, se han calculado las superficies y volúmenes de un grupo de úlceras en tres pacientes.

4.4.2.3.2.- RESULTADOS

En la tabla 4.21, se muestran los resultados de superficie y volumen de las úlceras de tres pacientes alternando la calidad de los parámetros.

	Superficie (mm ²)			Volumen (mm ³)		
Calidad	P3	P4	P5(B)	P3	P4	P5(B)
Extra alta	2111,224	226,832	2067,217	1443,177	332,049	3132,277
Media	2067,823	226,431	1836,943	1376,237	285,003	2539,475

Tabla 4. 21.- Influencia de la calidad de los parámetros en el modelado con AP

4.4.2.3.3.- OBSERVACIONES

Las mayores distorsiones se obtienen en el paciente 5B con una variación de 11,1% para superficie y 18,9% para volumen.

En el método de aplicación si se justifica, con estas variaciones vistas, el aumento de tiempo en el proceso de cálculo al utilizar un parámetro de calidad “Extra Alta”, frente a calidad “Media”.

CAPÍTULO V: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1.- RESULTADOS.

5.1.1.- PRIMERA FASE DE PRUEBAS.

Fotogrametría estereoscópica clásica

En un primer planteamiento de esta tesis se consideró utilizar la fotogrametría estereoscópica clásica como una metodología ya contrastada que iba a ser capaz de definir unas medidas que podrían servir como referencia para comprobar la bondad de otros métodos más novedosos.

Con este fin, se diseñó una rejilla metálica con un total de 159 dianas de las que se obtuvo sus coordenadas tridimensionales por métodos directos y técnicas topográficas, realizando un cálculo y una compensación en bloque de las coordenadas de cada una de las dianas obteniendo una desviación típica para planimetría de $\sigma_{XY} = 0.25mm$ y para la altimetría $\sigma_Z = 0.28mm$.

Los trabajos fotogramétricos realizados con el programa de restitución digital DIGI3D, mostraron, desde el principio, falta de exactitud y precisión para trabajar con medidas submilimétricas.

La técnica se desestima tras varias pruebas realizadas en donde se observa una falta de repetitividad de los resultados y una dispersión respecto de los datos de referencia.

Fotogrametría monoscópica

Para la aplicación de la fotogrametría monoscópica se utilizó el programa Photomodeler Pro 6.

Para poder definir un punto sobre el objeto y poder obtener sus coordenadas, se construyó un sistema de punteros láser que permitían una fácil identificación de estos puntos en los fotogramas y además eran de gran utilidad en el modelado de objetos con poca textura, en donde el reconocimiento de puntos homólogos presentaba una cierta complicación.

En las pruebas realizadas se incorporó a la medición la rejilla calibrada para poder definir el sistema de coordenadas absoluto. A partir de la prueba 6, se desestimó el uso de la rejilla y se sustituyó por paneles calibrados con una matriz de puntos que eran reconocidos automáticamente por el programa informático utilizado.

Los resultados de las pruebas fueron satisfactorios para trabajar en entornos submilimétricos (tabla 4.10). La comprobación de la planaridad de un punto sobre una superficie plana y la repetitividad de los resultados en el cálculo de coordenadas se consiguieron con éxito.

La gran desventaja de este método es la gran cantidad de imágenes que necesita y el elevado tiempo de reconocimiento manual de puntos homólogos que se requiere en el post proceso.

Fotogrametría multi monoscópica

Las primeras pruebas de obtención de coordenadas con técnicas multi monoscópicas se realizaron con el programa Photomodeler Scanner.

Los resultados visuales y geométricos fueron satisfactorios para el modelado tridimensional de objetos y con textura definida.

Se consideró a esta técnica de medición como apta para la medición de úlceras cutáneas, realizando pruebas de medición de superficie obteniendo buenos resultados de repetitividad con desviaciones típicas del 0,91% y pruebas de volumen con variaciones de 2,38% sobre el volumen total.

5.1.2.- SEGUNDA FASE DE PRUEBAS.

Pruebas sintéticas

Las diferentes pruebas realizadas han demostrado un mejor modelado utilizando PhotoScan frente al obtenido con Photomodeler Scanner (pruebas 1, 2 y 3), por lo que hemos adaptado la técnica para el uso de este programa informático.

El dispositivo de triangulación láser SENSE suavizó demasiado los resultados (pruebas 1 y 3), sin mostrar todas las características geométricas y cromáticas de los objetos modelados.

Photomodeler Scanner no encontró correspondencias en muchos casos, consiguiendo nubes de puntos mucho menos densas que las obtenidas con PhotoScan (pruebas 1 y 3).

PhotoScan, Luz Estructurada y Photomodeler Scanner siempre tuvieron un error inferior a 1 milímetro (prueba 2), por lo que cualquiera de estas técnicas puede considerarse válida para llevarla cabo en la práctica clínica sobre pacientes.

Pruebas en pacientes

Las úlceras de tres pacientes no eran adecuadas para medir su volumen por su gran extensión (pacientes 1 y 2) que impidió crear una superficie interpolada que sirviera de “contorno virtual sano”

sobre el que calcular el volumen de excavación de la úlcera. De la misma forma, la gran profundidad de la úlcera del paciente 6 hacía imposible distinguir su fondo y por tanto la obtención de fotografías se limitó a la zona superficial. En estos casos se considera necesario ampliar el estudio realizado a un mayor número de pacientes e intentar mejorar la técnica.

A la vista de los resultados de superficie y volumen obtenidos, se considera:

- PhotoScan obtuvo resultados verosímiles de superficie y volumen por seguir una tendencia compatible con la evolución clínica de las lesiones en todos los casos salvo en el paciente 1, de superficie muy extensa.
- SENSE no obtuvo resultados de correspondencia verosímil en la evolución de las medidas de superficie y volumen en las distintas visitas de un mismo paciente. Por ejemplo, el paciente 3 pasó de lesión prominente a lesión excavada muy voluminosa, y el paciente 4 mostró una evolución de signo inverso a la obtenida con PhotoScan como se muestra en la figura 5.1, en donde se han comparado, para el paciente 4, los valores de superficie y volumen en tres visitas con los resultados obtenidos con PhotoScan. Por ello, aunque tenga una gran ventaja como es la rapidez de adquisición de datos, descartamos su uso en la técnica.

- La repetitividad obtenida en las mediciones realizadas con PhotoScan, fue buena (la mayor dispersión fue 3,6% en superficie y 5,2% en volumen, tabla 4.19), lo que permite prever la validez de la técnica para evaluar la evolución de una úlcera en varias visitas. Para poder justificar la aplicación de la técnica con mayor rigor, sería necesario comprobarlo en un mayor número de casos.

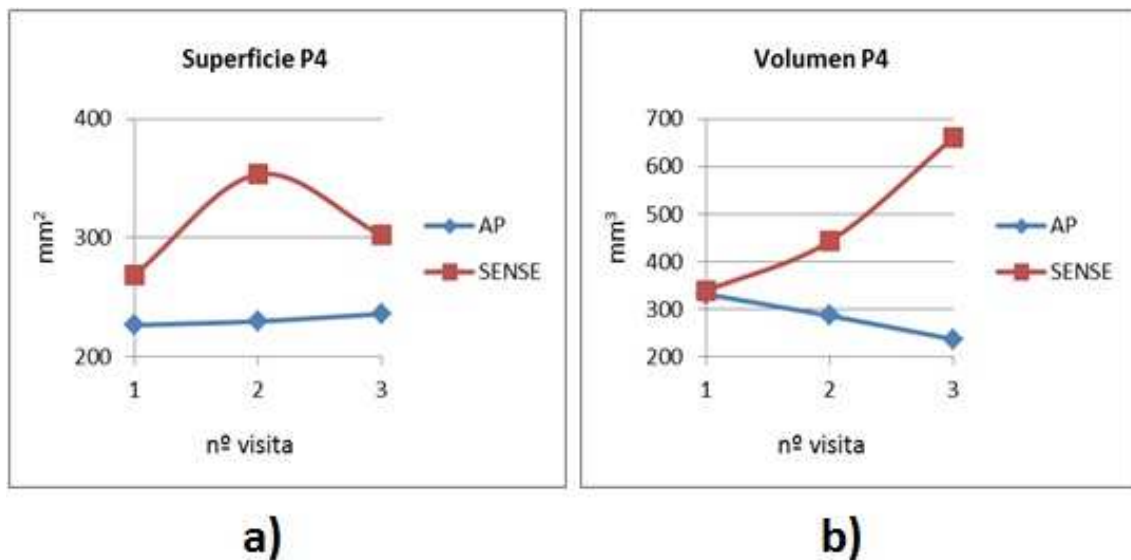


Figura 5. 1.- a) Comparación de superficies; b) Comparación de volúmenes

La disposición B de las cámaras (prueba 4) consiguió un resultado claramente mejor que el A. Pese al aumento del número de fotografías la disposición C fue ligeramente peor que la B. Esto puede deberse a que las fotografías que se aportaron no mejoraban la calidad de las de la disposición B. La disposición A dio como

resultado un modelo muy afectado por el ruido, quizá por falta de otras fotografías desde otros ángulos que aportasen más información para la correspondencia de puntos homólogos. El aumento de ruido produjo unos modelos más accidentados y por consiguiente con mayor superficie desarrollada, pero apenas influyó en la superficie, que tuvo cambios muy pequeños.

La influencia de las opciones de configuración de PhotoScan “calidad de los parámetros” en la reconstrucción de la nube de puntos (prueba 5) fue significativa, al ser mayor la repetitividad del método (la mayor dispersión fue 11,1% en superficie y 18,9% en volumen). La calidad media produce modelos que subestiman los resultados de superficie y volumen. Por lo tanto, deberemos calcular las nubes de puntos siempre con calidad extra alta.

5.2.- DISCUSIÓN

...sobre la necesidad de medir úlceras cutáneas

La realización de mediciones fiables y con precisión de úlceras cutáneas, permite monitorizar la evolución de la úlcera y conseguir varios objetivos (Gethin, 2006):

- Conocer si la evolución se encuentra en un rango dentro de lo normal o necesita algún tipo de intervención. (Kantor & Margolis, 1998)
- Comparar diferentes tratamientos. (Kantor & Margolis, 1998)
- Predecir el tiempo de curación. (Gethin, 2006)

...sobre la elección de la fotogrametría para la medición de úlceras cutáneas frente a los métodos tradicionales directos, acetatos, moldes, etc.

- La fotogrametría es una técnica no invasiva, evitando en todo momento el contacto con la úlcera y por tanto su contaminación. Las molestias físicas al paciente se eliminan por completo. (Chang, Dearman, & Greenwood, 2011; Plassmann, Jones, & Ring, 1995)

- La toma de datos en el paciente se reduce a pocos segundos y al ser la cámara fotográfica un instrumento manejable que puede adaptarse a cualquier punto de vista, se evita colocar al paciente en posiciones incómodas y elimina la necesidad de desplazar al paciente.
- Con los últimos avances en fotografía digital y en fotogrametría de objeto cercano se pueden obtener resultados con precisiones inferiores al milímetro.
- La disponibilidad de todos los datos en formato digital, permite organizar una gran cantidad de información por cada paciente. (Goldman & Salcido, 2002)

... sobre la elección de la fotogrametría multi monoscópica

Entre las técnicas desarrolladas en esta tesis y en trabajos anteriores (Sánchez & Buchón, 2013; Sánchez & Buchón, 2014) la fotogrametría multi monoscópica ha sido la técnica que más se ha ajustado a los condicionantes de coste, precisión, movilidad, rapidez de toma de datos y automatización del proceso.

- La fotogrametría estereoscópica clásica, se desestimó a las pocas pruebas por la poca repetitividad de los resultados y por el alto nivel de especialización que requería.
- La fotogrametría monoscópica pasiva, se encuentra limitada a la medición bidimensional de las úlceras y a una comparativa visual de estado de la misma.

- La gran mayoría de dispositivos de obtención de datos tridimensionales que se utilizan en esta tesis, como el SENSE, escáner de triangulación, o DAVID SCANNER, y que se fundamentan en los principios de la fotogrametría monoscópica activa, tienen un coste económico elevado, requieren de un alto grado de especialización para su utilización, especialmente los dispositivos no integrados en un mismo sistema, y no son manejables para poder adoptar cualquier posición de medición.

...sobre la utilización del papel calibrado

En un principio se trató de utilizar una rejilla metálica calibrada para poder tener un patrón de referencia en las orientaciones de los fotogramas. La utilización de la rejilla en distintas pruebas fue, más bien un objeto más molesto que ventajoso para la obtención de mediciones precisas. El empleo combinado de la rejilla metálica y el papel calibrado en varias pruebas, permitió comprobar que la precisión que se obtenía con papel calibrado era óptima. Además la disposición y forma de los puntos del papel es reconocida de forma automática por algunos programas informáticos utilizados (PMS), impidiendo, de esta manera, que exista incertidumbre en la identificación de los centros de los puntos como ocurriría si lo realizara un operador. La identificación de los centros

de los puntos con Photomodeler Scanner y el cálculo del escalado del modelo se realiza con valores promedio de 0,02 mm.

...sobre la disposición del papel calibrado en un único plano

Una de cosas que llama la atención en la aplicación del método propuesto de medición, es la disposición sobre un único plano del papel calibrado y no en varios planos. En la discusión anterior ya se ha comentado que la precisión entre la utilización del papel calibrado en un plano y la utilización de la rejilla metálica, que equivale a una disposición de varios planos, no ha sido indicativo de una variación en los resultados. Además, la justificación de la utilización del papel calibrado en un plano es, entre otras cosas, debido a la necesidad de adaptar el método de toma de datos a la práctica clínica habitual, teniendo en cuenta que:

- La colocación de una bandeja para colocar el papel calibrado bajo de algunos pacientes con escasa movilidad, ha sido una tarea realmente complicada en algunos casos, por lo que plantearnos la posibilidad de incorporar plantillas calibradas en otros planos sería realmente complejo y ocasionaría al paciente molestias innecesarias.

...sobre el criterio de aceptación y rechazo de las nubes de puntos

Las nubes de puntos no siempre son adecuadas para su tratamiento en post proceso. En algunos casos están demasiado afectadas por el ruido, o tienen zonas parcialmente descubiertas. Además, necesitaremos una zona de piel sana que nos garantice una buena interpolación, esto se consigue tomando fotografías perpendiculares a la posición de la úlcera en la que ésta aparezca en medio de la pierna, con lo que tendrá piel sana a ambos lados. Si la topografía de la úlcera es llana, aceptaremos que tenga zonas parcialmente descubiertas, pues con el mallado se rellenan estos huecos siempre que no estén en los bordes.

...sobre el método de filtrado de puntos tridimensionales

El movimiento del paciente, el destello de las zonas acuosas de la úlcera y la propia indeterminación del método producen ruido.

Actualmente no existe ningún algoritmo capaz de eliminar el ruido del escaneado. Los puntos candidatos al filtrado son los que presentan poca continuidad y los que conforman una superficie con grandes rugosidades, pues no se corresponden con la naturaleza de las úlceras que hemos tratado. Deberá ser el operador quien, conociendo

la topografía de la úlcera de forma aproximada, determine qué puntos deben eliminarse con software de tratamiento de nubes de puntos.

***CAPÍTULO VI:
CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS***

6.- CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

6.1.- CONCLUSIONES.

- Las técnicas tradicionales de fotogrametría estereoscópica aplicadas a objeto cercano, no han dado los resultados esperados. Es una técnica lenta y que requiere de un alto grado de aprendizaje para la obtención de datos tridimensionales.
- La fotogrametría monoscópica, aplicada con el programa Photomodeler Pro 6, da buenos resultados métricos en la adquisición de objetos inmóviles con pocos detalles en su superficie, pero tiene como desventaja, el elevado tiempo que lleva la toma de fotografías con la disposición adecuada y el alto coste temporal del post-proceso y el gran nivel de especialización necesaria para su manejo.
- Con la fotogrametría multi monoscópica se han obtenido resultados satisfactorios para el modelado de objetos inmóviles con textura. Aunque presentando problemas cuando la textura de las imágenes es continua. La posibilidad de aplicar esta técnica a la medición de úlceras queda perfectamente justificada en las sucesivas pruebas realizadas en esta tesis y en trabajos anteriores.

- Las pruebas realizadas con la técnica de la fotogrametría multi monoscópica incluyendo plantillas de papel calibrado, han dado mejores resultados visuales y geométricos aplicando PhotoScan que con Photomodeler Scanner. Las nubes de puntos obtenidas también fueron mucho más densas con PhotoScan que con Photomodeler Scanner, que en muchos casos no fue capaz de encontrar correspondencias de píxeles.
- El uso del dispositivo de triangulación SENSE suavizó demasiado los resultados sin mostrar todas las características geométricas y cromáticas de los objetos modelados.
- La disposición B de 15 fotogramas definida en esta tesis junto con la utilización del programa comercial PhotoScan con las configuraciones recomendadas, han dado unos resultados geométricos y visuales idóneos aplicados a la medición de úlceras cutáneas, con desviaciones típicas submilimétricas y con valores repetitividad de 3.6% de dispersión en el cálculo de superficies y de 5.2% de dispersión en el cálculo de volúmenes.
- Las ventajas de la metodología de trabajo propuesta son:
 - o Mayor precisión en la definición geométrica de las úlceras modeladas que la conseguida con algunos dispositivos de adquisición de datos tridimensionales.

- Mayor velocidad de adquisición de datos al tratarse de una simple toma de fotografías.
- Mayor adaptabilidad a las características del paciente.
- Coste mínimo.
- Posibilidad de utilizar cualquier cámara fotográfica, no siendo necesaria una calibración previa aunque sí recomendable.
- Rápido entrenamiento para la obtención de datos idóneos.

6.2.- LÍNEAS FUTURAS

La investigación aplicada a cualquier ciencia suele ir abriendo nuevas líneas de investigación y hace que surjan dudas, curiosidades, otras aplicaciones y en algunos casos, cuando se concluye una investigación, hace incluso plantearse el objeto inicial de la investigación desde otro punto de vista.

En esta tesis se ha visto la idoneidad de la aplicación de una técnica fotogramétrica en una especialidad de la medicina, la dermatología, ambas en continua investigación. Las posibilidades que aporta la fotogrametría de objeto cercano a la evaluación clínica de las úlceras venosas, han quedado patentes en esta tesis.

En busca de una mejora de la aportación de las técnicas fotogramétricas hacia la dermatología y que pueden tratarse como una extensión a esta tesis, se puede considerar:

- Utilización de sistemas de vídeo para una captura más rápida de la información.
- Utilización de cámaras multispectrales para el análisis, con técnicas de teledetección, del estado y evolución de la úlcera.
- Integración en un único dispositivo de un conjunto de cámaras, que pueda ser calibrado y facilite la obtención, con un solo disparo, de un modelo tridimensional métrico del objeto fotografiado.

- Desarrollo de algoritmos propios de correlación fotogramétrica, reconocimiento automático de imágenes, tratamiento de nubes de puntos, etc, que permitan delimitar el contorno de la úlcera de forma objetiva.
- Realización de programas informáticos propios, con entornos adecuados para el estudio, seguimiento y diagnóstico clínico de las úlceras cutáneas.

***CAPÍTULO VII:
REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA***

7.- REFERENCIAS Y BILIOGRAFÍA

7.1.- ARTICULOS EN REVISTAS Y PUBLICACIONES

- Ahmadabadian, A. H., Robson, S., Boehm, J., Shortis, M., Wenzel, K., & Fritsch, D. (2013). A comparison of dense matching algorithms for scaled surface reconstruction using stereo camera rigs. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 78, 157-167.
- Altschuler, M. D., Altschuler, B. R., & Taboada, J. (1981). Laser electro-optic system for rapid three-dimensional (3-D) topographic mapping of surfaces. *Optical Engineering*, 20(6), 206953-206953-.
- Babbar, G., Bajaj, P., Chawla, A., & Gogna, M. (2010). Comparative study of image matching algorithms. *International Journal of Information Technology and Knowledge Management*, 2(2), 337-339.
- Barazzetti, L., Forlani, G., Remondino, F., Roncella, R., & Scaioni, M. (2011). Experiences and achievements in automated image sequence orientation for close-range photogrammetric projects. *SPIE Optical Metrology*, 80850F-80850F-13.
- Battle, J., Mouaddib, E., & Salvi, J. (1998). Recent progress in coded structured light as a technique to solve the correspondence problem: A survey. *Pattern Recognition*, 31(7), 963-982.
- Beléndez Vázquez, A. (2009). Holografía: Ciencia, arte y tecnología.
- Berg, W., Traneroth, C., Gunnarson, A., & Lossing, C. (1990). A method for measuring pressure sores. *The Lancet*, 335(8703), 1445-1446.
- Besl, P. J. (1988). Active, optical range imaging sensors. *Machine Vision and Applications*, 1(2), 127-152.

- Bhalerao, R. H., Gedam, S. S., & Almansa, A. (2013). Fast epipolar resampling of trinocular linear scanners images using chandrayaan-1 tmc dataset. *Image Information Processing (ICIIP), 2013 IEEE Second International Conference On*, 12-16.
- Bhalerao, R. H. (2015). Quasi epipolar resampling of linear scanner triplets for stereo matching. *Asian Journal of Geoinformatics*, 15(2)
- Bhalerao, R., Gedam, S., & Joglekar, J. (2014). Scan line optimization for tri stereo planetary images. *ISPRS-International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 1, 33-37.
- Boyle, W. S., & Smith, G. E. (1970). Charge coupled semiconductor devices. *Bell System Technical Journal*, 49(4), 587-593.
- Brown, M. Z., Burschka, D., & Hager, G. D. (2003). Advances in computational stereo. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions On*, 25(8), 993-1008.
- Bulatov, D., Wernerus, P., & Heipke, C. (2011). Multi-view dense matching supported by triangular meshes. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 66(6), 907-918.
- Bulstrode, C., Goode, A., & Scott, P. (1986). Stereophotogrammetry for measuring rates of cutaneous healing: A comparison with conventional techniques. *Clin Sci (Lond)*, 71(4), 437-443.
- Callieri, M., Cignoni, P., Pingi, P., Scopigno, R., Coluccia, M., Gaggio, G., & Romanelli, M. N. (2003). Derma: Monitoring the evolution of skin lesions with a 3D system. *VMV*, 167-174.
- Castro, N. M., Álvarez, Ó M., Huerta, M. G., & Andrade, É H. (2007). Principios físicos, metodología, consistencia y seguridad del

- ultrasonido doppler en la evaluación fetoplacentaria. *Ginecol Obstet Mex*, 75(10), 621-629.
- Cavas-Martínez, F., Pérez-Sánchez, C., Adrián-Sáez, J., Cañavate, F., Nieto, J., & Fernández-Pacheco, D. USE OF DIGITAL IMAGES FOR THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION OF MECHANICAL COMPONENTS.
- Chacón Ferrera, R., Navarro García, R., Ruiz Caballero, J. A., Jiménez Díaz, J., & Brito Ojeda, M. E. (2003). Valoración de diferentes métodos de medición de superficies en úlceras cutáneas.
- Chadwick, P. (2007). Assessment of electromagnetic fields around magnetic resonance imaging (MRI) equipment. *UK Health and Safety Executive Research Report*, , RR570.
- Chandra, A., & Chandra, S. (2003). *Engineering graphics* CRC Press.
- Chang, A. C., Dearman, B., & Greenwood, J. E. (2011). A comparison of wound area measurement techniques: Visitrak versus photography. *Eplasty*, 11
- Constantine, R. S., Bills, J. D., Lavery, L. A., & Davis, K. E. (2014). Validation of a laser assisted wound measurement device in a wound healing model. *International Wound Journal*,
- Crespillo Mirón, C. (2012). Adquisición de datos y control para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio.
- D'Apuzzo, N., & Gruen, A. (2009). Recent advances in 3D full body scanning with applications to fashion and apparel. *Optical 3-D Measurement Techniques IX*,

- D'Apuzzo, N., & Verius, M. (2008). 3D monitoring of the intraoperative brainshift by means of photogrammetry. *Electronic Imaging 2008*, 68050Q-68050Q-7.
- Deli, R., Di Gioia, E., Galantucci, L. M., & Percoco, G. (2010). Automated landmark extraction for orthodontic measurement of faces using the 3-camera photogrammetry methodology. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 21(1), 87-93. doi:10.1097/SCS.0b013e3181c3ba74 [doi]
- Duckworth, M., Patel, N., Joshi, A., & Lankton, S. (2007). A clinically affordable non-contact wound measurement device.
- Escobar, J. J. M. VISIÓN ESTÉREO. MODELO ANOVA DE BLOQUES ALEATORIZADOS.
- Española, R. A. (2001). Diccionario de la RAE. *Consultado El*, 11(02), 2008.
- Förstner, W. (1986). A feature based correspondence algorithm for image matching. *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, 26(3), 150-166.
- Fritsch, D., Khosravani, A. M., Cefalu, A., & Wenzel, K. (2011). Multi-sensors and multiray reconstruction for digital preservation. *Photogrammetric Week*, , 11
- Furukawa, Y., & Ponce, J. (2008). Accurate camera calibration from multi-view stereo and bundle adjustment. *Computer Vision and Pattern Recognition, 2008. CVPR 2008. IEEE Conference On*, 1-8.
- Gethin, G. (2006). The importance of continuous wound measuring. *WOUNDS UK*, 2(2), 60.

- Goesele, M., Snavely, N., Curless, B., Hoppe, H., & Seitz, S. M. (2007). Multi-view stereo for community photo collections. *Computer Vision, 2007. ICCV 2007. IEEE 11th International Conference On*, 1-8.
- Goldman, R. J., & Salcido, R. (2002). More than one way to measure a wound: An overview of tools and techniques. *Advances in Skin & Wound Care*, 15(5), 236-243.
- Gruen, A. (2012). Development and status of image matching in photogrammetry. *The Photogrammetric Record*, 27(137), 36-57.
- Grün, A., & Niederer, P. (1990). Photogrammetry and remote sensing in medicine biostereometry and medical imaging. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 45(4), i-iv.
- Haala, N. (2011). Multiray photogrammetry and dense image matching. *Photogrammetric Week*, 185-195.
- Hartley, R. I., & Schaffalitzky, F. (2009). Reconstruction from projections using grassmann tensors. *International Journal of Computer Vision*, 83(3), 274-293.
- Hartley, R., & Zisserman, A. (2003). *Multiple view geometry in computer vision* Cambridge university press.
- Harvey, E. S., & Shortis, M. R. (1998). Calibration stability of an underwater stereo-video system: Implications for measurement accuracy and precision. *Marine Technology Society Journal*, 32(2), 3-17.
- Hirschmuller, H. (2011). Semi-global matching-motivation, developments and applications.

- Hirschmüller, H. (2005). Accurate and efficient stereo processing by semi-global matching and mutual information. *Computer Vision and Pattern Recognition, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference On, , 2* 807-814.
- Hong, G., & Zhang, Y. (2007). Combination of feature-based and area-based image registration technique for high resolution remote sensing image. *Geoscience and Remote Sensing Symposium, 2007. IGARSS 2007. IEEE International, 3* 77-380.
- Horn, B. (1968). Focussing.
- Horn, E., & Kiryati, N. (1999). Toward optimal structured light patterns. *Image and Vision Computing, 17*(2), 87-97.
- Hosseininaveh Ahmadabadian, A. (2014). *Photogrammetric Multi-View Stereo and Imaging Network Design,*
- Jarvis, R. A. (1976). Focus optimization criteria for computer image-processing. *Microscope, 24*(2), 163-180.
- Kahl, F., & Hartley, R. (2008). Multiple-view geometry under the $\{l_1\}$ -norm. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions On, 30*(9), 1603-1617.
- Kantor, J., & Margolis, D. J. (1998). Efficacy and prognostic value of simple wound measurements. *Archives of Dermatology, 134*(12), 1571-1574.
- Kecelj-Leskovec, N., Jezeršek, M., Možina, J., Pavlović, M. D., & Lunder, T. (2007). Measurement of venous leg ulcers with a laser-based three-dimensional method: Comparison to computer planimetry with photography. *Wound Repair and Regeneration, 15*(5), 767-771.

- Khetan, R. P. (1975). *Theory and applications of projection moire methods*
- Kieser, D. C., & Hammond, C. (2011). Leading wound care technology: The ARANZ medical silhouette. *Advances in Skin & Wound Care*, 24(2), 68-70. doi:10.1097/01.ASW.0000394028.64777.f7 [doi]
- Kirsch, R. A., Cahn, L., Ray, C., & Urban, G. (1957). Experiments in processing pictorial information with a digital computer. *Papers and Discussions Presented at the December 9-13, 1957, Eastern Joint Computer Conference: Computers with Deadlines to Meet*, 221-229.
- Körper, A., Rietkötter, J., Grabbe, S., & Dissemond, J. (2006). Three-dimensional documentation of wound healing: First results of a new objective method for measurement. *JDDG: Journal Der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft*, 4(10), 848-854.
- Kraus, K. (1993). *Photogrammetry: V. 1, fundamentals and standard processes* Ferdinand Dummlers Verlag.
- Krotkov, E., & Martin, J. (1986). Range from focus. *Robotics and Automation. Proceedings. 1986 IEEE International Conference On*, , 3 1093-1098.
- Kundin, J. I. (1989). A new way to size up a wound. *AJN the American Journal of Nursing*, 89(2), 206-207.
- Langemo, D. K., Melland, H., Olson, B., Hanson, D., Hunter, S., Henly, S. J., & Thompson, P. (2001). Comparison of 2 wound volume measurement methods. *Advances in Skin & Wound Care*, 14(4, Part 1 of 2), 190-196.
- Langemo, D., Anderson, J., Hanson, D., Hunter, S., & Thompson, P. (2008). Measuring wound length, width, and area: Which technique?

Advances in Skin & Wound Care, 21(1), 42-5; quiz 45-7.
doi:10.1097/01.ASW.0000284967.69863.2f [doi]

Lerma, J., & Biosca, J. (2008). Teoría y práctica del escaneado láser terrestre. *Material De Aprendizaje Basado En Aplicaciones Prácticas. Proyecto 3DRiskMapping, Vlaams Leonardo Da Vinci Agenschap*,

Luhmann, T. (2010). Close range photogrammetry for industrial applications. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 65(6), 558-569.

Malian, A., Azizi, A., & Van Den Heuvel, F. (2004). Medphos: A new photogrammetric system for medical measurement. *International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 35(B5), 311-316.

Marjanovic, D., Dugdale, R., Vowden, P., & Vowden, K. (1998). Measurement of the volume of a leg ulcer using a laser scanner. *Physiological Measurement*, 19(4), 535.

Meinzer, H., Thorn, M., Vetter, M., Hassenpflug, P., Hastenteufel, M., & Wolf, I. (2002). Medical imaging: Examples of clinical applications. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 56(5), 311-325.

Mercado, P. V., Flores, A. L. G., & Medina, B. G. Efecto talbot unidimensional y bidimensional.

Mery, D. (2004). Visión por computador. *Santiago De Chile. Universidad Católica De Chile*,

Micheletti, N., Chandler, J. H., & Lane, S. N. (2015). Structure from motion (SfM) photogrammetry.

- Mitchell, H., & Newton, I. (2002). Medical photogrammetric measurement: Overview and prospects. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 56(5), 286-294.
- Nemeth, M. E., Sprigle, S., & Gajjala, A. (2010). Clinical usability of a wound measurement device.
- Öhrn, K. (2008). Different mapping techniques for realistic surfaces.
- Olague, G., & Dunn, E. (2007). Development of a practical photogrammetric network design using evolutionary computing. *The Photogrammetric Record*, 22(117), 22-38.
- Patias, P. (2008). Medical imaging challenges photogrammetry. *Virtual prototyping & bio manufacturing in medical applications* (pp. 45-66) Springer.
- Pérez, J. (2001). Apuntes de fotogrametría II. *Univ.Extremadura, Mérida*,
- Pérez, J. A. (2001). Apuntes de fotogrametría III. *Univ.Extremadura, Mérida*,
- Plassmann, P., Jones, B., & Ring, E. (1995). A structured light system for measuring wounds. *The Photogrammetric Record*, 15(86), 197-204.
- Ponce, J., & Hebert, M. (2014). Trinocular geometry revisited. *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2014 IEEE Conference On*, 17-24.
- Posdamer, J., & Altschuler, M. (1982). Surface measurement by space-encoded projected beam systems. *Computer Graphics and Image Processing*, 18(1), 1-17.
- Rioux, M. (1984). Laser range finder based on synchronized scanners. *Applied Optics*, 23(21), 3837-3844.

- Rodrigo, C. (2002). El sistema de sonar de multihaz y la nueva cartografía náutica y geomorfología submarina de las regiones X-XI. *VII Congreso Internacional De Ciencias De La Tierra, Resúmenes Ampliados En (CD-ROM)*, Instituto Geográfico Militar, Santiago,
- Rodríguez López, A. L. (2013). Restricciones algebraicas epipolares para estimación visual eficiente de movimiento sin la estructura 3D= algebraic epipolar constraints for efficient structureless multiview motion estimation.
- Rodríguez-Quinonez, J. C., Sergiyenko, O. Y., Preciado, L. C. B., Tyrsa, V. V., Gurko, A. G., Podrygalo, M. A., . . . Balbuena, D. H. (2014). Optical monitoring of scoliosis by 3D medical laser scanner. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 175-186.
- Rogers, L. C., Bevilacqua, N. J., Armstrong, D. G., & Andros, G. (2010). Digital planimetry results in more accurate wound measurements: A comparison to standard ruler measurements. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 4(4), 799-802.
- Salomon, D. (2007). *Curves and surfaces for computer graphics* Springer Science & Business Media.
- Salvi, J., Pages, J., & Batlle, J. (2004). Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition*, 37(4), 827-849.
- Sánchez Jiménez, D. (2015). *Modelado De Úlceras De La Piel Mediante Fotogrametría: Escaneado Basado En Imágenes*,
- Sandu, L., Topala, F., Bortun, C., & Porojan, S. (2007). Laser scanning applications for three-dimensional teeth models reconstruction. *Timisoara Medical Journal*, 4

- Sheffer, D., & Herron, R. (1989). Biostereometrics. *Non Topographic Photogrammetry*,
- Skarlatos, D., & Kiparissi, S. (2012). Comparison of laser scanning, photogrammetry and SFM-MVS pipeline applied in structures and artificial surfaces. *ISPRS Annals of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 3, 299-304.
- Sochurek, H., & Miller, P. (1987). Medicine's new vision. *National Geographic Magazine*, , 2-41.
- Soldevilla Agreda, J. J., Torra i Bou, J., Posnett, J., Verdú Soriano, J., San Miguel, L., & Mayan Santos, J. M. (2007). Una aproximación al impacto del coste económico del tratamiento de las úlceras por presión en España. *Gerokomos*, 18(4), 43-52.
- Stergiopoulos, S. (2000). *Advanced signal processing handbook: Theory and implementation for radar, sonar, and medical imaging real time systems* CRC press.
- Tenenbaum, J. M. (1970). *Accommodation in Computer Vision.*,
- Thali, M. J., Braun, M., & Dirnhofer, R. (2003). Optical 3D surface digitizing in forensic medicine: 3D documentation of skin and bone injuries. *Forensic Science International*, 137(2), 203-208.
- Thurgood, J., Gruber, M., & Karner, K. (2004). Multi-ray matching for automated 3D object modeling. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 35, 1682-1777.
- Torriti, M. T. (1998). *Reconstrucción Confiable De Superficies Usando Rango De Disparidad Adaptivo*,

- Treleaven, P., & Wells, J. (2007). 3D body scanning and healthcare applications. *Computer*, (7), 28-34.
- Treuillet, S., Albouy, B., & Lucas, Y. (2009). Three-dimensional assessment of skin wounds using a standard digital camera. *Medical Imaging, IEEE Transactions On*, 28(5), 752-762.
- Vargas Balbuena, J. (2010). Nuevos métodos de medida 3D mediante triangulación activa.
- Vázquez, M. A., & Cuevas, F. J. (2014). A 3D facial recognition system using structured light projection. *Hybrid artificial intelligence systems* (pp. 241-253) Springer.
- Villanueva, J. A. L. (2010). Un premio nobel para la fotografía digital. *Contraluz: Revista De La Asociación Cultural Arturo Cerdá Y Rico*, (7), 118-131.
- Westfeld, P., Maas, H., Bringmann, O., Gröllich, D., & Schmauder, M. (2013). Automatic techniques for 3D reconstruction of critical workplace body postures from range imaging data. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 85, 56-65.
- Wolf, P. R., & Dewitt, B. A. (2000). *Elements of photogrammetry: With applications in GIS* McGraw-Hill New York.

7.2- TESIS Y PROYECTOS FINAL DE CARRERA

- Calyecac Marreros, F. 2009. *Escáner 3D mediante Triangulación y Luz Estructurada para Reconstrucción de Piezas Arqueológicas*. Proyecto Final de Carrera. Universidad de Puebla (Mexico)
- Torres Armenta, D. 2010. *Digitalización de objetos a través de técnicas de proyección de luz estructurada y reconstrucción mediante técnicas de computación suave*. Tesis de Maestría. Centro de Investigaciones en Óptica. A.C. (Mexico)
- Morato Torro, R, 2005. *Estudio de un sistema de reconstrucción 3D en tiempo real*. Proyecto Final de Carrera. Escuela Superior de Ingenieros. Universidad de Sevilla. (España)
- Sánchez Jiménez, D., 2013. *Aplicaciones médicas de la fotogrametría a la medición de úlceras de la piel*. Tutor: Buchón Moragues, F.F. Proyecto Final de Carrera. E.T.S.I.Geodésica, Cartográfica y Topográfica. Universitat Politècnica de València.
- Sánchez Jiménez, D., 2014. *Modelado de úlceras de la piel mediante fotogrametría: Escaneado basado en imágenes*. Tutor: Buchón Moragues, F.F. Trabajo Final de Grado. E.T.S.I.Geodésica, Cartográfica y Topográfica. Universitat Politècnica de València

7.3.- PÁGINAS WEB

Bejerano, P.G. (2014) “*La historia de la primera cámara digital:0.01 megapixeles en 1975*” <<http://blogthinkbig.com/primeracamara-digital/>> [Consulta: 1 de junio de 2015]

Página del Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y Formación del Profesorado:

<<http://www.ite.educacion.es/formacion/materiales/107/cd/imagen/pdf/imagen01.pdf>> [Consulta: 1 de junio de 2015]

Página de la Asociación Norteamericana de Radiología:

<<http://www.radiologyinfo.org/sp/submenu.cfm?pg=ctScan>> [Consulta 26 de mayo de 2015]

Página de la revista “Meedicina”:

<www.meedicina.com> [Consulta 26 de mayo de 2015]

Página de la empresa Mapfre:

<<http://www.mapfre.es/salud/es/cinformativo/spect-cerebral.shtml>> [Consulta 26 de mayo de 2015]

Página de la revista electrónica “grupo2modulo2”:

<<https://grupo3modulo2.wordpress.com/tag/pet-tomografia-por-emision-de-positrones/>> [Consulta 26 de mayo de 2015]

Página De Productos De La Empresa Faro:

<<http://www.faro.com/es-es/productos/metrologia/brazo-de-medicion-faroarm/informacion>> [Consulta 29 de mayo de 2015]

Página De Productos De La Empresa Leica – Hexagon Metrology:

<<http://www.hexagonmetrology.es/Leica-Absolute-Tracker->

AT402_793.htm#.Vh-CZSsatxs> [Consulta 29 de mayo de 2015]

Página De Catalogo De Holga Camaras Fotográficas:

<<http://www.holgacamera.com/>> [Consulta 26 de mayo de 2015]

Página Sobre La Historia De La Empresa Zeiss:

<http://www.zeiss.com/corporate/en_de/history.html> [Consulta 3 de junio de 2015]

Instituto Geográfico Nacional De Paris, Tools and Acquisition Protocols for Enhancing Artifacts Documentation:

<<http://www.tapenade.gamsau.archi.fr/TAPEnADe/Workflow.html>> [Consulta 22 de junio de 2015]

Página De Productos De La Firma 3dsystems:

<<http://cubify.com/Products/Sense>> [Consulta 6 de julio de 2015]

Página De Productos De La Firma Zcorporation:

<http://www.zcorp.com/documents/175_ZScanner%20800%20Website.pdf> [Consulta 6 de julio de 2015]

Página de la empresa Graphic Design:

<<http://graphicdesign.stackexchange.com/questions/29035/re-creating-anti-aliasing-moir%C3%A9-effects>> [Consulta 10 de julio de 2015]

Página de la empresa GEODATA:

<<http://www.eranet.gr/geodata/en/eascan.html>> [Consulta 10 de julio de 2015]

Página de la empresa HURON GEOMATICS:

< <http://www.hurongeomatics.com/mobile-lidar-mapping/> >
[Consulta 10 de julio de 2015]

Página de producto de AUTODESK:

< <http://www.123dapp.com/catch> > [Consulta 12 de julio de 2015]

Página de producto de PhotoModeler Scanner de EOS SYSTEMS
INC:

<<http://www.photomodeler.com/products/scanner/default.html>> [Consulta 12 de julio de 2015]

Página de producto de Photoscan de AGISOFT:

< <http://www.agisoft.com/> > [Consulta 12 de julio de 2015]

Stanford University. *Stanford Computer Graphics Laboratory*. (2014)

<<http://graphics.stanford.edu/projects/array/>> [Consulta: 13 de julio de 2015]

California Podiatric Medical Assotiation (CPMA) (2015):

<https://www.podiatrists.org/visitors/foothhealth/espanol/diabetic_wound> [Consulta: 15 de julio de 2015]

Página de producto de la empresa Aranz Medical:

<<http://www.aranzmedical.com/interoperability/>> [Consulta: 24 de octubre de 2015]

Página de producto de ARTEC Eva™:

<<http://www.artec3d.com/es/hardware/artec-eva/>> [Consulta: 24 de octubre de 2015]

Página de producto del escáner láser ED NIKON INSIGHT L100:

<<http://www.sariki.es/productos/info/5960/escaner-laser-3d-nikon-insight-l100/>> [Consulta: 24 de octubre de 2015]

Página de producto del escáner SENSE 3D:

<<http://cubify.com/products/sense>> [Consulta: 24 de octubre de 2015]