



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

---

**SfM-3DULC: Desarrollo y validación  
de un procedimiento fotogramétrico para el escaneo,  
medición, clasificación tisular y seguimiento clínico  
de úlceras cutáneas.**

---

David Sánchez-Jiménez

Directores:

Dr. Fernando Francisco Buchón Moragues

Dr. Rafael Botella Estrada

Departamento de Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría

Universitat Politècnica de València (UPV)

Programa de Doctorado en Ingeniería Geomática

Valencia, Diciembre 2021



# Agradecimientos

A mi familia, especialmente a mis padres, Alberto y Elena, por apoyarme incondicionalmente en cada uno de los pasos del camino. A mis hermanas, Laura y Marina, y a mi cuñado Víctor, por llenarlo de buenos momentos, y crecer juntos sonriendo. A mis abuelos: Ángel, Mercedes, Rosario y Antonio, cuyo aliento recibo desde el cielo en los momentos de duda.

A mis directores de tesis, Dr. Fernando Francisco Buchón Moragues y Dr. Rafael Botella Estrada, por su nobleza, guía y acompañamiento en todos los ámbitos, que han convertido este proyecto en una realidad.

A la Dra. María Begoña Escutia, por tu cercanía, bondad y por los consejos que han mejorado esta tesis.

Al Dr. Eduardo Escario y a la Dra. María Luisa Martínez, por vuestra colaboración inestimable durante varios años.

A mis compañeros y profesores del Departamento, especialmente a D. Francisco Recasens, Dr. Jorge Padín, Dr. Francisco García, Dr. Jesús Manuel Palomar, Dr. Alfonso Fernández y Dr. Juan Vicente Sánchez, por vuestro buen humor y excelentes consejos que mejoran el trabajo diario y son de gran utilidad.

Al personal del Servicio de Dermatología del Hospital La Fe y de la Unidad de Enfermería, Úlceras y Heridas complejas La Fe.

A mis amigos, especialmente a Joaquín Juárez, Javier Carrascal y Felipe Dapoza, por compartir y disfrutar de tantas buenas experiencias.

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

A todos vosotros, muchas gracias.

Esta tesis doctoral fue financiada con una beca predoctoral de la Generalitat Valenciana – Consellería de Educación, Investigación, Cultura y Deporte, y el Fondo Social Europeo (ACIF/2018/160).

# Resumen

La Fotogrametría es una ciencia y tecnología que tiene utilidad médica creciente. Se describen los antecedentes históricos de esta utilidad, destacando algunos hitos históricos relevantes. Se expone su finalidad última, objetivos generales y aplicaciones médicas, detallando los objetivos específicos y utilidad de cada aplicación. Se citan las aplicaciones de la Fotogrametría en Dermatología, clasificando los parámetros de evaluación de la piel y describiendo las alteraciones observadas en la piel en diversas circunstancias, normales o patológicas.

Una aplicación médica destacable de la Fotogrametría es la medición de las úlceras de la piel. Se tratan las técnicas utilizadas en esta medición. Se incluyen las características que debería reunir un procedimiento ideal de medición. Se abordan los criterios de clasificación de dichas técnicas, describiendo el flujo de proceso para los procedimientos de contacto y sin contacto. Se explican y clasifican las variables morfométricas medidas más frecuentemente y otras variables cualitativas que pueden tener relación con el pronóstico de la úlcera. Se propone una clasificación de las técnicas de medición de las úlceras y se describen las mismas. Finalmente, se trata el proceso del desarrollo de un procedimiento de medición, explicando: los tipos de estudios de investigación a incluir, los modelos de investigación de úlceras referidos en la bibliografía y unas recomendaciones sobre los tipos de estudios que deben incluirse preferiblemente.

Las úlceras de la piel constituyen un problema médico y social importante: por su elevado coste económico, afectación de la salud y calidad de vida, frecuente cronicidad y complicaciones.

La medición de la úlcera es necesaria y útil para el seguimiento clínico. Comenzó a hacerse en 1 y 2 dimensiones, para evaluar su evolución. La disminución de variables de tamaño de la úlcera indica su progresión hacia la cicatrización.

Los procedimientos tradicionales de medición unidimensional y bidimensional, como la regla graduada y la planimetría con acetato, se siguen utilizando por su sencillez y comodidad de uso. Sin embargo, son invasivos y tienen inconvenientes técnicos, como inexactitud e imprecisión. Otros procedimientos de medición tridimensional (3D), como la inyección de líquido y los moldes de pasta, pueden tener, además, efectos adversos, como dolor, irritación o reacción alérgica.

Algunos procedimientos sin contacto que utilizan técnicas de escaneo con luz estructurada o láser: 1/ necesitan dispositivos de escaneo específicos; 2/ no se ha demostrado su utilidad en la práctica clínica; 3/ tienen un coste elevado.

Por otra parte, no hay un procedimiento de referencia (patrón oro) para la medición del volumen de las úlceras cutáneas. Una optimización de las técnicas utilizadas para la valoración objetiva de la evolución de las úlceras de la piel ayudaría a comparar la eficacia de los distintos tratamientos y seleccionar los más adecuados, así como predecir el tiempo de curación.

Por todo lo anterior, se justifica el desarrollo de un procedimiento de medición de úlceras basado en una técnica fotogramétrica sin contacto, como la estereofotogrametría. El interés del desarrollo de este procedimiento aumentaría si éste no requiere un dispositivo de escaneo específico, se demuestra su utilidad en la práctica clínica y no tiene un coste elevado.

El objetivo general de esta tesis es desarrollar un procedimiento fotogramétrico para el escaneo, medición, clasificación tisular y seguimiento clínico de úlceras cutáneas; y validar dicho procedimiento en un estudio clínico con pacientes, evaluando su fiabilidad y exactitud.

Este objetivo general incluye los siguientes objetivos específicos:

- a. Definir un procedimiento de escaneo, basado en estereofotogrametría, que utilice una sola cámara fotográfica digital ubicada en localizaciones previamente definidas.
- b. Desarrollar un programa informático para delimitar el contorno de las úlceras cutáneas.
- c. Desarrollar un programa informático para determinar los tipos de tejido presentes en las úlceras cutáneas y su proporción relativa.
- d. Desarrollar un programa informático que calcule variables morfométricas de úlceras cutáneas (coeficiente de circularidad, coeficiente de lisura, longitud máxima, perímetro, profundidad máxima, área proyectada, área de la superficie excavada, área de la superficie de referencia y volumen) y presente estos resultados para facilitar su interpretación por el personal sanitario.
- e. Desarrollar una plataforma web de gestión y análisis de datos de úlceras cutáneas.

El procedimiento SfM-3DULC está basado en las técnicas estereofotogramétricas SfM (*Structure from Motion*) y MVS (*Multi View Stereo*) y utiliza como software de escaneo Agisoft PhotoScan y como software de medición del modelo 3D el programa 3DULC, creado por los autores. Este procedimiento escanea y reconstruye un modelo digital 3D de la úlcera utilizando una cámara digital, con la que se adquieren una serie de fotografías desde varias localizaciones y orientaciones.

El software 3DULC permite medir variables morfométricas a partir del modelo 3D de la úlcera, clasificar y cuantificar los tipos de tejido presentes en la misma. Se utiliza después de la reconstrucción de la nube de puntos de la úlcera, independientemente de la técnica de escaneo utilizada para ello, como estereofotogrametría, luz estructurada o láser.

Para la validación del procedimiento SfM-3DULC, se realizó un estudio piloto en el que se evaluó su fiabilidad y exactitud. También se propuso una nueva variante del procedimiento ImageJ, en la que se utiliza una ortofotografía (Ortho-ImageJ), para medir el área proyectada. Por último, se compararon las mediciones realizadas por un grupo de dermatólogos y otro grupo de no expertos.

Cinco evaluadores expertos en dermatología y cinco evaluadores ajenos a la Medicina midieron 33 úlceras de la pierna cinco veces con cada uno de los tres procedimientos expuestos. Se evaluó la fiabilidad intra e inter evaluador de SfM-3DULC con el Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC 2,1). Se utilizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas ( $\alpha=0.05$ ) para: 1/ Analizar la exactitud de SfM-3DULC y Ortho-ImageJ en la medición del área proyectada, comparando sus valores con los obtenidos utilizando ImageJ; 2/ Comparar las mediciones de las úlceras realizadas por dermatólogos y no expertos.

Todas las variables medidas por dermatólogos usando SfM-3DULC mostraron excelentes puntuaciones de fiabilidad intra-evaluador ( $ICC > 0.99$ ) e inter-evaluador ( $ICC > 0.98$ ). No se encontraron diferencias significativas entre los tres procedimientos al comparar los valores de área proyectada. Se encontraron diferencias significativas entre las mediciones realizadas por dermatólogos y no expertos en las siguientes variables: coeficiente de circularidad, perímetro, área proyectada, área de la superficie excavada y área de la superficie de referencia. El procedimiento SfM-3DULC tiene una excelente fiabilidad, es exacto para la medición del área proyectada y puede ser utilizado por los dermatólogos en el seguimiento de las úlceras cutáneas en la práctica clínica diaria.

En conclusión, el software 3DULC desarrollado, en su versión 1.0: 1/ Interviene en la fase de medición de la úlcera cutánea, tras su escaneo. 2/ Es autónomo respecto al procedimiento de escaneo, y podría utilizarse junto a cualquier otra técnica que obtenga una nube de puntos de la úlcera cutánea. 3/ Detecta el contorno de la úlcera de forma asistida basándose en su respuesta espectral. 4/ Clasifica las zonas de la úlcera cutánea según su tipo de tejido utilizando un árbol de decisión. 5/ Mide las siguientes variables morfométricas de la úlcera cutánea: coeficiente de circularidad, coeficiente de lisura, longitud máxima, perímetro, profundidad máxima, área proyectada, área de la superficie excavada, área de la superficie de referencia y volumen. 6/

Presenta los resultados con un informe HTML que facilita la interpretación por personal sanitario. Este informe podría estar accesible de forma online desde la plataforma web creada, cuando sus garantías de seguridad así lo permitan.

En el estudio de validación se concluyó lo siguiente, respecto al procedimiento de escaneo y medición de úlceras cutáneas SfM-3DULC: 1/ Tiene una excelente fiabilidad. 2/ Es exacto para la medición del área proyectada, al compararlo con la técnica de referencia ImageJ, de planimetría con imagen digital. 3/ Utiliza fotografías obtenidas con una cámara digital y los dermatólogos pueden utilizarlo para el seguimiento de las úlceras cutáneas en la práctica clínica habitual.



# Abstract

Photogrammetry is a science and technology of increasing medical utility. The historical background of this utility is described, highlighting some significant milestones. Its ultimate purpose, general objectives and medical applications are presented, detailing the specific objectives and usefulness of each application. The applications of photogrammetry in dermatology are cited, classifying the parameters of skin evaluation and describing the alterations observed in the skin in different circumstances, both normal and pathological.

A notable medical application of photogrammetry is the measurement of skin ulcers. The techniques used in this measurement are reviewed. The characteristics of an ideal measurement procedure are discussed. Classification criteria for such techniques are addressed, describing the workflow for contact and non-contact procedures. The most frequently measured morphometric variables and other qualitative variables that may have a bearing on ulcer prognosis are explained and classified. A classification of ulcer measurement techniques is proposed and described. Finally, the process of developing a measurement procedure is discussed, explaining: the types of research studies to include, models of ulcer research reported in the literature, and recommendations on the types of studies that should preferably be included.

Skin ulcers are a major medical and social problem: due to their high economic cost, impact on health and quality of life, frequent chronicity and complications.

Ulcer measurement is necessary and useful for the clinical follow-up. It began to measure variables in 1 and 2 dimensions, in order to assess their evolution. Decreasing ulcer size variables indicate progression towards healing.

Traditional one- and two-dimensional measurement procedures, such as the graduated ruler and acetate planimetry, are still used because of their simplicity and ease of use. However, they are invasive and have technical drawbacks, such as inaccuracy and imprecision. Other three-dimensional (3D) measurement procedures, such as liquid injection and paste moulds, may also have adverse effects, such as pain, irritation or allergic reaction.

Some non-contact procedures that use structured light or laser scanning techniques: 1/ require specific scanning devices; 2/ have not been demonstrated to be useful in clinical practice; 3/ are expensive.

Moreover, there is no reference procedure (gold standard) for the measurement of skin ulcer volume. Optimisation of the techniques used for the objective assessment of the evolution of skin

ulcers would help to compare the efficacy of different treatments and to select the most appropriate ones, as well as to predict healing time.

Therefore, the development of an ulcer measurement procedure based on a non-contact photogrammetric technique, such as stereophotogrammetry, is justified. Interest in the development of this procedure would increase if it does not require a specific scanning device, is proven to be useful in clinical practice and is not costly.

The main objective of this thesis is to develop a photogrammetric procedure for the scanning, measurement, tissue classification and clinical follow-up of skin ulcers; and to validate this procedure in a clinical study with patients, evaluating its reliability and accuracy.

This main objective includes the following specific objectives:

- a. To define a scanning procedure, based on stereophotogrammetry, using a single digital camera at pre-defined locations.
- b. To develop a computer software to outline the contour of the skin ulcers.
- c. To develop a computer software to determine the types of tissue present in skin ulcers and their relative proportion.
- d. To develop a computer software to calculate morphometric variables of skin ulcers (circularity coefficient, evenness coefficient, maximum length, perimeter, maximum depth, projected area, surface area, reference surface area and volume) and to present these results to facilitate their interpretation by healthcare personnel.
- e. To develop a web platform for the management and analysis of skin ulcer data.

The SfM-3DULC procedure is based on the stereophotogrammetric techniques SfM (Structure from Motion) and MVS (Multi View Stereo) and uses Agisoft PhotoScan as scanning software and 3DULC as 3D model measurement software. This procedure scans and reconstructs a 3D digital model of the ulcer using a digital camera, which acquires photographs from various locations and orientations.

The 3DULC software, developed by the authors, allows to measure morphometric variables from the 3D model of the ulcer, and to classify and quantify the types of tissue present in the ulcer. It

is used after reconstruction of the ulcer point cloud, regardless of the scanning technique used, such as stereophotogrammetry, structured light or laser.

In order to validate the SfM-3DULC procedure, a pilot study was conducted to assess its reliability and accuracy. A new variant of the ImageJ procedure was also proposed, in which an orthophotography (Ortho-ImageJ) is used to measure the projected area. Finally, measurements made by a group of dermatologists and a group of non-experts were compared.

A group of five experts in dermatology and five non-specialists measured 33 leg wounds five times per procedure. Intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC were evaluated with the intraclass correlation coefficient (ICC 2,1). Wilcoxon matched-pairs signed rank test ( $\alpha = 0.05$ ) was used for: 1/ Assess the accuracy of SfM-3DULC and Ortho-ImageJ in the measurement of the projected area, comparing their values with those obtained using ImageJ; 2/ Analyse the differences between the measurements made by dermatologists and non-experts.

All the variables measured by dermatologists using SfM-3DULC showed excellent scores of intra-rater reliability (ICC > 0.99) and inter-rater reliability (ICC > 0.98). No significant differences between the three procedures were found when comparing their projected area values. Significant differences between the measurements of dermatologists and non-experts were found in most of the variables: circularity coefficient, perimeter, projected area, surface area, and reference surface area. The wound measurement procedure SfM-3DULC has an excellent reliability, is accurate for the measurement of projected area, and can be used by dermatologists for wound monitoring in everyday clinical practice.

In conclusion, the 3DULC software developed, in its version 1.0: 1/ Is used to measure the skin ulcer, after its scan. 2/ Is autonomous with respect to the scanning procedure, and could be used with any other technique that obtains a point cloud of the skin ulcer. 3/ Outlines the edge of the ulcer semi-automatically, based on its spectral response. 4/ Classifies skin ulcer areas according to their tissue type, using a decision tree. 5/ Measures the following morphometric variables of the skin ulcer: circularity coefficient, evenness coefficient, maximum length, perimeter, maximum depth, projected area, surface area, reference surface area and volume. 6/ Presents the results with an HTML report that facilitates its interpretation by healthcare personnel. This report could be available online from the web platform created, when its security is improved.

The validation study concluded the following with regard to the SfM-3DULC skin ulcer scanning and measurement procedure: 1/ It has excellent reliability. 2/ It is accurate for the measurement of the projected area, when compared with ImageJ. 3/ It uses photographs taken with a digital

camera and can be used by dermatologists for the follow-up of skin ulcers in everyday clinical practice.

# Resum

La Fotogrametria és una ciència i tecnologia que té utilitat mèdica creixent. Es descriuen els antecedents històrics d'aquesta utilitat, destacant algunes fites històriques rellevants. S'exposa la seva finalitat última, objectius generals i aplicacions mèdiques, detallant els objectius específics i utilitat de cada aplicació. Se citen les aplicacions de la Fotogrametria en Dermatologia, classificant els paràmetres d'avaluació de la pell i descrivint les alteracions observades en la pell en diverses circumstàncies, normals o patològiques.

Una aplicació mèdica destacable de la Fotogrametria és el mesurament de les úlceres de la pell. Es tracten les tècniques utilitzades en aquest mesurament. S'inclouen les característiques que hauria de reunir un procediment ideal de mesurament. S'aborden els criteris de classificació d'aquestes tècniques, descrivint el flux de procés per als procediments de contacte i sense contacte. S'expliquen i classifiquen les variables morfomètriques mesures més freqüentment i altres variables qualitatives que poden tenir relació amb el pronòstic de l'úlcera. Es proposa una classificació de les tècniques de mesurament de les úlceres i es descriuen les mateixes. Finalment, es tracta el procés de desenvolupament d'un procediment de mesurament, explicant: els tipus d'estudis d'investigació a incloure, els models d'investigació d'úlceres referits a la bibliografia i unes recomanacions sobre els tipus d'estudis que s'han d'incloure preferiblement.

Les úlceres de la pell constitueixen un problema mèdic i social important: pel seu elevat cost econòmic, afectació de la salut i qualitat de vida, freqüent cronicitat i complicacions.

El mesurament de l'úlcera és necessària i útil per al seguiment clínic. Va començar a fer-se en 1 i 2 dimensions, per avaluar la seva evolució. La disminució de variables de mida de l'úlcera indica la seva progressió cap a la cicatrització.

Els procediments tradicionals de mesurament unidimensional i bidimensional, com el regle graduat i la planimetria amb acetat, es continuen utilitzant per la seva senzillesa i comoditat d'ús. No obstant això, són invasius i tenen inconvenients tècnics, com inexactitud i imprecisió. Altres procediments de mesurament tridimensional (3D), com la injecció de líquid i els motles de pasta, poden tenir, a més, efectes adversos, com dolor, irritació o reaccions al·lèrgiques.

Alguns procediments sense contacte que utilitzen tècniques d'escaneig amb llum estructurada o làser: 1 / necessiten dispositius d'escaneig específics; 2 / no s'ha demostrat la seva utilitat en la pràctica clínica; 3 / tenen un cost elevat.

D'altra banda, no hi ha un procediment de referència (patró or) per al mesurament del volum de les úlceres cutànies. Una optimització de les tècniques utilitzades per a la valoració objectiva de l'evolució de les úlceres de la pell ajudaria a comparar l'eficàcia dels diferents tractaments i seleccionar els més adequats, així com predir el temps de curació.

Per tot l'anterior, es justifica el desenvolupament d'un procediment de mesurament de úlceres basat en una tècnica fotogramètrica sense contacte, com la estereofotogrametria. L'interès d'el desenvolupament d'aquest procediment augmentaria si aquest no requereix un dispositiu d'escaneig específic, es demostra la seva utilitat en la pràctica clínica i no té un cost elevat.

L'objectiu general d'aquesta tesi és desenvolupar un procediment fotogramètric per a l'escaneig, mesurament, classificació tissular i seguiment clínic d'úlceres cutànies; i validar aquest procediment en un estudi clínic amb pacients, avaluant la seva fiabilitat i exactitud.

Aquest objectiu general inclou els següents objectius específics:

- a. Definir un procediment d'escaneig, basat en estereofotogrametria, que utilitzi una sola càmera fotogràfica digital situada en localitzacions prèviament definides.
- b. Desenvolupar un programa informàtic per delimitar el contorn de les úlceres cutànies.
- c. Desenvolupar un programa informàtic per determinar els tipus de teixit presents en les úlceres cutànies i la seva proporció relativa.
- d. Desenvolupar un programa informàtic que calculi variables morfomètriques d'úlceres cutànies (coeficient de circularitat, coeficient de llisor, longitud màxima, perímetre, profunditat màxima, àrea projectada, àrea de la superfície excavada, àrea de la superfície de referència i volum) i present aquests resultats per facilitar la seva interpretació pel personal sanitari.
- e. Desenvolupar una plataforma web de gestió i anàlisi de dades d'úlceres cutànies.

El procediment SFM-3DULC està basat en les tècniques estereofotogramètriques SFM (*Structure from Motion*) i MVS (*Multi View Stereo*) i utilitza com a programari d'escaneig Agisoft PhotoScan i com a programari de mesurament de el model 3D el programa 3DULC, creat pels autors. Aquest procediment escaneja i reconstrueix un model digital 3D de l'úlceres utilitzant una càmera digital, amb la qual s'adquireixen una sèrie de fotografies des de diverses localitzacions i orientacions.

El programari 3DULC permet mesurar variables morfomètriques a partir d'el model 3D de l'úlçera, classificar i quantificar els tipus de teixit presents en la mateixa. S'utilitza després de la reconstrucció del núvol de punts de l'úlçera, independentment de la tècnica d'escaneig utilitzada per a això, com estereofotogrametria, llum estructurada o làser.

Per a la validació de l'procediment SFM-3DULC, es va realitzar un estudi pilot en el qual es va avaluar la seva fiabilitat i exactitud. També es va proposar una nova variant del procediment ImageJ, en què s'utilitza una ortofotografia (Ortho-ImageJ), per mesurar l'àrea projectada. Finalment, es van comparar les mesures realitzades per un grup de dermatòlegs i un altre grup de no experts.

Cinc avaluadors experts en dermatologia-cinc avaluadors no experts en medicina van mesurar 33 úlceres de la cama cinc vegades amb cada un dels tres procediments exposats. Es va avaluar la fiabilitat intra i inter avaluador de SFM-3DULC amb el Coeficient de Correlació Intraclasse (ICC 2,1). Es va utilitzar la prova de rangs amb signe de Wilcoxon per a mostres aparellades ( $\alpha = 0.05$ ) per: 1 / Analitzar l'exactitud de SFM-3DULC i Ortho-ImageJ en el mesurament de l'àrea projectada, comparant els seus valors amb els obtinguts utilitzant ImageJ; 2 / Comparar els mesuraments de les úlceres realitzades per dermatòlegs i no experts.

Totes les variables mesures per dermatòlegs usant SFM-3DULC van mostrar excel·lents puntuacions de fiabilitat intra-avaluador (ICC > 0.99) i inter-avaluador (ICC > 0.98). No es van trobar diferències significatives entre els tres procediments en comparar els valors d'àrea projectada. Es van trobar diferències significatives entre els mesuraments realitzats per dermatòlegs i no experts en les següents variables: coeficient de circularitat, perímetre, àrea projectada, àrea de la superfície excavada i àrea de la superfície de referència. El procediment SFM-3DULC té una excel·lent fiabilitat, és exacte per al mesurament de l'àrea projectada i pot ser utilitzat pels dermatòlegs en el seguiment de les úlceres cutànies en la pràctica clínica diària.

En conclusió, el programari 3DULC desenvolupat, en la seva versió 1.0: 1 / Intervé en la fase de mesurament de l'úlçera cutània, després de la seva exploració. 2 / És autònom respecte a l'procediment d'escaneig, i podria utilitzar-costat de qualsevol altra tècnica que obtingui un núvol de punts de l'úlçera cutània. 3 / Detecta el contorn de l'úlçera de forma assistida basant-se en la seva resposta espectral. 4 / Classifica les zones de l'úlçera cutània segons el seu tipus de teixit utilitzant un arbre de decisió. 5 / Mesura les variables morfomètriques de l'úlçera cutània: coeficient de circularitat, coeficient de llisor, longitud màxima, perímetre, profunditat màxima, àrea projectada, àrea de la superfície excavada, àrea de la superfície de referència i volum. 6 /

Presenta els resultats amb un informe HTML que facilita la interpretació per personal sanitari. Aquest informe podria estar accessible de forma online des de la plataforma web creada, quan les seues garanties de seguretat així ho permetin.

En l'estudi de validació es va concloure el següent, respecte a el procediment d'escaneig i mesurament d'úlceres cutànies SFM-3DULC: 1 / Té una excel·lent fiabilitat. 2 / És exacte per al mesurament de l'àrea projectada, en comparar-ho amb la tècnica de referència ImageJ, de planimetria amb imatge digital. 3 / Utilitza fotografies obtingudes amb una càmera digital i els dermatòlegs poden utilitzar per al seguiment de les úlceres cutànies en la pràctica clínica habitual.



# Índice

<b>Resumen</b>	<b>iii</b>
<b>Abstract</b>	<b>vii</b>
<b>Resum</b>	<b>xi</b>
<b>Listado de figuras</b>	<b>xix</b>
<b>Listado de tablas</b>	<b>xxv</b>
<b>Listado de ecuaciones</b>	<b>xxvii</b>
<b>Listado de siglas</b>	<b>xxix</b>
<b>Capítulo 1: Fotogrametría y su relación con la Medicina.</b>	<b>1</b>
<hr/>	
1.1. Antecedentes históricos.	<a href="#">3</a>
1.2. Finalidad, objetivos y aplicaciones médicas.	<a href="#">6</a>
1.2.1. Aplicaciones clínicas.	<a href="#">8</a>
1.2.2. Aplicaciones quirúrgicas.	<a href="#">12</a>
1.2.3. Aplicaciones docentes.	<a href="#">14</a>
1.2.4. Aplicaciones investigadoras.	<a href="#">15</a>
1.2.5. Aplicaciones industriales.	<a href="#">15</a>
1.2.6. Aplicaciones antropométricas.	<a href="#">16</a>
1.3. Aplicaciones de la Fotogrametría en Dermatología.	<a href="#">16</a>
1.3.1. Parámetros de evaluación de la superficie de la piel.	<a href="#">17</a>
1.3.2. Alteraciones observadas en la piel.	<a href="#">20</a>

<b>Capítulo 2: Técnicas utilizadas en la medición de úlceras de la piel.</b>	<b>23</b>
<hr/>	
2.1. Características del procedimiento ideal.	<a href="#">25</a>
2.2. Criterios de clasificación, flujo de proceso y variables.	<a href="#">26</a>
2.2.1. Flujo de proceso en procedimientos de contacto y sin contacto.	<a href="#">26</a>
2.2.2. Variables de tamaño.	<a href="#">27</a>
2.3. Clasificación y descripción: ventajas e inconvenientes.	<a href="#">30</a>
2.3.1. Técnicas de contacto.	<a href="#">30</a>
2.3.2. Técnicas sin contacto.	<a href="#">32</a>
2.4. Desarrollo de un procedimiento de medición.	<a href="#">36</a>
2.4.1. Tipos de estudios.	<a href="#">36</a>
2.4.2. Modelos de úlceras: artificiales, experimentales.	<a href="#">37</a>
2.4.3. Etapas del desarrollo: recomendaciones.	<a href="#">38</a>
<b>Capítulo 3: Justificación y objetivos.</b>	<b>41</b>
<hr/>	
3.1. Importancia del problema.	<a href="#">43</a>
3.2. Necesidad y utilidad de la medición.	<a href="#">43</a>
3.3. Presencia de la medición en la práctica clínica habitual.	<a href="#">44</a>
3.4. Ausencia de un procedimiento de medición de referencia.	<a href="#">45</a>
3.5. Justificación.	<a href="#">45</a>
3.6. Objetivos.	<a href="#">45</a>
<b>Capítulo 4: Etapas previas del desarrollo.</b>	<b>47</b>
<hr/>	
4.1. Etapa 1: Exploración de software de reconstrucción del modelo 3D.	<a href="#">50</a>
4.2. Etapa 2: Comparación de hardware y software de escaneo.	<a href="#">51</a>
4.3. Etapa 3: Creación de herramientas para presentación de resultados.	<a href="#">51</a>

<b>Capítulo 5: SfM-3DULC.</b>	<b>59</b>
<hr/>	
5.1. Material.	<a href="#">62</a>
5.2. Flujo de proceso del procedimiento.	<a href="#">64</a>
5.2.1. Fase de escaneo (SfM-MVS).	<a href="#">65</a>
5.2.1.1. Preparación de la escena.	<a href="#">65</a>
5.2.1.2. Obtención de fotografías.	<a href="#">66</a>
5.2.1.3. Reconstrucción del modelo 3D: Estereofotogrametría, SfM ( <i>Structure from Motion</i> ), MVS ( <i>Multi View Stereo</i> )	<a href="#">67</a>
5.2.2. Fase de medición (3DULC).	<a href="#">75</a>
5.2.2.1. Módulo 3D.	<a href="#">77</a>
5.2.2.2. Módulo Evolución.	<a href="#">98</a>
5.2.2.3. Módulo 2D.	<a href="#">104</a>
<b>Capítulo 6: Validación de SfM-3DULC.</b>	<b>115</b>
<hr/>	
6.1. Objetivos.	<a href="#">117</a>
6.2. Aspectos éticos.	<a href="#">117</a>
6.3. Población de pacientes.	<a href="#">118</a>
6.4. Material.	<a href="#">118</a>
6.5. Análisis estadístico.	<a href="#">118</a>
6.6. Procedimientos y variables.	<a href="#">119</a>
6.6.1. ImageJ.	<a href="#">119</a>
6.6.2. Ortho-ImageJ.	<a href="#">119</a>
6.6.3. SfM-3DULC.	<a href="#">119</a>
6.7. Resultados.	<a href="#">119</a>
6.8. Discusión.	<a href="#">121</a>
6.8.1. Uso de ImageJ como procedimiento de referencia.	<a href="#">121</a>

6.8.2. Ventajas de Ortho-ImageJ frente a ImageJ.	<a href="#">122</a>
6.8.3. Resultados obtenidos.	<a href="#">123</a>
6.8.4. Limitaciones del procedimiento e investigaciones futuras.	<a href="#">123</a>
6.9. Conclusiones.	<a href="#">124</a>
<b>Capítulo 7: Discusión.</b>	<b>125</b>
<hr/>	
7.1. Aspectos éticos.	<a href="#">127</a>
7.2. Variables calculadas.	<a href="#">129</a>
7.3. Fuentes de error.	<a href="#">131</a>
7.4. Ventajas del procedimiento.	<a href="#">133</a>
7.5. Limitaciones del procedimiento.	<a href="#">134</a>
7.5.1. Fase de escaneo.	<a href="#">134</a>
7.5.2. Fase de medición.	<a href="#">136</a>
7.6. Líneas de investigación futuras.	<a href="#">138</a>
<b>Capítulo 8: Conclusiones.</b>	<b>139</b>
<hr/>	
<b>Referencias.</b>	<b>143</b>
<b>Apéndices.</b>	<b>171</b>
A. SfM-3DULC: <i>Reliability of a new 3D wound measurement procedure and its accuracy in projected area.</i>	171
B. Hoja de información al paciente.	179
C. Consentimiento informado del paciente.	183

# Listado de figuras

**Figura 1.1.** Hitos históricos en la aplicación de la Fotogrametría en Medicina.

**Figura 1.2.** Clasificación de las aplicaciones de la Fotogrametría en Medicina (color blanco), según el tipo de actividad desarrollada (color azul).

**Figura 1.3.** Parámetros de evaluación de la superficie de la piel: Objetos (color azul) a partir de los que se obtienen varios tipos (color naranja) de parámetros de evaluación de la superficie de la piel (color blanco).

**Figura 2.1.** Flujo de proceso en procedimientos de contacto y sin contacto: Objetos (color azul), fases (color naranja) y subfases (color blanco). La intervención de hardware o software en las fases o subfases se muestra mediante un óvalo con línea discontinua sobre éstas.

**Figura 2.2.** Croquis del corte de una úlcera de la piel en el plano transversal. Los límites de la úlcera (líneas grises discontinuas) marcan el límite entre la piel sana (línea negra) y la úlcera (línea verde). Se indican las áreas proyectada (color rojo), de la superficie de referencia (color azul) y de la superficie excavada (color verde).

**Figura 4.1.** Etapas del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC, fases y subfases del flujo de proceso en las que se centraron sus objetivos (color naranja).

**Figura 4.2.** Cronología de las actividades realizadas durante el desarrollo del procedimiento SfM-3DULC (Diagrama de Gantt: años y etapas). Las actividades realizadas fueron: 1/ comparación de software de reconstrucción del modelo 3D; 2/ comparación de procedimientos de escaneo 3D; 3/ determinación de configuración de escaneo 3D para SfM-3DULC; 4/ actualización del procedimiento (escaneo); 5/ prueba piloto en pacientes; 6/ creación de herramientas de visualización de modelos 3D y plataforma web; 7/ desarrollo de 3DULC; 8/ validación SfM-3DULC en pacientes; 9/ actualización del procedimiento (medición).

**Figura 4.3.** Interfaz de la herramienta CA3D (Creador de Animación 3D).

**Figura 4.4.** Primer fotograma (*frame*) de la animación resultante de CA3D (Creador de Animación 3D), en la que se muestra la evolución de la úlcera cutánea de un paciente en su primera visita.

**Figura 4.5.** Interfaz de la herramienta CPRA (Creador de Proyecto de Realidad Aumentada).

**Figura 4.6.** Plantilla de marcadores utilizada en los proyectos de realidad aumentada de la herramienta CPRA (Creador de Proyecto de Realidad Aumentada).

**Figura 4.7.** Fotograma del proyecto de realidad aumentada que muestra la úlcera cutánea de un paciente en su segunda visita.

**Figura 4.8.** Apariencia inicial de la plataforma web para el rol de usuario “Administrador”.

**Figura 4.9.** Distribución de las secciones de la plataforma web según los accesos permitidos (tick verde) o prohibidos (cruz roja) para cada rol de usuario.

**Figura 4.10.** Resultados mostrados en la plataforma web: Perfil del modelo 3D de la úlcera cutánea.

**Figura 4.11.** Resultados mostrados en la plataforma web: Mediciones de longitud (en mm) del modelo 3D de la úlcera cutánea.

**Figura 4.12.** Resultados mostrados en la plataforma web: Medición de área proyectada (en mm<sup>2</sup>; color verde) del modelo 3D de la úlcera cutánea. Mediciones longitudinales parciales del perímetro (en mm; color blanco).

**Figura 5.1.** Resultados obtenidos con el sistema de aplicaciones creado: Resultados de 3DULC (línea discontinua verde), plataforma web (línea discontinua roja), Creador de Animación 3D: CA3D (línea discontinua amarilla) y Creador de Proyecto de Realidad Aumentada: CPRA (línea discontinua violeta).

**Figura 5.2.** Material del procedimiento SfM-3DULC: Cámara fotográfica Canon EOS1DX MKIII.

**Figura 5.3.** Material del procedimiento SfM-3DULC: Plantilla de marcadores.

**Figura 5.4.** Flujo de proceso del procedimiento SfM-3DULC: Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

**Figura 5.5.** Preparación de la escena en el procedimiento SfM-3DULC: Solapamiento entre dos imágenes (rectángulos de color gris) de la úlcera cutánea (círculo de color rojo). Los marcadores circulares están distribuidos por toda la región de solapamiento, y aparecen en las 6 zonas de von Gruber (cuadrados de color azul).

**Figura 5.6.** Obtención de fotografías en el procedimiento SfM-3DULC: Disposición de la cámara (rectángulos de color azul) respecto a la úlcera cutánea. Ejemplo 1.

**Figura 5.7.** Obtención de fotografías en el procedimiento SfM-3DULC: Disposición de la cámara (rectángulos de color azul) respecto a la úlcera cutánea. Ejemplo 2.

**Figura 5.8.** Reconstrucción del modelo 3D en el procedimiento SfM-3DULC: Modelo digital 3D de la úlcera cutánea, reconstruido con el programa Agisoft PhotoScan Professional.

**Figura 5.9.** Croquis de la geometría de puntos homólogos en dos fotografías. Los planos de las fotografías  $d$  y  $d'$  tienen, a una distancia focal de las cámaras  $f$  y  $f'$ , sus centros de proyección de las cámaras  $(x, y, z)$  y  $(x', y', z')$ , respectivamente. La orientación o inclinación de cada imagen es  $i$  e  $i'$ . Los puntos del objeto (colores rojo y violeta) están situados en la intersección de los rayos proyectivos de las dos cámaras. La distancia entre éstos puede separarse en su componente planimétrica ( $b$ ) y altimétrica ( $h$ ).

**Figura 5.10.** Croquis de la geometría de puntos homólogos en dos fotografías. Los planos de las fotografías  $d$  y  $d'$  tienen, a una distancia focal de las cámaras  $f$  y  $f'$ , sus centros de proyección de las cámaras  $(x, y, z)$  y  $(x', y', z')$ , respectivamente. La orientación o inclinación de cada imagen es  $i$  e  $i'$ . Los puntos de referencia (colores rojo y violeta) están situados en la intersección de los rayos proyectivos de las dos cámaras, y sus coordenadas en el sistema de referencia métrico local son conocidas.

**Figura 5.11.** Ejemplo de implementación del algoritmo SIFT de detección de puntos clave y extracción de sus características, la estrategia NNDR de emparejamiento de puntos, y ajuste de rayos con el algoritmo RANSAC, en dos imágenes de una úlcera cutánea adquiridas desde distintas localizaciones y orientaciones. Correspondencias de puntos clave en ambas imágenes (unidos por líneas de color verde), y posición de la imagen izquierda transformada al sistema de coordenadas de la imagen derecha (polígono de color blanco en la imagen derecha).

**Figura 5.12.** Teorema de Terrero-Hauck o de los planos epipolares.

**Figura 5.13.** Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “3D”.

**Figura 5.14.** Flujo de proceso del módulo “3D” del software 3DULC: Tareas que realiza el usuario (línea discontinua de color verde) utilizando la interfaz gráfica. Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

**Figura 5.15.** Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “3D” del software 3DULC.

**Figura 5.16.** Interfaz gráfica de usuario del módulo “3D” del software 3DULC: fotograma de la animación mostrada al iniciar subprocesos automáticos.

**Figura 5.17.** Traslación y rotación en el módulo “3D” del software 3DULC: Imagen de la úlcera cutánea y puntos seleccionados para la translación y rotación. Los pares de puntos son, según su orden de selección: P1-P2 (color blanco) y P3-P4 (color rosa). Estos puntos son exteriores a ésta y su intersección (color amarillo) se determina automáticamente y se convierte en el origen de coordenadas tras esta subfase.

**Figura 5.18.** Recorte de la región de interés en el módulo “3D” del software 3DULC: Imagen de la úlcera cutánea tras el recorte de la región de interés. Los cuatro puntos seleccionados para la traslación y rotación se muestran de color azul, blanco, verde y negro.

**Figura 5.19.** Delimitación del contorno en el módulo “3D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario mostrada en la subfase de delimitación del contorno.

**Figura 5.20.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC. (a) Contorno delineado manualmente (línea de color amarillo); (b) Contorno delimitado automáticamente por el programa (línea de color verde), trazos marcados manualmente por el usuario como zonas de úlcera (líneas de color blanco) o piel sana (líneas de color negro).

**Figura 5.21.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC: Borde de la úlcera (línea de color verde).

**Figura 5.22.** Clasificación del tipo de tejido de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC: (a) Imagen de la úlcera; (b) Imagen de los tipos de tejido y código de colores.

**Figura 5.23.** Presentación de resultados en el módulo “3D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario con la que concluye el procedimiento de medición.

**Figura 5.24.** Plantilla “HTML 3D”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe.

**Figura 5.25.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la ortofoto de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.26.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la imagen de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.27.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la imagen de profundidad de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.28.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la proporción de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.29.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de las variables de tamaño de la úlcera cutánea, mostradas en el informe.

**Figura 5.30.** Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “Evolución”.

**Figura 5.31.** Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “Evolución” del software 3DULC.



**Figura 5.32.** Interfaz gráfica de usuario mostrada tras seleccionar dos rutas con los informes de las visitas, en el módulo “Evolución” del software 3DULC.

**Figura 5.33.** Plantilla “HTML Evolución”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe. La variable seleccionada y que aparece en el gráfico de variables es “área proyectada”.

**Figura 5.34.** Plantilla “HTML Evolución”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe. La variable seleccionada y que aparece en el gráfico de variables es “longitud máxima”.

**Figura 5.35.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de líneas para la variable “área proyectada”. Muestra la evolución de esta variable, tanto global como parcial (según el tipo de tejido), para las visitas incluidas en la comparativa.

**Figura 5.36.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de barras para la variable “longitud máxima”. Muestra la evolución global de esta variable para las visitas incluidas en la comparativa.

**Figura 5.37.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de radar resumen de la evolución. Muestra la evolución de las variables de tamaño más representativas: longitud máxima, área proyectada y volumen.

**Figura 5.38.** Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “2D”.

**Figura 5.39.** Flujo de proceso del módulo “2D” del software 3DULC: Tareas que realiza el usuario (línea discontinua de color verde) utilizando la interfaz gráfica. Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

**Figura 5.40.** Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “2D” del software 3DULC.

**Figura 5.41.** Preparación del modelo digital 2D en el módulo “2D” del software 3DULC: Puntos seleccionados (color negro) para escalar la imagen.

**Figura 5.42.** Interfaz gráfica de usuario mostrada en la preparación del modelo 2D en el módulo “2D” del software 3DULC.

**Figura 5.43.** Interfaz gráfica de usuario mostrada en la delimitación del contorno en el módulo “2D” del software 3DULC.

**Figura 5.44.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “2D” del software 3DULC: Contorno de la úlcera delimitado manualmente (línea de color amarillo).

**Figura 5.45.** Presentación de resultados en el módulo “2D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario con la que concluye el procedimiento de medición.

**Figura 5.46.** Plantilla “HTML 2D”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe.

**Figura 5.47.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la imagen de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.48.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la imagen de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.49.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la proporción de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**Figura 5.50.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de las variables de tamaño de la úlcera cutánea, mostradas en el informe.

**Figura 6.1.** Fotografías de una úlcera cutánea en la primera visita médica del paciente, tomadas desde un ángulo aproximadamente frontal (a) o lateral (b) a la lesión; (c) fotografía de una úlcera cutánea en la segunda visita médica del paciente, con la regla situada en diferente posición; (d) ortofotografía de una úlcera cutánea en la primera visita médica del paciente.

**Figura 7.1.** Croquis del corte de una úlcera cutánea en el plano transversal. Piel sana (línea negra), úlcera (línea verde), volumen bajo la superficie de referencia (color amarillo) y volumen elevado sobre la superficie de referencia (color violeta).

**Figura 7.2.** Fotografía de una prueba piloto del procedimiento SfM-3DULC en una placa de celulitis.

**Figura 7.3.** Fuentes de error en la medición de las variables de tamaño de las úlceras cutáneas.

**Figura 7.4.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea localizada en un lateral de la pierna, en un paciente con escasa movilidad articular.

**Figura 7.5.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea con paredes abruptas con pendientes muy pronunciadas.

**Figura 7.6.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea con humedad producida por su exudado.

**Figura 7.7.** Limitaciones del procedimiento: Múltiples úlceras cutáneas cercanas entre sí.

**Figura 7.8.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea que se extiende a ambos lados de la pierna.

## Listado de tablas

**Tabla 2.1.** Clasificación de las variables de tamaño de una úlcera cutánea según su dimensión, técnicas de medición capaces de medirla y necesidad de la superficie de referencia para su cálculo.

**Tabla 2.2.** Clasificación de las técnicas según su necesidad de contacto y el nivel de la variable con mayor dimensión que miden.

**Tabla 2.3.** Procedimientos de medición de úlceras cutáneas basados en la técnica de planimetría con imagen digital.

**Tabla 2.4.** Procedimientos de medición de úlceras cutáneas basados en la técnica de escaneo activo.

**Tabla 4.1.** Técnicas de escaneo, hardware de obtención de datos y software de reconstrucción del modelo utilizados en la primera etapa del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC.

**Tabla 4.2.** Técnicas de escaneo, hardware de obtención de datos y software de reconstrucción del modelo utilizados en la segunda etapa del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC.

**Tabla 6.1.** Valores medidos para las nueve variables de tamaño de las úlceras cutáneas, utilizando el procedimiento SfM-3DULC (n = 33).

**Tabla 6.2.** Resultados de fiabilidad intra e inter evaluador del procedimiento SfM-3DULC en las nueve variables de las úlceras cutáneas (n = 33).

**Tabla 6.3.** Comparación de las mediciones realizadas por dermatólogos y no expertos en las nueve variables y los tres procedimientos de medición de úlceras cutáneas (n = 33).



# Listado de ecuaciones

**Ecuación 2.1.** Estimación del área de la úlcera: Fórmula de Mayrovitz.

**Ecuación 2.2.** Estimación del área de la úlcera: Fórmula del rectángulo.

**Ecuación 2.3.** Estimación del área de la úlcera: Fórmula de la elipse.

**Ecuación 2.4.** Estimación del volumen de la úlcera con las mediciones del dispositivo Kundin.

**Ecuación 5.1.** Relación entre los sistemas de coordenadas imagen y objeto.

**Ecuación 5.2.** Número de filas de la matriz modelo 3D en el software 3DULC.

**Ecuación 5.3.** Número de columnas de la matriz modelo 3D en el software 3DULC.

**Ecuación 5.4.** Puntos de la nube eliminados en la subfase de recorte de la región de interés en el software 3DULC: Condición 1.

**Ecuación 5.5.** Puntos de la nube eliminados en la subfase de recorte de la región de interés en el software 3DULC: Condición 2.

**Ecuación 5.6.** Puntos de la nube eliminados en la subfase de recorte de la región de interés en el software 3DULC: Condición 3.

**Ecuación 5.7.** Puntos de la nube eliminados en la subfase de recorte de la región de interés en el software 3DULC: Condición 4.

**Ecuación 5.8.** Modelo de interpolación de la superficie de referencia de la úlcera en el software 3DULC: Cálculo del error medio cuadrático.

**Ecuación 5.9.** Modelo de interpolación de la superficie de referencia de la úlcera en el software 3DULC: Regresión polinomial de segundo orden con dos predictores.

**Ecuación 5.10.** Cálculo del coeficiente de circularidad.

**Ecuación 5.11.** Cálculo del coeficiente de lisura.



## Listado de siglas

Siglas	Significado
1D	Unidimensional
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ADN	Ácido Desoxirribonucleico
AKAZE	Accelerated KAZE
AVI	Audio Video Interleave
BPC	Buena Práctica Clínica
BRIEF	Binary Robust Independent Elementary Features
BRISK	Binary Robust Invariant Scalable Keypoints
CA3D	Creador de Animación 3D
CEIm	Comité Ético de Investigación con medicamentos
CONT	Contrast
CPRA	Creador de Proyecto de Realidad Aumentada
CSS	Cascading Style Sheets
DoG	Difference of Gaussians
FAST	Features from Accelerated Segment Test
FGM	Fotogrametría
GLmax	Maximum Grey Level
GLmin	Minimum Grey Level
GSD	Ground Sampling Distance
GUI	Graphical User Interface
HOM	Homogeneity
HSV	Hue, Saturation, Value
HTML	HyperText Markup Language
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
ICH	International Council for Harmonisation of Technical Requirements for Pharmaceuticals for Human Use
IRB	Institutional Review Board
ISP	International Society for Photogrammetry
ISPRS	International Society for Photogrammetry and Remote Sensing
JPG	Joint Photographic Group
JS	JavaScript
MLESAC	Maximum Likelihood Estimation Sample Consensus
MSAC	M-estimator Sample Consensus
MVS	Multi View Stereo
NCP	Number of Closed Polygons

Siglas	Significado
NIH	National Institutes of Health
NNDR	Nearest Neighbor Distance Ratio
NRJ	Energy
ORB	Oriented FAST and Rotated BRIEF
PNG	Portable Network Graphics
PROSAC	Progressive Sample Consensus
Ra	Mean Roughness
RANSAC	Random Sample Consensus
RGB	Red, Green, Blue
Rm	Maximum Roughness
RMN	Resonancia Magnética Nuclear
RMSE	Root Mean Square Error
ROI	Region of Interest
ROM	Range of Motion
Rz	Mean Depth of Roughness
SELS	Surface Evaluation of Living Skin
SEr	Skin Roughness
SEsc	Scaliness of the Skin
SEsm	Skin Smoothness
SEw	Skin Wrinkles
SfM	Structure from Motion
SIFT	Scale-Invariant Feature Transform
SURF	Speeded-Up Robust Features
TAC	Tomografía Axial Computarizada
TCO	Tomografía de Coherencia Óptica
WSGI	Web Server Gateway Interface
Wt	Waviness



## CAPÍTULO 1

### *Fotogrametría y su relación con la Medicina*



Seguindo la definición de la Sociedad Internacional de Fotogrametría y Teledetección (ISPRS), la Fotogrametría (FGM) es la ciencia y tecnología cuyo objetivo es obtener información tridimensional geométrica y temática fiable a partir de imágenes y conjuntos de datos. Esta información se extrae de imágenes fotográficas sin contacto y otros sistemas de sensores sobre la Tierra y varios objetos, escenas y procesos físicos mediante el registro, medición, análisis y representación de los datos obtenidos.

La FGM permite obtener información sobre la forma, localización, orientación y tamaño de un objeto físico o superficie en un momento determinado y sus cambios temporales, pudiendo dar información indirecta sobre el movimiento. Los procedimientos fotogramétricos actuales incluyen la obtención de imágenes digitales y su posterior procesamiento para reconstruir un modelo digital 3D a partir de relaciones geométricas de éstas. Los métodos de procesamiento de la FGM digital están basados en algoritmos que proporcionan resultados objetivos y reproducibles.

En Medicina, con ayuda de la FGM, pueden escanearse diversas estructuras, fenómenos, lesiones y alteraciones en superficies, órganos y tejidos humanos. El procesamiento digital de las imágenes médicas permite precisar la anatomía del área estudiada y obtener una información sobre la función y alteraciones patológicas de los órganos y aparatos.

Los datos resultantes de los estudios fotogramétricos permiten evaluar objetivamente su evolución temporal, siendo útiles para realizar un seguimiento de estas estructuras, fenómenos, lesiones y alteraciones en la clínica y la investigación, con fines diagnósticos y terapéuticos (Ey-Chmielewska et al., 2015). Su potencial utilidad para la docencia médica se ha evidenciado en la pandemia por Covid-19, al aumentar durante ésta la utilización de la enseñanza online (Tóth et al., 2021).

## **1.1. Antecedentes históricos.**

La aplicación médica de la FGM data de hace más de 150 años, aunque ésta no ha sido su finalidad primera, más conocida ni más utilizada. Hemos recogido varios hitos importantes en la historia de la aplicación de la FGM en Medicina (Figura 1.1).

La primera aplicación médica de la FGM se atribuye a Holmes en 1863, durante la guerra civil estadounidense. Sus medidas obtenidas con pares estereoscópicos de imágenes sirvieron para estudiar los patrones de marcha y mejorar el diseño de prótesis para los soldados con miembros amputados (Mitchell & Newton, 2002).

Durante la primera mitad del siglo XX, se han referido varios intentos de aplicaciones fotogramétricas en Medicina. Se realizaron desde 1904 y aumentaron tras la primera guerra mundial (Lacmann, 1950). Sus resultados no fueron buenos, porque utilizaban instrumentos

## CAPÍTULO 1

---

diseñados para otros objetivos y carecían tanto de personal técnico con experiencia como de un enfoque científico sistemático (McNeil, 1954; Grün & Niederer, 1990).

Lacmann (1950), en su libro “*Photogrammetry in its applications to non-topographic fields*”, concluyó que debería organizarse y coordinarse la investigación relacionada con las nuevas aplicaciones de la FGM, para la gestión del conocimiento y el desarrollo de la instrumentación especializada necesaria en esta área (McNeil, 1954).

En la década de los años 70 del siglo XX, dentro de la Revolución Digital, se produjeron numerosos avances tecnológicos en este ámbito, incluyendo la aparición de las primeras cámaras digitales. Como consecuencia de estos avances, se crearon y desarrollaron las técnicas de imagen digital como la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la Resonancia Magnética Nuclear (RMN), entre otras, que permiten visualizar el interior del cuerpo humano.

La tecnología fotogramétrica progresó desde la etapa analógica a la analítica y de ésta a la digital (Helava, 1958; Sarjakoski, 1981). La FGM analógica utilizaba restituidores con componentes mecánicos. Estos dispositivos usaban el movimiento de barras de paralaje y el giro de tornillos para alinear manualmente dos fotogramas con soporte de película fotográfica y materializar su modelo 3D. La FGM analítica sustituyó los componentes mecánicos por componentes electrónicos, manteniendo analógicos los fotogramas y la medición de coordenadas imagen. La FGM digital parte de fotogramas de imágenes digitales con soporte numérico y transforma su información métrica en un modelo digital 3D mediante modelos matemáticos y de procesamiento de la imagen.

Los primeros pasos para organizar la investigación sobre las aplicaciones médicas de la FGM se dieron en 1974. La Sociedad Internacional de Fotogrametría (ISP) creó el Comité Internacional Experimental de Fotogrametría Biomédica, para promover la colaboración interdisciplinaria de las comunidades médica y fotogramétrica (Grün & Niederer, 1990). Esto supuso también un reconocimiento académico del interés de las aplicaciones médicas de la FGM.

En el Congreso de la ISP de Helsinki (1976) se presentaron los resultados de este Comité y se creó un grupo de trabajo sobre “Bioestereometría”, definida como el análisis espacio-temporal de la forma y funciones de los seres vivos basado en los principios de la geometría (Herron, 1976).

Howard Sochurek fue uno de los primeros fotógrafos que utilizó ordenadores para obtener y procesar imágenes médicas. Publicó un libro, titulado “*Medicine’s new vision*” (Sochurek & Miller, 1987), con fotografías procesadas a partir de imágenes de TAC, que tuvo gran reconocimiento entre los médicos.

La comunidad científica destacó la importancia y ventajas potenciales de obtener imágenes en alta resolución y modelos geométricos para el análisis espacial de los órganos y otros elementos

anatómicos del cuerpo humano. Por su parte, la FGM se mostró como una tecnología valiosa para el análisis y la interpretación de las imágenes médicas y continuó avanzando hacia su etapa digital.

En el congreso de la ISPRS de Kyoto en 1988, como consecuencia del desarrollo de las nuevas técnicas de diagnóstico médico por imagen, el grupo de trabajo citado anteriormente cambió su nombre por el de “Bioestereometría e Imagen Médica”, definiéndose 4 líneas de trabajo: imagen interna 3D, medición de superficies biológicas, análisis del movimiento humano y antropometría.

Las técnicas de diagnóstico médico por imagen cada vez se desarrollaron más. Su objetivo general es el registro de información detallada de la estructura del interior del organismo, mediante la obtención de imágenes por diversas técnicas no invasivas, como TAC, RMN, ultrasonidos, etc. Además, se realizan cortes o secciones de partes del cuerpo, que pueden procesarse para obtener información en 2D o 3D.

La FGM ha sido utilizada para obtener información de la superficie externa del organismo humano. En asociación con las técnicas de diagnóstico médico por imagen, se puede obtener información complementaria sobre la superficie y el interior del organismo.

También aumentó progresivamente el uso de técnicas fotogramétricas para procesar las imágenes obtenidas por varias técnicas diagnósticas como rayos X (Yuan et al., 2016), y varios tipos de microscopia (Ball et al., 2017). A la utilización de la FGM con esta última técnica se la denominó estéreo-nano-fotogrametría o microfotogrametría (Grün & Niederer, 1990).

La FGM es una ciencia aplicable a la Medicina en campos muy diferentes, como, por ejemplo, la enseñanza de la Anatomía o la evaluación de la superficie de la piel. También ha contribuido al desarrollo de la cirugía mínimamente invasiva.

Antecedentes	
1863	Primera aplicación: Holmes
1904-1950	Intentos preliminares muy limitados
Organización	
1950	Evidencia de la necesidad de organizar y coordinar investigación
1974	ISP crea el “Comité Internacional Experimental de Fotogrametría Biomédica”
1976	ISP crea el grupo de trabajo “Bioestereometría”
1988	ISPRS crea el grupo de trabajo “Bioestereometría e Imagen Médica”
Desarrollo tecnológico	
1950-2021	Revolución digital
	Aparición de cámaras digitales y mejora de sus especificaciones técnicas
	Evolución de las etapas de la Fotogrametría: Analógica – Analítica – Digital
	Desarrollo de las técnicas de diagnóstico médico por imagen
	Desarrollo de las aplicaciones fotogramétricas en diversas áreas médicas

**Figura 1.1.** Hitos históricos en la aplicación de la Fotogrametría en Medicina.

## 1.2. Finalidad, objetivos y aplicaciones médicas

La finalidad médica de la FGM es colaborar con la Medicina, aportando herramientas tecnológicas objetivas para reconstruir modelos digitales y medir variables útiles en el diagnóstico y seguimiento clínico de los pacientes.

Los objetivos generales de la utilización de la FGM en Medicina son dos: obtener modelos digitales tridimensionales para su visualización, y medir variables morfométricas en superficies externas del cuerpo humano. La reconstrucción del modelo tridimensional permite la visualización con textura fotorrealística de la apariencia externa de la piel y órganos accesibles del cuerpo humano (Treleaven & Wells, 2007). Las variables morfométricas incluyen información sobre la forma y tamaño del objeto, como distancias, áreas, ángulos formados entre marcadores (puntos críticos señalados sobre el cuerpo humano), y volumen.

Las aplicaciones de la FGM en Medicina se realizan en el cuerpo completo, en distintas partes del mismo (por ejemplo: cabeza, tórax, abdomen o extremidades), o en puntos concretos de zonas

## FOTOGRAMETRÍA Y SU RELACIÓN CON LA MEDICINA

localizadas en estas partes del cuerpo. Estas aplicaciones pueden clasificarse, según el tipo de actividad desarrollada, en: clínicas, quirúrgicas, docentes, investigadoras, industriales y antropométricas (Figura 1.2).

Clínicas
Topografía corneal
Evaluación de la superficie de la piel
Análisis del movimiento y la postura
Percepción de la imagen corporal
Medicina forense
Reconocimiento facial
Quirúrgicas
Planificación del abordaje
Realización de la intervención
Acceso a órganos y cavidades internas
Seguimiento tras la intervención
Documentación del resultado
Docentes
Anatomía
Anatomía patológica
Investigadoras
Individualización del tratamiento
Industriales
Diseño y fabricación de productos sanitarios
Antropométricas
Estudios poblacionales

**Figura 1.2.** Clasificación de las aplicaciones de la Fotogrametría en Medicina (color blanco), según el tipo de actividad desarrollada (color azul).

A continuación, se desarrollan las aplicaciones correspondientes a cada tipo de actividad.

### 1.2.1. Aplicaciones clínicas.

Algunas aplicaciones de la FGM en clínica son la topografía corneal, la evaluación de la superficie de la piel, el análisis del movimiento y la postura, la percepción de la imagen corporal, la Medicina forense y el reconocimiento facial.

#### Topografía corneal.

La córnea no es totalmente esférica, por lo que no tiene el mismo radio de curvatura en todos sus puntos. Se realizan distintas mediciones topográficas de la córnea, como su curvatura, espesor, elevación y relieve, que son útiles para la cirugía refractiva y el implante de lentes intraoculares.

El queratoscopio es el aparato que realiza estas mediciones y utiliza luz estructurada. Se basa en una técnica de reflexión, porque refleja una imagen en la superficie de la córnea para medir su curvatura o elevación. Se proyecta un patrón de luz (una serie de anillos concéntricos, denominada disco de Plácido) sobre el centro de la superficie anterior de la córnea, y esta luz se refleja en la córnea (un espejo convexo), tomándose imágenes por una cámara fotográfica situada en el centro del queratoscopio. A partir de aquí, diferentes algoritmos relacionan la forma de la córnea, determinando la posición donde se encuentran los puntos de transición entre anillos continuos (blancos y negros) de las imágenes de los discos reflejados sobre las superficies que se evalúan. Así se hacen mediciones topográficas de la córnea, como su curvatura, espesor, elevación y relieve, útiles para la cirugía refractiva (de la miopía, hipermetropía) que puede realizarse con láser o con el implante de lentes intraoculares (Fan et al., 2018).

Posteriormente, se han aplicado nuevas técnicas de diagnóstico por imagen con este propósito, incluyendo la Tomografía de Coherencia Óptica (TCO). Ésta se basa en la proyección de luz infrarroja sobre el ojo: uno de los haces de luz penetra en la retina y otro es captado por un espejo. A su regreso, ambos haces chocan generando una interferencia que se traduce en una imagen en color que representa el espesor de los tejidos estudiados. La TCO también es útil para otras enfermedades y mediciones en el ojo, a niveles más profundos. Así, se ha utilizado para mediciones de los diámetros del disco óptico (por ejemplo, valorando el desarrollo del nervio óptico en niños, para detectar su hipoplasia), del iris, de la cámara anterior interna del ojo o de la retina (Murthy et al., 2016; Buckenham Boyle et al., 2021).

#### Evaluación de la superficie de la piel.

Las técnicas fotogramétricas se han utilizado para el diagnóstico, seguimiento evolutivo y control de la respuesta al tratamiento de lesiones cutáneas, como tumores o úlceras, y alteraciones fisiológicas o características de la piel, como arrugas o el color de la piel. Esta aplicación se trata por separado en el apartado 1.3. *Aplicaciones de la Fotogrametría en Dermatología.*



### Análisis del movimiento y la postura.

Se basa en la obtención de imágenes continuas (vídeo) y su análisis por FGM, para evaluar patrones de movilidad. Se utilizan marcadores o puntos de referencia palpables, por ejemplo: la protuberancia occipital, las vértebras prominentes (séptima vértebra cervical; primera, tercera, séptima y decimosegunda vértebras dorsales).

En este análisis se evalúa tanto la postura como la amplitud del movimiento de articulaciones:

- La postura se evalúa midiendo distancias y ángulos formados entre marcadores, por ejemplo, los ángulos craneovertebral y de cifosis torácica (Singla et al., 2017; Macedo Ribeiro et al., 2017; Karimian et al., 2019).
- La amplitud o rango de movimiento (*Range of Motion: ROM*) de una articulación se evalúa mediante los siguientes pasos (Moreira et al., 2020): 1/ se identifica el eje de la articulación; 2/ se fijan e identifican los segmentos móviles de la misma; 3/ se mide el ROM.

El análisis del movimiento y la postura es útil en ortopedia (para el diagnóstico de asimetría o diferencias entre los hemicuerpos, diferencias en longitud de las piernas, escoliosis y trastornos de movilidad), neurología (para la rehabilitación de enfermedades neurológicas o musculares), Medicina deportiva (con el objetivo de alcanzar un rendimiento óptimo), odontología (valorando la asimetría en los movimientos de apertura y cierre de la mandíbula) (Andrade et al., 2019) y Medicina laboral (para el análisis de posturas corporales críticas) (Westfeld et al., 2013; Figueiredo et al., 2012).

La tipificación de la postura de la cabeza puede ser útil también para la identificación de niños con bruxismo (rechinar de dientes): se objetivaron diferencias en el ángulo cervical medio entre los niños con bruxismo y los que no lo tenían (Motta et al., 2011).

El diagnóstico y seguimiento evolutivo de la escoliosis es un caso especial de análisis de la postura que ha alcanzado un importante desarrollo práctico. La escoliosis se define por una desviación tridimensional de la columna vertebral. Esta desviación incluye varios componentes: desviación lateral en el plano frontal, cifosis (curvatura hacia delante) mínima en el plano sagital y rotación vertebral en el plano transversal.

La deformidad al comparar los dos lados de la espalda a nivel toracolumbar puede valorarse con el escoliómetro, radiografías o por FGM.

- El escoliómetro es un instrumento que mide la inclinación del tronco. Consiste en un nivel de forma curva, relleno de un líquido con una bola metálica en su interior y una escala calibrada de 0° a 30°.

- En las radiografías se valoran distintos ángulos, como el ángulo de Cobb. Este ángulo está formado por las vértebras más inclinadas en la parte superior e inferior de la curva formada por la columna, es decir, las que marcan el inicio y el fin de la curva de desviación. Un ángulo de Cobb  $> 10^\circ$  permite el diagnóstico de escoliosis (Mínguez et al., 2007; Alexandre et al., 2019).
- Se han realizado varios estudios fotogramétricos sobre la escoliosis o la curvatura espinal (Saad et al., 2012; Applebaum et al., 2020): La FGM se utiliza para valorar la progresión de la escoliosis, pudiendo disminuir el uso de radiografías (patrón oro, técnica de referencia o estándar para valorar la escoliosis) o TACs y minimizar sus costes y riesgos por la exposición a radiaciones (Applebaum et al., 2020; Girdler et al., 2020). Se establecen marcadores (puntos concretos óseos muy visibles situados, por ejemplo, en la columna vertebral, escápula, esternón o cadera) para medir distancias, áreas o ángulos, y valorar su evolución al tratar la escoliosis. La posición de los marcadores puede obtenerse con procedimientos como el de Rodríguez-Quiñónez et al. (2014), basado en la técnica fotogramétrica de triangulación con un punto láser. Se ha encontrado buena correlación entre las mediciones fotogramétricas y las realizadas por otros métodos habituales, como el escoliómetro o las radiografías (Navarro et al., 2020; Leal et al., 2019).

### Percepción de la imagen corporal.

Los estudios fotogramétricos permiten: 1/ comprobar cambios en la forma y simetría de diversas partes del cuerpo, por ejemplo: desequilibrios abdominales, esfericidad de los hombros, arqueamiento de la espalda y región lumbar; 2/ medir secciones transversales en pecho, cintura y caderas; 3/ cuantificar cambios posturales. Estos datos se utilizan para el seguimiento clínico, por su objetividad y capacidad de motivación para el paciente.

Algunas áreas de aplicación en este ámbito son la cirugía estética, los trastornos de conducta alimentaria, el tratamiento de la obesidad y los programas de ejercicio y entrenamiento físico.

- Cirugía estética: aporta documentación objetiva de la situación preoperatoria y postoperatoria, previsión de los resultados esperados y satisfacción con el resultado de la intervención quirúrgica.
- Tratamiento de trastornos de la conducta alimentaria: la información objetiva presentada al paciente con anorexia o bulimia, siempre junto al tratamiento psicológico, puede reducir la distorsión de la imagen corporal.
- Tratamiento de la obesidad: aporta datos objetivos que permiten comparar y evaluar la severidad de la situación antes, durante y después del tratamiento.
- Programas de ejercicio y entrenamiento físico: permite evaluar la situación inicial y realizar el seguimiento de los resultados.

Medicina forense.

La FGM se utiliza para la reconstrucción de la escena del crimen, la valoración de lesiones y la identificación de víctimas de accidentes o restos humanos (Berezowski et al., 2020).

- Reconstrucción de la escena del crimen: la FGM aporta percepción espacial y permite recrear posteriormente la escena y explorarla. Pueden emplearse la estación total (teodolito electro-óptico capaz de medir ángulos, distancias y niveles) y la obtención de pares de fotografías desde diferentes ángulos, para que cada punto sea visible, al menos, en un par de ellas. También pueden utilizarse drones, que permiten la reconstrucción de escenas completas (Berezowski et al., 2018). Esta valoración FGM debe acompañarse de mediciones manuales. Como ventaja, las técnicas 3D emplean menos tiempo y no requieren contacto para la documentación. Aunque el postproceso con la FGM requiere tiempo, conocimientos y experiencia, aporta mayor exactitud y datos objetivos para las conclusiones forenses (Buck et al., 2013; Agosto et al., 2008).
- Valoración de lesiones: los estudios fotogramétricos se emplean en accidentes de tráfico y crímenes (Buck et al., 2013), con distintos objetivos, citados a continuación:
  - Realización de mediciones sobre heridas y otras lesiones de piel y traumatismos de huesos, para determinar su intensidad y causa. Thali et al. (2003) documentaron tanto las heridas como los objetos que pudieron provocarlas, usando luz estructurada. Se digitalizaron las heridas y los objetos potencialmente causales, para superponerlos y ratificar o descartar su posible relación causal.
  - Documentación y análisis de marcas de mordida, para analizar su correspondencia con los dientes del sospechoso (Ebert et al., 2011).
  - Valoración conjunta de lesiones de tejidos blandos y órganos internos con RMN o TAC. La virtopsia (autopsia virtual) consiste en crear una imagen corporal 3D combinando la FGM con estas técnicas de imagen interna (Sansoni et al., 2009). Esta técnica mínimamente invasiva permite contrastar la coherencia entre las imágenes obtenidas por las diferentes técnicas, y hacer un análisis completo y fiable de las lesiones, con buena precisión y exactitud (Thali et al., 2005).
  - Obtención de modelos 3D de piezas de autopsia, por ejemplo, de cerebro (Shintaku et al., 2019).
- Identificación de restos humanos: después de un accidente, se utilizan modelos craneales, faciales y esqueléticos (Baldasso et al., 2021; Morgan et al., 2019). En la obtención de modelos 3D de cráneos, las mediciones FGM tienen buena correlación con las realizadas por TAC, si bien producen una ligera sobreestimación respecto a éstas (Donato et al., 2020).

### Reconocimiento facial.

Es una aplicación de la visión artificial cuyo objetivo es identificar automáticamente a una persona, analizando las características de su cara y comparándolas con los modelos existentes en una base de datos de referencia.

Se utilizan redes neuronales convolucionales para analizar y reconocer patrones en imágenes fotográficas. Su flujo de proceso consta de varias fases: 1/ detectar los elementos que definen una cara en la imagen; 2/ alinear la postura de la cabeza, normalizar el tamaño de la cara y corregir la iluminación; 3/ extraer las características geométricas y fotométricas de los elementos de la cara, midiendo varios puntos de control o marcadores situados en la superficie de ésta (Deli et al., 2010); 4/ reconocer si la cara se encuentra en la base de datos, comparando el porcentaje de similitud (Voulodimos et al., 2018).

La correlación de los resultados obtenidos en reconocimiento facial por FGM con los de laser escáner es alta (Deli et al., 2011). El porcentaje de identificación es muy alto (>95%) en estudios de investigación y condiciones de laboratorio (Vázquez & Cuevas, 2014), pero al utilizarlo en condiciones de práctica real, este porcentaje baja claramente (a un 50%). Sin embargo, el reconocimiento facial es útil en Medicina forense para ayudar a la identificación de restos humanos tras accidentes (Baldasso et al., 2021). Su utilidad deriva de aplicarlo para la identificación antes que las pruebas genéticas, acotando la búsqueda a un número reducido de presuntas víctimas, realizando sólo en ellas los exámenes de identificación con pruebas de Ácido Desoxirribonucleico (ADN) con material proporcionado por los familiares, disminuyendo el coste y el tiempo necesario para la identificación. (Baldasso et al., 2021).

El reconocimiento facial también tiene otras finalidades no médicas, cuya utilización aumentará conforme mejore su fiabilidad y rendimiento. Algunos ejemplos son: autenticación del usuario como método de pago, y solicitud de acceso a una aplicación, sistema o edificio.

### **1.2.2. Aplicaciones quirúrgicas.**

La FGM ayuda en varias etapas de la intervención quirúrgica, como la planificación de su abordaje, la realización de la intervención, el acceso a órganos o cavidades internas, el seguimiento evolutivo tras la intervención y la documentación de su resultado.

#### Planificación del abordaje.

Se puede reconstruir un modelo 3D texturizado del campo quirúrgico a partir de fotografías tomadas durante una intervención. El usuario puede ver el escenario quirúrgico desde un punto de vista muy similar al de la perspectiva intraoperatoria microquirúrgica (Nicolosi & Spena, 2020). Esta técnica ayuda a la comprensión profunda de las estructuras anatómicas, incluida la

anatomía compleja del sistema nervioso central, y a la adquisición y entrenamiento de habilidades visoespaciales, que permiten representar, analizar y manipular objetos mentalmente.

#### Realización de la intervención quirúrgica.

La FGM puede ayudar durante la intervención, cuantificando el desplazamiento intraoperatorio del cerebro durante la craneotomía, debido a los cambios de presión intracraneal y a la pérdida del líquido cefalorraquídeo. Esto se realiza mediante mediciones fotogramétricas realizadas con un sistema de varias cámaras que enfocan el campo quirúrgico (D'Apuzzo & Verius, 2008).

Por otra parte, la FGM ha contribuido al desarrollo de la cirugía mínimamente invasiva, que en etapas sucesivas ha dado lugar a la cirugía endoscópica, laparoscopia y cirugía robótica (Modrzejewski et al., 2020; Leal Ghezzi & Campos Corleta, 2016; Lane, 2018). La cirugía endoscópica consiste en realizar intervenciones, introduciendo un endoscopio: instrumento en forma de tubo con una luz y una lente para observar el campo operatorio en puertas de entrada naturales o en incisiones pequeñas. La laparoscopia realiza intervenciones endoscópicas sobre la cavidad abdominal y la pelvis. En la cirugía robótica, el cirujano opera manejando una consola situada dentro del quirófano, desde la que controla los instrumentos quirúrgicos. Los movimientos del cirujano son escalados y filtrados, para eliminar el temblor y ser transmitidos con precisión a los instrumentos.

#### Acceso a órganos y cavidades internas.

Los modelos 3D de la superficie de órganos o cavidades internas son reconstruidos a partir de las imágenes tomadas con un endoscopio (monoscópico o estereoscópico). Así se puede: 1/ acceder a la base del cráneo, a través del corredor nasal, llegando a las fosas craneales anterior, media y posterior, mediante un endoscopio nasal rígido o flexible, para obtener las imágenes del campo quirúrgico, realizando una FGM microscópica; 2/ crear modelos 3D útiles para el entrenamiento neuroquirúrgico en las intervenciones sobre esa zona. Estos modelos representan el campo quirúrgico en procedimientos de cirugía mínimamente invasiva (Kournoutas et al., 2019; Modrzejewski et al., 2020).

#### Seguimiento tras la intervención quirúrgica.

Los modelos 3D fotogramétricos son útiles, por ejemplo, en ortodoncia y en la cirugía reconstructiva y correctiva de la mandíbula (ortognática) y de la cara (Krimmel et al., 2011; Jayaratne et al., 2010). Así, en la resección segmentaria de mandíbula con fijación mediante placas y tornillos, se analizan y siguen con modelos 3D los cambios evolutivos tras la intervención a diversos niveles: 1/ crecimiento y desplazamiento de la mandíbula; 2/ posición y movilidad de la articulación; 3/ crecimiento de los tejidos blandos de la zona (Rustemeyer & Martin, 2013).

### Documentación del resultado de una intervención quirúrgica.

La FGM ha resultado útil en varias especialidades quirúrgicas, por ejemplo, en cirugía craneofacial y cirugía plástica, para hacer un seguimiento del paciente.

En cirugía craneofacial, la FGM permite el análisis de cambios morfológicos y resultados quirúrgicos con alta fiabilidad (Guo et al., 2020).

En cirugía plástica, se realizan mediciones de volumen y resultados de cirugía reconstructiva en pacientes con cáncer de mama (Jodeh et al., 2018; Wilting et al., 2020).

### **1.2.3. Aplicaciones docentes.**

La utilización de modelos digitales 3D en la enseñanza médica contribuye a un mejor aprendizaje de los contenidos teóricos, de las relaciones espaciales entre las estructuras anatómicas, tanto normales como patológicas, y también a una mayor satisfacción de los estudiantes (Yammine & Violato, 2015).

Las características de los modelos digitales 3D los hacen muy útiles en la docencia. Son realistas, contienen información de texto, marcadores relevantes y pueden incorporarse a una plataforma web, con aplicaciones interactivas que promueven el aprendizaje autodirigido (autoenseñanza). También pueden ser editados y animados. El usuario (alumno) puede visualizar, manipular el modelo (con aplicaciones o en una plataforma web) e interactuar con el sistema.

Así, pueden utilizarse estos modelos para la docencia en varias especialidades médicas. Dos ejemplos muy claros son aquellas cuyo objeto de estudio son las estructuras del organismo: Anatomía y Anatomía Patológica.

#### Anatomía.

El alumno alcanza una mayor comprensión de estructuras anatómicas complejas (Azevedo & Araújo 2020; Brazina et al., 2014; Wesencraft & Clancy, 2019).

#### Anatomía Patológica.

Dos aplicaciones para esta especialidad son:

- Generar modelos 3D de las piezas de biopsia. Así, se consigue una educación médica más completa, ya que se tipifican o estandarizan estas piezas. Esto aumenta la correlación entre el diagnóstico clínico realizado por el cirujano y el de la pieza de biopsia.
- Completar el museo digital de Anatomía patológica, incluyendo modelos 3D, entornos de realidad virtual y muestras 3D impresas (Turchini et al., 2018). Este museo permite sustituir piezas deterioradas de órganos por imágenes o modelos de las mismas (Ochoa Agüero, 2013).

#### **1.2.4. Aplicaciones investigadoras.**

La investigación se realiza en cualquiera de las aplicaciones citadas en esta clasificación. En este apartado se cita un ejemplo más, potencialmente útil, relacionado con la individualización del tratamiento y ajuste de dosis, en determinados casos.

##### Individualización del tratamiento.

Su objetivo es ajustar la dosis a las características del paciente. En algunos casos, la eficacia o toxicidad del tratamiento médico depende de la superficie corporal (y ésta condiciona el ajuste de dosis). Al individualizar el tratamiento, la medición de la superficie corporal puede mejorar la eficacia y prevenir o limitar la toxicidad en los siguientes casos:

- Ajuste de dosis de fármacos, por ejemplo, algunos antineoplásicos (<<Body surface area for adjustment of drug dose>>, 2010).
- Tasa de diálisis necesaria en pacientes con insuficiencia renal (Daugirdas et al., 2008).
- Ajuste de dosis en radioterapia y tratamiento con isótopos radiactivos en pacientes con cáncer (St James et al., 2021).
- Reposición de líquidos para el tratamiento y la reanimación en grandes quemados. Una inexactitud en esta reposición podría dar lugar, por defecto, a insuficiencia renal y, por exceso, a la sobrecarga masiva de líquidos, edema pulmonar y muerte (Mance et al., 2020).

En la práctica clínica, el ajuste de la dosis basado en la superficie corporal del individuo se realiza por estimaciones fundamentadas en nomogramas y no se utiliza la FGM, porque es más costosa y requiere más tiempo. En el futuro, el continuo desarrollo de esta técnica puede situarla entre las comparativas en los estudios de investigación clínica realizados en estos casos.

#### **1.2.5. Aplicaciones industriales.**

La FGM interviene en el diseño y fabricación de algunos productos o dispositivos sanitarios, como implantes, adaptadores, prótesis y órtesis, que pueden ser impresos en 3D y utilizados en varias especialidades.

##### Cirugía plástica.

Impresión y fabricación de prótesis faciales individualizadas, a partir de silicona, resina y fibras sintéticas (Chae et al., 2021).

##### Reanimación.

Impresión 3D de adaptadores para lograr un mejor acoplamiento entre los respiradores y las caras de los pacientes, en la región de la nariz y la boca (Barón-Gómez, 2019).

### Traumatología.

Los modelos digitales de placas guía quirúrgicas impresos en 3D pueden mejorar los resultados del tratamiento en fracturas mandibulares complejas, en comparación con las placas prefabricadas (Zhao et al., 2021).

### Odontología.

Modelado de implantes y reconstrucción de piezas dentales deterioradas con láser escáner (Ireland et al., 2008; Moser et al., 2018). Pueden obtenerse impresiones 3D que actúen como moldes o directamente piezas de reconstrucción (Sheryandani, 2011; Stuani et al., 2019; Silvester & Hillson, 2020).

### **1.2.6. Aplicaciones antropométricas.**

La Antropometría es la ciencia que estudia las medidas y proporciones del cuerpo humano, como talla, peso, mediciones de pliegues cutáneos, perímetros, diámetros, etc. Su primera utilización fue para valorar y adecuar las necesidades comerciales de productos de consumo a las características de la población. Se han realizado estudios nacionales para conocer las medidas, en sus representaciones promedio (canónicas) y sus variaciones estadísticas, con aplicaciones para valorar la demanda y adecuar la oferta de diversas tallas y formas en productos de consumo (vestido y calzado).

Al igual que ha ocurrido con otros tipos de mediciones, las técnicas utilizadas en Antropometría también han progresado desde las tradicionales, que utilizan reglas y calibres, a las bidimensionales y tridimensionales.

Se han realizado con técnicas fotogramétricas varios estudios antropométricos poblacionales para el cribado (*screening*) de varias enfermedades: obesidad (Pascali et al., 2016), problemas del crecimiento (Montesinos-Correa, 2014) y apnea obstructiva del sueño (Lin et al., 2018). En esta última enfermedad, los estudios de mediciones craneofaciales con FGM se han mostrado capaces de identificar alteraciones anatómicas de riesgo para este trastorno del sueño, que pueden facilitar el colapso y obstrucción de las vías aéreas (Lee et al., 2009; Sutherland et al., 2016).

### **1.3. Aplicaciones de la Fotogrametría en Dermatología.**

La piel es el órgano más extenso del organismo humano y actúa como una barrera protectora frente a las agresiones externas. Estas agresiones pueden producirse por cambios físicos, debidos a la temperatura, humedad, exposición excesiva a la luz (causada sobre todo por la radiación ultravioleta), sustancias químicas, gérmenes infecciosos, presión, golpes y rozaduras.

La aplicación de la FGM a la dermatología tiene especial interés, porque la piel es una superficie expuesta y mediante la fotografía se puede acceder directamente a información de la misma.



Las lesiones cutáneas se caracterizan por cambios en la topografía y color de la piel. El desarrollo de las técnicas de FGM ha proporcionado herramientas útiles para el diagnóstico, evaluación y seguimiento de diversas lesiones y alteraciones cutáneas.

La fotografía digital se utiliza para documentar la apariencia de la piel, con las ventajas derivadas de su posible archivo en bases de datos informatizadas. Desde estas bases de datos, pueden recuperarse rápidamente, procesarse posteriormente, utilizarse para el telediagnóstico o la retransmisión por Internet con fines docentes.

La estereofotogrametría permite la reconstrucción del modelo 3D a partir de múltiples imágenes fotográficas 2D, tomadas con una o varias cámaras. A partir de este modelo, pueden obtenerse distintas visualizaciones y realizarse mediciones de sus variables morfométricas, que incluyen la altura o profundidad, el perímetro, el área y el volumen.

### **1.3.1. Parámetros de evaluación de la superficie de la piel.**

Los avances en la investigación dermatológica han sido enormes en los últimos años y potenciados por el continuo desarrollo tecnológico. Las técnicas fotogramétricas han sido utilizadas para cuantificar objetivamente parámetros o variables en muchos estudios dermatológicos para el diagnóstico, seguimiento evolutivo y control de la respuesta al tratamiento de lesiones cutáneas, como tumores o úlceras, y alteraciones o características fisiológicas de la piel, por ejemplo, las arrugas o el color de la piel.

Estos parámetros se basan en la respuesta a la radiación electromagnética de la luz visible (materializada en los píxeles de la imagen digital y su histograma), y la topografía de la superficie de la piel (materializada en el modelo 3D). Las imágenes digitales se obtienen con una cámara fotográfica digital, y su tratamiento y análisis se realiza en niveles de gris. Los modelos 3D físicos, también llamados réplicas finas, pueden obtenerse aplicando sobre la piel una mezcla adhesiva de silicona, dispuesta dentro de un anillo, que entra en contacto con ésta y se endurece (Korn et al., 2016). La superficie de la piel y estas réplicas, pueden ser digitalizadas y obtenerse su modelo digital 3D por técnicas como luz estructurada, láser o estereofotogrametría.

Hemos recopilado algunos parámetros de evaluación de la superficie de la piel utilizados con frecuencia, y clasificado según el tipo de información que recogen y los objetos a partir de los que se calculan (Figura 1.3).

Imagen digital			Modelo 3D	
Valores extremos del histograma	Evaluación superficial de la piel viva (SELS)	Textura	Arrugas	Polígonos cerrados
Nivel de gris mínimo (GLmin)	Rugosidad (SEr)	Energía (NRJ)	Número	Número (NCP)
Nivel de gris máximo (GLmax)	Descamación (SEsc)	Contraste (CONT)	Área total	Área media
	Suavidad (SEsm)	Homogeneidad (HOM)	Longitud media	
	Arrugas (SEw)		Profundidad media	

**Figura 1.3.** Parámetros de evaluación de la superficie de la piel: Objetos (color azul) a partir de los que se obtienen varios tipos (color naranja) de parámetros de evaluación de la superficie de la piel (color blanco).

#### Parámetros obtenidos a partir de la imagen digital.

Los niveles de gris de los píxeles de la imagen digital se correlacionan con algunas características de la piel. Las zonas oscuras con niveles de gris bajos corresponden a surcos cutáneos, como arrugas y líneas de expresión de la piel, mientras que las zonas claras con niveles de gris altos se dan en las mesetas secas de la piel. Basándonos en estas observaciones, podemos analizar la imagen digital y su histograma para obtener algunos parámetros (Dąbrowska et al., 2018; Ali et al., 2013) que aportan información indirecta sobre la superficie de la piel y sus características:

Valores extremos del histograma:

- Nivel de gris máximo (*Maximum Grey Level: GLmax*): Está relacionado con la sequedad de la piel. Cuanto mayor sea este valor, más seca estará la piel.
- Nivel de gris mínimo (*Minimum Grey Level: GLmin*): Está relacionado con la profundidad de las arrugas. Cuanto menor sea este valor, más profundas serán las arrugas.

Evaluación superficial de la piel viva (SELS):

- Rugosidad (*Skin Roughness: SEr*): Es el cociente del número de píxeles oscuros entre el número total de píxeles de la imagen. Cuanto mayor sea este cociente, más áspera será la piel, y tendrá mayor número de surcos cutáneos.
- Descamación (*Scaliness of the Skin: SEsc*): Es el cociente del número de píxeles claros entre el número total de píxeles de la imagen. Cuanto mayor sea este cociente, más pronunciada será la descamación del estrato córneo de la piel.
- Suavidad (*Skin Smoothness: SEsm*): Se calcula a partir de la anchura del histograma. Cuanto menor sea este parámetro, más homogénea será la piel, y por lo tanto más suave.

- Arrugas (*Skin Wrinkles: SEW*): Se calcula a partir del número y anchura promedio de los surcos cutáneos horizontales y verticales. Cuanto mayor sea este parámetro, más arrugada será la piel.

Textura:

- Energía (*Energy: NRJ*): Se calcula a partir del número de repeticiones de combinaciones de colores en píxeles adyacentes. Cuanto más a menudo se encuentre una combinación, mayor será la energía. Por lo tanto, valores altos de energía indican superficies de piel más homogéneas.
- Contraste (*Contrast: CONT*): Se calcula con las diferencias de los niveles de gris de píxeles vecinos. Cuanto más alto sea este valor, más heterogénea será la superficie de la piel.
- Homogeneidad (*Homogeneity: HOM*): Se calcula a partir de la diferencia de niveles de gris en la imagen. Es un parámetro parecido al de suavidad. Cuanto mayor sea el valor de la homogeneidad, menor será la diferencia de niveles de gris en la imagen, y mejor estado de conservación tendrá la piel.

### Parámetros obtenidos a partir del modelo digital 3D.

Otros parámetros (Dąbrowska et al., 2018; Trojahn et al., 2015) se obtienen reconstruyendo y midiendo un modelo digital 3D que suponga una réplica de la superficie de la piel:

Arrugas:

- Número: Es la cantidad de arrugas observadas en un área determinada.
- Área total: Es la proporción del área de las arrugas respecto al área total de la piel (con y sin arrugas). Se expresa en porcentaje.
- Longitud media: Es la distancia promedio que tienen las arrugas.
- Profundidad media: Es la altura promedio de las arrugas.

Polígonos cerrados:

- Número (*Number of Closed Polygons: NCP*): Es la cantidad de polígonos delimitados por las líneas primarias y secundarias que tiene la piel, en un área determinada.
- Área media: Es el promedio de las áreas de los polígonos cerrados.

Otros parámetros de rugosidad de la superficie que han sido utilizados para medir todo tipo de materiales, también han servido para caracterizar la textura de la piel (Jacobi et al., 2004; Sohaib et al., 2013). Estos parámetros se miden realizando perfiles en 16 direcciones en el plano XY de la superficie de la piel. Algunos de estos parámetros son: Rugosidad máxima (*Maximum*

## CAPÍTULO 1

---

*Roughness: Rm*), Rugosidad media (*Mean Roughness: Ra*), Profundidad media de la rugosidad (*Mean Depth of Roughness: Rz*) y Ondulación (*Waviness: Wt*).

También se han utilizado otros parámetros para medir los poros de la piel (Jo et al., 2007). Algunos de ellos son: el área 3D de cada poro (SA) y su volumen (SV), además del área de los poros en una región de interés de 4x4 cm (TA) y su volumen (TV) en esta misma región de interés.

### **1.3.2. Alteraciones observadas en la piel.**

Analizando los parámetros de evaluación, se han observado distintas alteraciones en la piel, que pueden deberse a factores fisiológicos (como el sexo o la edad), la exposición al sol, diversas enfermedades, tratamientos (fármacos dermatológicos, análogos vitamínicos; cosméticos, como cremas hidratantes o productos antienvjecimiento; cirugía láser) o irritantes químicos (Schwindt et al., 1998). Algunas de estas alteraciones o diferencias entre grupos poblacionales publicadas se citan a continuación.

#### Diferencias entre hombres y mujeres.

En general, la piel de las mujeres es más homogénea, tiene mayor número de arrugas y estas arrugas tienen menor profundidad media que la de los hombres (Dąbrowska et al., 2018).

#### Alteraciones asociadas a la edad (envejecimiento).

La piel joven tiene mayor número de polígonos cerrados y arrugas que la piel madura. Por el contrario, tiene menor área media de polígonos cerrados, longitud y profundidad de arrugas, y área total de arrugas.

Esto sucede porque la piel joven tiene una malla densa de líneas finas dispuestas en múltiples direcciones y con mayor número de cruces de líneas (por ello tiene más número de arrugas y polígonos cerrados). Conforme la piel envejece, las líneas más pequeñas desaparecen, se conectan entre ellas y se hacen más visibles, sobre todo en una sola dirección. También la piel se hace más delgada, más seca y menos elástica; la grasa subcutánea adelgaza y los vasos sanguíneos son más frágiles (Wheller et al., 2013).

Hay correlación entre las alteraciones cutáneas debidas a la edad y la exposición a la luz solar (fotoexposición). La exposición crónica a la radiación solar es el principal factor ambiental que causa el envejecimiento de la piel y es responsable de la formación de arrugas, menor hidratación, aparición de cambios pigmentarios y disminución de la elasticidad y tono de la piel. Por lo tanto, las zonas expuestas al sol, como la piel de la cara y las manos, tienen un envejecimiento mucho más severo que las zonas no expuestas (Fors et al., 2018).

Alteraciones asociadas a la exposición a la luz solar.

Los efectos sobre la piel varían según sea la exposición crónica o a corto plazo (Korn et al., 2016). La exposición crónica al sol aumentó el número y la profundidad de los surcos y su anisotropía (cambio de propiedades según la dirección u orientación del plano de la piel) (Corcuff et al., 1988), mientras que la exposición intensa a corto plazo profundizó los surcos primarios y aplanó los surcos secundarios debido al edema (Mazzarello et al., 2001).

Alteraciones asociadas a enfermedades.

Los estudios fotogramétricos han contribuido a demostrar alteraciones en la piel por distintos tipos de lesiones asociadas a enfermedades:

- Tumores: la FGM ayuda a la clasificación, diagnóstico, diagnóstico diferencial y seguimiento evolutivo de varios tumores (melanoma, otros cánceres de piel, hemangiomas infantiles, nevus y verrugas). Algunos hallazgos han sido:
  - La clasificación de las lesiones detectadas en la piel mejora analizando el patrón de estructura e inclinación de la piel, diferenciando los tumores malignos de los benignos (She & Excell, 2013). Las alteraciones relacionadas con desorganización estructural de la superficie de la piel coinciden con el diagnóstico de tumor maligno, diferenciándolos de otras lesiones, como el nevus (Ding et al., 2009; Chung et al., 2016).
  - En el diagnóstico del melanoma: éste es un cáncer de piel de mal pronóstico, que produce alteraciones en la superficie de la piel. Esta sufre una desorganización y modificaciones tanto en su textura como en su topografía (Ding et al., 2009).
  - Se han utilizado procedimientos de luz estructurada para el diagnóstico de otros tipos de cáncer cutáneo, distintos al melanoma (Rey-Barroso et al., 2021).
  - La estereofotogrametría ha sido útil en otros tumores no malignos: 1/ para el seguimiento de mediciones de volumen en hemangiomas infantiles (Hermans et al., 2014); 2/ para la visualización, medición y cuantificación de verrugas cutáneas causadas por el virus del papiloma humano (Rijsbergen et al., 2019); 3/ para el seguimiento del crecimiento del área de los nevus congénitos en niños en relación al área corporal regional estimada a partir de datos de altura y peso en niños (Chung et al., 2016).
- Máculas: se pueden analizar manchas con cambios de color, como el vitíligo (pérdida de color) y otras lesiones pigmentadas (algunas de ellas son tumores) (Sun et al., 2008).
- Psoriasis: aunque hay estudios que usaron la FGM para medir el área de las lesiones y valorar el perfil de la piel (Monti et al., 1989; Park et al., 2004), siguen utilizándose en clínica índices, escalas y otros instrumentos de medida no fotogramétricos para valorar la evolución de la psoriasis.

- Reacciones alérgicas cutáneas a los tatuajes: se midió con FGM la elevación, área y volumen de estas lesiones (den Blanken et al., 2020).
- Induraciones y elevaciones de la piel: Se producen por la inyección intradérmica de tuberculina, usada como prueba diagnóstica de la tuberculosis. Las mediciones realizadas usando una técnica fotogramétrica con un smartphone, por personal experto y no experto, resultaron muy similares entre sí y respecto a las obtenidas con los procedimientos de contacto tradicionales (Dendere et al., 2017; Naraghi et al., 2018).
- Úlceras y heridas de piernas y pies. Se ha evaluado su cicatrización mediante mediciones de variables de tamaño, por ejemplo, del área de la herida, o mediante la valoración del color de la úlcera que identifica el tipo de tejido (Hasatsri & Aramwit, 2017; Ahn & Salcido, 2008; Sprigle et al., 2012).

### Alteraciones asociadas a tratamientos.

Las técnicas fotogramétricas pueden ser útiles para evaluar productos dermatológicos, análogos vitamínicos (Griffiths et al., 2005); cosméticos, como cremas hidratantes (Fischer et al., 2001) o productos antienvjecimiento (Jacobi et al., 2004); y cirugía láser (Friedman et al., 2002).

En el caso de los productos antienvjecimiento, la inyección de toxina botulínica produjo una disminución de las arrugas de expresión en la frente (región situada sobre el entrecejo o periorbitaria) (Jacobi et al., 2004).

Entre los análogos vitamínicos, la aplicación de crema de isotretinoína con filtros solares mejoró la apariencia de las arrugas finas asociadas al envejecimiento (Griffiths et al., 2005).

## CAPÍTULO 2

*Técnicas utilizadas en la medición de úlceras de la piel*





Existen varias técnicas de medición que utilizan instrumentos o dispositivos, y han sido adaptadas al escenario clínico estableciendo pautas que definen los procedimientos de medición de variables de tamaño de úlceras de la piel.

## **2.1. Características del procedimiento ideal.**

Las características útiles que son valoradas en un procedimiento de medición ideal son: exactitud, fiabilidad, sensibilidad, usabilidad y eficiencia.

### Exactitud.

Es una medida de tendencia central de los datos. Refleja la concordancia entre el resultado de una medición y el valor verdadero o de referencia. El procedimiento debe medir magnitudes cercanas a las reales. Cuando se realizan varias mediciones sobre una magnitud, estas mediciones pueden tener errores aleatorios y errores sistemáticos. Los errores aleatorios afectan principalmente a la precisión y a otras medidas de dispersión de los datos, mientras que los errores sistemáticos afectan a la exactitud.

Algunos autores han sugerido que utilizar procedimientos con errores sistemáticos conocidos y constantes, a falta de otros procedimientos más exactos, podría ser útil para estimar la mejoría o empeoramiento de una úlcera, siempre que el procedimiento se use en las mismas condiciones. Sin embargo, al utilizar procedimientos exactos pueden realizarse todo tipo de estudios, incluso estudios longitudinales en los que se monitorice la evolución de las úlceras a lo largo del tiempo, y así comprobar la eficacia de los tratamientos aplicados. Por otra parte, sus resultados podrían servir de referencia para compararse con los de otros procedimientos.

### Fiabilidad.

Es una medida de dispersión de los datos. Refleja la reproducibilidad o consistencia de las medidas. Depende de varias fuentes de variabilidad, como, por ejemplo, el evaluador, el instrumento y el procedimiento de medición utilizado. Es específica para cada variable, pudiendo, un mismo procedimiento de medición, ser muy fiable en la medición de una variable, y poco fiable en la medición de otra. Los resultados de una misma medición realizada varias veces deben ser estables para un mismo evaluador (fiabilidad intra-evaluador) y para varios evaluadores (fiabilidad inter-evaluador).

### Sensibilidad.

Es la capacidad para apreciar cambios pequeños en la magnitud que se mide. Determina tanto la mínima cantidad detectable como la diferencia mínima detectable. No es imprescindible alcanzar la sensibilidad máxima: el instrumento debe ser capaz de medir magnitudes con cifras significativas suficientes para detectar cambios clínicamente relevantes.

### Usabilidad.

Es la capacidad de implementar el procedimiento en la práctica clínica habitual. Incluye la facilidad de aprendizaje del procedimiento, sencillez en su uso, rapidez en la medición y claridad de los resultados para su interpretación. El procedimiento debe alterar lo mínimo posible la práctica clínica habitual, siendo sencillo de implementar en la clínica y aceptable tanto por el personal sanitario como por el paciente.

### Eficiencia.

El coste de la medición debe minimizarse respecto al beneficio que se obtiene con ésta. En este análisis, se valoran más los instrumentos que tienen las características anteriores en alto grado y con el menor coste posible.

## **2.2. Criterios de clasificación, flujo de proceso y variables.**

Las técnicas de medición de úlceras pueden clasificarse según varios criterios. El más habitual es la existencia de contacto con la úlcera, separando los procedimientos de contacto y sin contacto. Otro criterio es el nivel de la variable con mayor dimensión que es capaz de medir, diferenciando procedimientos de medición unidimensionales (1D), bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D).

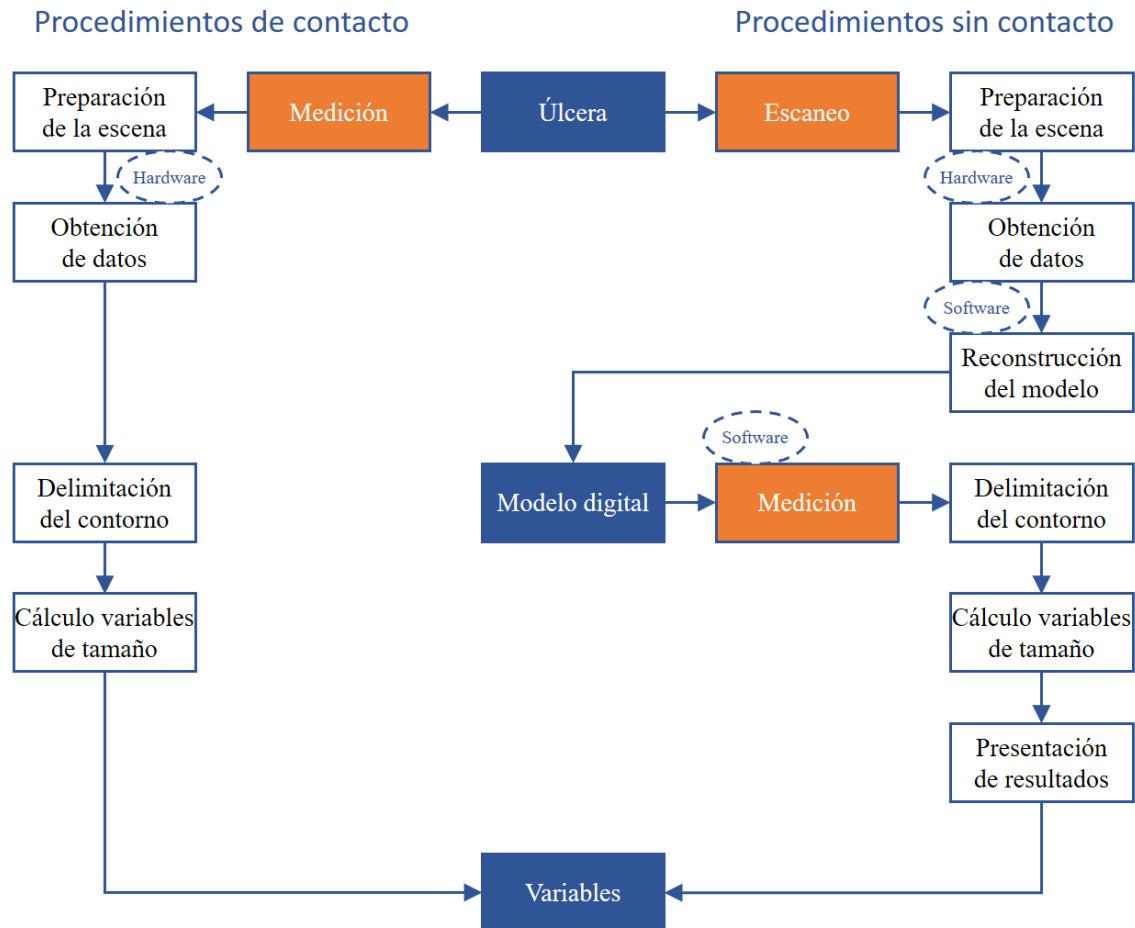
A continuación, se explican diversos aspectos técnicos básicos, relacionados con el flujo de proceso seguido en los procedimientos de contacto y sin contacto, y con las variables de tamaño medidas con mayor frecuencia.

### **2.2.1. Flujo de proceso en procedimientos de contacto y sin contacto.**

Los procedimientos de contacto han sido utilizados tradicionalmente en clínica, mientras que los procedimientos sin contacto se han utilizado en investigación. Los procedimientos de contacto son más sencillos, ya que requieren únicamente un instrumento en contacto directo con la úlcera. Los procedimientos sin contacto utilizan un dispositivo para escanear a distancia la úlcera y dos programas informáticos, uno con algoritmos específicos para reconstruir el modelo digital y otro para medir las variables de la úlcera. En algunos casos, estos programas están integrados en el mismo instrumento que adquiere los datos, y en otros no. Por otra parte, la presencia física del paciente es necesaria hasta el momento en que se han obtenido los datos, pudiendo completarse el escaneo y medición después.

Hemos estandarizado el flujo de proceso de los procedimientos de contacto y sin contacto. En el diagrama de flujo de proceso (Figura 2.1) incluimos las fases (escaneo y medición) que componen los procedimientos y las subfases en que éstas se dividen. Además, señalamos en qué fases y subfases interviene un hardware o un software. Algunos procedimientos no se ajustan perfectamente a esta generalización, como el dispositivo digital Visitrak™ (Smith & Nephew

Healthcare Ltd., Hull, Inglaterra) que, pese a formar parte de un procedimiento de contacto, utiliza un software para delimitar el contorno y calcular las variables de tamaño. Esto se debe a la transición gradual de las técnicas que se ha producido a lo largo del tiempo, estimulando el desarrollo de las técnicas sin contacto.



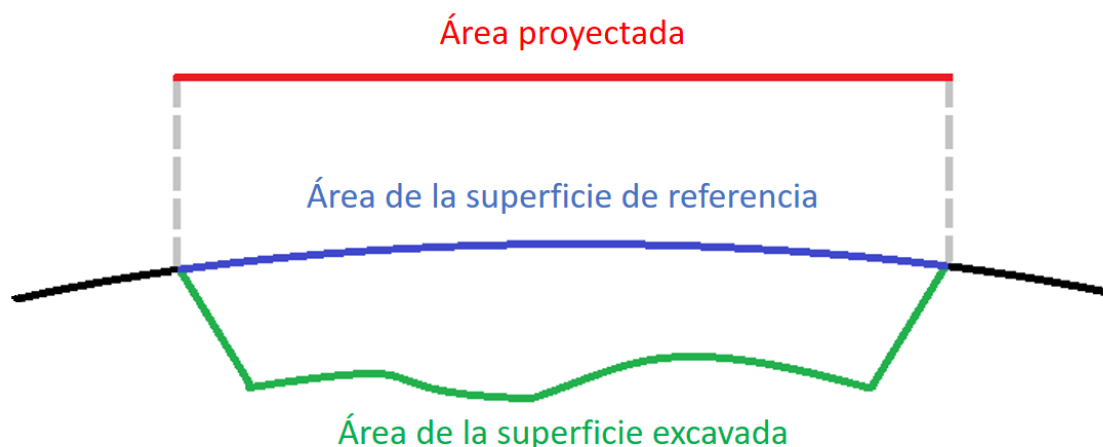
**Figura 2.1.** Flujo de proceso en procedimientos de contacto y sin contacto: Objetos (color azul), fases (color naranja) y subfases (color blanco). La intervención de hardware o software en las fases o subfases se muestra mediante un óvalo con línea discontinua sobre éstas.

### 2.2.2. Variables de tamaño.

Las variables de tamaño medidas con mayor frecuencia son: longitud, anchura, profundidad, perímetro, área y volumen. Algunas de estas variables, como la profundidad y el volumen, necesitan definir una superficie de referencia que simule el estado sano de la úlcera. Esta superficie de referencia constituye un techo virtual respecto al que realizar las mediciones.

El área es la variable de tamaño más utilizada para monitorizar la evolución de la úlcera. Se define como la extensión bidimensional comprendida entre los bordes de la úlcera. Debido a la forma curvilínea del corte en el plano transversal de las regiones donde habitualmente se sitúan las úlceras (piernas, glúteos, caderas), proponemos diferenciar tres tipos de área: proyectada, de la

superficie de referencia y de la superficie excavada (Figura 2.2). Estas áreas se desarrollan respectivamente en un plano de proyección frontal, en el techo virtual de la úlcera y en el nicho ulceroso. El área proyectada, llamada simplemente área en múltiples publicaciones, coincidiría con el área de la superficie de referencia en el caso de que la superficie de referencia fuese un plano.



**Figura 2.2.** Croquis del corte de una úlcera de la piel en el plano transversal. Los límites de la úlcera (líneas grises discontinuas) marcan el límite entre la piel sana (línea negra) y la úlcera (línea verde). Se indican las áreas proyectada (color rojo), de la superficie de referencia (color azul) y de la superficie excavada (color verde).

Las variables de tamaño de una úlcera tienen diferente dificultad en su medición (Tabla 2.1). Los factores que determinan esa dificultad son: número de dimensiones de la variable, necesidad de la superficie de referencia para su cálculo, irregularidad del perímetro y escasa accesibilidad de la lesión ulcerosa para la obtención de datos. Como consecuencia de esa dificultad, algunas variables de una dimensión determinada no pueden medirse con técnicas de esa dimensión y requieren una técnica de una dimensión superior. Este es el caso del perímetro, área de la superficie excavada y área de la superficie de referencia.

**Tabla 2.1.** Clasificación de las variables de tamaño de una úlcera cutánea según su dimensión, técnicas de medición capaces de medirla y necesidad de la superficie de referencia para su cálculo.

Variables	Dimensión de la variable	Técnicas de medición	Necesidad de superficie de referencia
Longitud	1D	1D, 2D, 3D	NO
Anchura	1D	1D, 2D, 3D	NO
Profundidad	1D	1D, 3D	SI
Perímetro	1D	2D, 3D	NO
Área proyectada	2D	2D, 3D	NO
Área de superficie excavada	2D	3D	NO
Área de superficie de referencia	2D	3D	SI
Volumen	3D	3D	SI

Existen otras variables que no cuantifican las dimensiones físicas, como la proporción del tipo de tejido y su localización, que pueden tener relación con el pronóstico de la úlcera, su fase de la evolución y sus variables de tamaño. Los tipos de tejido que puede tener una úlcera cutánea son:

- Granulación: tejido conjuntivo junto con neoformación vascular capilar.
- Fibrinoso: constituido por fibrina, células inflamatorias, bacterias y restos celulares.
- Necrótico: constituido por células muertas.
- Epitelial: epidermis o capa externa de la piel.

La presencia mayor o excesiva de un tipo de tejido puede tener implicaciones en la evolución de las variables. El tejido de granulación suele indicar una evolución favorable, rellenando y elevando el nicho ulceroso durante la cicatrización, lo cual disminuye la profundidad y el volumen de la úlcera. El tejido necrótico puede indicar estancamiento o empeoramiento de la úlcera, con sus consecuentes incrementos asociados en todas las variables métricas. El tejido epitelial hace cicatrizar la úlcera, regenerándose desde los bordes hacia el interior y a partir del epitelio folicular que pueda persistir en el lecho de ciertas úlceras, disminuyendo su área proyectada. El tejido fibrinoso forma una costra en el lecho ulceroso que actúa como tapón o coágulo (Allué et al., 2012; Villalba & Bilevich, 2008).

Los tejidos fibrinoso y epitelial se cubren entre sí apilándose uno sobre el otro en el interior de la úlcera y deshaciéndose sucesivamente, por efecto, probablemente, de la compresión y de la hipoxia. Este ciclo puede repetirse durante la evolución de la úlcera, por lo que puede haber cambios de distinto signo (aumentos y disminuciones sucesivas) en la profundidad y el volumen de la úlcera. Por lo tanto, no siempre se asocia la disminución continua de la profundidad con una evolución favorable.

La idoneidad de las variables medidas a lo largo del tiempo para analizar la evolución de la úlcera es desigual. Las distancias máximas de una úlcera (longitud, anchura y profundidad) son variables que no tienen por qué ser representativas de la evolución de una úlcera, ya que ésta tiene formas diversas y no siempre cicatriza de forma regular por todos sus bordes. El perímetro depende del tamaño de la úlcera y también es un indicador de su complejidad, aunque no se correlaciona perfectamente con el área, y depende directamente del nivel de detalle y fiabilidad del evaluador al delimitar el contorno. El área proyectada se correlaciona con la cicatrización de la úlcera según múltiples estudios (Flanagan, 2003; Sheehan et al., 2006; Gelfand et al., 2002), aunque la cicatrización de algunos tejidos, por ejemplo, el de granulación, se realiza también en el plano vertical de la úlcera, y esta variable no recoge estos cambios. El volumen es la variable de tamaño más completa para evaluar el curso temporal de la úlcera, ya que recoge e integra sus cambios en las tres dimensiones del espacio.

### 2.3. Clasificación y descripción: ventajas e inconvenientes.

En este apartado proponemos una clasificación de las técnicas en la que combinamos los dos criterios anteriores (existencia de contacto y nivel de la variable con mayor dimensión que es capaz de medir). También agrupamos varios procedimientos diferentes que se basan en la misma técnica (Tabla 2.2), y describimos sus características básicas.

**Tabla 2.2.** Clasificación de las técnicas según su necesidad de contacto y el nivel de la variable con mayor dimensión que miden.

Variables medidas	Técnicas contacto	Técnicas no contacto
1D	Regla graduada	
2D	Planimetría con acetato	Planimetría con imagen digital
3D	Inyección de líquido Moldes de pasta	Escaneo activo: Luz estructurada y láser Escaneo pasivo: Estereofotogrametría

#### 2.3.1. Técnicas de contacto.

Estas técnicas tradicionales implican contacto directo con la herida, ya que miden sobre ella. Han sido y siguen siendo muy utilizadas en clínica por su bajo coste, fácil aprendizaje y rapidez de uso. No obstante, tienen inconvenientes como inexactitud, imprecisión, dolor para el paciente y posibilidad de contaminación de la úlcera (Rogers et al., 2010; Langemo et al., 2008; Goldman & Salcido, 2002). Estas técnicas tienen alta correlación en sus mediciones de úlceras pequeñas (<10cm<sup>2</sup>) y regulares, y discrepan entre sí al aumentar el tamaño de la úlcera y su irregularidad (Bilgin & Güneş, 2013).

Regla graduada (1D).

La regla es un instrumento rectangular graduado con marcas milimétricas, que forma parte del procedimiento más sencillo e intuitivo para medir distancias. Este procedimiento consiste en situar la regla en contacto directo con la úlcera y contar el número de marcas milimétricas que ocupa la variable unidimensional medida. Tras su uso, se desecha por motivos de higiene.

También se ha usado con frecuencia para obtener una estimación del área de la úlcera. Esta aproximación del área utiliza las mediciones de distancia junto a modelos matemáticos empíricos (2.1) o de formas geométricas sencillas (2.2) y (2.3).

$$\text{Fórmula de Mayrovitz: } \text{Área} = 0.73 * \text{Longitud máx} * \text{Anchura máx} \quad (2.1)$$

$$\text{Rectángulo: } \text{Área} = \text{Longitud máx} * \text{Anchura máx} \quad (2.2)$$

$$\text{Elipse: } \text{Área} = 0.25 * \pi * \text{Longitud máx} * \text{Anchura máx} \quad (2.3)$$

La regla graduada es suficientemente exacta y precisa en la medición de longitud y anchura, pero no lo es en la estimación del área. Los modelos matemáticos anteriores sobreestiman el valor del área en comparación a la planimetría con imagen digital: La fórmula del rectángulo lo hace entre un 29% y un 43% (Shetty et al., 2012), la fórmula de la elipse alrededor de un 8% (Mayrovitz et al., 1997), y la fórmula de Mayrovitz aproximadamente un 6% (Mayrovitz et al., 1997).

El dispositivo Kundin consiste en una tripleta de reglas ortogonales entre sí (Kundin, 1985). Además de las mediciones unidimensionales, permite obtener una aproximación del volumen de la úlcera (2.4).

$$\text{Volumen} = 0.327 * 0.25 * \pi * \text{Longitud máx} * \text{Anchura máx} \quad (2.4)$$

Planimetría con acetato (2D).

La planimetría con acetato transparente ha formado parte de la práctica clínica habitual y ha sido el procedimiento de referencia en numerosos estudios de investigación. Este procedimiento consiste en situar una lámina plástica de acetato transparente de doble capa sobre la úlcera, y delimitar el contorno con tinta indeleble. La capa que está en contacto con la úlcera se desecha por motivos de higiene, y la capa que incluye el trazado se sitúa sobre una cuadrícula con tamaño de cuadrados conocido. Se realiza de forma manual (procedimiento clásico de acetato transparente) o de forma automática (dispositivo digital Visitrak™) un sumatorio de los cuadrados que están dentro de la región delimitada por el contorno.

El recuento automático con el dispositivo digital Visitrak™ es más exacto y preciso que el recuento manual, ya que tiene en cuenta subdivisiones menores de los cuadrados parcialmente incluidos en la región delimitada por el contorno (Chang et al., 2011).

### Inyección de líquido (3D).

La inyección de líquido solamente sirve para medir el volumen de la úlcera. Su procedimiento consiste en inyectar gel o solución salina con una pipeta en la cavidad de la úlcera, cubierta por un film de poliuretano (Bills et al., 2016). El volumen de la úlcera será parecido al volumen de líquido inyectado con la pipeta, ya que la úlcera puede absorber parte del líquido.

### Moldes de pasta (3D).

Con este procedimiento se puede obtener un modelo físico de la úlcera, a partir del cual medir el volumen y otras variables de tamaño. Requiere una preparación previa a la obtención de datos, en la que se mezcla alginato con agua, para formar una pasta uniforme de densidad conocida (Resch et al., 1988; Constantine et al., 2016). La úlcera se rellena con esta pasta, y después de unos minutos, se solidifica y se extrae. El volumen se calcula tras pesar el molde, o según el líquido desplazado al introducirlo en un recipiente lleno.

Es un procedimiento doloroso para el paciente al retirar de la úlcera la pasta seca.

### **2.3.2. Técnicas sin contacto.**

Las técnicas sin contacto son el presente y futuro de la medición de úlceras. Estas técnicas utilizan instrumentos con sensores que captan información sin necesidad de contacto directo con la úlcera. Con esta información se reconstruye un modelo digital de la úlcera, en el cual se miden las variables.

Son más exactas y precisas que las técnicas de contacto, y su desarrollo podría contribuir al diagnóstico en telemedicina con mediciones a distancia. Su uso en la práctica clínica habitual no está muy extendido, ya que muchas de estas técnicas utilizan instrumentos específicos costosos (Polo & Felicísimo, 2012; Bowling et al., 2011; Plassmann et al., 2007). No obstante, la tendencia a utilizarlas es alcista, por su gran potencial para obtener valores altos en las características propias de un procedimiento de medición ideal:

- La exactitud de sus procedimientos depende principalmente de obtener modelos digitales fidedignos. Esta exactitud ya es buena por la reproducibilidad de los algoritmos utilizados y mejorará en el futuro con el desarrollo tecnológico de las cámaras, incluyendo mejores características ópticas y mayor resolución. Todo ello permitirá un menor tamaño de píxel en el terreno (*Ground Sampling Distance: GSD*), con la consecuente mejora en la definición del borde de la úlcera y en la sensibilidad.
- La fiabilidad ya es superior a la de las técnicas de contacto, y también aumentará cuando mejoren los algoritmos de detección automática del borde de la úlcera, ya que la delimitación de éste será objetiva.



- La usabilidad para el paciente ya es muy buena: son técnicas cómodas, indoloras e implican claramente menos riesgos infecciosos debido a la ausencia de contacto con la úlcera. Para el personal sanitario, la usabilidad está aumentando progresivamente, ya que los dispositivos fabricados son cada vez más sencillos de utilizar en la práctica clínica.
- La eficiencia ya es excelente en algunos procedimientos que no requieren dispositivos específicos de escaneo, como el desarrollado en esta tesis. También mejorará en los procedimientos que sí los requieren, ya que los avances tecnológicos abaratan los costes, y la comercialización y disponibilidad de nuevos procedimientos abre opciones de competencia.

#### Planimetría con imagen digital (2D).

La planimetría con imagen digital es la técnica de referencia para la medición del área proyectada. Ha sido utilizada en múltiples estudios de validación de nuevos procedimientos y comparación de tratamientos experimentales en úlceras cutáneas.

La preparación previa de estos procedimientos consiste en situar un objeto de tamaño conocido (por ejemplo, una regla) en el mismo plano que la úlcera. Después, se adquiere una fotografía, que se carga en un software especializado (normalmente en el ordenador, aunque también puede ser en un smartphone o en un dispositivo específico). Se escala la imagen, haciendo uso del objeto de tamaño conocido, obteniendo un modelo digital 2D con tamaño de píxel conocido. Se delinea el contorno de la úlcera a mano alzada, con el ratón o un puntero. El software realiza un sumatorio de los píxeles incluidos dentro de la región delimitada en el contorno de la úlcera, para calcular el área proyectada. También se pueden hacer mediciones unidimensionales, a partir de este contorno.

Se han publicado múltiples procedimientos basados en esta técnica (Tabla 2.3), por ejemplo, ImageJ (National Institutes of Health (NIH), Bethesda, Maryland, Estados Unidos) (Chang et al., 2011), imitoMeasure (imito AG, Zúrich, Suiza) (Biagioni et al., 2021), VeV MD (Vista Medical, Winnipeg, Manitoba, Canadá) (Haghpanah et al., 2006), Silhouette Mobile® (Aranz Medical Ltd., Christchurch, Canterbury, Nueva Zelanda) (Romanelli et al., 2008; Kieser & Hammond, 2011), PictZar® (BioVisual Technologies LLC, Elmwood Park, Nueva Jersey, Estados Unidos) (Wendelken et al., 2011), WMD (Sprigle et al., 2012), AreaMe® (Foltynski et al., 2014) y AMWIS (Flowers et al., 2008).

**Tabla 2.3.** Procedimientos de medición de úlceras cutáneas basados en la técnica de planimetría con imagen digital.

Procedimiento	Referencia bibliográfica	Empresa desarrolladora
ImageJ	Chang et al., 2011	National Institutes of Health (NIH), Bethesda, Maryland, Estados Unidos
imitoMeasure	Biagioni et al., 2021	Imito AG, Zúrich, Suiza
VeV MD	Haghpanah et al., 2006	Vista Medical, Winnipeg, Manitoba, Canadá
Silhouette Mobile®	Romanelli et al., 2008 Kieser & Hammond 2011	Aranz Medical Ltd., Christchurch, Canterbury, Nueva Zelanda
PictZar®	Wendelken et al., 2011	BioVisual Technologies LLC, Elmwood Park, Nueva Jersey, Estados Unidos
WMD	Sprigle et al., 2012	-
AreaMe®	Foltynski et al., 2014	-
AMWIS	Flowers et al., 2008	-

Otra variante de esta técnica que hemos incluido en esta categoría, por su similitud con el procedimiento descrito, es la utilizada en SilhouetteLite+ (Aranz Medical Ltd., Christchurch, Canterbury, Nueva Zelanda) (Aranz Medical, 2021). En su procedimiento no se utiliza un objeto de tamaño conocido para aplicar la escala, sino que el dispositivo tiene incluido un sensor que calcula la distancia desde el centro de proyección de la cámara a la úlcera.

#### Escaneo activo: Luz estructurada y láser (3D).

Las técnicas de escaneo activo emiten patrones de luz con un proyector y estudian la deformación de estos patrones, al incidir sobre la superficie del objeto a modelar, con un sensor o cámara. Los ángulos internos y la base entre el emisor y el receptor son conocidos, y la posición de cada punto del haz de luz en el objeto se obtiene mediante relaciones geométricas (triangulación) (Emam et al., 2014).

Se pueden distinguir dos tipos de técnicas activas: luz estructurada y láser. Los dispositivos de luz estructurada utilizan múltiples patrones con transición rápida entre ellos tras un breve parpadeo. Los dispositivos de láser utilizan un patrón fijo, normalmente lineal o puntual. La luz emitida puede ser visible o invisible por el ojo humano.

La aparición de nuevos dispositivos de escaneo activo especializados en la medición de úlceras está aumentando, siendo algunos de ellos muy reconocidos (Tabla 2.4): SilhouetteStar™ (Aranz Medical Ltd., Christchurch, Canterbury, Nueva Zelanda) (Guberman et al., 2012), eKare inSight™ (eKare Inc, Fairfax, Virginia, Estados Unidos) (Darwin et al., 2019), MAVIS (Plassmann & Jones, 1998), Laser-based 3D measuring device (Kecelj-Leskovec et al., 2007). También se han publicado estudios de medición de heridas con procedimientos que utilizan dispositivos basados en esta técnica y que no han sido desarrollados específicamente para esta aplicación, por ejemplo: NextEngine Laser Scanner HD (NextEngine Inc., Santa Mónica, California, Estados Unidos) (Zvietcovich et al., 2012), Konica Minolta VIVID 900 (Konica Minolta Inc., Chiyoda, Tokio, Japón) (Romanelli et al., 2007) y VIVID 910 (Callieri et al., 2003).

**Tabla 2.4.** Procedimientos de medición de úlceras cutáneas basados en la técnica de escaneo activo.

Procedimiento	Referencia bibliográfica	Empresa desarrolladora
SilhouetteStar™	Guberman et al., 2012	Aranz Medical Ltd, Christchurch, Canterbury, Nueva Zelanda
eKare inSight™	Darwin et al., 2019	eKare Inc, Fairfax, Virginia, Estados Unidos
MAVIS	Plassman & Jones, 1998	-
Laser-based 3D measuring device	Kecelj-Leskovec et al., 2007	-
NextEngine Laser Scanner HD	Zvietcovich et al., 2012	NextEngine Inc, Santa Mónica, California, Estados Unidos
Konica Minolta VIVID 900	Romanelli et al., 2007	Konica Minolta Inc, Chiyoda, Tokio, Japón
Konica Minolta VIVID 910	Callieri et al., 2003	Konica Minolta Inc, Chiyoda, Tokio, Japón

### Escaneo pasivo: Estereofotogrametría (3D).

La estereofotogrametría es una técnica exacta y muy precisa para la medición de úlceras, sin riesgo de infección para el paciente, y que ha sido hasta ahora poco aplicada en la práctica clínica debido al tiempo, habilidad y coste del equipamiento necesarios para la configuración y puesta a punto de sus procedimientos, y para la adquisición y procesamiento de datos (Shaw & Bell, 2011; Mitchell & Newton, 2002; Marjanovic et al., 1998; Kecelj-Leskovec et al., 2007). Su utilización en la investigación está aumentando, y se están diseñando nuevos prototipos, pero son necesarios nuevos estudios para comprobar la exactitud y rendimiento de los procedimientos, optimizar su coste y mejorar su configuración (Jørgensen et al., 2016).

Esta técnica de escaneo pasivo permite reconstruir el modelo 3D de la úlcera. Para ello, se registra la escena con fotografías adquiridas desde diversas localizaciones y orientaciones, y se establecen relaciones geométricas entre píxeles homólogos que representan el mismo punto en el espacio, para determinar su posición. Una vez reconstruido el modelo 3D, se miden sus variables, incluyendo el volumen.

Pueden distinguirse dos tipos de técnicas de estereofotogrametría: estereocámaras y SfM (*Structure from Motion*).

Las estereocámaras son dispositivos con un mínimo de dos cámaras convergentes, cuya base y ángulos internos entre sus centros de proyección son conocidos al calibrarse previamente, y cuya obtención de fotografías es sincronizada.

Algunos ejemplos de estereocámaras son: Cámara 3D LifeViz® Micro (QuantifiCare, Sophia Antípolis, Francia) (Stockton et al., 2015), MAVIS-II (Plassmann et al., 2007), MEDPHOS (Malian et al., 2005).

La técnica SfM también está basada en la estereofotogrametría, pero tiene algunas diferencias respecto a las estereocámaras: 1/ no requiere un dispositivo de escaneo específico, pudiendo utilizarse una cámara fotográfica o smartphone; 2/ necesita más tiempo de obtención de datos, al realizarse fotografías seriadas (o vídeo, que es una secuencia de fotografías) desde posiciones

consecutivas que deben definirse en cada procedimiento; 3/ requiere que en las fotografías aparezcan puntos de apoyo con coordenadas conocidas, con los cuales reconstruir las posiciones de las cámaras en el momento de obtención de fotografías.

Se han publicado varios procedimientos basados en esta técnica (Treuillet et al., 2009; Liu et al., 2019; Zenteno et al., 2018), la cual desarrollamos con mayor detalle en el apartado 5.2.1. *Fase de Escaneo (SfM-MVS)*.

### **2.4. Desarrollo de un procedimiento de medición.**

Los tipos de estudios varían según la etapa del desarrollo del procedimiento, utilizándose modelos más realistas y próximos a las úlceras reales cuanto más avanzada sea la etapa. Los procedimientos deben probarse para detectar sus limitaciones y evaluar su exactitud y fiabilidad.

#### **2.4.1. Tipos de estudios.**

En la investigación sobre medición de las úlceras de la piel se han utilizado varios tipos de estudios, según la etapa del desarrollo del procedimiento, incluyendo los estudios realizados con: modelos en ordenador (*in silico*), modelos de úlceras artificiales, modelos en animales de experimentación (*in vivo*) y los estudios clínicos realizados en pacientes.

Los estudios *in silico* se basan en simulaciones realizadas por ordenador que emulan las características de las úlceras: en nuestro caso, su forma, tamaño y dimensiones. Estos estudios son muy útiles en etapas tempranas del desarrollo, porque permiten comprobar la validez de los algoritmos que intervienen en el cálculo de las variables de los modelos. Los objetos creados tienen unas magnitudes perfectamente conocidas, ya que son objetos ideales, y permiten medir la exactitud teórica del procedimiento.

Los modelos artificiales de úlceras suponen una etapa esencial en la investigación sobre su medición. Se utilizan en la fase previa a la investigación clínica, son sencillos de preparar, emplean materiales simples y minimizan la utilización de animales de experimentación.

La utilización de animales de experimentación para el desarrollo de sistemas de medición de úlceras implica hacerles daño y tiene limitaciones éticas. Parece difícil justificar su utilización para estudios de desarrollo de dispositivos de medición de úlceras, ya que hay otros modelos útiles para reproducir la forma, tamaño y distintas dimensiones de las úlceras. Además, la tendencia en la investigación preclínica es reemplazar modelos *in vivo* (con animales de experimentación) por otros tipos o, cuando esto no sea posible, reducir el número de animales en los experimentos *in vivo* (Fina et al., 2013).

Los estudios clínicos son imprescindibles. Permiten comprobar la usabilidad y rendimiento de los procedimientos en las condiciones de práctica clínica habitual, sometidos a condiciones variables

y no siempre óptimas. Pueden realizarse mediciones puntuales, en un momento, o un seguimiento evolutivo longitudinal en el tiempo.

#### **2.4.2. Modelos de úlceras: artificiales, experimentales**

Para las mediciones fotogramétricas de úlceras de la piel se han empleado modelos artificiales (utilizando agujeros realizados en moldes de plastilina, masa de cera hervida y modelos de piel simulada que se emplea para entrenamiento quirúrgico) y modelos en animales de experimentación.

##### Modelos artificiales.

Se han utilizado modelos de úlcera bidimensionales y tridimensionales.

Los modelos más sencillos son bidimensionales. Un ejemplo se elaboró con recortes de cartulina de tamaño conocido y forma irregular. Estos recortes se colocan sobre un fondo de contraste, para facilitar la delimitación de sus márgenes (Haghpanah et al., 2006).

Otros modelos tridimensionales se realizaron en lechos como moldes de plastilina, masa de cera hervida y piel simulada que se emplea para el entrenamiento quirúrgico:

- Sobre un molde de plastilina, se realizaron agujeros cilíndricos, utilizando un sacabocados (Davis et al., 2013).
- Sobre una masa de cristales de cera hervidos, colocados sobre platos de barro cocido, se realizaron agujeros de formas irregulares y diferentes áreas y volúmenes, utilizando un destornillador (Shah et al., 2013).
- Sobre un modelo artificial de piel con tres capas, que simulaba la epidermis, dermis y tejido subcutáneo, empleada para el entrenamiento quirúrgico, se realizaron agujeros circulares de diámetros diferentes, rodeados de cuatro parches cuadrados con tamaño y color conocidos, para calibrar las imágenes (Yang et al., 2017).

Algunos modelos de piel humana artificial la imitan fielmente combinando varios biomateriales y células de distintos tejidos humanos y se preparan en laboratorio utilizando distintas técnicas, que incluyen liofilización, impresión 3D, electrohilado y sistema de microfluidos. Estos modelos se han utilizado en la investigación sobre el uso de injertos en el tratamiento de las úlceras (Vig et al., 2017), pero no conocemos estudios fotogramétricos realizados con piel humana artificial y no parece necesario, indicado ni eficiente utilizar la piel humana artificial para simular la forma y variables de tamaño de una úlcera, que son las exigencias necesarias para un estudio de medición de estas lesiones.

### Modelos con animales de experimentación.

Los modelos experimentales de úlceras utilizan animales de laboratorio anestesiados (cerdo, ratón, rata, cobaya). El animal más válido para estos estudios es el cerdo, por la semejanza con el humano tanto de su piel, en su estructura y comportamiento mecánico, como del proceso de cicatrización de úlceras o heridas (Sullivan et al., 2001; Barbero & Frasch, 2009).

La úlcera o herida cutánea experimental se produce por quemadura o por escisión del tejido en el dorso del animal. Las quemaduras son causadas por contacto directo con un disco caliente o por el efecto de una sustancia alcalina. Las escisiones pueden hacerse con un bisturí o con un sacabocados (*punch*), utilizado para cortar porciones de tejido aproximadamente circulares. El espesor de las lesiones causadas en el animal puede abarcar la piel y el tejido subcutáneo, llegando hasta la fascia (cubierta de tejido conjuntivo) muscular. Para simular el efecto de curación y cicatrización de la herida, la profundidad de las heridas creadas puede ser variable y decreciente (Davis et al., 2013; Sheng et al., 2018).

### **2.4.3. Etapas del desarrollo: recomendaciones.**

El desarrollo de un procedimiento de medición de úlceras cutáneas debería seguir como modelo un programa que cumpliera varias etapas, incluyendo varios tipos de estudios. Este hecho aumentaría la calidad de la investigación y del desarrollo de estos procedimientos.

Se ha propuesto un programa marco de estudios secuenciales para extraer datos y conclusiones sobre la evidencia existente acerca de los procedimientos técnicos de medición de úlceras (Frampton et al., 2017).

Un aspecto clave del programa de estudios a realizar es la necesidad de determinar la influencia o impacto de las posibles fuentes de variación en la precisión y exactitud de las mediciones realizadas a lo largo del tiempo. Por ello, este programa de estudios secuenciales debe incluir la evaluación del rendimiento del procedimiento tanto en modelos artificiales de heridas, como en heridas reales de pacientes. En ambos casos debe evaluarse el procedimiento técnico, primero en un entorno sencillo y controlado, con condiciones próximas a las ideales y después probarse en condiciones de la práctica clínica habitual, que pueden incluir varias fuentes potenciales de variación y error. Dentro de los estudios de práctica clínica, pueden hacerse tanto pruebas aisladas (puntuales) como de seguimiento temporal (longitudinales) de las úlceras de pacientes. Finalmente, son imprescindibles los estudios de validación en el entorno o escenario clínico en la práctica habitual, incluyendo la evaluación de la variación intra e inter evaluador.

Durante el desarrollo del procedimiento tienen lugar frecuentes depuraciones, identificando y corrigiendo errores en un proceso de mejora continua. Posteriormente hay que validar el procedimiento, es decir revisarlo y comprobar que cumple adecuadamente sus funciones.

## TÉCNICAS UTILIZADAS EN LA MEDICIÓN DE ÚLCERAS DE LA PIEL

La validación de un procedimiento implica comprobar su fiabilidad y exactitud, primero para el procedimiento en sí y después en comparación con otros.

La fiabilidad puede cuantificarse con varios parámetros. Uno de ellos es el Coeficiente de Correlación Intraclase (*Intraclass Correlation Coefficient: ICC*), que cuantifica el grado de acuerdo entre las diferentes mediciones. Es útil para analizar la influencia de diversos factores en la variabilidad de los resultados, ya que se pueden agrupar las mediciones variando estos factores y comprobar su similitud.

La exactitud se evalúa analizando la correspondencia entre las medidas obtenidas con el procedimiento evaluado y las obtenidas con el patrón de referencia (otro procedimiento ya validado previamente). Si es posible, se compara con el “patrón oro” o mejor procedimiento de medida del fenómeno estudiado.

También debe hacerse un análisis de sensibilidad y precisión según los requerimientos de la mínima diferencia que tiene relevancia clínica.





## CAPÍTULO 3

### *Justificación y objetivos*



### **3.1. Importancia del problema.**

Las úlceras de la piel tienen importantes repercusiones desde un punto de vista médico y social: económicas, sobre la salud y sobre la calidad de vida de los pacientes (Gorecki et al., 2009; Sen et al., 2009; Soldevilla Agreda et al., 2007; Olsson et al., 2019). Suelen ser crónicas y pueden producir complicaciones: dolor, extensión y profundización (llegando a afectar al hueso y otros tejidos vecinos y producir gangrena, que requiere amputación) o infección. Se estima que las úlceras crónicas, que no cicatrizan bien, afectan a un 1-2% de la población (Heyer et al., 2016; Lindholm & Searle, 2016).

Las úlceras de la piel conllevan un elevado coste económico por su tratamiento, alta prevalencia, evolución crónica (Järbrink et al., 2016) y repercusión en bajas laborales (Nussbaum et al., 2018; Phillips et al., 2020). Este problema sanitario afectaba en Estados Unidos a 6.5 millones de personas (> 2% de la población), según datos de 2009, con un coste anual del tratamiento de 25 mil millones de dólares (Sen et al., 2009). En España, en el año 2007, este coste se estimó en 461 millones de euros anuales, solamente para un tipo de úlceras: las úlceras por presión (Soldevilla Agreda et al., 2007). Se prevé que la importancia de este problema aumente, tanto en su prevalencia (por la forma de vida actual: sedentarismo, tabaquismo, sobrepeso, diabetes) como en su repercusión económica (Jiang et al., 2011).

Las causas de las úlceras son variadas y frecuentes. Según su etiología, hay 7 tipos de úlceras de la piel (Demidova-Rice et al., 2012): 1/ por presión continua durante un tiempo prolongado (horas o días) en una zona concreta (sobre todo en el sacro) en pacientes encamados; 2/ venosas: por fallo en la circulación venosa; 3/ arteriales: por lesión de las arterias; 4/ diabéticas: aparecen en la base y dedos del pie, pudiendo profundizarse y afectar al hueso; 5/ iatrogénicas: aparecen como consecuencia de la estancia en el hospital; 6/ oncológicas: son causadas por un cáncer.

### **3.2. Necesidad y utilidad de la medición.**

La medición de la herida es necesaria y útil para el seguimiento clínico, ya que es un indicador de su progresión hacia la cicatrización (Cardinal et al., 2009; Lavery et al., 2008; McGinnis et al., 2014; Frykberg & Banks, 2015).

La medición de úlceras de la piel comenzó a hacerse, en 1 y 2 dimensiones para evaluar su evolución, hace más de 20 años (Kantor & Margolis, 1998), forma parte de varias escalas de valoración periódica utilizadas en clínica (Bates-Jensen et al., 2019) y tiene importancia en el seguimiento evolutivo de los pacientes (Pavlovčič et al., 2015; Gethin, 2006).

Hay buena correlación entre la cicatrización de las úlceras cutáneas y la disminución de sus variables de tamaño como área, perímetro y profundidad. Se han sugerido variables predictivas

de curación de la úlcera: por ejemplo, Flanagan (2003) informó que la disminución de un 40% en el área de una úlcera en 4 semanas es un buen predictor de cicatrización o curación de ésta (Sheehan et al., 2006; Gelfand et al., 2002).

Una optimización de las técnicas utilizadas para la valoración objetiva de la evolución de las úlceras de la piel ayudaría también a comparar la eficacia de los distintos tratamientos (Hasatsri & Aramwit, 2017) y seleccionar los más adecuados, así como predecir el tiempo de curación (Redden et al., 1998; Prompers et al., 2008).

### **3.3. Presencia de la medición en la práctica clínica habitual.**

Los procedimientos tradicionales de medición de úlceras de la piel son invasivos. Algunos procedimientos de medición unidimensional (1D) y bidimensional (2D), como la regla graduada y la planimetría con acetato, se siguen utilizando en la práctica clínica por su sencillez y comodidad de uso. Sin embargo, tienen inconvenientes técnicos, como inexactitud e imprecisión. (Langemo et al., 2008; Jørgensen et al., 2016) Otros procedimientos de medición tridimensional (3D), como la inyección de líquido y los moldes de pasta, pueden tener, además, efectos adversos en los pacientes, como dolor, irritación o reacción alérgica.

El diagnóstico y control clínico de las úlceras de la piel puede incluir, entre otros aspectos, la visualización del modelo tridimensional de la úlcera, la delimitación de su contorno y la medición de sus variables de tamaño.

El abordaje de estos procesos por técnicas fotogramétricas permitiría valorar su potencial utilidad para el telediagnóstico de las úlceras cutáneas, con su correspondiente repercusión económica y dos consecuencias previsibles:

- Disminución del número y frecuencia de las visitas físicas.
- Indicar la necesidad de una visita presencial al dermatólogo.

La descripción de la forma y dimensiones de la úlcera y su registro en la historia clínica es muy importante. En Estados Unidos y China se han seleccionado procedimientos y desarrollado aplicaciones para establecer un sistema estandarizado de registro de lesiones y la medición de sus variables en la historia clínica electrónica. Esto facilitará la aplicación de protocolos estandarizados en el diagnóstico y el tratamiento. Se ha promovido su utilización a nivel regional y estatal (Dong et al., 2019).

### **3.4. Ausencia de un procedimiento de medición de referencia.**

Se han desarrollado varios dispositivos específicos para el escaneo y medición de úlceras en 3D (Pavlovčič et al., 2015; Sheng et al., 2018; Mamone et al., 2020; Bills et al., 2016; Anghel et al., 2016). Algunas de las técnicas fotogramétricas que utilizan estos dispositivos para escanear las úlceras y reconstruir su modelo 3D son la estereofotogrametría, el escaneo con luz estructurada y el escaneo con láser (Frampton et al., 2017; Khoo & Jansen, 2016). Los fabricantes suelen incluir su propio software para medir las variables del modelo 3D escaneado.

La ausencia de un patrón oro en la práctica clínica es un obstáculo importante para calibrar la exactitud de los procedimientos de medición tridimensional de las úlceras. Algunos procedimientos nuevos presentan las siguientes desventajas (Jørgensen et al., 2016; Khoo & Jansen, 2016): 1/ necesitan dispositivos de escaneo específicos; 2/ no se ha demostrado su utilidad en la práctica clínica; 3/ tienen un coste elevado.

### **3.5. Justificación.**

Dada la importancia del problema que suponen las úlceras de la piel, lo necesario y útil que resulta su medición y la presencia de la medición de las úlceras en la práctica clínica habitual, se justifica el desarrollo de un procedimiento de medición de úlceras basado en una técnica fotogramétrica sin contacto, como la estereofotogrametría, que utiliza el solapamiento de varias fotografías en diferentes localizaciones y orientaciones para reconstruir el modelo 3D. Por otra parte, no hay un procedimiento de referencia (patrón oro) para la medición del volumen de las úlceras cutáneas. El interés del desarrollo de este procedimiento aumentaría si éste no requiere un dispositivo de escaneo específico, se demuestra su utilidad en la práctica clínica y no tiene un coste elevado.

### **3.6. Objetivos.**

Los dos objetivos generales de la tesis son:

1. Desarrollar un procedimiento fotogramétrico para el escaneo, medición, clasificación tisular y seguimiento clínico de úlceras cutáneas.
2. Validar el procedimiento desarrollado en un estudio clínico con pacientes, evaluando su fiabilidad y exactitud.

El primer objetivo general incluye los siguientes objetivos específicos, por orden de intervención en el flujo de proceso:

- a. Definir un procedimiento de escaneo, basado en estereofotogrametría, que utilice una sola cámara fotográfica digital ubicada en localizaciones previamente definidas.

- b. Desarrollar un programa informático para delimitar, de forma automática, asistida y manual, el contorno de las úlceras cutáneas utilizando su respuesta espectral y topografía.
- c. Desarrollar un programa informático para determinar los tipos de tejido presentes en las úlceras cutáneas y su proporción relativa, utilizando un modelo de predicción basado en redes neuronales o árboles de decisión.
- d. Desarrollar un programa informático que calcule una serie de variables morfométricas de úlceras cutáneas (coeficiente de circularidad, coeficiente de lisura, longitud máxima, perímetro, profundidad máxima, área proyectada, área de la superficie excavada, área de la superficie de referencia y volumen) y presente estos resultados para facilitar su interpretación por el personal sanitario.
- e. Desarrollar una plataforma web de gestión y análisis de datos de úlceras cutáneas, que aloje una base de datos dinámica con la magnitud de las variables y los modelos tridimensionales de las úlceras, gestione esos datos y permita su consulta para el seguimiento evolutivo del paciente.

## CAPÍTULO 4

### *Etapas previas del desarrollo*





SfM-3DULC es un procedimiento de escaneo y medición de úlceras cutáneas que está basado en las técnicas estereofotogramétricas de escaneo SfM (*Structure from Motion*) y MVS (*Multi View Stereo*) y utiliza como software de medición del modelo 3D el programa 3DULC, creado por los autores.

El desarrollo de SfM-3DULC se ha realizado durante varios años de trabajo con pruebas que lo han mejorado progresivamente en un proceso iterativo y creciente (Sánchez-Jiménez et al., 2019). Se utilizaron alternativamente modelos artificiales y úlceras de pacientes en clínica, para controlar en cada etapa la influencia de los factores probados en la práctica clínica real. Estas pruebas incidieron en diferentes fases y subfases del flujo de proceso del procedimiento: primero se centraron en el escaneo del modelo y después en la medición de sus variables a partir del mismo. Se pueden distinguir 4 etapas sucesivas en este desarrollo, atendiendo a los objetivos perseguidos (Figura 4.1) y su secuencia temporal (Figura 4.2).

En las etapas 1 y 2 se exploraron diferentes técnicas de escaneo y reconstrucción de modelos 3D para seleccionarlas, depurarlas y valorar su potencial adaptación a la práctica clínica, siendo su principal objetivo optimizar la fase de escaneo reconstruyendo modelos digitales exactos y fidedignos. En estas dos etapas se establecieron las condiciones de escaneo que definen el procedimiento actual.

	Fase de escaneo			Fase de medición		
	Preparación escena	Adquisición datos	Reconstrucción modelo	Delimitación contorno	Cálculo variables de tamaño	Presentación resultados
Etapa 1						
Etapa 2						
Etapa 3						
Etapa 4						

**Figura 4.1.** Etapas del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC, fases y subfases del flujo de proceso en las que se centraron sus objetivos (color naranja).

En la etapa 3 se crearon dos herramientas para visualizar los modelos 3D, en una animación y un entorno de realidad aumentada, respectivamente. También se desarrolló una plataforma web de gestión y análisis de datos de úlceras.

En la etapa 4, presentada en esta tesis doctoral, se ha creado el software 3DULC para medir las variables de tamaño, clasificar y cuantificar los tipos de tejido presentes en las úlceras y se ha validado el procedimiento SfM-3DULC, probando su fiabilidad y exactitud en un estudio clínico realizado con pacientes.

## CAPÍTULO 4

La secuencia temporal de las etapas del desarrollo del procedimiento, así como las actividades del equipo investigador relativas a cada una de ellas, se muestran en el cronograma (Figura 4.2).

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Etapa 1		1								
Etapa 2			2	3 4	5					
Etapa 3						6				
Etapa 4						6		7		8 9

**Figura 4.2.** Cronología de las actividades realizadas durante el desarrollo del procedimiento SfM-3DULC (Diagrama de Gantt: años y etapas). Las actividades realizadas fueron: 1/ comparación de software de reconstrucción del modelo 3D; 2/ comparación de procedimientos de escaneo 3D; 3/ determinación de configuración de escaneo 3D para SfM-3DULC; 4/ actualización del procedimiento (escaneo); 5/ prueba piloto en pacientes; 6/ creación de herramientas de visualización de modelos 3D y plataforma web; 7/ desarrollo de 3DULC; 8/ validación SfM-3DULC en pacientes; 9/ actualización del procedimiento (medición).

### 4.1. Etapa 1: Exploración de software de reconstrucción del modelo 3D.

La etapa 1 del desarrollo de SfM-3DULC comenzó en 2012, siendo su objetivo probar diversos programas (software) de reconstrucción del modelo 3D potencialmente útiles para escanear úlceras. Se empleó una cámara fotográfica digital con la que se obtuvieron una serie de fotografías de objetos geométricos sencillos de tamaño conocido. Estas fotografías fueron procesadas con varios programas de reconstrucción del modelo 3D a los que el equipo investigador tuvo acceso (Tabla 4.1). Los mejores resultados se obtuvieron con el software Photomodeler Scanner 2012 (Eos Systems Inc, Vancouver, Canadá), basado en la técnica SfM-MVS (Sánchez-Jiménez, 2013).

**Tabla 4.1.** Técnicas de escaneo, hardware de obtención de datos y software de reconstrucción del modelo utilizados en la primera etapa del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC.

Técnica	Hardware	Software
Estereofotogrametría clásica	Cámara digital	Digi 3D
Estereofotogrametría: SfM-MVS	Cámara digital	Photomodeler Pro 6
Estereofotogrametría: SfM-MVS	Cámara digital	Photomodeler Scanner 2012

## 4.2. Etapa 2: Comparación de hardware y software de escaneo.

La etapa 2 del desarrollo de SfM-3DULC (Sánchez-Jiménez, 2014; Botella-Estrada et al., 2015; Buchón-Moragues, 2015; Martínez et al., 2016) incluyó mayor variedad de técnicas de escaneo, hardware de obtención de datos y software de reconstrucción del modelo 3D (Tabla 4.2). A las pruebas en objetos geométricos sencillos se le añadieron pruebas en modelos artificiales de heridas. Los mejores resultados se obtuvieron con el dispositivo David SLS-1 (David Vision Systems GmbH, Coblenza, Alemania), basado en la técnica de luz estructurada, y con la cámara digital y el software Agisoft PhotoScan (Agisoft LLC, San Petersburgo, Rusia), basado en SfM-MVS. Debido a la dificultad de adaptación de un escáner fijo montado sobre un trípode a las características de la práctica clínica, descartamos el procedimiento basado en luz estructurada. Posteriormente realizamos pruebas en heridas reales de pacientes, en las que variamos el recorrido de la cámara: localización, orientación y número de fotografías adquiridas, y determinamos la configuración de escaneo actual del procedimiento SfM-3DULC.

**Tabla 4.2.** Técnicas de escaneo, hardware de obtención de datos y software de reconstrucción del modelo utilizados en la segunda etapa del desarrollo del procedimiento SfM-3DULC.

Técnica	Hardware	Software
Luz estructurada	Escáner sobre trípode: David SLS-1	David SLS-1
Láser	Escáner manual: Sense™ 1	Sense™ 1
EsterEOFotogrametría: SfM-MVS	Cámara digital	Photomodeler Scanner 2012
EsterEOFotogrametría: SfM-MVS	Cámara digital	Agisoft PhotoScan

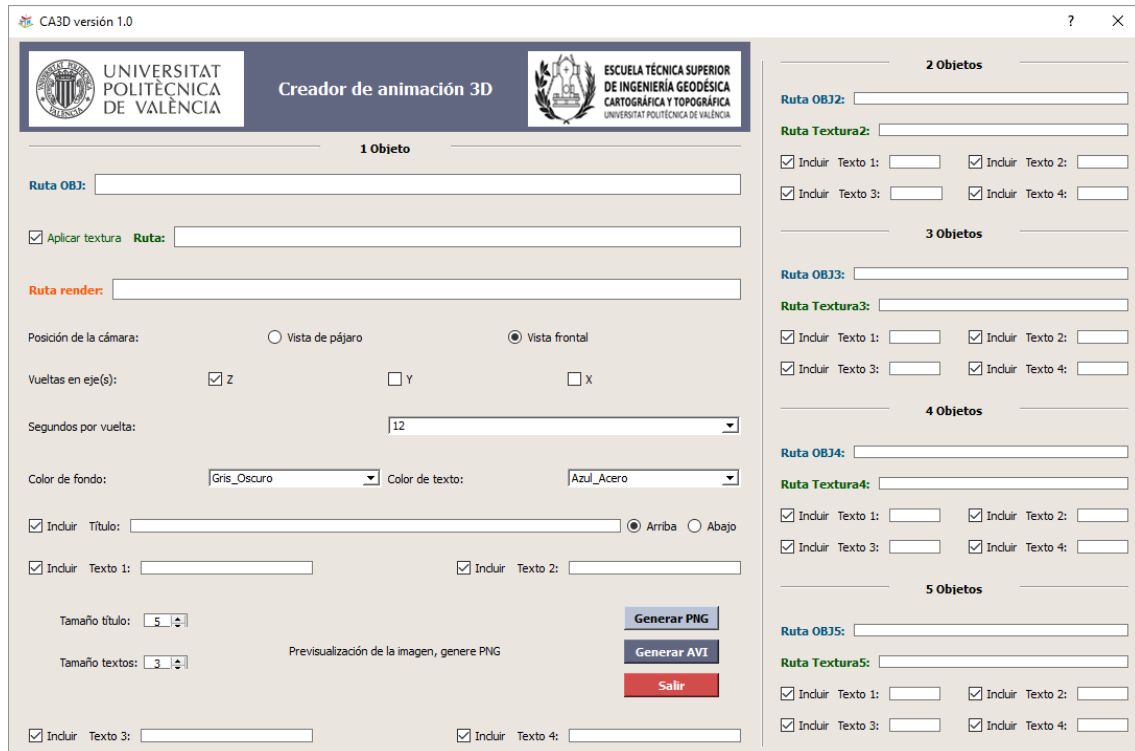
## 4.3. Etapa 3: Creación de herramientas para presentación de resultados.

En la etapa 3 del desarrollo de SfM-3DULC (Sánchez-Jiménez, 2017; Sánchez-Jiménez et al., 2017) se programaron, en lenguaje Python, dos herramientas para visualizar el modelo 3D de la úlcera, que podrían ser útiles en la docencia médica y planificación de intervenciones quirúrgicas. Estas herramientas son CA3D (Creador de Animación 3D) y CPRA (Creador de Proyecto de Realidad Aumentada). También se creó una plataforma web de gestión y análisis de datos de úlceras, con acceso a bases de datos que incluyen los modelos 3D, las variables de tamaño, los informes y otros resultados de las úlceras. Esta plataforma web se podría adaptar e integrar en la historia clínica electrónica del paciente. A continuación, se resume la funcionalidad de estas herramientas y plataforma web.

La herramienta CA3D genera una animación en formato AVI, mostrando la evolución temporal de la úlcera en visitas médicas sucesivas. En su interfaz (Figura 4.3) se introducen las rutas de los archivos (en formato OBJ) de los modelos 3D a comparar y, opcionalmente, la ruta de las texturas

## CAPÍTULO 4

(en formato PNG/JPG) a aplicar, por ejemplo, texturas fotorrealísticas con el color natural RGB, o texturas con codificación de colores según la clasificación del tipo de tejido. En los fotogramas (Figura 4.4) de la animación resultante aparecen sucesivamente, para cada visita médica: 1/ modelo 3D de la úlcera en posición central, rotando 360° en los tres ejes de coordenadas cartesianas; 2/ variables de tamaño de la úlcera (longitud, superficie, volumen) e identificador de la visita en las esquinas del fotograma; 3/ identificador del paciente, en posición superior central.



**Figura 4.3.** Interfaz de la herramienta CA3D (Creador de Animación 3D).



**Figura 4.4.** Primer fotograma (*frame*) de la animación resultante de CA3D (Creador de Animación 3D), en la que se muestra la evolución de la úlcera cutánea de un paciente en su primera visita.

La herramienta CPRA permite visualizar la evolución de una úlcera en un proyecto de realidad aumentada en formato XOS. En su interfaz (Figura 4.5) se introducen las rutas de los archivos (en formato OBJ) de los modelos 3D a comparar y, opcionalmente, las rutas de las texturas (en formato PNG/JPG) a aplicar. Automáticamente, se genera un archivo en formato BLEND, listo para su exportación a OpenSpace3D™ (Groupe I-maginer, París, Francia). En este programa se define el algoritmo que asigna las funciones de detección de marcadores, cada uno de ellos correspondiente a una visita médica (Figura 4.6). El resultado obtenido es un entorno de realidad aumentada (Figura 4.7) en el que, al tapar el marcador de cada visita médica, se muestra su información asociada: modelo 3D en posición central; identificadores del paciente y de la visita, y variables de tamaño incluidos como texto descriptivo en las esquinas de la plantilla.

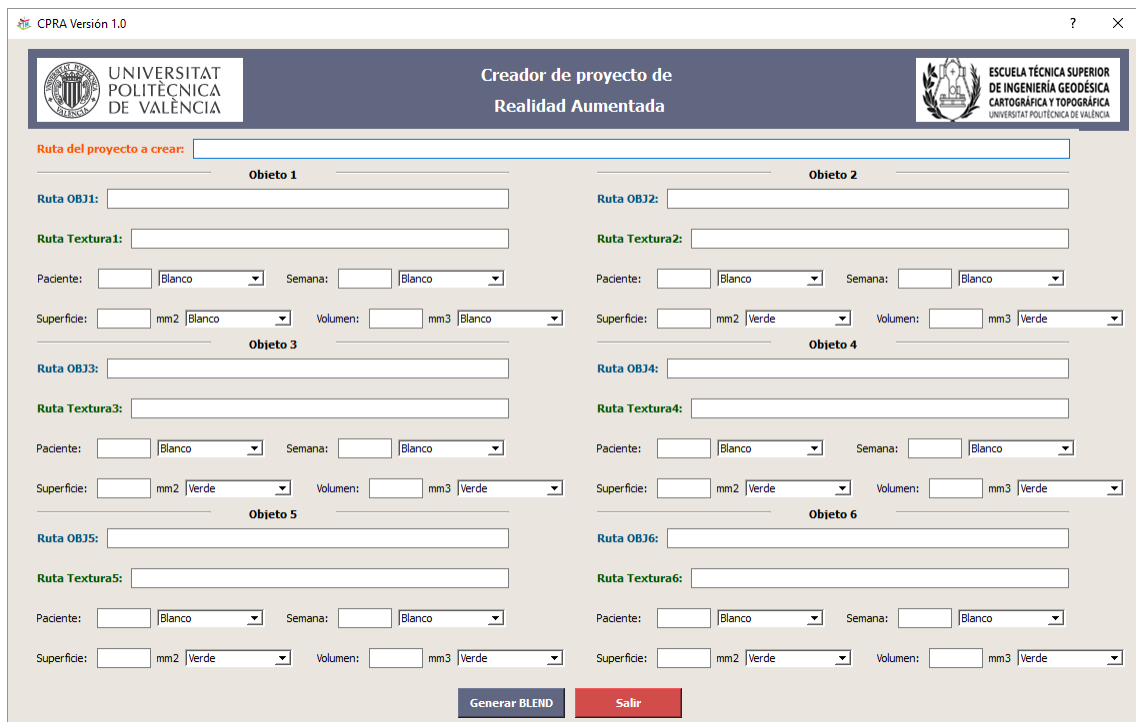


Figura 4.5. Interfaz de la herramienta CPRA (Creador de Proyecto de Realidad Aumentada).

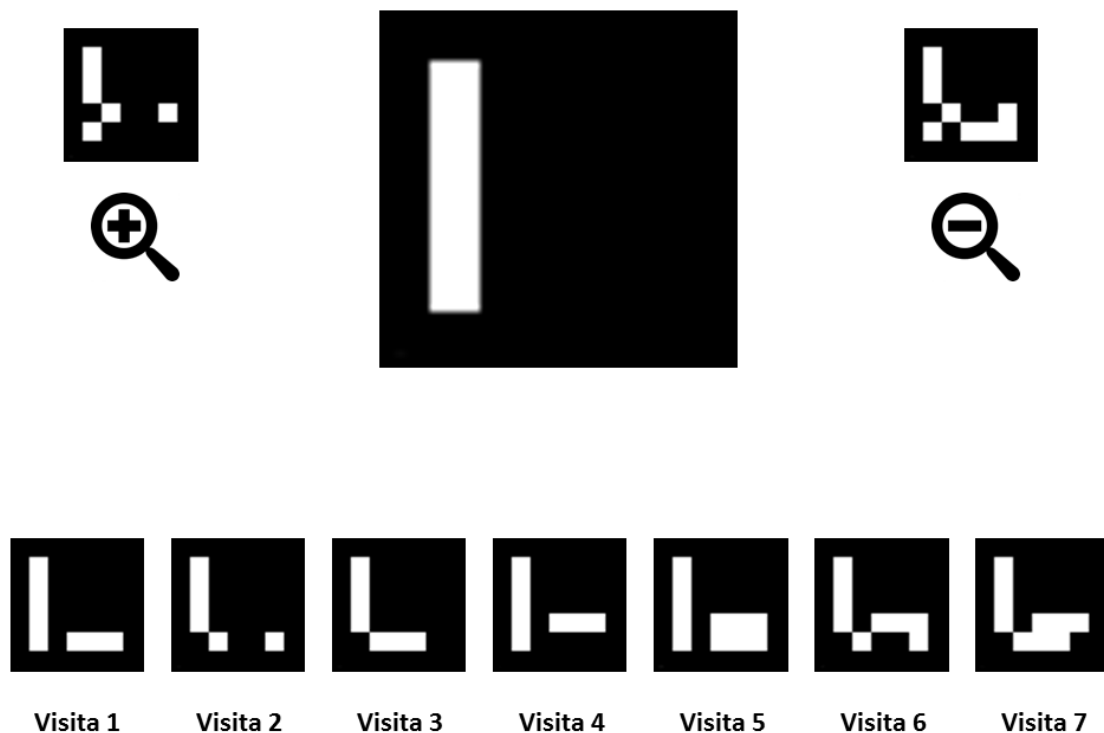
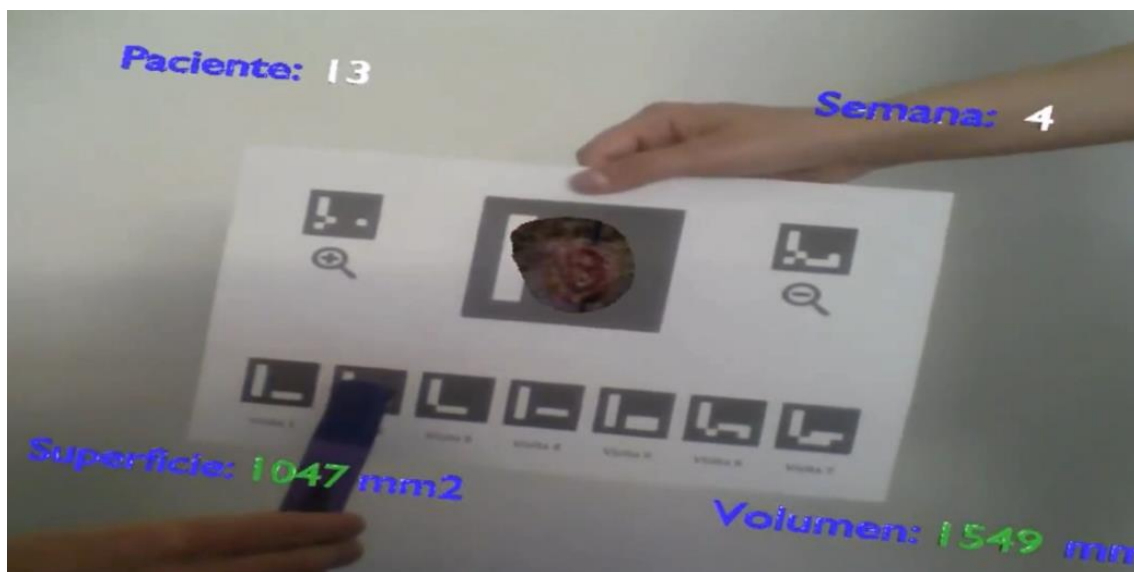


Figura 4.6. Plantilla de marcadores utilizada en los proyectos de realidad aumentada de la herramienta CPRA (Creador de Proyecto de Realidad Aumentada).



**Figura 4.7.** Fotograma del proyecto de realidad aumentada que muestra la úlcera cutánea de un paciente en su segunda visita.

Las funciones principales de la plataforma web (Figura 4.8) son gestionar y analizar los resultados obtenidos con los programas de visualización de los modelos 3D y medición de las variables de tamaño de las úlceras. Los modelos 3D de la plataforma web son animados e interactivos, por lo que pueden servir en docencia, mientras que las variables de tamaño podrían integrarse en la historia clínica digital, siendo útiles para el seguimiento del paciente.

La plataforma web está dividida en secciones, a las cuales se accede mediante botones, que realizan peticiones GET y POST procesadas por una aplicación WSGI (*Web Server Gateway Interface*) que determina la función a realizar. Algunas de estas funciones son: reemplazar código HTML (*HyperText Markup Language*), ejecutar código JS (*JavaScript*) o consultar las bases de datos alojadas en el servidor.



Figura 4.8. Apariencia inicial de la plataforma web para el rol de usuario “Administrador”.

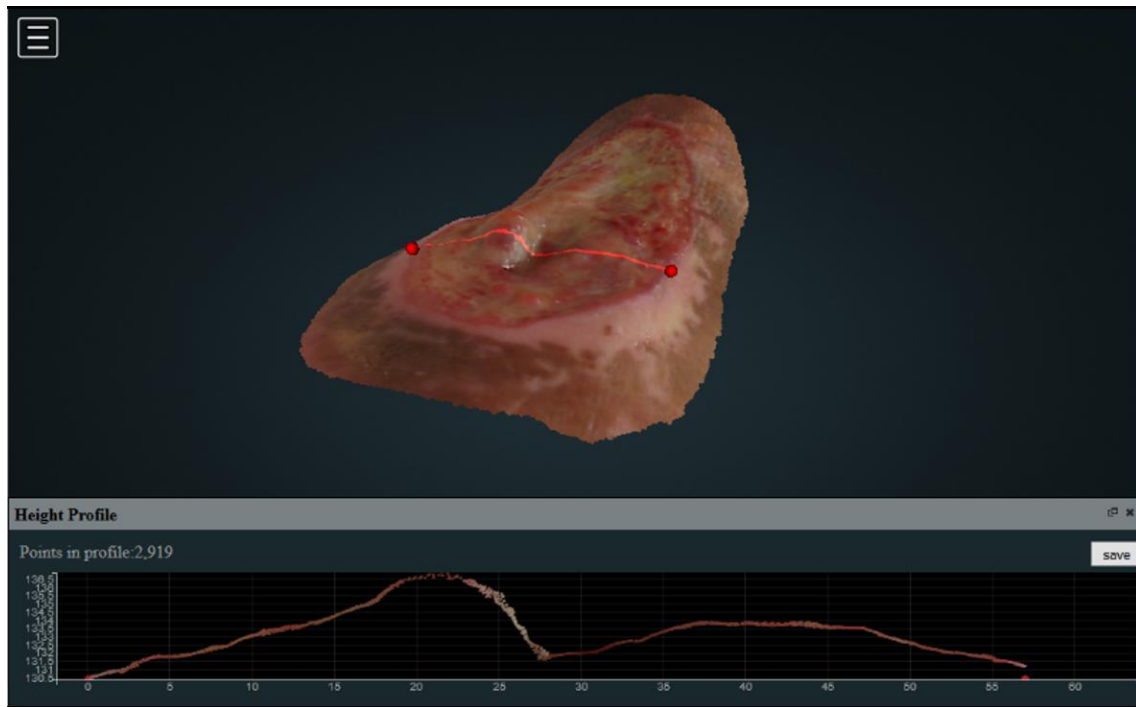
Utiliza un sistema de autenticación del usuario, mediante el cual éste se identifica y obtiene permisos para acceder a las secciones, según su rol de usuario (Figura 4.9).

Secciones	Rol de usuario			
	Sin registrar	Enfermero	Médico	Administrador
Inicio de sesión	✓	✓	✓	✓
Mapa	✓	✓	✓	✓
Modificar datos	✗	✗	✗	✓
Consultar datos	✗	✓	✓	✓
3D	✗	✗	✓	✓
Informe PDF	✗	✗	✓	✓
Realidad aumentada	✗	✗	✓	✓
Evolución en vídeo	✗	✗	✓	✓
Enviar fotografías	✗	✓	✓	✓
Mostrar usuarios	✗	✗	✗	✓

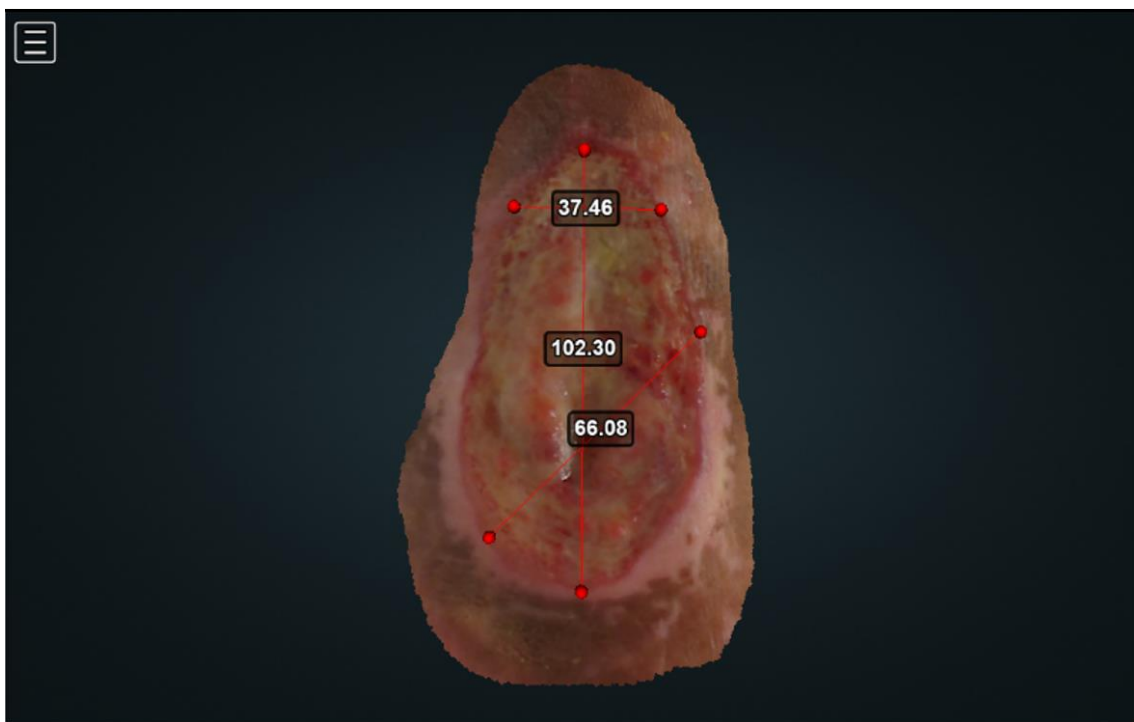
Figura 4.9. Distribución de las secciones de la plataforma web según los accesos permitidos (tick verde) o prohibidos (cruz roja) para cada rol de usuario.



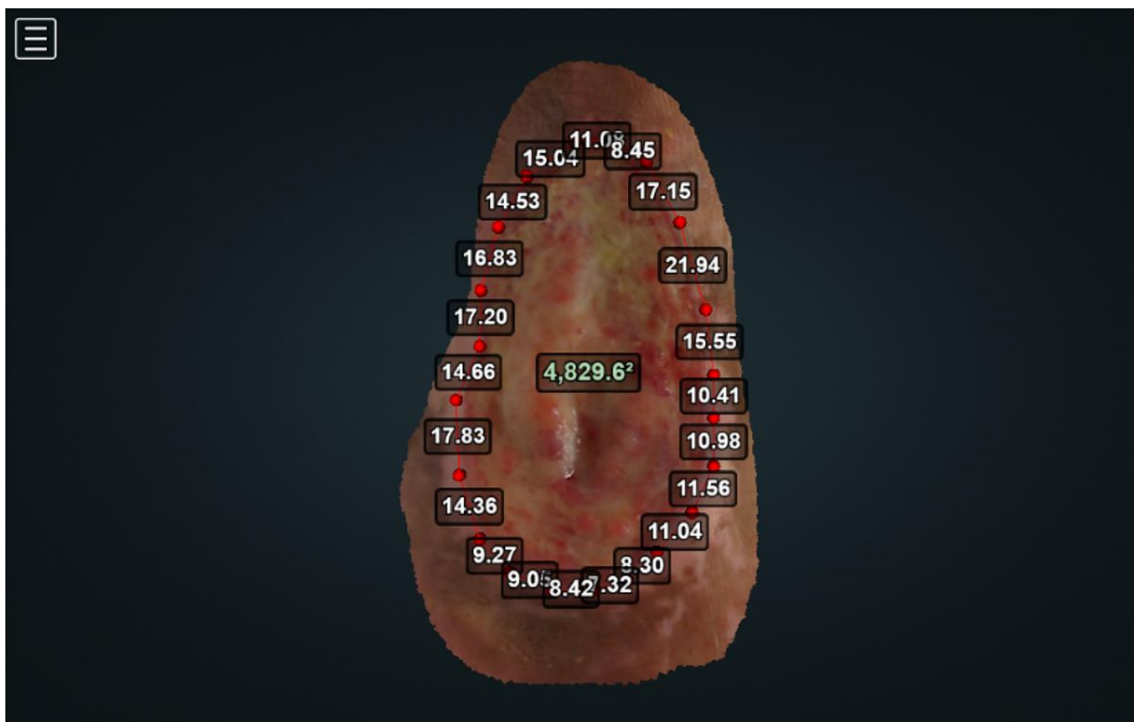
Estas secciones permiten: 1/ consultar y modificar las variables de tamaño de cada paciente en las bases de datos del servidor; 2/ descargar los resultados de visualización del modelo 3D; 3/ subir fotografías de las úlceras al servidor; 4/ visualizar, obtener perfiles (Figura 4.10), medir distancias (Figura 4.11) y superficies (Figura 4.12) de los modelos 3D, utilizando el visor Potree (Institute of Computer Graphics and Algorithms, Technical University of Vienna, Viena, Austria).



**Figura 4.10.** Resultados mostrados en la plataforma web: Perfil del modelo 3D de la úlcera cutánea.



**Figura 4.11.** Resultados mostrados en la plataforma web: Mediciones de longitud (en mm) del modelo 3D de la úlcera cutánea.



**Figura 4.12.** Resultados mostrados en la plataforma web: Medición de área proyectada (en mm<sup>2</sup>; color verde) del modelo 3D de la úlcera cutánea. Mediciones longitudinales parciales del perímetro (en mm; color blanco).

## *CAPÍTULO 5*

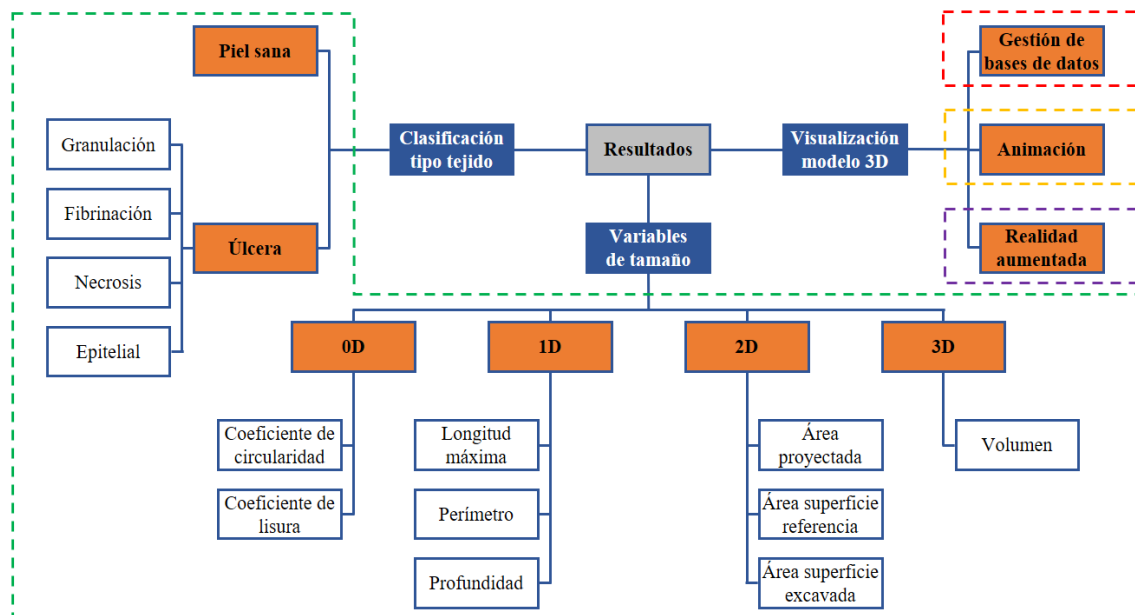
*SfM-3DULC*



En este capítulo se describe el procedimiento de medición de úlceras SfM-3DULC. Este procedimiento utiliza el software Agisoft PhotoScan Professional como software de escaneo basado en la técnica SfM-MVS, y el software 3DULC, creado por los autores, para la medición del modelo 3D de la úlcera.

Los resultados que se obtienen con el procedimiento SfM-3DULC son complementarios a los de las herramientas desarrolladas en la Etapa 3, explicada en el capítulo anterior. Así pues, el conjunto de resultados que se pueden obtener con el sistema de aplicaciones creado se compone de (Figura 5.1): 1/ variables de tamaño. Es el resultado principal de la medición; 2/ clasificación y cuantificación del tipo de tejido; 3/ visualización del modelo 3D.

En primer lugar, se especifica el material utilizado con este procedimiento. Después se detallan las fases y subfases que lo integran, exponiendo y discutiendo aspectos técnicos del software 3DULC.



**Figura 5.1.** Resultados obtenidos con el sistema de aplicaciones creado: Resultados de 3DULC (línea discontinua verde), plataforma web (línea discontinua roja), Creador de Animación 3D: CA3D (línea discontinua amarilla) y Creador de Proyecto de Realidad Aumentada: CPRA (línea discontinua violeta).

## 5.1. Material

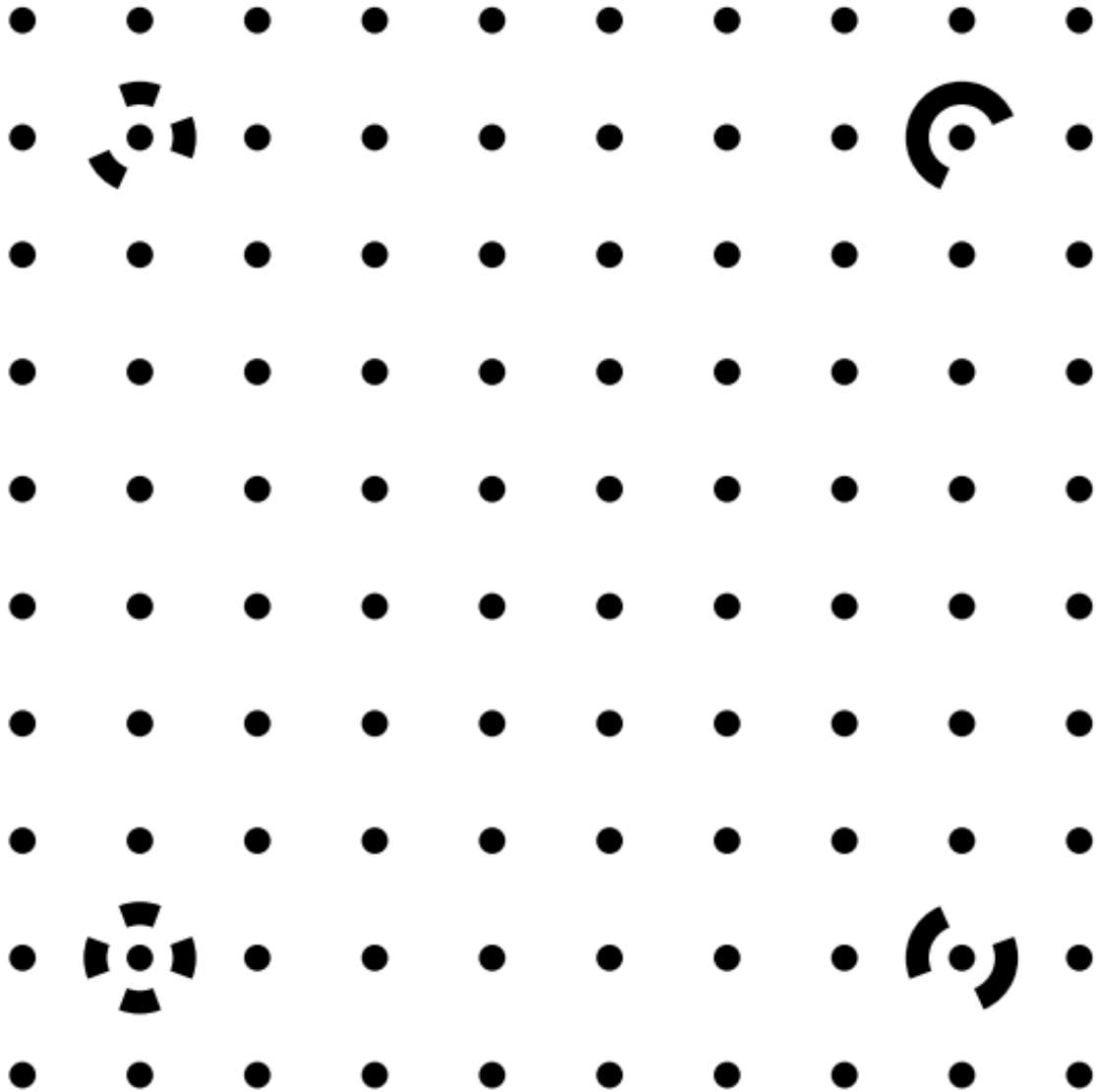
Los siguientes componentes son necesarios para utilizar el procedimiento SfM-3DULC:

- Software de medición: 3DULC versión 1.0.
- Software de reconstrucción del modelo 3D: Agisoft PhotoScan Professional versión 1.4.5.
- Hardware de obtención de imágenes fotográficas: Canon EOS1DX MKIII (cámara fotográfica de resolución: 20.1 megapíxeles) (Figura 5.2).



**Figura 5.2.** Material del procedimiento SfM-3DULC: Cámara fotográfica Canon EOS1DX MKIII.

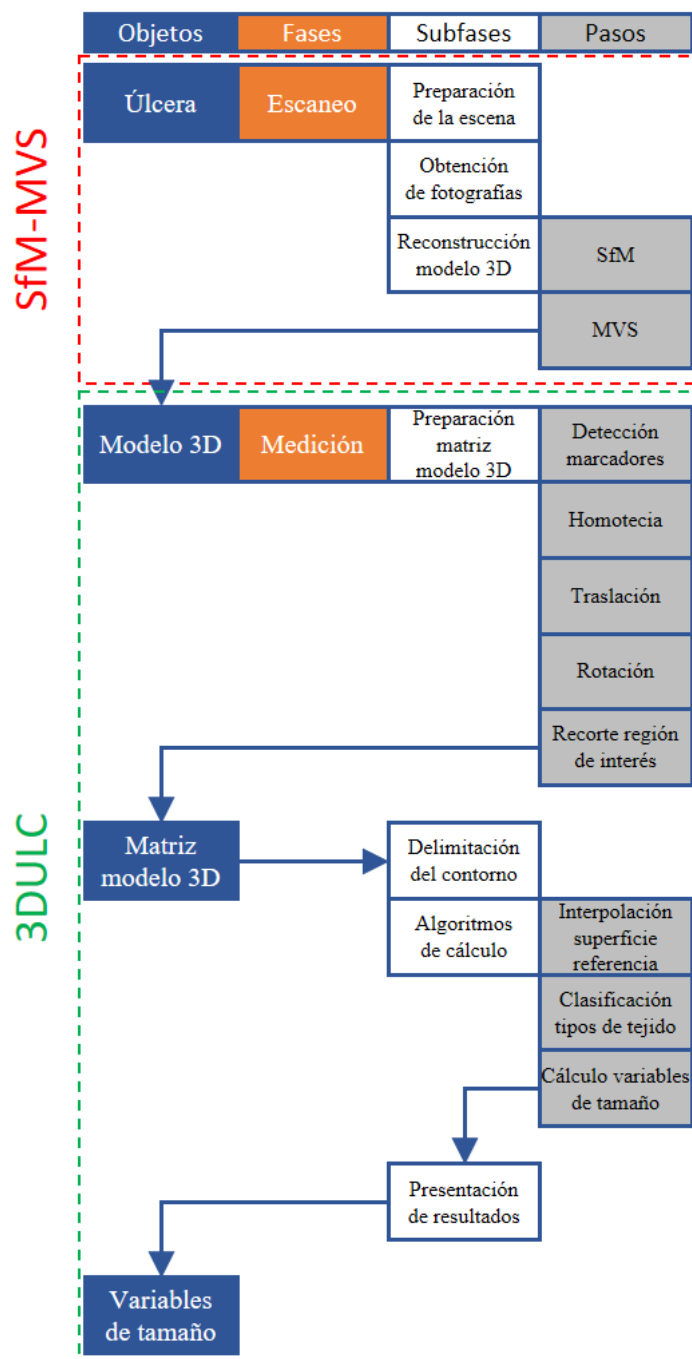
- Puntos de referencia: Plantilla de marcadores circulares negros sobre fondo blanco, dispuestos en una rejilla con 20 mm de separación entre marcadores (Figura 5.3). Creada por Photomodeler para la calibración de cámaras. Utilizada en la reconstrucción del modelo 3D para establecer el sistema de referencia.



**Figura 5.3.** Material del procedimiento SfM-3DULC: Plantilla de marcadores.

## 5.2. Flujo de proceso del procedimiento.

SfM-3DULC es un procedimiento sin contacto con la úlcera, y su flujo de proceso consta de fases similares a las propias de los procedimientos sin contacto, expuestas en el apartado 2.2.1 *Flujo de proceso en procedimientos de contacto y sin contacto*. No obstante, existen particularidades en las subfases de este procedimiento que se muestran en (Figura 5.4).



**Figura 5.4.** Flujo de proceso del procedimiento SfM-3DULC: Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

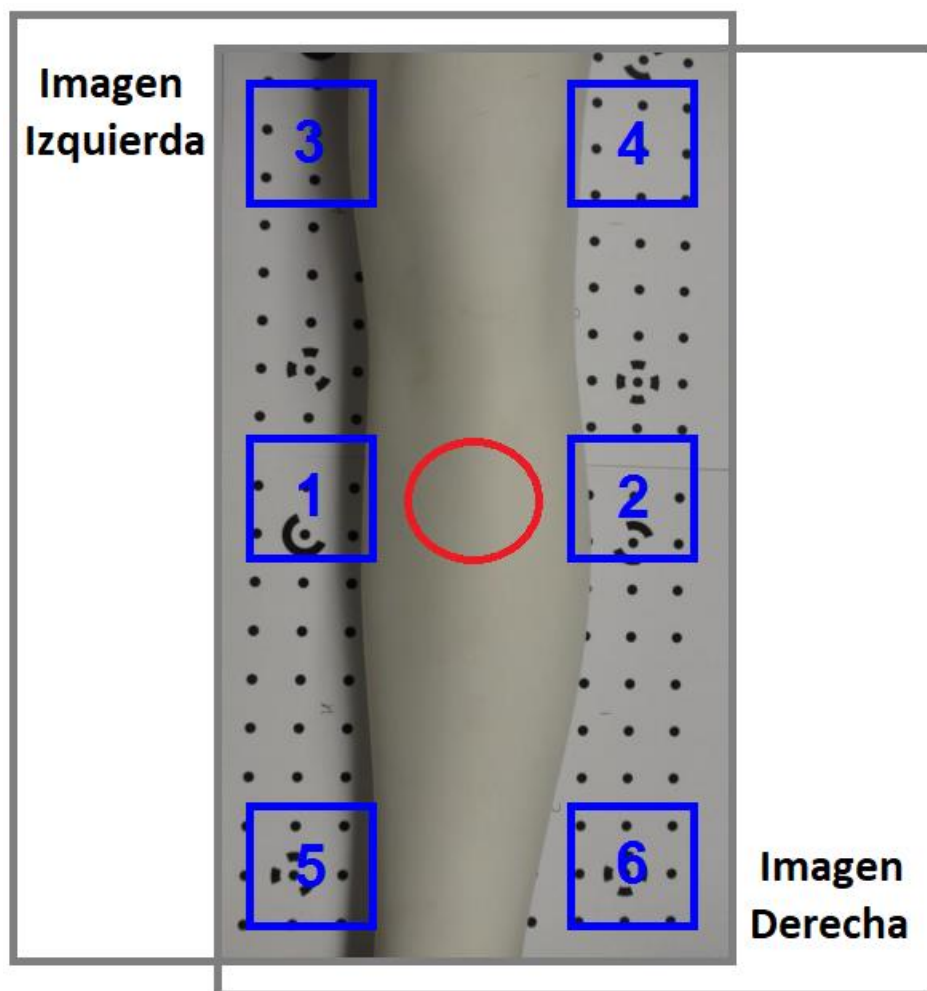


### 5.2.1. Fase de escaneo (SfM-MVS).

Su objetivo es reconstruir un modelo digital 3D de la úlcera. Esta fase se realiza con la técnica SfM-MVS. Consta de tres subfases: preparación de la escena, obtención de fotografías y reconstrucción del modelo 3D.

#### 5.2.1.1. Preparación de la escena.

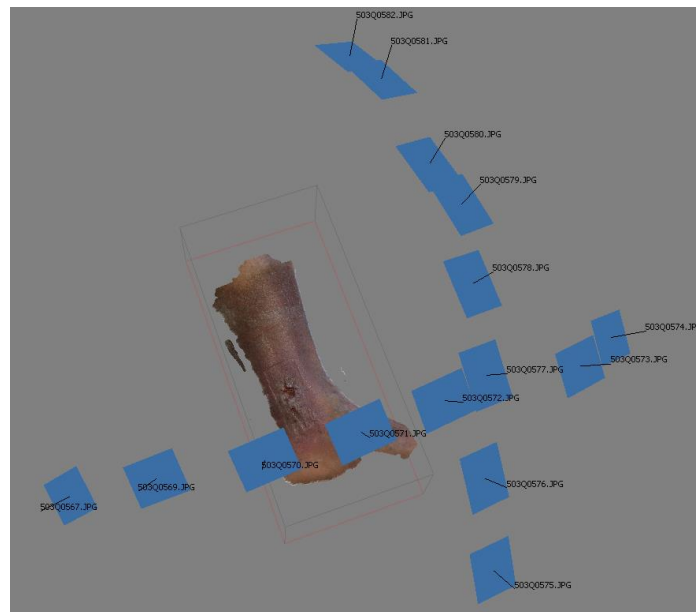
En primer lugar, se sitúan dianas o puntos con coordenadas conocidas, que sirven para establecer el sistema de referencia. Para ello, se sitúan dos hojas de papel de tamaño DIN-A4 con plantillas de marcadores, sobre una superficie plana y firme. La pierna se coloca sobre estas hojas, con la herida seca y visible. Los marcadores circulares deben aparecer en las 6 zonas de von Gruber (Figura 5.5), para disponer de puntos de referencia distribuidos por toda la extensión del modelo 3D (Agouris et al., 2004).



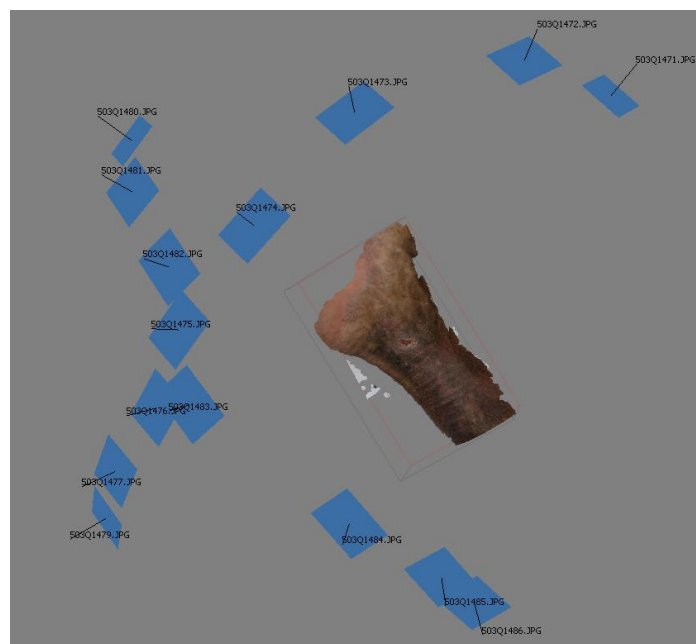
**Figura 5.5.** Preparación de la escena en el procedimiento SfM-3DULC: Solapamiento entre dos imágenes (rectángulos de color gris) de la úlcera cutánea (círculo de color rojo). Los marcadores circulares están distribuidos por toda la región de solapamiento, y aparecen en las 6 zonas de von Gruber (cuadrados de color azul).

5.2.1.2. Obtención de fotografías.

Se realiza con una cámara digital con la que se fotografía la úlcera desde varias perspectivas, cuyo solapamiento incluya la totalidad de la úlcera, y una región más amplia de la pierna y la plantilla de marcadores. Para ello, se toman 15 fotografías convergentes a la úlcera, desde posiciones sucesivas, en dos arcos aproximadamente perpendiculares entre sí y de círculo máximo. Los arcos están centrados en la úlcera y tienen un radio de 30-40 cm (Figuras 5.6 y 5.7).



**Figura 5.6.** Obtención de fotografías en el procedimiento SfM-3DULC: Disposición de la cámara (rectángulos de color azul) respecto a la úlcera cutánea. Ejemplo 1.



**Figura 5.7.** Obtención de fotografías en el procedimiento SfM-3DULC: Disposición de la cámara (rectángulos de color azul) respecto a la úlcera cutánea. Ejemplo 2.

### 5.2.1.3. Reconstrucción del modelo 3D.

La reconstrucción del modelo digital 3D requiere un programa de visión artificial que ejecute algoritmos de correlación automática de píxeles homólogos en las fotografías. Con estas correspondencias entre píxeles se establecen relaciones geométricas para obtener la posición (coordenadas XYZ) y color (RGB) de cada uno de los puntos que conforman la nube de puntos densa del modelo 3D. En SfM-3DULC, el programa utilizado es Agisoft PhotoScan (Figura 5.8), el cual tiene implementados en su flujo de proceso algoritmos de SfM y MVS propios de la estereofotogrametría. A continuación, se describe brevemente qué buscan estos algoritmos y cómo lo consiguen.



**Figura 5.8.** Reconstrucción del modelo 3D en el procedimiento SfM-3DULC: Modelo digital 3D de la úlcera cutánea, reconstruido con el programa Agisoft PhotoScan Professional.

Estereofotogrametría.

La estereofotogrametría permite reconstruir un modelo digital 3D de la superficie de un objeto, a partir de varias fotografías del mismo, tomadas desde diferentes localizaciones y orientaciones, y con solapamiento entre ellas.

Su flujo de proceso puede dividirse en dos partes: 1/ cálculo de las características (parámetros internos) y disposición de las cámaras en el momento de obtención de fotografías (parámetros externos); 2/ reconstrucción de la nube de puntos que conforma el modelo 3D del objeto.

Los parámetros internos o características de la cámara son: tamaño de píxel, número de píxeles horizontales y verticales, perpendicularidad entre ejes, distancia focal, posición del punto principal, distorsiones tangencial y radial. Los parámetros externos son: localización y orientación de la cámara.

El cálculo de los parámetros internos y externos de las cámaras puede hacerse previamente a la obtención de fotografías, calibrando las cámaras. Los parámetros internos de una cámara se calibran comparando las fotografías obtenidas de una cuadrícula con marcadores de tamaño y posición conocidos, y las imágenes ideales de esa cuadrícula. La disposición de las cámaras, o parámetros externos, se pueden calibrar en dispositivos rígidos que conservan la posición relativa entre sus cámaras (estereocámaras). En el ámbito de aplicación de la clínica, esto supone utilizar un dispositivo específico.

Conociendo estos parámetros, puede calcularse la relación entre el sistema de coordenadas de la imagen y el sistema de coordenadas del objeto (5.1).

$$s \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

Siendo  $s$  el factor de escala,  $u$  y  $v$  las coordenadas horizontal y vertical de la imagen;  $f_x$  y  $f_y$  la distancia focal de la cámara en los ejes  $x$  e  $y$  (en cámaras con píxeles cuadrados,  $f_x=f_y$ ),  $c_x$  y  $c_y$  la posición del punto principal de la imagen en los ejes  $x$  e  $y$ ;  $r_{ij}$  la matriz de rotación de la cámara respecto al sistema de coordenadas del objeto,  $t_i$  el desplazamiento del centro de proyección de la cámara respecto al origen de coordenadas del objeto;  $X$ ,  $Y$  y  $Z$  las coordenadas en el sistema de coordenadas del objeto.

Existe otra estrategia llamada SfM (*Structure from Motion*), que no requiere calibrar las cámaras, y que realiza el cálculo de los parámetros internos y externos de las cámaras posteriormente a la obtención de fotografías. Esta estrategia, seguida de la reconstrucción de la nube de puntos con MVS (*Multi View Stereo*), es la que utilizamos en este procedimiento.

SfM (Structure from Motion).

Estos algoritmos de visión artificial tienen la siguiente secuencia de pasos: 1/ detección de puntos clave y extracción o descripción de sus características; 2/ emparejamiento de puntos clave; 3/ ajuste de rayos.

- Detección de puntos clave y extracción o descripción de sus características:

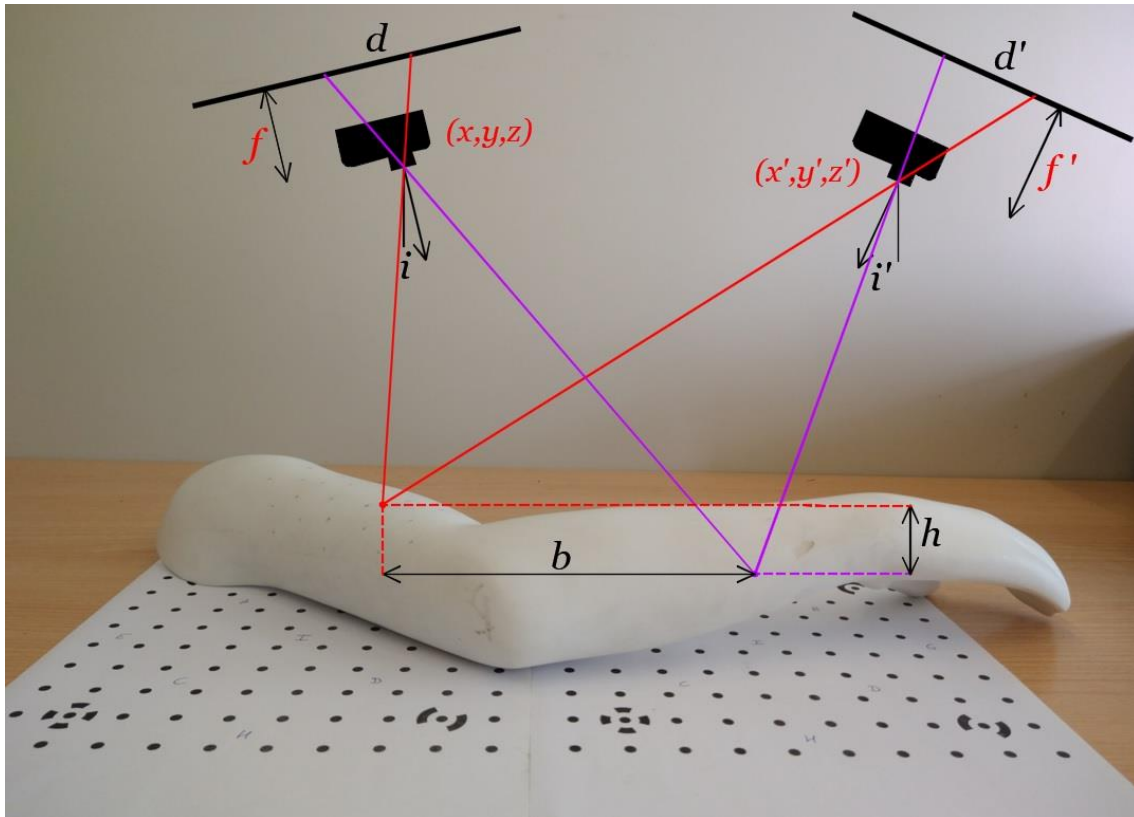
En este paso se encuentran píxeles con características únicas y distinguibles en cada imagen. Estas características no deben variar respecto a la escala, la rotación o la iluminación. Un ejemplo de puntos buscados son las esquinas de los objetos (*corner points*) o los bordes con gradientes en múltiples direcciones.

Se han publicado varios algoritmos que detectan estos puntos y extraen sus características, como SIFT (*Scale-Invariant Feature Transform*) (Lowe, 2004), SURF (*Speeded-Up Robust Features*) (Bay et al., 2008), FAST (*Features from Accelerated Segment Test*) (Rosten & Drummond, 2006), BRIEF (*Binary Robust Independent Elementary Features*) (Calonder et al., 2010), ORB (*Oriented FAST and Rotated BRIEF*) (Rublee et al., 2011), BRISK (*Binary Robust Invariant Scalable Keypoints*) (Leutenegger et al., 2011), KAZE (Alcantarilla et al., 2012) y AKAZE (*Accelerated KAZE*) (Alcantarilla et al., 2013). También se han realizado estudios comparativos sobre la cantidad de puntos detectados, repetibilidad y eficiencia computacional de estos algoritmos (Tareen & Saleem, 2018).

El algoritmo en el que se basa Agisoft PhotoScan tiene un enfoque parecido al de SIFT, el cual utiliza las diferencias de las gaussianas (*Difference of Gaussians: DoG*) a distintas escalas para determinar los puntos más característicos de las imágenes. Después extrae los descriptores de cada punto considerando su vecindario de píxeles. Este algoritmo es muy exigente en términos computacionales (Tareen & Saleem, 2018).

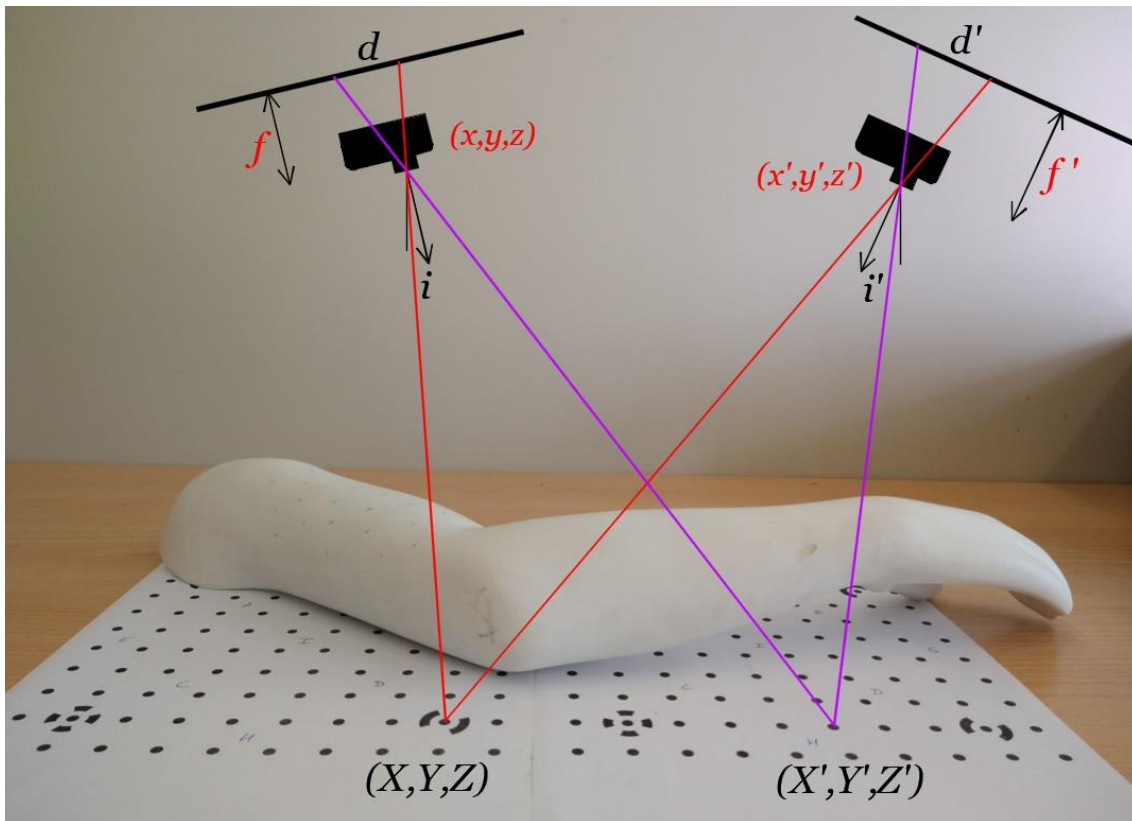
- Emparejamiento de puntos clave:

Los puntos clave detectados en el paso anterior se emparejan en las distintas fotografías (Figura 5.9), utilizando estrategias como la relación de distancia al vecino más cercano (*Nearest Neighbor Distance Ratio: NNDR*).



**Figura 5.9.** Croquis de la geometría de puntos homólogos en dos fotografías. Los planos de las fotografías  $d$  y  $d'$  tienen, a una distancia focal de las cámaras  $f$  y  $f'$ , sus centros de proyección de las cámaras  $(x, y, z)$  y  $(x', y', z')$ , respectivamente. La orientación o inclinación de cada imagen es  $i$  e  $i'$ . Los puntos del objeto (colores rojo y violeta) están situados en la intersección de los rayos proyectivos de las dos cámaras. La distancia entre éstos puede separarse en su componente planimétrica ( $b$ ) y altimétrica ( $h$ ).

Si se dispone de puntos de referencia con coordenadas conocidas, el sistema de coordenadas no será aleatorio, sino que estará referido a un sistema de coordenadas métrico (Figura 5.10). En el caso de SfM-3DULC, las coordenadas están referidas a un sistema de referencia métrico y local, cuyo origen de coordenadas se puede situar en cualquier punto de la plantilla de marcadores.



**Figura 5.10.** Croquis de la geometría de puntos homólogos en dos fotografías. Los planos de las fotografías  $d$  y  $d'$  tienen, a una distancia focal de las cámaras  $f$  y  $f'$ , sus centros de proyección de las cámaras  $(x, y, z)$  y  $(x', y', z')$ , respectivamente. La orientación o inclinación de cada imagen es  $i$  e  $i'$ . Los puntos de referencia (colores rojo y violeta) están situados en la intersección de los rayos proyectivos de las dos cámaras, y sus coordenadas en el sistema de referencia métrico local son conocidas.

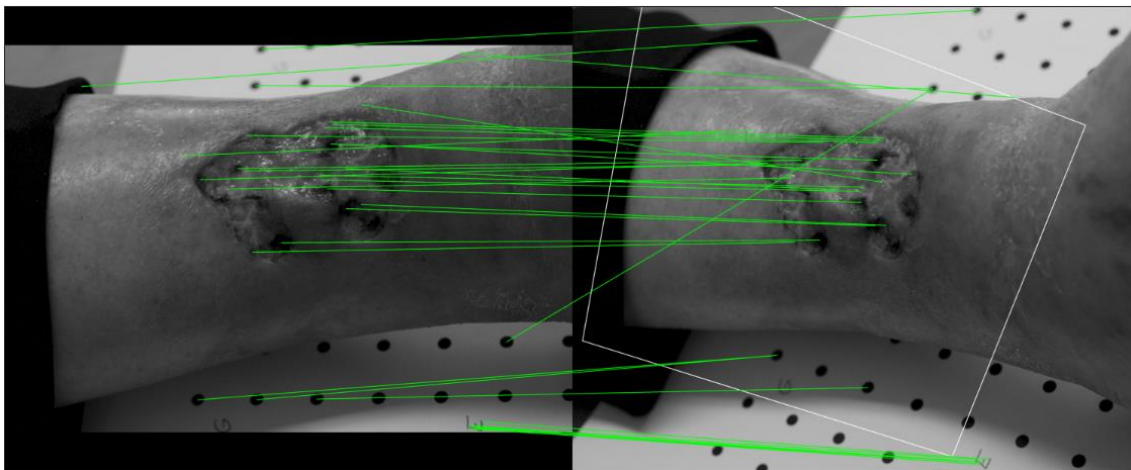
- Ajuste de rayos:

Con estas correspondencias de puntos clave se realiza el ajuste de rayos. Éste consiste en resolver la matriz de homografía (*Homography Matrix*:  $H$ ), que permite relacionar las coordenadas entre los sistemas de referencia de las dos imágenes.

El ajuste de rayos minimiza el error producido al reproyectar los puntos de una imagen en otra imagen. Se calcula la matriz  $H$  que relaciona los dos sistemas de coordenadas, se aplican las ecuaciones de esta matriz a los puntos emparejados y se evalúa para cada punto la diferencia entre su posición medida y la real. Para ello, el conjunto de correspondencias de puntos a partir del cual se calcula esta matriz, debe filtrarse de resultados erróneos (*outliers*) que introduzcan ruido en el ajuste. Existen varios algoritmos publicados con este fin, por ejemplo: RANSAC (*Random Sample Consensus*) (Fischler & Bolles, 1981), MSAC (*M-estimator Sample Consensus*) (Torr & Zisserman, 2000), MLESAC (*Maximum Likelihood Estimation Sample Consensus*) (Torr & Zisserman, 2000) y PROSAC (*Progressive Sample Consensus*) (Chum & Matas, 2005). Uno de los más utilizados es el algoritmo RANSAC. Éste considera un subconjunto de las

correspondencias obtenidas y crea una matriz de homografía. Con esta matriz, cuantifica el número de correspondencias dentro de la tolerancia establecida en el algoritmo, y el error entre las posiciones medidas y reales. De forma iterativa, se consideran nuevos subconjuntos que obtienen resultados que incluyen más correspondencias verdaderas (*inliers*) y mejoran la matriz H calculada.

En la (Figura 5.11) se muestra un ejemplo, que hemos realizado en un par de fotografías de una úlcera, de detección de puntos clave y extracción de características con el algoritmo SIFT, emparejamiento de puntos con la estrategia NNDR, y ajuste de rayos con RANSAC.



**Figura 5.11.** Ejemplo de implementación del algoritmo SIFT de detección de puntos clave y extracción de sus características, la estrategia NNDR de emparejamiento de puntos, y ajuste de rayos con el algoritmo RANSAC, en dos imágenes de una úlcera cutánea adquiridas desde distintas localizaciones y orientaciones. Correspondencias de puntos clave en ambas imágenes (unidos por líneas de color verde), y posición de la imagen izquierda transformada al sistema de coordenadas de la imagen derecha (polígono de color blanco en la imagen derecha).

### MVS (Multi View Stereo).

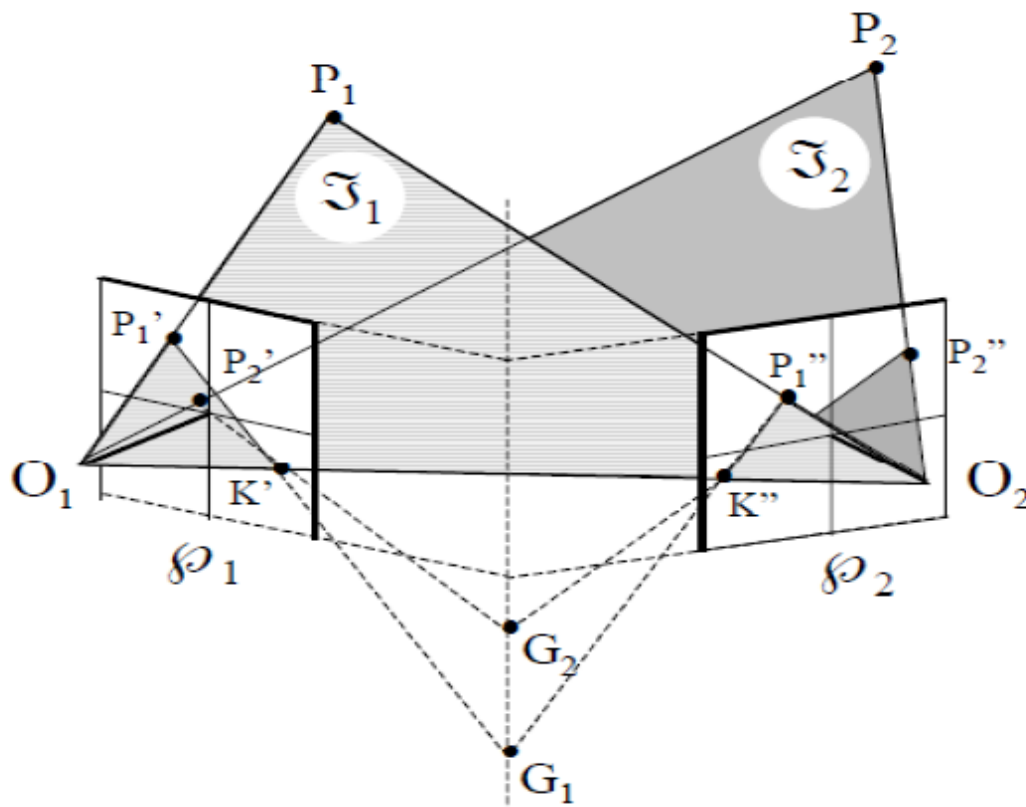
La reconstrucción de la nube de puntos que conforma el modelo 3D del objeto se realiza mediante algoritmos de MVS. Ésta es una generalización de la visión binocular, en la que se utilizan más de dos imágenes con distintas posiciones y orientaciones. Las imágenes adicionales utilizadas suponen mayor redundancia, y, por lo tanto, mayor consistencia en la determinación de la posición de los puntos del objeto.

Estos algoritmos requieren conocer los parámetros internos y externos de las cámaras, lo cual se puede hacer, por ejemplo, utilizando algoritmos de SfM. La exactitud de estos parámetros repercute enormemente en la cantidad de puntos reconstruidos y en la precisión en la determinación de su posición.



Conociendo los parámetros de las cámaras, la correspondencia de los puntos homólogos en cada par de imágenes se puede buscar en una línea unidimensional definida por el rayo epipolar, en lugar de todo el espacio bidimensional de la imagen. Con esta estrategia de búsqueda se emparejan muchos más puntos que con los algoritmos de SfM, en los que sólo se emparejan puntos clave con características únicas que los hacen fácilmente distinguibles en la fotografía completa.

La geometría epipolar, con el teorema de Terrero-Hauck (Hauck, 1883), parte de dos imágenes convergentes con centros de proyección  $O_1$  y  $O_2$  (Figura 5.12). Estos centros de proyección se proyectan en los puntos nodales (o epipolos)  $K'$  (proyección de  $O_2$  en el plano de la imagen izquierda) y  $K''$  (proyección de  $O_1$  en el plano de la imagen derecha).



**Figura 5.12.** Teorema de Terrero-Hauck o de los planos epipolares.

Dado un punto  $P_i$  en el espacio, visible desde las dos imágenes en las proyecciones  $P_i'$  (imagen izquierda) y  $P_i''$  (imagen derecha), la recta  $\overline{P_i'K'}$  intersecará con la recta  $\overline{P_i''K''}$  en el punto  $G_i$ . Todos los puntos de intersección  $G_i$  se encontrarán en la recta formada por la intersección de los planos de las imágenes.

## *CAPÍTULO 5*

---

Por lo tanto, dado un punto  $P_1$ , se debe calcular la intersección de la proyección de ese punto  $P_1'$  con la recta  $G$ , pasando por el punto nodal  $K'$ . Este punto  $G$  definirá una recta con  $K''$ , que intersecará a la imagen derecha en una línea epipolar. En esta línea se encontrará la proyección del punto  $P_1$  en la imagen derecha ( $P_1''$ ). Por lo tanto, el algoritmo de MVS buscará en esta línea la posición más probable en la que se encuentra el píxel del punto  $P_1$ .

Se utilizan los puntos detectados en el paso anterior (SfM) como puntos de control. Todos los píxeles del conjunto de imágenes se buscan en el resto de las mismas. Esto resultará en una nube de puntos densa.

### 5.2.2. Fase de medición (3DULC).

El objetivo de la fase de medición es calcular las variables de tamaño, clasificar y cuantificar los tipos de tejido de la úlcera. Esta fase se realiza íntegramente con el programa 3DULC.

El software de medición de úlceras 3DULC utiliza Python como lenguaje de programación principal y se compone de tres módulos: “2D”, “3D” y “Evolución”. Su módulo principal es “3D”, que se utiliza en el procedimiento SfM-3DULC y cuyas subfases se explican a continuación, por orden de intervención en el flujo de proceso. Las funciones de los otros dos módulos se explican en los apartados 5.2.2.2. *Módulo “Evolución”* y 5.2.2.3. *Módulo “2D”*.

3DULC está adaptado para su uso desde ordenador. Sin embargo, su interfaz gráfica de usuario (*Graphical User Interface: GUI*) tiene un formato de tamaño y apariencia similares a los usados en un smartphone, para facilitar su adaptación en el futuro a estos dispositivos. Esta GUI se creó con PyQt4 (Riverbank Computing, Poundbury, Inglaterra), y está compuesta por elementos (por ejemplo: botones, imágenes y texto). Cada elemento tiene eventos asociados (por ejemplo: entrada, salida y clic izquierdo del cursor), que el programa registra y ejecuta su acción correspondiente. La apariencia de la GUI se modifica de forma dinámica con hojas de estilo CSS, respondiendo también a los eventos del cursor sobre los elementos. Los resultados de cada módulo se muestran en archivos HTML.

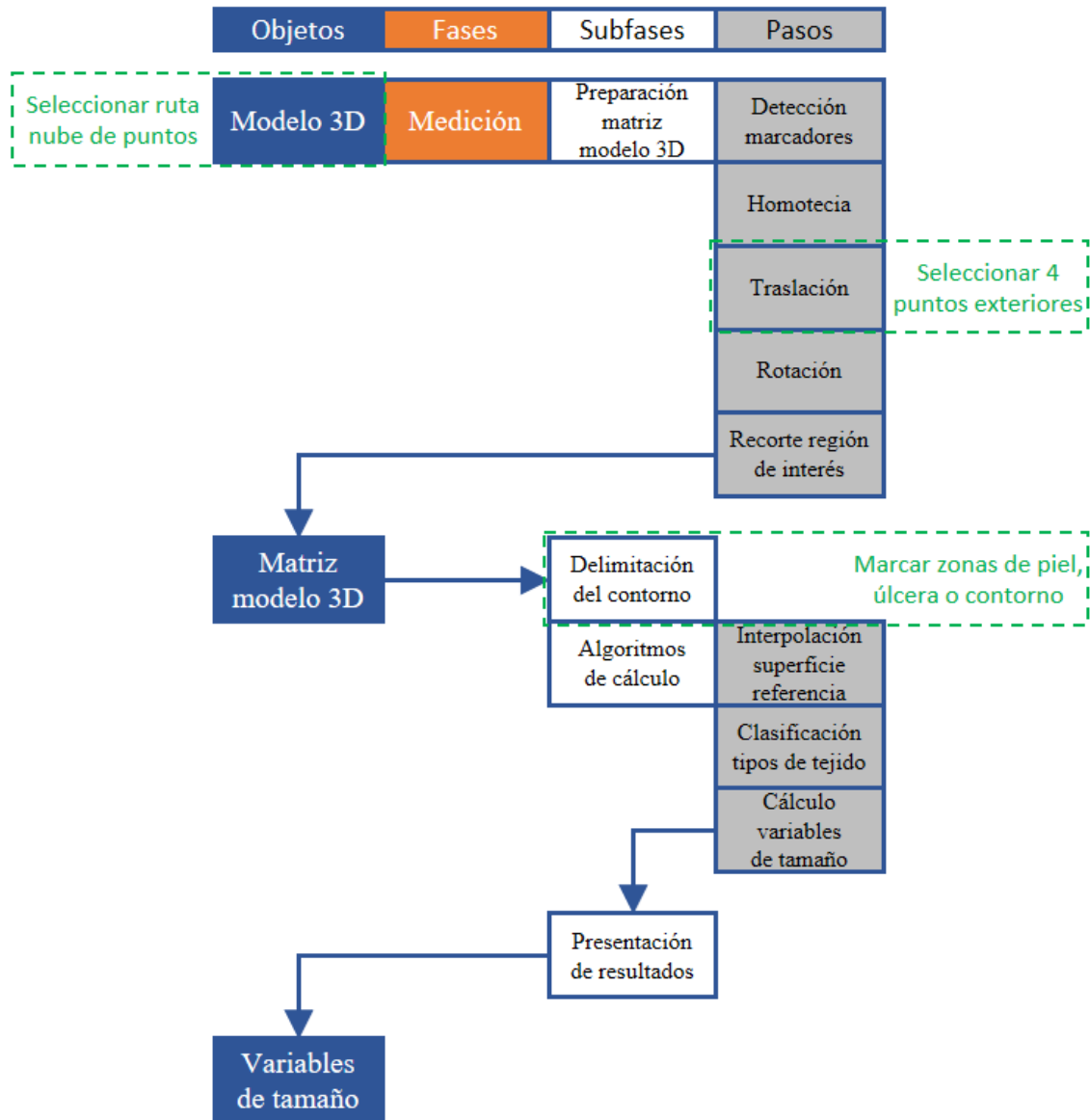
En la GUI inicial de 3DULC (Figura 5.13), el evento de entrada del cursor a los botones de los módulos “2D”, “3D” y “Evolución” modifica: 1/ la imagen, mostrando un ejemplo de resultado obtenido con ese módulo; 2/ la descripción textual de la función que realiza el módulo y los resultados que se obtienen con el mismo. El evento de clic izquierdo en los botones de los módulos “2D”, “3D” y “Evolución” permite acceder a cada módulo.



Figura 5.13. Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “3D”.

### 5.2.2.1. Módulo “3D”.

El módulo “3D” permite medir variables de tamaño a partir del modelo 3D de la úlcera, clasificar y cuantificar los tipos de tejido presentes en la misma. Se utiliza después de la reconstrucción de la nube de puntos de la úlcera, independientemente de la técnica de escaneo utilizada para ello, como estereofotogrametría, luz estructurada o láser (Figura 5.14).



**Figura 5.14.** Flujo de proceso del módulo “3D” del software 3DULC: Tareas que realiza el usuario (línea discontinua de color verde) utilizando la interfaz gráfica. Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

Su flujo de proceso comienza examinando las carpetas y seleccionando la ruta donde se encuentra la nube de puntos de la úlcera a medir. Esto se hace con el evento de clic izquierdo con el cursor sobre el botón “Seleccionar úlcera” (Figura 5.15). El programa inicia una serie de subprocesos automáticos que se detallan a continuación. También cambia la apariencia de la GUI (Figura 5.16): 1/ informando al usuario del subproceso que se está realizando, en el cuadro de texto de “Ayuda”; 2/ indicando de forma intuitiva al usuario que se están realizando tareas automáticamente y debe esperar a que se completen, mostrando una animación y cambiando el tipo de cursor a un reloj de arena; 3/ mostrando el porcentaje completado de la tarea, en la barra de progreso.

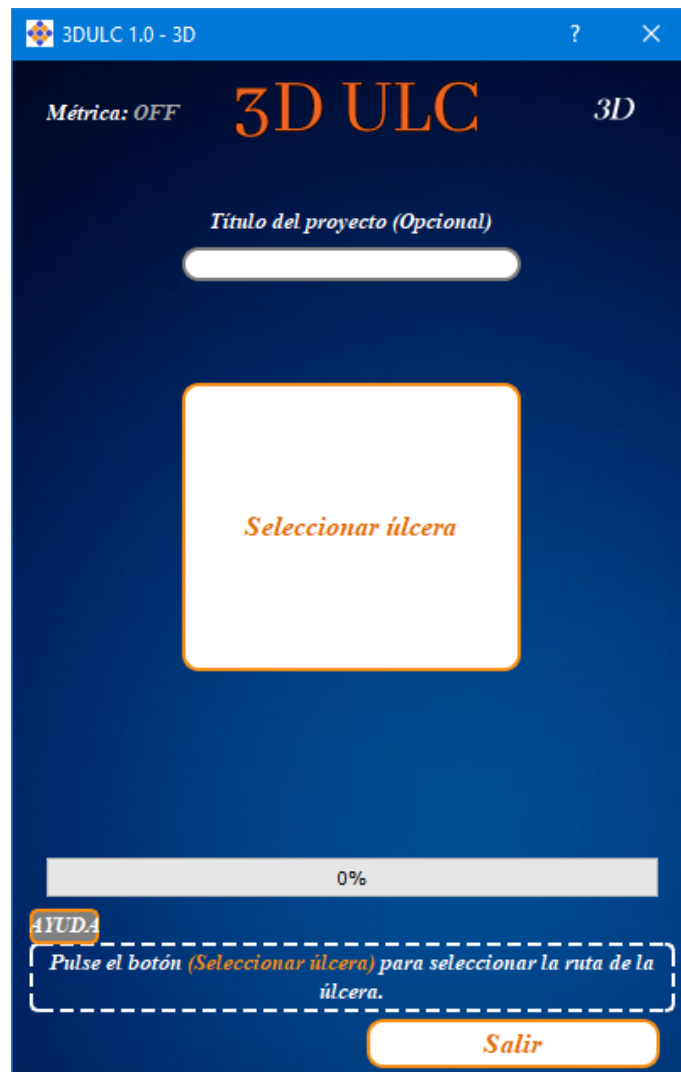


Figura 5.15. Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “3D” del software 3DULC.



**Figura 5.16.** Interfaz gráfica de usuario del módulo “3D” del software 3DULC: fotograma de la animación mostrada al iniciar subprocesos automáticos.

El primer subproceso es una comprobación inicial del formato de la nube de puntos. En esta comprobación se verifica que el tipo de archivo seleccionado sea TXT, y que incluya los campos X, Y, Z, R, G y B, separados por espacios o tabulaciones.

### Preparación de la matriz del modelo 3D.

La nube de puntos seleccionada puede tener errores de escala o estar rotada. Además, habitualmente contiene información de una región mayor a la necesaria para medir las variables de la úlcera, como zonas sanas de la pierna alejadas de la úlcera, o zonas de la plantilla de marcadores.

En esta subfase se realizan los siguientes pasos: 1/ se mejora la exactitud del modelo 3D, detectando marcadores que permitan escalar mejor la nube de puntos; 2/ se sitúa la úlcera en una posición central y frontal, trasladando y rotando la nube de puntos; 3/ se elimina la información innecesaria, determinando la región de interés (*Region of Interest: ROI*), que corresponde a la úlcera y su piel circundante.

Los puntos de la nube no suelen estar distribuidos uniformemente en todo el modelo digital 3D, hallándose zonas con muchos puntos y zonas sin puntos. Para tratar la nube de puntos de forma sencilla e intuitiva, se crea una matriz con la información de posición y color de la nube de puntos. Esta matriz tiene sus elementos separados cada 100 micras, siendo el número de filas función del rango vertical (5.2) y el número de columnas función del rango horizontal (5.3) de la imagen.

$$\text{número de filas} = \left( (Y_{\max}(\text{mm}) - Y_{\min}(\text{mm})) * 10 \right) + 1 \quad (5.2)$$

$$\text{número de columnas} = \left( (X_{\max}(\text{mm}) - X_{\min}(\text{mm})) * 10 \right) + 1 \quad (5.3)$$

Una vez fijadas las coordenadas X e Y para cada elemento de la matriz, se interpolan los datos de los campos Z, R, G y B, según las coordenadas de los puntos próximos. Esta matriz se muestra al usuario como una imagen con tamaño de píxel de 100 micras, y con los valores de los campos R, G y B dispuestos según sus coordenadas X e Y. La imagen mostrada tiene apariencia similar a una fotografía de la úlcera, conteniendo más información, ya que cada píxel tiene el color (R, G, B) y la posición (X, Y, Z).

### Detección de marcadores.

El programa busca automáticamente en esta imagen los marcadores de la plantilla, utilizando unas características predefinidas. Estas características son: forma, color y relación entre el tamaño y la distancia con otros marcadores candidatos.

Las primeras características buscadas son: forma circular y color negro sobre fondo blanco. Se determinó empíricamente una tolerancia, que permite la aceptación como candidato a marcador. La tolerancia para la forma permite que el candidato a marcador sea algo elipsoidal, ya que la nube de puntos podría estar rotada inicialmente. Para el tono, se permiten algunos grises oscuros, ya que la escena podría estar muy iluminada.



Al detectar un mínimo de tres círculos candidatos a ser marcadores, se realiza una comprobación de distancia entre ellos.

El tamaño de los círculos es conocido, y las distancias entre sus centros también lo son. Si la distancia entre dos marcadores está dentro de una tolerancia para las combinaciones posibles hasta 4 posiciones en horizontal o vertical (20 mm, 40 mm, 60 mm o 80 mm), o una combinación de hasta 3 posiciones en horizontal y 3 posiciones en vertical ( $\sqrt{800}$  mm,  $\sqrt{2000}$  mm,  $\sqrt{3200}$  mm,  $\sqrt{4000}$  mm,  $\sqrt{5200}$  mm,  $\sqrt{7200}$  mm), el círculo candidato es aceptado como marcador.

### Homotecia.

El objetivo de la homotecia es mejorar la escala del modelo 3D de la úlcera.

Al detectar un mínimo de tres marcadores, se comparan las distancias medidas entre ellos con las distancias reales. Se calcula un factor de corrección K, que minimice el sumatorio de errores (distancia medida – distancia real), y se aplica este factor como homotecia a la nube de puntos. En la esquina superior izquierda de la GUI se indica que se realizó la homotecia con el texto “H”.

Si se detectaron un máximo de dos marcadores, el programa no realiza la homotecia, manteniendo la escala original de la nube de puntos. Se indica en la esquina superior izquierda de la GUI que no se realizó la homotecia con el texto “No H”.

A partir de esta subfase, la nube de puntos tendrá métrica, lo cual se indica en la esquina superior izquierda de la GUI con el texto “Métrica: ON”.

### Traslación y rotación.

El objetivo de la traslación y rotación de la nube de puntos es situar la úlcera centrada y frontal, respectivamente.

Para ello, el usuario selecciona cuatro puntos exteriores a la úlcera: Los puntos 1 y 2 (P1, P2) deben estar alineados para definir uno de los ejes (longitud o anchura), mientras que los puntos 3 y 4 (P3, P4) deben definir un eje aproximadamente perpendicular al anterior (Figura 5.17).



**Figura 5.17.** Traslación y rotación en el módulo “3D” del software 3DULC: Imagen de la úlcera cutánea y puntos seleccionados para la translación y rotación. Los pares de puntos son, según su orden de selección: P1-P2 (color blanco) y P3-P4 (color rosa). Estos puntos son exteriores a ésta y su intersección (color amarillo) se determina automáticamente y se convierte en el origen de coordenadas tras esta subfase.

El software obtiene las coordenadas (X, Y, Z) de los puntos seleccionados en la imagen. Calcula la intersección de las dos líneas definidas por los pares de puntos P1-P2 y P3-P4. Traslada la nube de puntos situando la intersección en el origen de coordenadas.

Se comprueba cuál es la distancia mayor: P1-P2 o P3-P4. En el caso de que  $P1-P2 > P3-P4$ , se hacen tres rotaciones de la nube de puntos: se rota la nube de puntos en el eje Z con un ángulo kappa ( $\kappa$ ) para que los puntos P1 y P2 tengan la misma coordenada X. Después, se rota la nube de puntos con un ángulo omega ( $\omega$ ) para que los puntos P1 y P2 tengan la misma coordenada Z. Finalmente, se rota la nube de puntos con un ángulo phi ( $\phi$ ) para que los puntos P3 y P4 tengan la misma coordenada Z.

Tras realizar la traslación y rotación, la nube de puntos resultante tiene las siguientes características: 1/ origen de coordenadas situado en la intersección de las dos líneas definidas por los pares de puntos; 2/ úlcera situada en posición frontal; 3/ coordenada Z nivelada entre pares de puntos (P1 y P2 tienen la misma coordenada Z, y lo mismo ocurre para P3 y P4).

#### Recorte de la región de interés.

En esta subfase se determina la región de interés (ROI) y se eliminan de la nube de puntos aquellos que son innecesarios para la medición de la úlcera. La ROI comprende la superficie completa de la úlcera y 20 mm de piel sana circundante. Como el contorno de la úlcera no está definido aún en esta subfase, se utilizan los 4 puntos seleccionados previamente como referencias exteriores a la úlcera que la incluyen en su totalidad. Se eliminan de la nube de puntos aquellos que cumplen alguna de las condiciones (5.4), (5.5), (5.6) o (5.7).

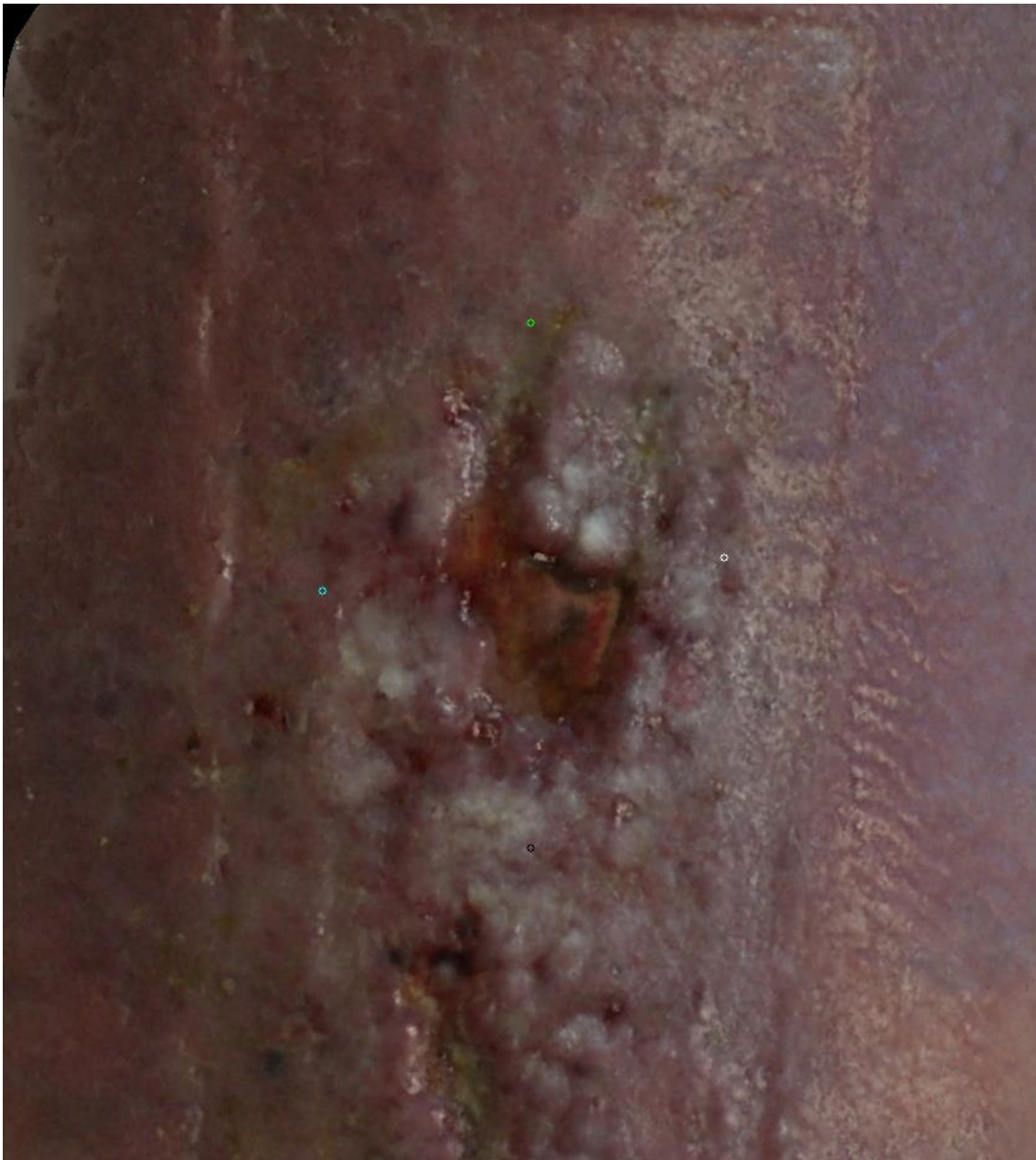
$$X < X_{min}(P1,P2,P3,P4) - 20 \quad (5.4)$$

$$X > X_{max}(P1,P2,P3,P4) + 20 \quad (5.5)$$

$$Y < Y_{min}(P1,P2,P3,P4) - 20 \quad (5.6)$$

$$Y > Y_{max}(P1,P2,P3,P4) + 20 \quad (5.7)$$

De esta forma, se obtiene una nube de puntos que, al convertir en una matriz con información X, Y, Z, R, G y B de forma similar a la explicada anteriormente, se muestra como imagen (Figura 5.18).



**Figura 5.18.** Recorte de la región de interés en el módulo “3D” del software 3DULC: Imagen de la úlcera cutánea tras el recorte de la región de interés. Los cuatro puntos seleccionados para la traslación y rotación se muestran de color azul, blanco, verde y negro.

### Delimitar contorno.

En esta subfase se marcan los bordes que acotan la extensión de la úlcera. Se puede realizar de forma automática, asistida o manual. En la delimitación automática, el programa detecta el contorno, sin que el usuario proporcione información adicional sobre las zonas de úlcera o de piel sana. Esta delimitación no se recomienda en la versión actual (1.0) del programa 3DULC, ya que obtiene resultados inexactos en muchos casos. En la delimitación asistida, el usuario marca algunas zonas como úlcera o piel sana, y el programa utiliza esta información para mejorar la delimitación automática del contorno. En la delimitación manual, el usuario marca directamente el contorno de la úlcera.

Las delimitaciones automática y asistida se basan en el algoritmo “GrabCut” (Rother et al., 2004). Este algoritmo separa la imagen en una máscara binaria: los píxeles de la úlcera serán “1-Primer plano”, mientras que el resto de píxeles serán “0-Fondo”.

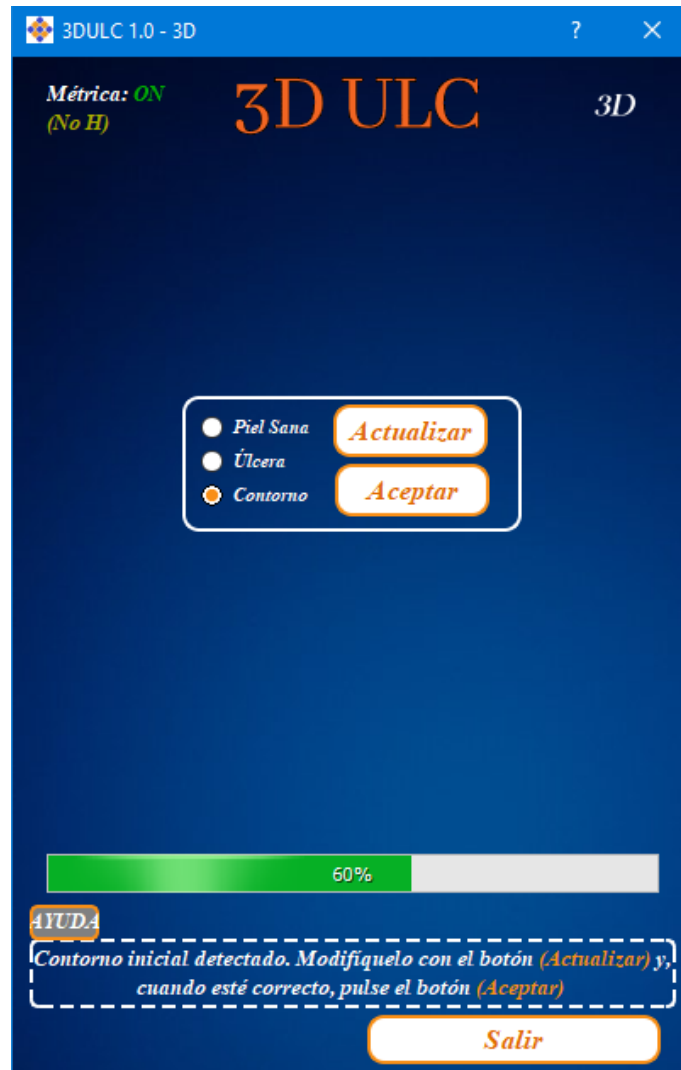
El contorno detectado en la delimitación automática utiliza los 4 puntos (P1, P2, P3 y P4) seleccionados en subetapas anteriores. Estos puntos definen un rectángulo en el que se encuentra la totalidad de la úlcera, por lo que los puntos exteriores a éste se clasifican como “0-Fondo”. Se aplica una máscara con valores HSV típicos de piel sana en los puntos interiores del rectángulo, para clasificarlos como “2-Probablemente fondo” o “3-Probablemente primer plano”. El algoritmo resuelve esta ambigüedad y los clasifica como “0-Fondo” o “1-Primer plano”. De la solución obtenida, se selecciona la región conectada con mayor área de “1-Primer plano”, ya que tiene mayor probabilidad de ser la úlcera completa, y no una región parcial de la misma, interior o aislada.

La delimitación asistida permite detectar el contorno sin que el usuario marque el borde, ajustándose más al contorno real con cada iteración del proceso. Se diferencia de la automática en los siguientes aspectos: 1/ los puntos interiores del rectángulo que han sido marcados como úlcera son clasificados como “1-Primer plano”, y los marcados como piel sana son clasificados como “0-Fondo”. Esta máscara se aplica previamente a la de los valores típicos de HSV de piel sana y no se ve modificada por ésta; 2/ una vez obtenido el contorno, el proceso puede iterarse de forma ilimitada. Para ello, el usuario puede marcar zonas adicionales de piel sana o úlcera que hayan sido incorrectamente clasificadas, y hacer clic izquierdo en el botón “Actualizar”. Esta máscara se aplica y mejora la clasificación anterior.

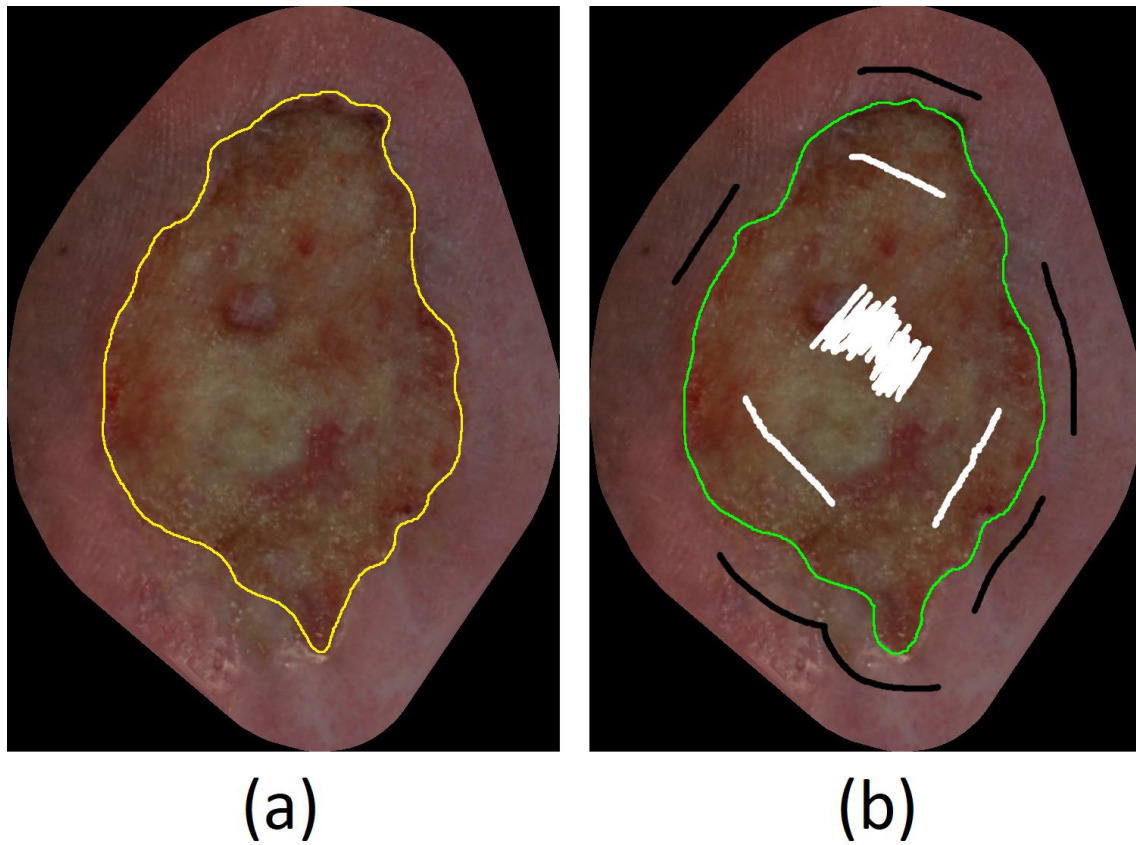
El programa 3DULC muestra en su GUI un elemento de tipo “Botón de opción” (*RadioButton*) con tres opciones: piel sana, úlcera y contorno (Figura 5.19). Las opciones se activan con el evento de clic izquierdo sobre las mismas, y tras esto, el usuario puede dibujar estas zonas en la imagen mostrada, manteniendo pulsado el clic izquierdo. El código de colores con el que se dibuja en la

imagen es: 1/ piel sana, de color negro; 2/ úlcera, de color blanco; 3/ contorno, de color amarillo. (Figura 5.20).

Tras detectar un contorno de la úlcera con cualquier tipo de delimitación, éste se muestra de color verde en la imagen (Figura 5.21). Si el contorno es correcto, se hace clic izquierdo en el botón “Aceptar”.



**Figura 5.19.** Delimitación del contorno en el módulo “3D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario mostrada en la subfase de delimitación del contorno.



**Figura 5.20.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC. (a) Contorno delineado manualmente (línea de color amarillo); (b) Contorno delimitado automáticamente por el programa (línea de color verde), trazos marcados manualmente por el usuario como zonas de úlcera (líneas de color blanco) o piel sana (líneas de color negro).



**Figura 5.21.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC: Borde de la úlcera (línea de color verde).



Interpolación de la superficie de referencia.

La superficie de referencia es el “techo de la úlcera”, imprescindible en todos los procedimientos que calculen variables como: coeficiente de lisura, profundidad máxima, área de la superficie de referencia y volumen. Sin embargo, los parámetros utilizados para crear esta superficie de referencia no suelen publicarse. Estos parámetros son: 1/ función continua utilizada en el ajuste mínimo cuadrático (modelo al que se busca solución óptima); 2/ tamaño de la región de piel sana considerada.

La opción más simple y directa es utilizar una función que se ajuste a un plano y que considere como piel sana exactamente el borde de la úlcera. Esta opción fue descartada para el procedimiento SfM-3DULC por su inexactitud, ya que no tiene en cuenta la forma curvilínea del corte en el plano transversal de las regiones donde habitualmente se sitúan las úlceras (piernas, glúteos, caderas).

El modelo de interpolación del software 3DULC minimiza el error medio cuadrático (*Root Mean Square Error*: RMSE) (5.8) con una regresión polinomial de segundo orden con dos predictores (5.9), en la cual los valores de la coordenada Z se predicen a partir de las coordenadas X e Y. La región de piel sana considerada es 20 mm alrededor del borde de la úlcera.

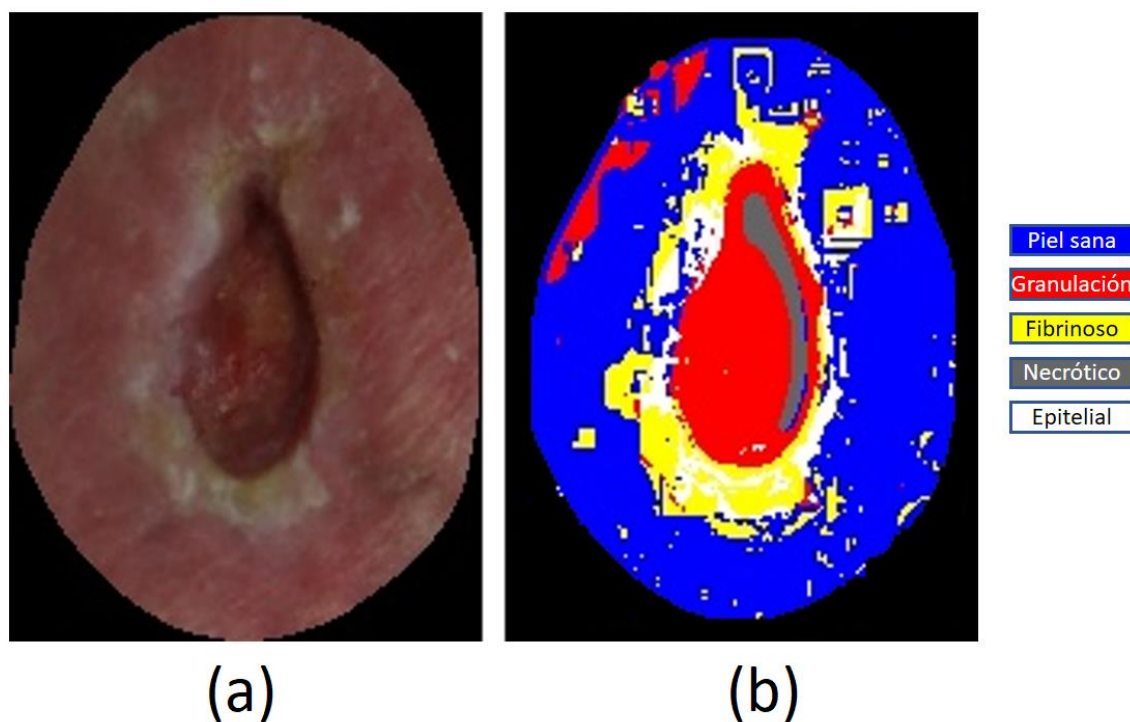
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (z_j - \hat{z}_j)^2} \quad (5.8)$$

$$\hat{z} = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5y^2 + a_6xy \quad (5.9)$$

En 3DULC también están implementadas las regresiones polinomiales de primer y tercer orden, aunque no se ejecutan por defecto. En futuros estudios se comparará la exactitud de varios modelos de interpolación y tamaño de las regiones de piel sana.

### Clasificación del tipo de tejido.

El software 3DULC clasifica la úlcera según su tipo de tejido. Para ello, tiene implementado un modelo de predicción que consiste en un árbol de decisión que utiliza el color del píxel de la úlcera y su vecindario. Los 5 tipos de tejido contemplados en este árbol de decisión son: piel sana, granulación, fibrinoso, necrótico y epitelial. A estos tipos de tejido se les asigna el código de colores: azul, rojo, amarillo, gris y blanco, respectivamente (Figura 5.22).



**Figura 5.22.** Clasificación del tipo de tejido de la úlcera cutánea en el módulo “3D” del software 3DULC: (a) Imagen de la úlcera; (b) Imagen de los tipos de tejido y código de colores.

El entrenamiento de los modelos de predicción que permiten clasificar los tipos de tejido presentes en la úlcera se realizó con el programa Weka (University of Waikato, Hamilton, Nueva Zelanda) en su versión 3.8.4. La muestra utilizada en el entrenamiento se obtuvo de fotografías de úlceras de 10 pacientes diferentes, e incluyó 35322 registros de píxeles, cada uno con 123 variables. Estas variables se pueden agrupar según su tipo en: clasificación (1 variable), geometría (4 variables), color (6 variables), buffers de media y máxima pendiente (112 variables). Las 4 variables geométricas son: X, Y, Z y profundidad. Las 6 variables de color son: R, G, B, H, S y V. Se calculan los buffers de media y máxima pendiente para los vecindarios 3x3, 5x5, 7x7, 9x9, 11x11, 13x13 y 15x15 de las variables: Z, profundidad, R, G, B, H, S y V.

Se crearon 3 modelos de predicción: 2 árboles de decisión y 1 red neuronal. El algoritmo utilizado en los árboles de decisión fue J48 (C4.5), realizando validación cruzada. La red neuronal fue creada con “Perceptrón multicapa” (*Multilayer Perceptron*). El primer árbol de decisión utilizó

todas las variables, y de ellas seleccionó las que producían mayor ganancia de información en la clasificación y descartó las menos relevantes (por ejemplo, la X o la Y). El segundo árbol fue una versión simplificada del primero, en la cual únicamente intervinieron las variables más importantes relativas al color y sus buffers de media y máxima pendiente. La red neuronal utilizó todas las variables.

Los resultados fueron parecidos en los 3 sistemas de clasificación. Los árboles de decisión son más sencillos de interpretar que las redes neuronales, ya que su clasificación se realiza a partir de nodos con características explícitas. El segundo árbol de decisión es más simple que el primero, y no requiere de información tridimensional para su aplicación. Por lo tanto, éste fue el escogido para el software 3DULC.

#### Cálculo de las variables de tamaño.

Las 9 variables de la úlcera cutánea calculadas por el módulo 3D del software 3DULC son:

- Coeficientes de circularidad y lisura: Estiman la regularidad planimétrica y altimétrica de la úlcera, respectivamente. Son adimensionales y su rango es el intervalo unitario [0-1]. Se obtienen valores más altos cuanto más regular es la úlcera. El cálculo del coeficiente de circularidad es función del área proyectada y del perímetro (5.10), mientras que el coeficiente de lisura es el cociente del área de la superficie de referencia entre el área de la superficie excavada (5.11).

$$\text{Coeficiente de circularidad} = \frac{4 \cdot \pi \cdot \text{Área proyectada}}{\text{Perímetro}^2} \quad (5.10)$$

$$\text{Coeficiente de lisura} = \frac{\text{Área de la superficie de referencia}}{\text{Área de la superficie excavada}} \quad (5.11)$$

- Longitud máxima: Mayor distancia entre dos puntos del contorno de la úlcera. Se calculan las distancias en píxeles en la imagen, se selecciona la mayor y se multiplica por el tamaño de píxel. Se expresa en mm.
- Perímetro: Longitud del contorno. Se calcula como el sumatorio de todas las distancias que lo componen. Se expresa en mm.
- Profundidad máxima: Mayor diferencia en la coordenada Z de un punto, entre las superficies de referencia y excavada. Se calcula la profundidad de todos los píxeles de la úlcera y se selecciona la mayor. Se expresa en mm.
- Área proyectada: Área de la úlcera proyectada sobre el plano de la imagen. Se calcula como el sumatorio de todos los píxeles de la úlcera, multiplicados por el tamaño de píxel. Se expresa en mm<sup>2</sup>.
- Área de la superficie de referencia y área de la superficie excavada: Área desarrollada de las superficies de referencia (techo virtual) y del nicho de la úlcera, respectivamente. Se

descomponen estas superficies en triángulos rectángulos cuyos catetos tienen una longitud de 100 micras. Se mide el área parcial de cada triángulo y se realiza un sumatorio de todos los triángulos de la úlcera. Se expresa en mm<sup>2</sup>.

- Volumen: Se calcula un sumatorio de las diferencias de profundidad de las superficies de referencia y excavada de cada píxel de la úlcera, y se multiplica este valor por el tamaño de píxel al cuadrado. Se expresa en mm<sup>3</sup>.

Presentación de resultados.

Al finalizar las mediciones, se muestran los resultados en la GUI (Figura 5.23) y se crea un informe en formato HTML siguiendo la estructura de la plantilla “HTML 3D”.

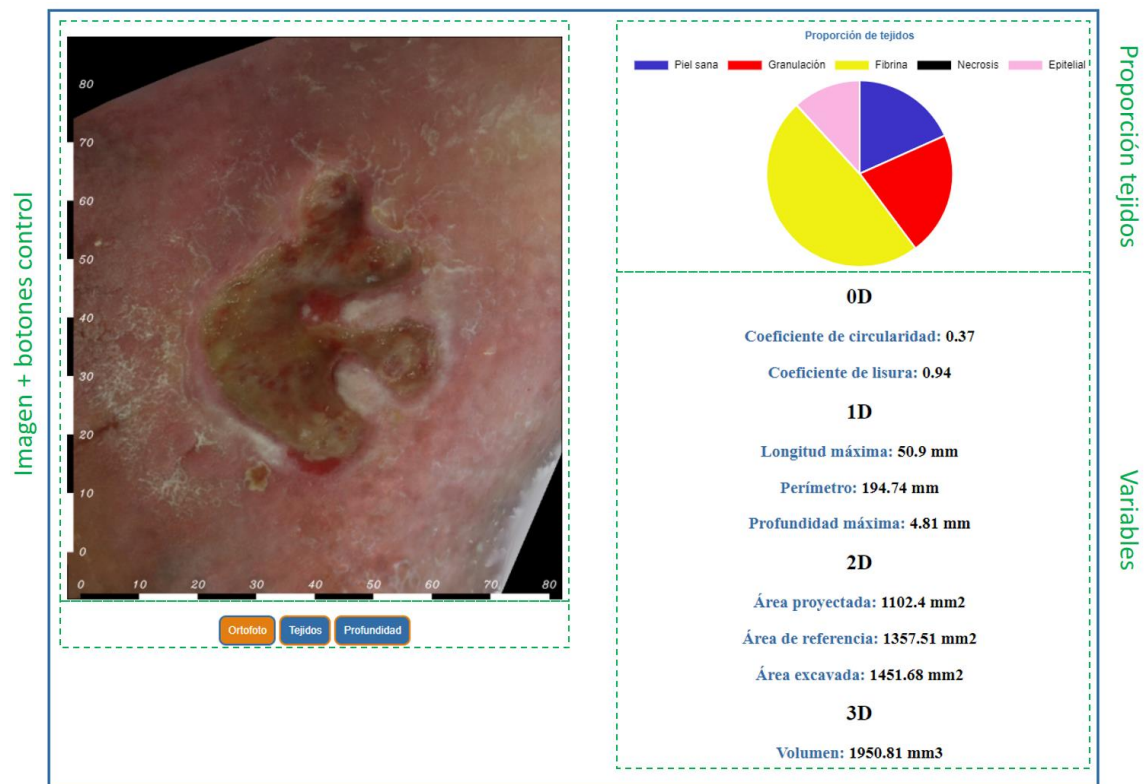


**Figura 5.23.** Presentación de resultados en el módulo “3D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario con la que concluye el procedimiento de medición.

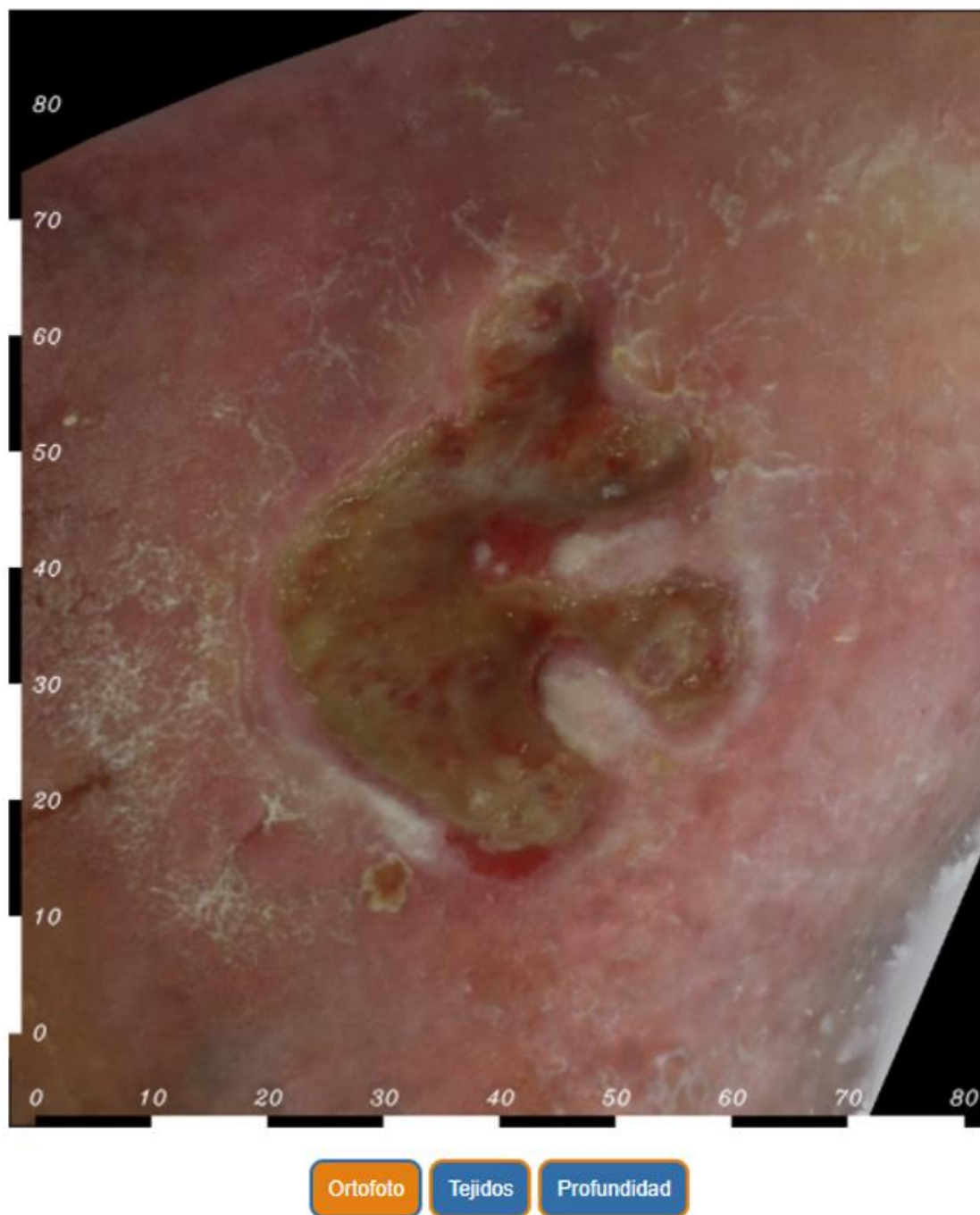
Cada módulo del software 3DULC tiene una plantilla HTML y un CSS asociado a ésta que se modifican automáticamente en esta última subfase para homogeneizar el formato de resultados.

Plantilla “HTML 3D”.

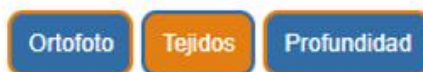
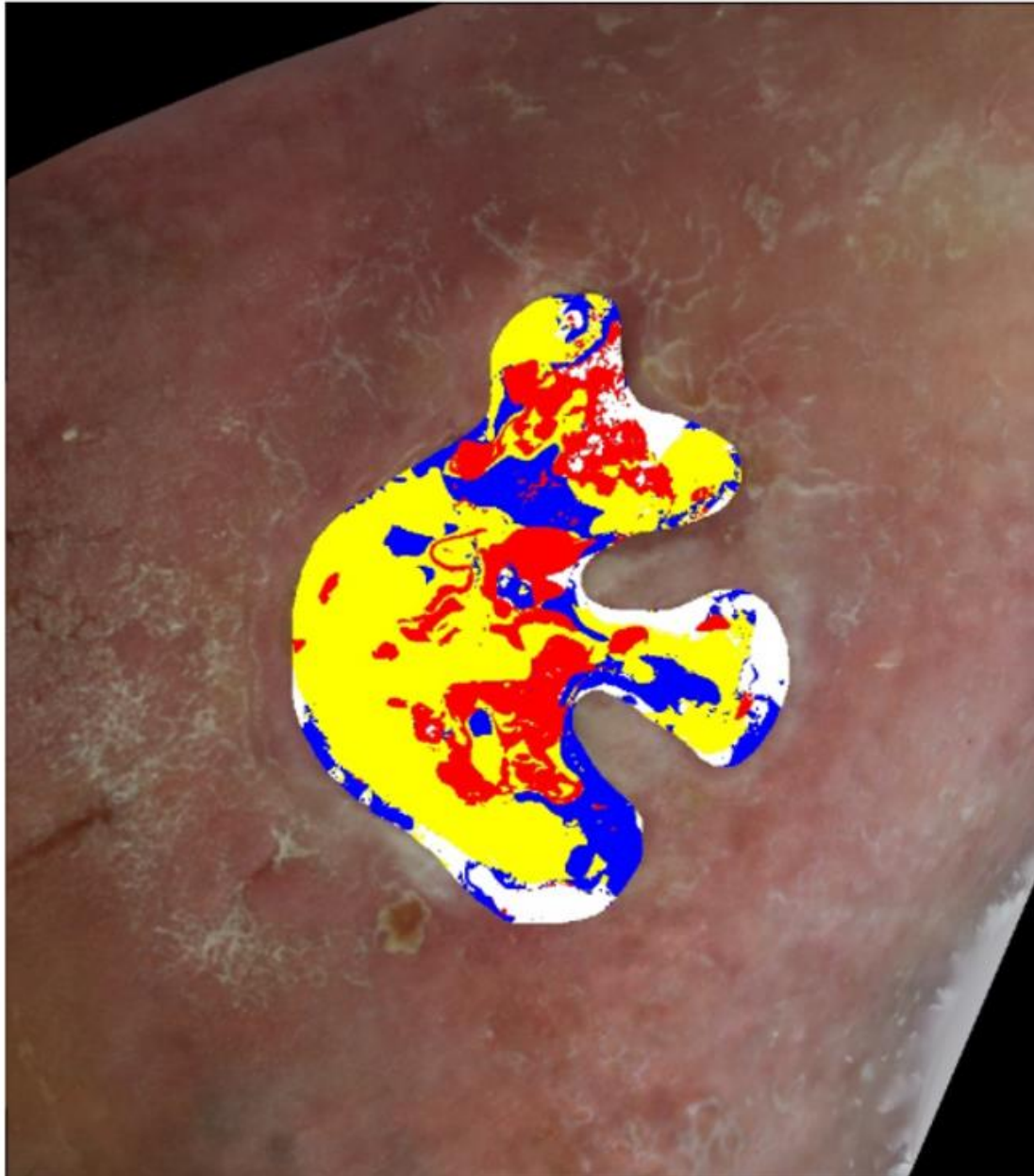
La plantilla “HTML 3D” está compuesta por secciones (Figura 5.24). Estas secciones son: 1/ imagen que puede modificarse con botones de control situados bajo ésta. Esta imagen puede ser: ortofoto de la úlcera (Figura 5.25), imagen con la clasificación de tejidos de la úlcera (Figura 5.26) o imagen con la profundidad de la úlcera (Figura 5.27); 2/ gráfico circular que muestra la proporción de cada tipo de tejido (Figura 5.28); 3/ variables de tamaño de la úlcera (Figura 5.29).



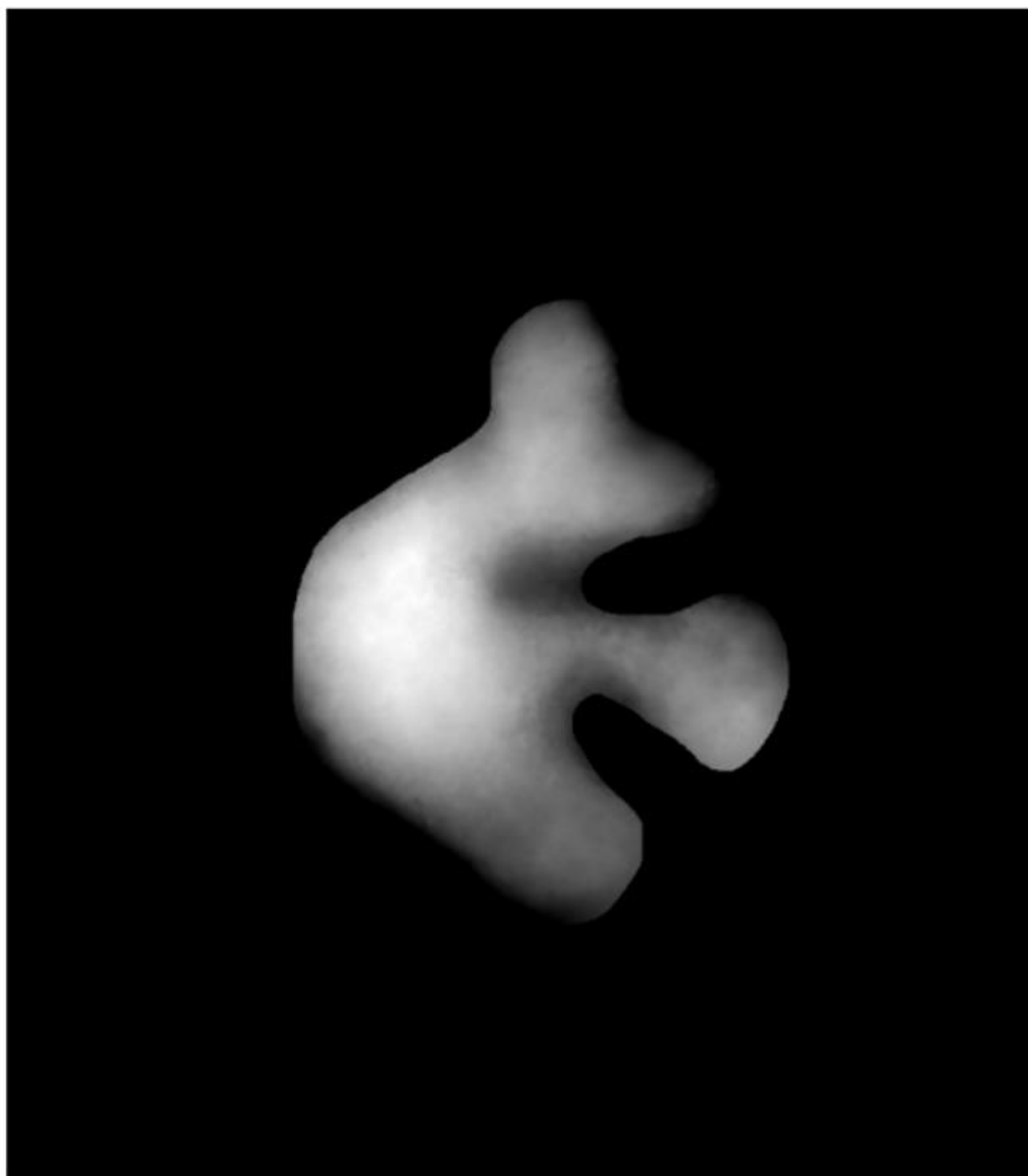
**Figura 5.24.** Plantilla “HTML 3D”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe.



**Figura 5.25.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la ortofoto de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.



**Figura 5.26.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la imagen de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.



**Figura 5.27.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la imagen de profundidad de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.





**Figura 5.28.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de la proporción de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

### 0D

Coefficiente de circularidad: 0.37

Coefficiente de lisura: 0.94

### 1D

Longitud máxima: 50.9 mm

Perímetro: 194.74 mm

Profundidad máxima: 4.81 mm

### 2D

Área proyectada: 1102.4 mm<sup>2</sup>

Área de referencia: 1357.51 mm<sup>2</sup>

Área excavada: 1451.68 mm<sup>2</sup>

### 3D

Volumen: 1950.81 mm<sup>3</sup>

**Figura 5.29.** Plantilla “HTML 3D”: Detalle de las variables de tamaño de la úlcera cutánea, mostradas en el informe.

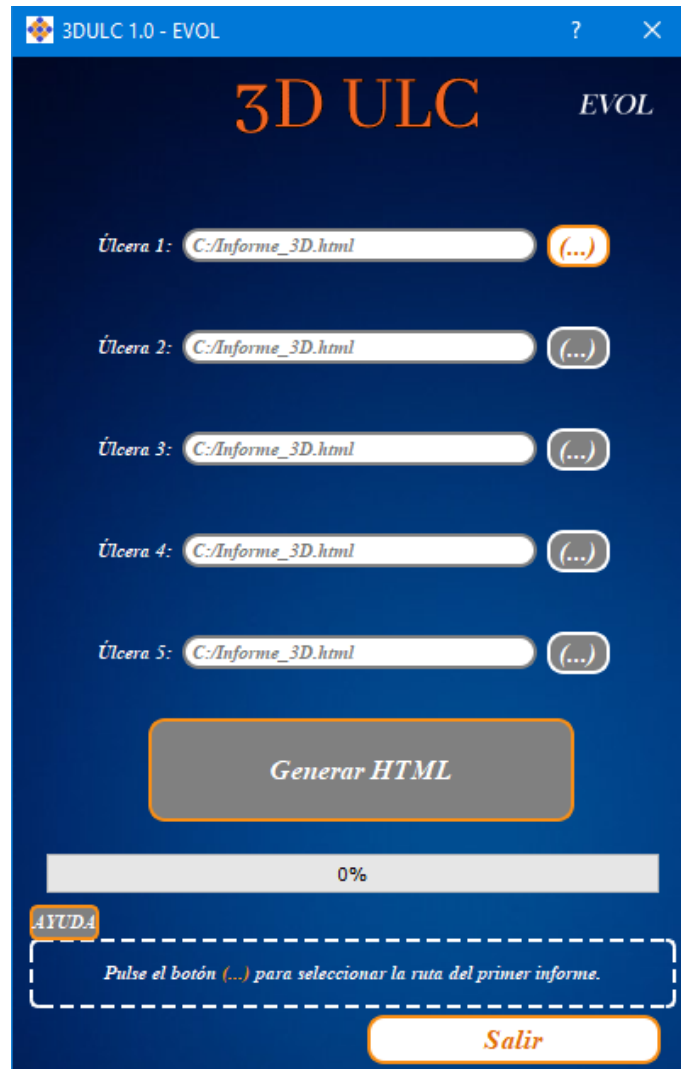
5.2.2.2. Módulo “Evolución”.

El módulo “Evolución” es un complemento del módulo “3D”. Con él, se comparan los resultados del historial de varias visitas de un mismo paciente, para obtener información acerca de la evolución de la úlcera (Figura 5.30).



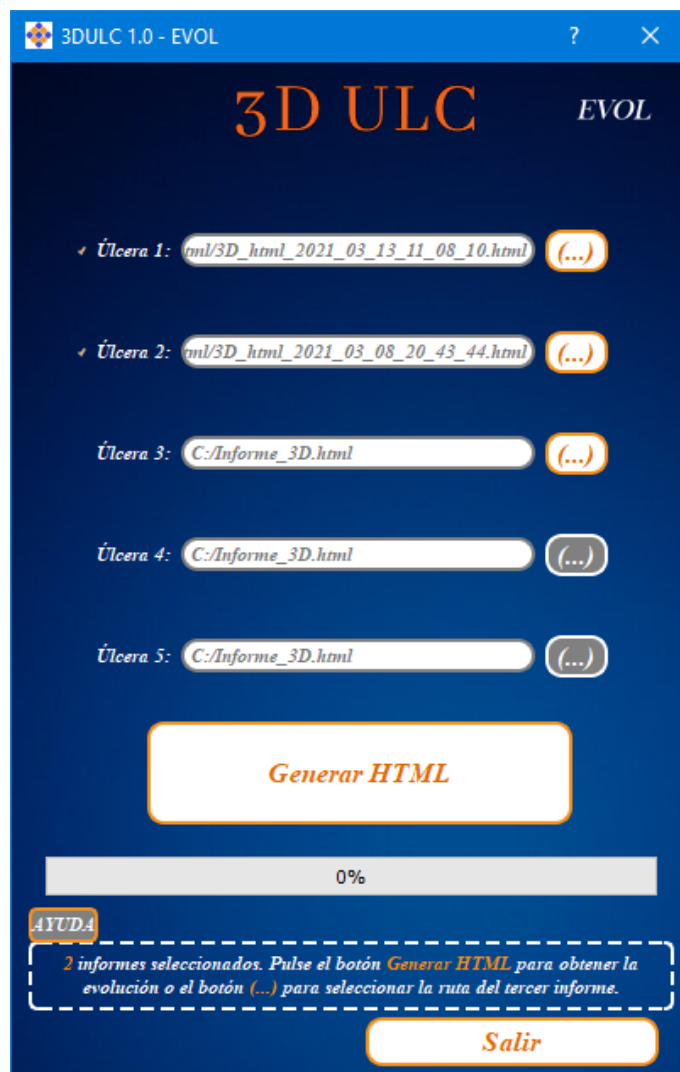
Figura 5.30. Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “Evolución”.

Tras acceder a este módulo, se muestra su interfaz inicial (Figura 5.31). En ella, el usuario selecciona los informes que se compararán, mediante el evento de clic izquierdo en los botones “(...)” que le permite examinar las carpetas y elegir la ruta. En la versión 1.0 de 3DULC, se permite comparar entre 2 y 5 visitas.



**Figura 5.31.** Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “Evolución” del software 3DULC.

Cada vez que se selecciona un archivo, se realiza automáticamente una comprobación que verifica que el archivo seleccionado sea HTML y que tenga los campos propios de un informe con la plantilla “HTML 3D”. Si el archivo es correcto, se carga. Si no, se informa al usuario de que se produjo un error y se le permite cargar otro archivo de nuevo. Al seleccionar 2 archivos, se habilita el botón “Continuar” (Figura 5.32).



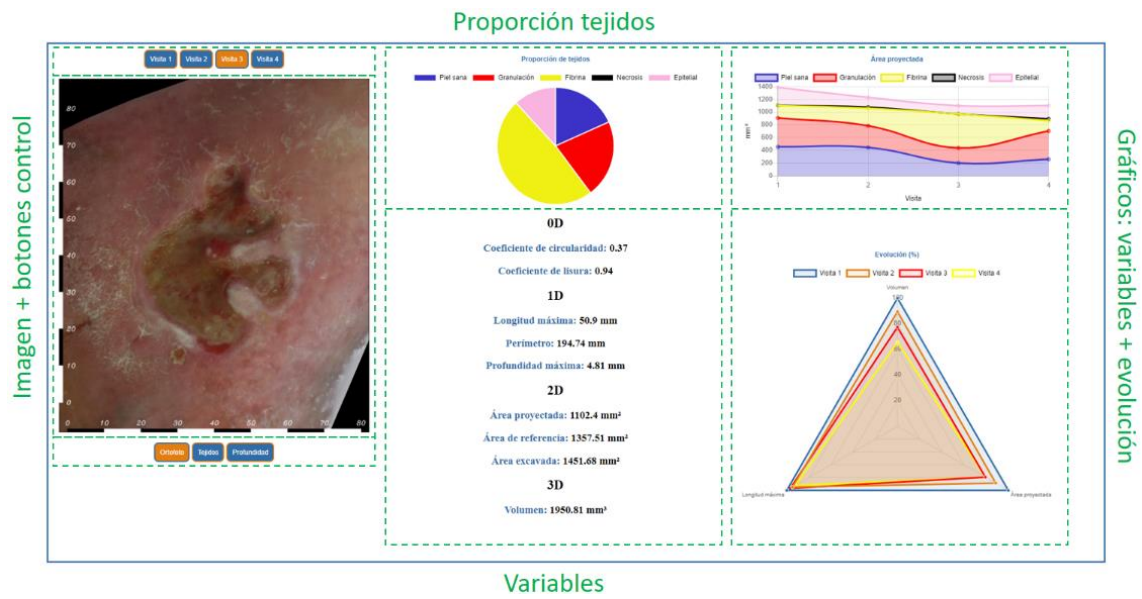
**Figura 5.32.** Interfaz gráfica de usuario mostrada tras seleccionar dos rutas con los informes de las visitas, en el módulo “Evolución” del software 3DULC.

Cuando se produce el evento de clic izquierdo en el botón “Continuar”, el programa extrae los datos de los informes incluidos. Estos datos son las variables de tamaño y las rutas de las imágenes.

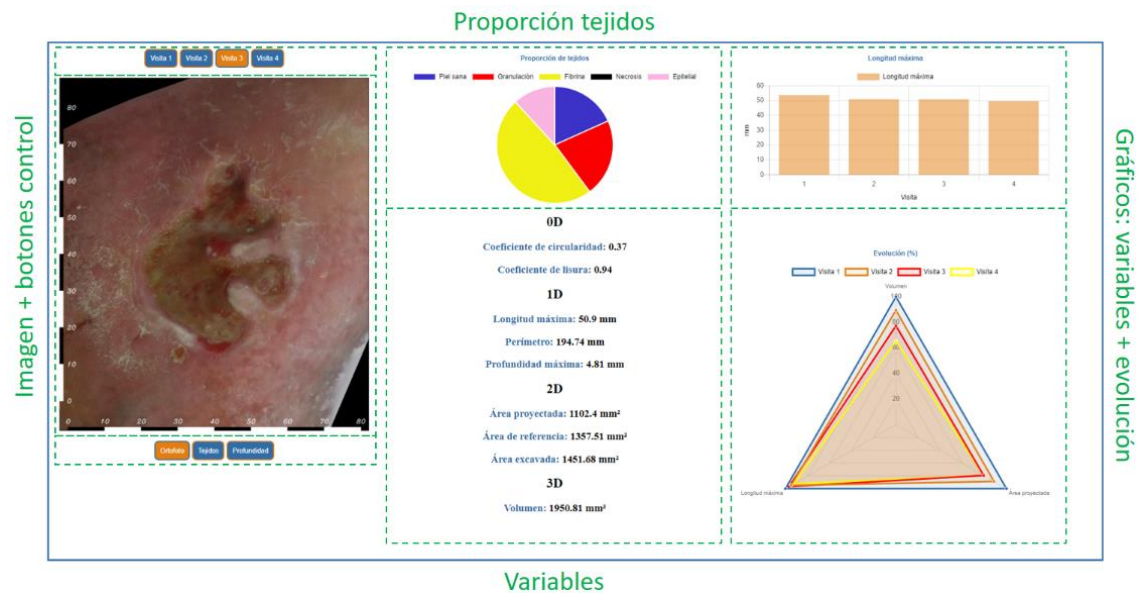
El módulo “Evolución” crea un informe HTML siguiendo la estructura de la plantilla “HTML Evolución”.

#### Plantilla “HTML Evolución”.

Esta plantilla incluye, además de las secciones de la plantilla “HTML 3D”, las siguientes secciones (Figuras 5.33 y 5.34): 1/ botones de control de visita, que permiten elegir la visita visualizada, con sus imágenes, proporción de tejidos y variables asociadas; 2/ un gráfico comparativo de líneas o barras que varía según la variable de tamaño seleccionada (Figuras 5.35 y 5.36); 3/ un gráfico de radar con las variables de tamaño más representativas que muestran el resumen de la evolución de la úlcera (Figura 5.37).



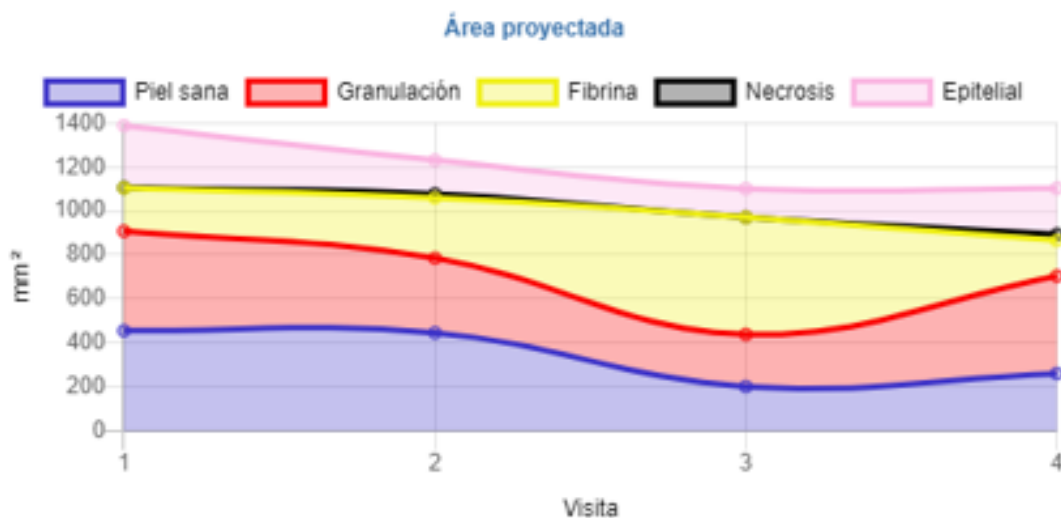
**Figura 5.33.** Plantilla “HTML Evolución”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe. La variable seleccionada y que aparece en el gráfico de variables es “área proyectada”.



**Figura 5.34.** Plantilla “HTML Evolución”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe. La variable seleccionada y que aparece en el gráfico de variables es “longitud máxima”.

## CAPÍTULO 5

Las nueve variables de tamaño son seleccionables, y cambian el gráfico comparativo de variables. Por defecto, la variable seleccionada es el área proyectada, y la sección muestra un gráfico de líneas con la comparativa global y parcial según el tipo de tejido (Figura 5.35). En el resto de variables, el gráfico es de barras, con comparativa global (Figura 5.36).

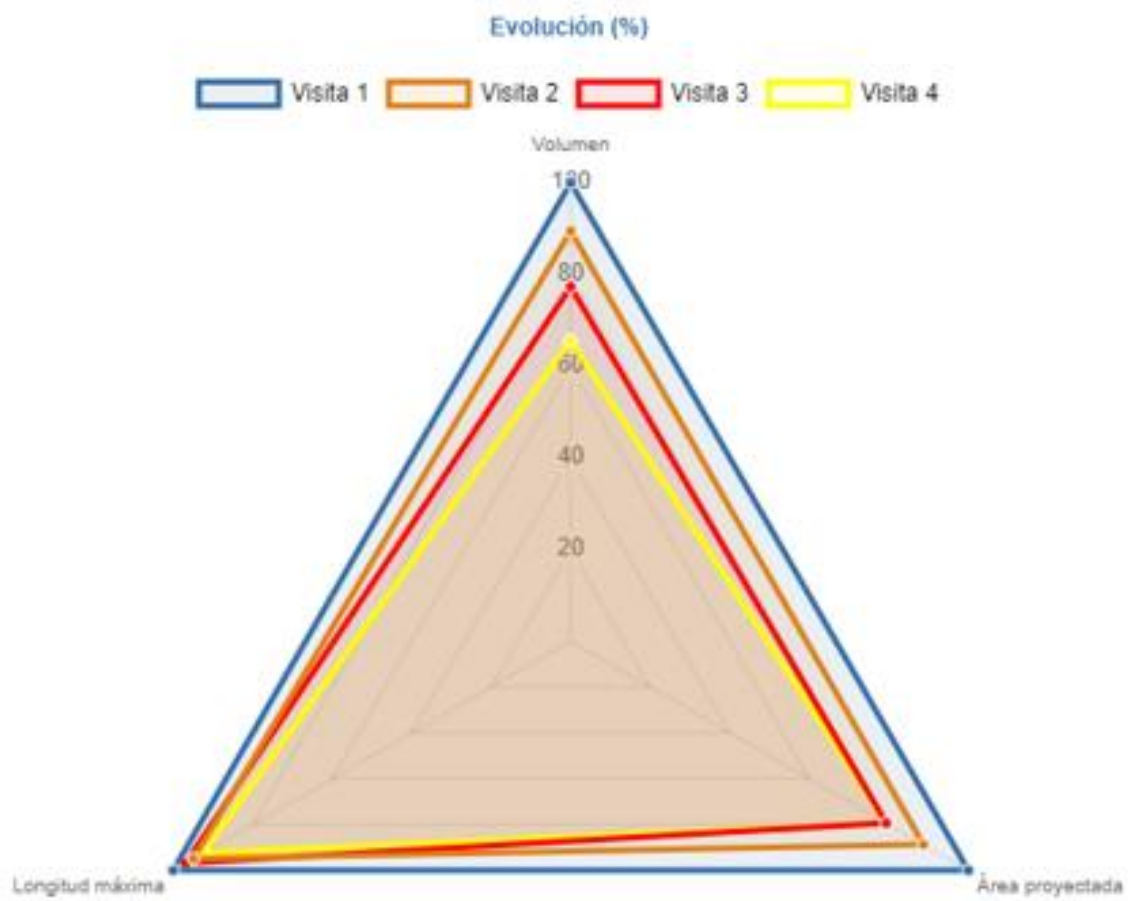


**Figura 5.35.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de líneas para la variable “área proyectada”. Muestra la evolución de esta variable, tanto global como parcial (según el tipo de tejido), para las visitas incluidas en la comparativa.



**Figura 5.36.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de barras para la variable “longitud máxima”. Muestra la evolución global de esta variable para las visitas incluidas en la comparativa.

El gráfico resumen consiste en un gráfico de radar, en el que se muestran tres variables representativas de la evolución de la úlcera: longitud máxima (1D), área proyectada (2D) y volumen (3D). El valor máximo alcanzado en las visitas se indica con el 100%, mientras que el resto de valores se expresan como una proporción de este valor (Figura 5.37).



**Figura 5.37.** Plantilla “HTML Evolución”: Detalle del gráfico de radar resumen de la evolución. Muestra la evolución de las variables de tamaño más representativas: longitud máxima, área proyectada y volumen.

5.2.2.3. Módulo “2D”.

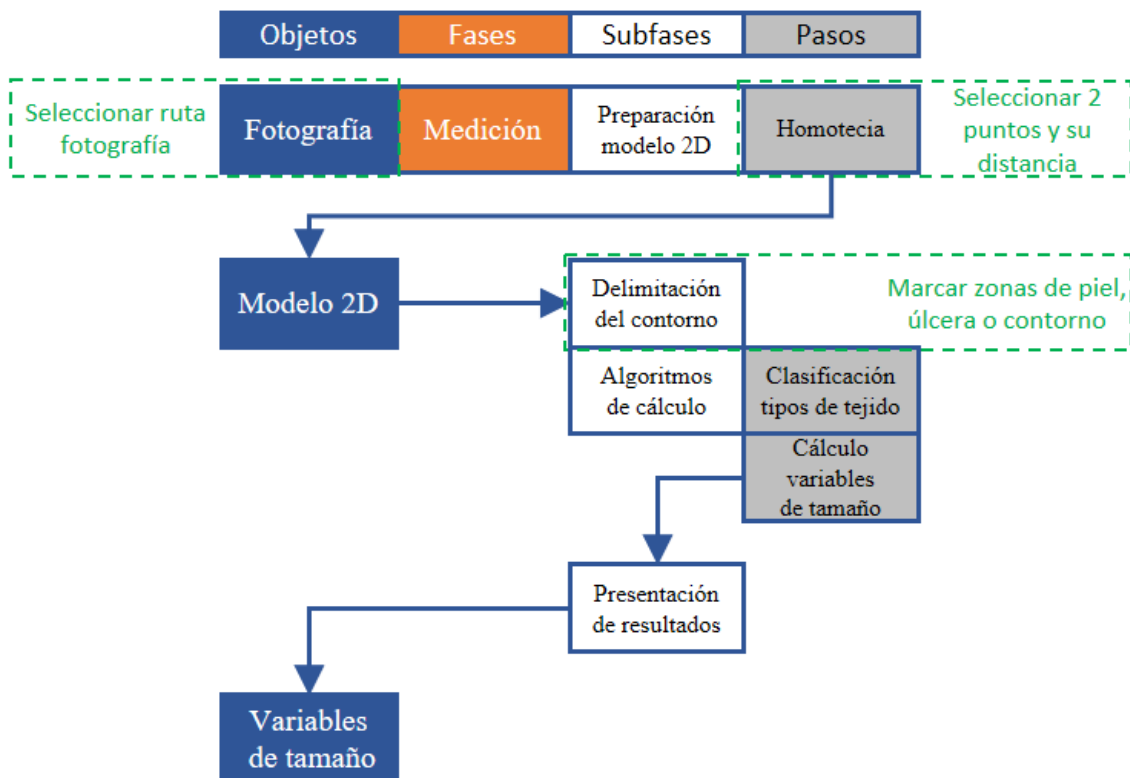
El módulo “2D” permite medir variables de tamaño utilizando una fotografía de la úlcera, y clasificar y cuantificar los tipos de tejido presentes en la misma (Figura 5.38). Está basado en la técnica de planimetría de imagen digital. Las variables que mide son, por tanto, bidimensionales.



Figura 5.38. Interfaz gráfica de usuario inicial del software 3DULC al producirse el evento de entrada con el cursor al botón del módulo “2D”.



Su flujo de proceso (Figura 5.39) comienza examinando las carpetas y seleccionando la ruta de la fotografía de la úlcera a medir. Esto se hace con el evento de clic izquierdo del cursor sobre el botón “Seleccionar úlcera” (Figura 5.40). El programa realiza automáticamente una comprobación que verifica que el archivo seleccionado sea PNG o JPG y, si el archivo es correcto, se carga y muestra la imagen en pantalla.



**Figura 5.39.** Flujo de proceso del módulo “2D” del software 3DULC: Tareas que realiza el usuario (línea discontinua de color verde) utilizando la interfaz gráfica. Objetos (color azul), fases (color naranja), subfases (color blanco) y pasos (color gris).

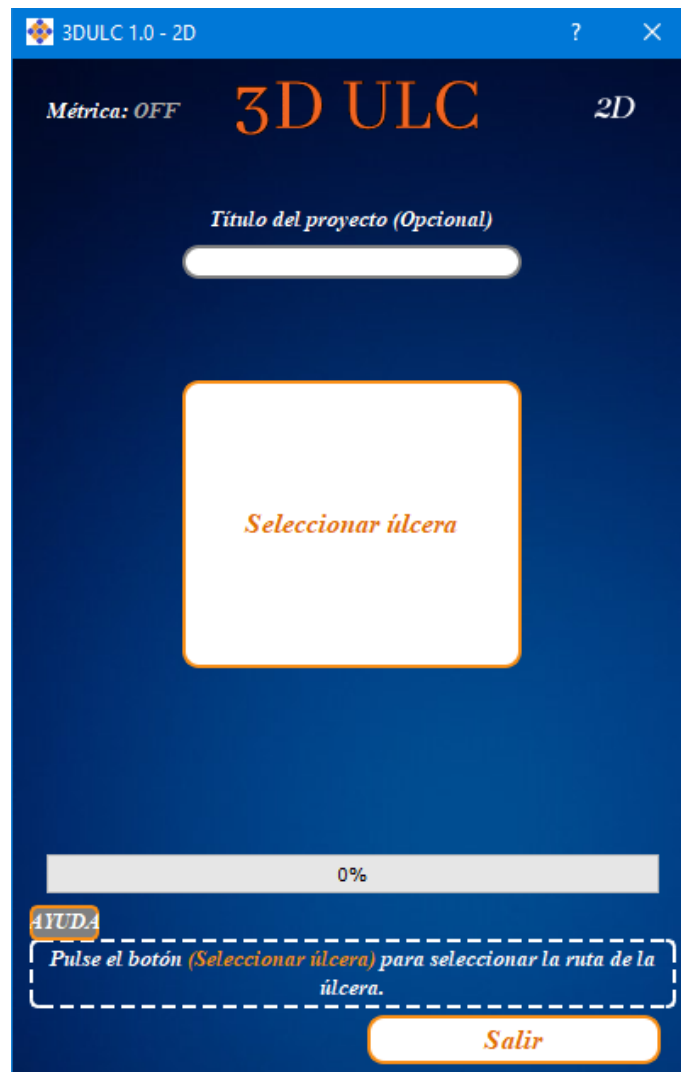


Figura 5.40. Interfaz gráfica de usuario inicial del módulo “2D” del software 3DULC.

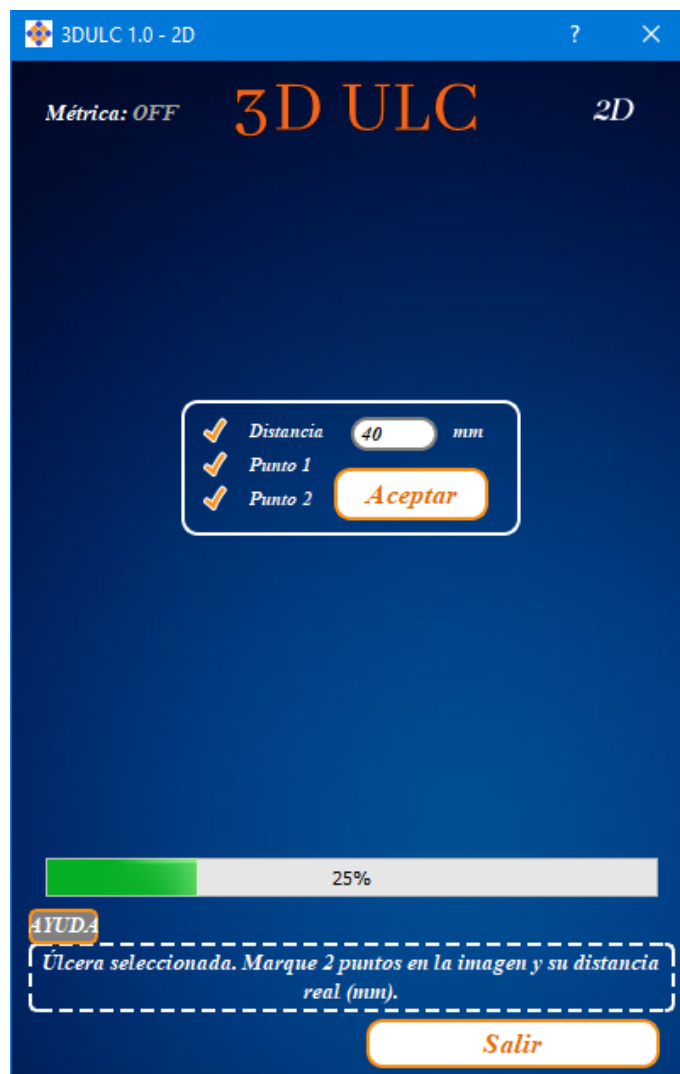
### Preparación del modelo 2D: Homotecia

En esta subetapa se escala la fotografía para obtener un modelo digital 2D con métrica. Este proceso se realiza seleccionando dos puntos, cuya posición (o distancia entre ellos) es conocida, mediante el evento clic izquierdo en la imagen cargada (los puntos se muestran de color negro en la imagen) (Figura 5.41) y escribiendo su distancia en la GUI (Figura 5.42). Al realizar estas acciones, se habilita el botón “Aceptar”. Con el evento de clic izquierdo sobre este botón, se establece la relación de escala en la imagen que aporta la métrica al modelo 2D. Esto se indica en la esquina superior izquierda de la GUI con el texto “Métrica: ON”.

La selección de los puntos que sirven para determinar la escala del modelo 2D, determina los resultados de las variables de tamaño obtenidos. En líneas generales, para aumentar la exactitud, es recomendable que estos puntos sean cercanos a la úlcera y su distancia sea aproximadamente la de uno de los ejes (longitud o anchura máximas) de la úlcera. Esto se discute en el apartado 6.8.2. *Ventajas de Ortho-ImageJ frente a ImageJ.*



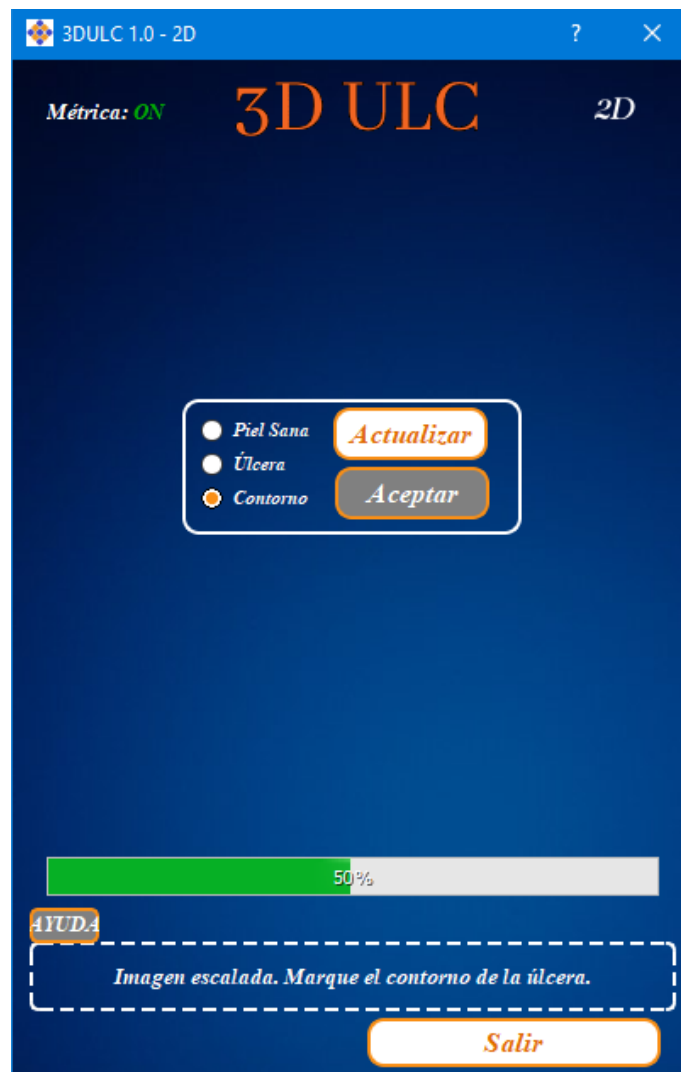
**Figura 5.41.** Preparación del modelo digital 2D en el módulo “2D” del software 3DULC: Puntos seleccionados (color negro) para escalar la imagen.



**Figura 5.42.** Interfaz gráfica de usuario mostrada en la preparación del modelo 2D en el módulo “2D” del software 3DULC.

### Delimitación del contorno.

De forma similar al módulo “3D”, se permite al usuario delimitar el contorno de la úlcera de forma automática, asistida o manual. Está basado en el mismo algoritmo (GrabCut), y la apariencia de la GUI (Figura 5.43) también es similar. Cuando el contorno seleccionado en el programa es correcto, el usuario continúa con la medición mediante el evento de clic izquierdo en el botón “Aceptar” (Figura 5.44).



**Figura 5.43.** Interfaz gráfica de usuario mostrada en la delimitación del contorno en el módulo “2D” del software 3DULC.



**Figura 5.44.** Delimitación del contorno de la úlcera cutánea en el módulo “2D” del software 3DULC: Contorno de la úlcera delimitado manualmente (línea de color amarillo).

Clasificación del tipo de tejido.

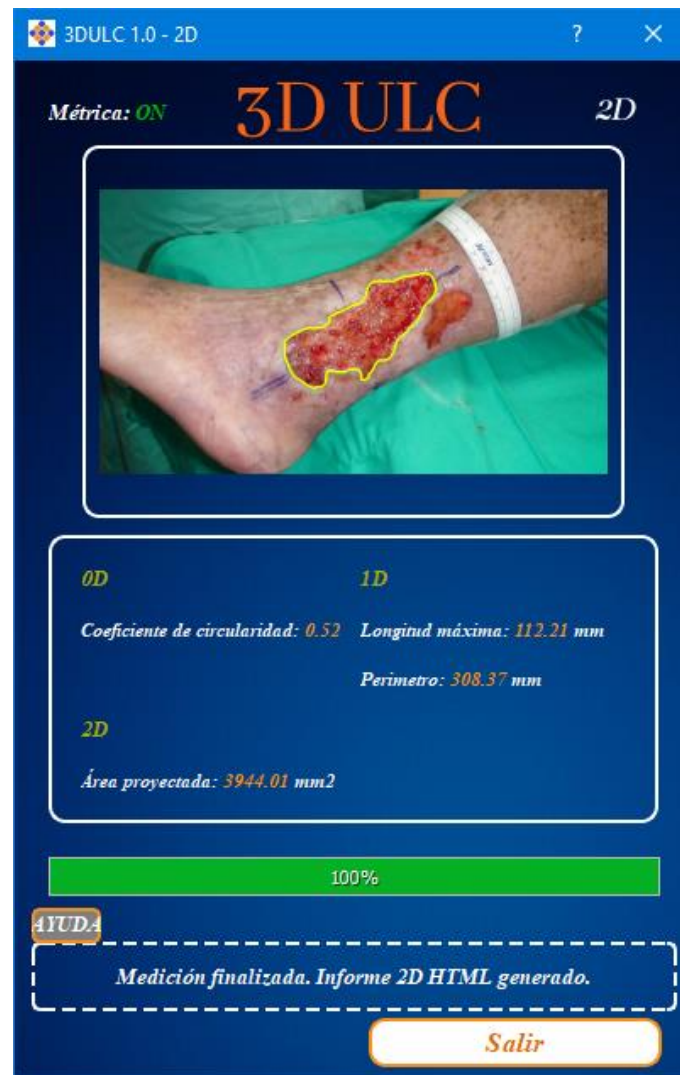
La clasificación del tipo de tejido en el módulo “2D” se realiza de forma similar a la explicada para el módulo “3D” en el apartado anterior. Utiliza el mismo árbol de decisión, en el que intervienen únicamente las variables más importantes relativas al color.

Cálculo de las variables de tamaño.

Las 4 variables de la úlcera calculadas por el módulo “2D” del software 3DULC son: coeficiente de circularidad, longitud máxima, perímetro y área proyectada.

Presentación de resultados.

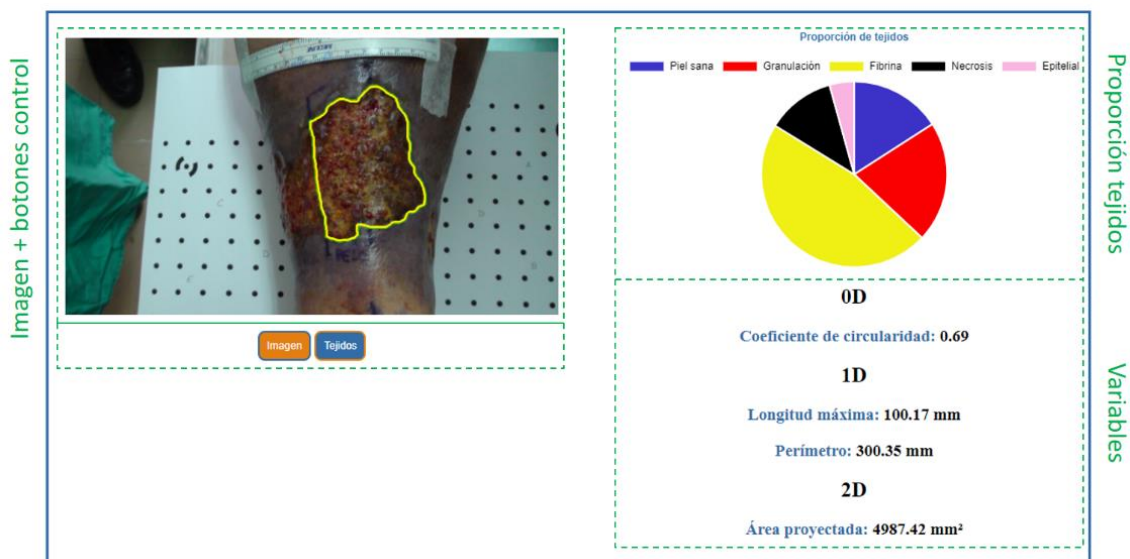
Al finalizar las mediciones, se muestran los resultados en la GUI (Figura 5.45) y se crea un informe en formato HTML siguiendo la estructura de la plantilla “HTML 2D”.



**Figura 5.45.** Presentación de resultados en el módulo “2D” del software 3DULC: Interfaz gráfica de usuario con la que concluye el procedimiento de medición.

#### Plantilla “HTML 2D”.

La plantilla “HTML 2D” está compuesta por secciones (Figura 5.46) similares a las de la plantilla “HTML 3D”. Estas secciones son: 1/ imagen que puede modificarse con botones de control situados bajo ésta. Esta imagen puede ser: fotografía de la úlcera (Figura 5.47) o imagen con la clasificación de tejidos de la úlcera (Figura 5.48); 2/ gráfico circular que muestra la proporción de cada tipo de tejido (Figura 5.49); 3/ variables de tamaño de la úlcera (Figura 5.50).

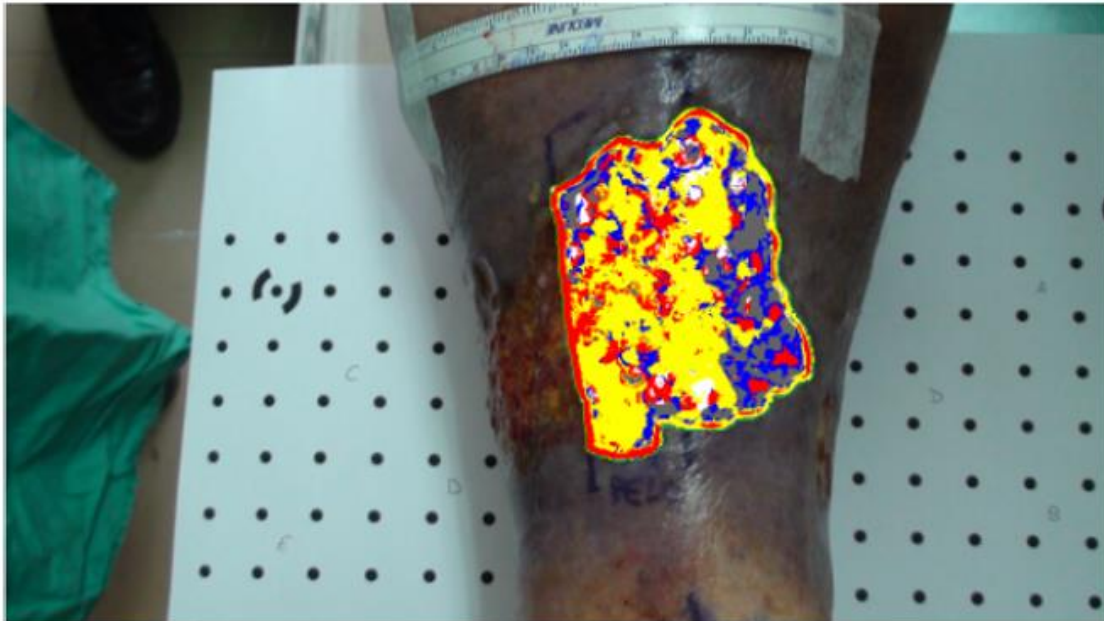


**Figura 5.46.** Plantilla “HTML 2D”: Secciones de la plantilla (línea discontinua de color verde) con las que se crea el informe.



**Figura 5.47.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la imagen de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.





**Figura 5.48.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la imagen de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.



**Figura 5.49.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de la proporción de los tipos de tejido de la úlcera cutánea, mostrada en el informe.

**0D**

**Coefficiente de circularidad: 0.69**

**1D**

**Longitud máxima: 100.17 mm**

**Perímetro: 300.35 mm**

**2D**

**Área proyectada: 4987.42 mm<sup>2</sup>**

**Figura 5.50.** Plantilla “HTML 2D”: Detalle de las variables de tamaño de la úlcera cutánea, mostradas en el informe.

## CAPÍTULO 6

### *Validación de SfM-3DULC*



Este capítulo está basado en el artículo: Sánchez-Jiménez, D., Buchón-Moragues, F. F., Escutia-Muñoz, B., & Botella-Estrada, R. (2021). SfM-3DULC: Reliability of a new 3D wound measurement procedure and its accuracy in projected area. *International wound journal*, 1-8. <https://doi.org/10.1111/iwj.13595> (Apéndice A).

Se realizó un estudio piloto en el que se evaluó la fiabilidad y exactitud del procedimiento de escaneo y medición de úlceras cutáneas SfM-3DULC. También se propuso una nueva variante del procedimiento ImageJ, en la que se utiliza una ortofotografía (Ortho-ImageJ), para medir el área proyectada. Por último, se compararon las mediciones realizadas por un grupo de dermatólogos y otro grupo de no expertos.

## 6.1. Objetivos

El objetivo principal del estudio fue evaluar la fiabilidad intra e inter evaluador del procedimiento SfM-3DULC en las nueve variables medidas. Los objetivos secundarios fueron: 1/ Analizar la exactitud en la medición del área proyectada de los procedimientos SfM-3DULC y Ortho-ImageJ, tomando como referencia las mediciones obtenidas con ImageJ. 2/ Determinar si existen diferencias entre las mediciones realizadas por los observadores expertos (dermatólogos) y no expertos, en las nueve variables medidas y los tres procedimientos de medición de úlceras utilizados.

## 6.2. Aspectos éticos.

El proyecto de esta tesis doctoral fue aprobado por el Comité Ético de Investigación con medicamentos (CEIm) (*Institutional Review Board: IRB*) del Hospital Universitari i Politènic La Fe de Valencia, en noviembre de 2018 (número de protocolo: 2018/0527) y cumple las directrices de Buena Práctica Clínica (BPC), la Declaración de Helsinki y la legislación vigente sobre investigación clínica y protección de datos personales (desarrollado con mayor detalle en el apartado 7.1. *Aspectos éticos*).

Los pacientes fueron informados previamente de los objetivos, procedimientos y riesgos del proyecto, y se obtuvo su consentimiento informado por escrito. Sus datos personales fueron anonimizados.

### **6.3. Población de pacientes.**

El reclutamiento y seguimiento de los pacientes se realizó en cinco días seleccionados de forma aleatoria en 2019. Todos los pacientes fueron tratados en el Departamento de Dermatología del Hospital Universitari i Politècnic la Fe de València, y la Unidad de Enfermería, Úlceras y Heridas complejas del mismo hospital.

Se incluyeron quince pacientes, de acuerdo a los siguientes criterios de inclusión: 1/ edad mayor de 18 años; 2/ diagnosticado de úlcera abierta de la pierna con pérdida de tejidos; 3/ presencia de, al menos, 20 milímetros de piel sana circundante a la úlcera, visible desde una perspectiva como mínimo; 4/ capacidad de mantener la pierna en posición estática, con la úlcera expuesta hacia arriba, durante 45 segundos.

Dos pacientes fueron excluidos, al no cumplir respectivamente los criterios de inclusión 3 y 4.

Se midieron úlceras de diferentes etiologías en 33 visitas médicas, variando de una a cinco visitas médicas por paciente.

### **6.4. Material.**

El material utilizado fue el siguiente: Software: 3DULC versión 1.0, Agisoft PhotoScan Professional versión 1.4.5, ImageJ versión 1.53a; cámara fotográfica Canon EOS1DX MKIII (20.1 megapíxeles), plantilla de marcadores circulares y regla graduada.

### **6.5. Análisis estadístico.**

El análisis estadístico se realizó con el software IBM® SPSS® Statistics versión 25. Cinco evaluadores expertos en dermatología y cinco evaluadores ajenos a la Medicina midieron 33 úlceras de la pierna cinco veces con cada uno de los tres procedimientos expuestos. Se evaluó la fiabilidad intra e inter evaluador de SfM-3DULC con el Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC 2,1). Se utilizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas ( $\alpha=0.05$ ) para: 1/ analizar la exactitud de SfM-3DULC y Ortho-ImageJ en la medición del área proyectada, comparando sus valores con los obtenidos utilizando ImageJ; 2/ comparar las mediciones de las úlceras realizadas por dermatólogos y no expertos.

## **6.6. Procedimientos y variables.**

Los procedimientos utilizados en este estudio fueron: ImageJ, Ortho-ImageJ y SfM-3DULC.

### **6.6.1. ImageJ.**

Se colocó una regla graduada cerca de la úlcera y se tomó una fotografía frontal. Esta fotografía se escaló en ImageJ, seleccionando dos marcas de la regla graduada y la distancia real. Se delimitó el borde de la herida a mano alzada, con la herramienta “*Freehand*” y se midió el área proyectada.

### **6.6.2. Ortho-ImageJ.**

Se realizaron los mismos pasos que en el procedimiento de ImageJ, utilizando una ortofotografía creada a partir del modelo 3D de Agisoft PhotoScan Professional. Se midió el área proyectada.

### **6.6.3. SfM-3DULC.**

Se utilizó el módulo 3D del software 3DULC, cuyo procedimiento se describe en el apartado 5.2.2.1. *Módulo “3D”*. Se midieron las siguientes variables: coeficientes de circularidad y llanura, longitud y profundidad máximas, perímetro, área proyectada, área de la superficie excavada, área de la superficie de referencia y volumen.

## **6.7. Resultados.**

Las estadísticas descriptivas de tendencia central y dispersión de las variables de la úlcera cutánea se muestran en la (Tabla 6.1). Los resultados de fiabilidad intra e inter evaluador con SfM-3DULC se presentan en la (Tabla 6.2). La comparación de las mediciones de las úlceras realizadas por dermatólogos y no expertos aparece en la (Tabla 6.3). Por último, se muestra la comparación entre los nuevos procedimientos (SfM-3DULC y Ortho-ImageJ) e ImageJ en la medición de área proyectada.

## CAPÍTULO 6

**Tabla 6.1.** Valores medidos para las nueve variables de tamaño de las úlceras cutáneas, utilizando el procedimiento SfM-3DULC (n = 33).

VARIABLES	UNIDADES	RANGO	PROMEDIO ± DESVIACIÓN ESTÁNDAR
Coefficiente de circularidad	Adimensional	0.40 – 0.82	0.58 ± 0.12
Coefficiente de lisura	Adimensional	0.77 – 0.97	0.91 ± 0.06
Longitud máxima	mm	11.7 – 94.1	39.3 ± 23.2
Perímetro	mm	32.6 – 303.5	121.2 ± 77.3
Profundidad máxima	mm	0.6 – 7.9	3.2 ± 1.6
Área proyectada	mm <sup>2</sup>	48.9 – 3512.8	862.6 ± 902.1
Área superficie excavada	mm <sup>2</sup>	51.5 – 3308.2	857.7 ± 883.1
Área superficie de referencia	mm <sup>2</sup>	49.6 – 2617.2	774.7 ± 755.7
Volumen	mm <sup>3</sup>	-0.8 – 2612.3	743.7 ± 876.8

SfM: *Structure from Motion*.

En resumen, los resultados de fiabilidad con SfM-3DULC (Tabla 6.2) para las nueve variables medidas fueron: 1/ Fiabilidad intra evaluador: puntuaciones de ICC superiores a 0.99 para los dermatólogos, y superiores a 0.98 para los no expertos. 2/ Fiabilidad inter evaluador: puntuaciones de ICC superiores a 0.98 para los dermatólogos, y superiores a 0.89 para los no expertos.

**Tabla 6.2.** Resultados de fiabilidad intra e inter evaluador del procedimiento SfM-3DULC en las nueve variables de las úlceras cutáneas (n = 33).

VARIABLES	FIABILIDAD INTRA EVALUADOR <sup>a</sup>		FIABILIDAD INTER EVALUADOR <sup>a</sup>	
	DERMATÓLOGOS	NO EXPERTOS	DERMATÓLOGOS	NO EXPERTOS
Coefficiente de circularidad	0.994	0.986	0.988	0.895
Coefficiente de lisura	0.999	0.999	0.989	0.958
Longitud máxima	1.000	1.000	1.000	0.999
Perímetro	1.000	0.999	1.000	0.995
Profundidad máxima	1.000	0.999	0.992	0.990
Área proyectada	1.000	0.999	1.000	0.999
Área superficie excavada	1.000	0.999	0.999	0.998
Área superficie referencia	1.000	0.999	0.999	0.998
Volumen	1.000	0.999	0.997	0.988

<sup>a</sup> Coeficiente de Correlación Intraclase (*Intraclass Correlation Coefficient: ICC 2,1*). SfM: *Structure from Motion*.



Al comparar las mediciones de las úlceras realizadas por dermatólogos y no expertos (Tabla 6.3), se encontraron diferencias significativas en las siguientes variables: coeficiente de circularidad, perímetro, área proyectada, área de la superficie excavada y área de la superficie de referencia. No se encontraron diferencias significativas en: coeficiente de lisura, longitud máxima, profundidad máxima y volumen.

**Tabla 6.3.** Comparación de las mediciones realizadas por dermatólogos y no expertos en las nueve variables y los tres procedimientos de medición de úlceras cutáneas (n = 33).

Procedimiento	Variables	P-valor <sup>a</sup>
ImageJ	Área proyectada	0.043
Ortho-ImageJ	Área proyectada	0.001
SfM-3DULC	Coeficiente de circularidad	0.000
	Coeficiente de lisura	0.053
	Longitud máxima	0.406
	Perímetro	0.014
	Profundidad máxima	0.131
	Área proyectada	0.001
	Área superficie excavada	0.041
	Área superficie de referencia	0.001
	Volumen	0.118

<sup>a</sup> Prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas ( $\alpha=0.05$ ).

Al comparar los nuevos procedimientos e ImageJ en la medición del área proyectada, no se encontraron diferencias significativas entre SfM-3DULC e ImageJ (p-valor = 0.598), ni entre Ortho-ImageJ e ImageJ (p-valor = 0.675).

## 6.8. Discusión.

### 6.8.1. Uso de ImageJ como procedimiento de referencia.

El programa de procesamiento de imagen digital de código abierto ImageJ forma parte de un procedimiento de medición 2D de úlceras que utiliza la técnica de planimetría con imagen digital. Este procedimiento se utiliza frecuentemente en la práctica clínica y como procedimiento de referencia en estudios de validación para la medición del área proyectada. Este software ha sido utilizado con éxito en medición de úlceras (Aragón-Sánchez et al., 2017) y otras aplicaciones médicas, como cáncer de ovario (Laios et al., 2017) y microscopía (Collins, 2007). ImageJ ha demostrado alta exactitud, precisión y fiabilidad (Aragón-Sánchez et al., 2017; Jeffcoate et al., 2017; Foltynski, 2018). Es también fácil de usar, rápido, y requiere solamente una cámara digital y un objeto de tamaño conocido, por ejemplo, una regla graduada.

### 6.8.2. Ventajas de Ortho-ImageJ frente a ImageJ.

El área proyectada, normalmente llamada área, es la variable más común para controlar la progresión de la herida hacia la cicatrización (Stacey et al., 2017). La proyección del área sobre el plano de la fotografía se ve afectada por los siguientes factores: 1/ ángulo de la cámara: se obtienen valores de área proyectada más exactos (y más altos) a medida que el plano de proyección de la fotografía se sitúa en una posición más frontal a la herida (Figura 6.1 (a) y (b)); 2/ topografía compleja: la forma aproximadamente cilíndrica de la pierna y la orografía del lecho de la úlcera varían la distancia del tejido al sensor. Los elementos situados a diferentes distancias tienen diferentes escalas en la fotografía, lo que no se tiene en cuenta al establecer una escala única (Figura 6.1 (a) y (c)). 3/ distorsiones radiales y tangenciales de la lente. Estos inconvenientes de la fotografía en el procedimiento estándar de ImageJ nos animaron a probar la ortofoto (Figura 6.1 (d)) en la variante Ortho-ImageJ.



**Figura 6.1.** Fotografías de una úlcera cutánea en la primera visita médica del paciente, tomadas desde un ángulo aproximadamente frontal (a) o lateral (b) a la lesión; (c) fotografía de una úlcera cutánea en la segunda visita médica del paciente, con la regla situada en diferente posición; (d) ortofotografía de una úlcera cutánea en la primera visita médica del paciente.

### 6.8.3. Resultados obtenidos.

Los resultados de fiabilidad intra e inter evaluador de SfM-3DULC (Tabla 6.2) fueron excelentes (Koo & Li, 2016) en todas las variables medidas por los dermatólogos. Este grupo de evaluadores tiene un criterio más homogéneo y exacto en la delimitación de los bordes de la úlcera, y por lo tanto obtuvo resultados de fiabilidad mayores que los no expertos.

La comparación de las mediciones de las úlceras realizadas por dermatólogos y no expertos (Tabla 6.3) mostró diferencias significativas en la mayoría de las variables. Una interpretación razonable de este hecho podría ser que los no expertos sobrestimaron el tamaño de las úlceras (valores de área proyectada más altos) y delinearon sus bordes con menor exactitud (valores de perímetro más bajos) que los dermatólogos. En consecuencia, los no expertos obtuvieron valores más altos del coeficiente de circularidad, ya que se calcula a partir de estas dos variables. A pesar de que los valores de área de la superficie excavada y de área de la superficie de referencia fueron mayores en las mediciones de los no expertos, su relación (coeficiente de lisura) no fue diferente de la obtenida por los dermatólogos. El volumen también fue similar, ya que las zonas adicionales medidas por los no expertos eran piel sana sin profundidad. Las zonas gravemente dañadas, incluyendo la profundidad y longitud máximas, fueron identificadas como parte de la úlcera de forma similar por dermatólogos y no expertos.

No se obtuvo diferencias significativas entre los tres procedimientos analizados (SfM-3DULC, Ortho-ImageJ e ImageJ) al comparar los valores de área proyectada. El procedimiento de medición de úlceras SfM-3DULC es exacto y válido para la medición de esta variable, ya que sus resultados fueron similares a los obtenidos utilizando ImageJ. Ortho-ImageJ no demostró una ventaja sobre ImageJ, posiblemente por la escasa profundidad (profundidad máxima < 7.9 mm) de las heridas incluidas en este estudio de validación.

### 6.8.4. Limitaciones del procedimiento e investigaciones futuras.

La superficie de referencia es necesaria para calcular las siguientes variables: coeficiente de lisura, profundidad máxima, área de la superficie de referencia y volumen. El software 3DULC interpola esta superficie de referencia a partir de 2 cm de piel sana alrededor de la herida. Por lo tanto, este procedimiento no es útil para heridas muy amplias que se extienden a ambos lados de la pierna.

El tiempo necesario para el escaneo con SfM-3DULC es aproximadamente 45 segundos. Durante este tiempo, el paciente debe mantener la pierna en una posición estática; de lo contrario, la obtención de fotos debe reiniciarse ya que la pierna cambiaría su posición relativa respecto a la plantilla de marcadores. Dos posibles soluciones para reducir este tiempo son las siguientes: 1/ utilizar varias cámaras, cuya orientación relativa sea conocida, que tomen las fotografías simultáneamente; 2/ utilizar una cámara de vídeo. La primera solución tiene el inconveniente de

necesitar un dispositivo de escaneo específico, mientras que la segunda solución requiere un sistema que seleccione automáticamente los fotogramas con una nitidez y geometría óptimas.

Con el fin de aumentar las puntuaciones de fiabilidad intra evaluador y para el telediagnóstico, sería interesante desarrollar y mejorar algoritmos para la delimitación automática de los bordes de las heridas, ya que ésta es una fuente de variabilidad en la medición de las heridas.

### **6.9. Conclusiones.**

El procedimiento de escaneo y medición de úlceras cutáneas SfM-3DULC tiene una excelente fiabilidad y es exacto para la medición del área proyectada. Utiliza fotografías tomadas con una cámara digital y los dermatólogos pueden utilizarlo para el seguimiento de las úlceras en la práctica clínica habitual.

Se obtuvieron valores de área proyectada similares utilizando ortofotos y fotografías frontales en ImageJ.

Se encontraron diferencias significativas entre las mediciones de dermatólogos y no expertos en la mayoría de variables: coeficiente de circularidad, perímetro, área proyectada, área de la superficie excavada y área de la superficie de referencia.

## CAPÍTULO 7

*Discusión*



El procedimiento SfM-3DULC expuesto escanea un modelo 3D de la úlcera cutánea utilizando una cámara digital, con la que se adquieren una serie de fotografías desde varias localizaciones y orientaciones. Al no requerir un hardware específico para el escaneo, se reduce el coste de la medición y se aumenta la potencial difusión para su uso en cualquier clínica.

## **7.1. Aspectos éticos.**

Las implicaciones éticas de los proyectos de investigación clínica son múltiples y variadas. El proyecto de esta tesis doctoral fue evaluado por un comité ético independiente (CEIm). Algunos aspectos éticos de este proyecto que fueron considerados se citan a continuación:

- El proyecto contemplaba el reclutamiento de pacientes, por lo que se elaboraron dos documentos para cada paciente incluido: uno de información sobre el proyecto (Apéndice B) y otro de consentimiento informado (Apéndice C).
- El paciente no tuvo que acudir a ninguna visita o consulta extraordinaria para este proyecto, además de las que estuvo citado por el Servicio de Dermatología para su asistencia clínica. Tampoco se sometió a ninguna prueba complementaria adicional por participar en este estudio.
- Se obtuvieron imágenes fotográficas de lesiones ulcerosas de la piel en pacientes del Servicio de Dermatología que acudieron a la consulta especializada en úlceras cutáneas. La obtención de fotografías se hizo en la consulta periódica programada correspondiente, en el contexto de la práctica clínica habitual, con la tutela del equipo médico responsable de la asistencia del paciente.

Ninguna de las fotos realizadas permitía identificar al sujeto participante, y se limitaban a la zona lesionada y perilesional. No era previsible ningún riesgo derivado de la obtención de estas fotografías, ya que el procedimiento no requería contacto con la úlcera.

- No hubo recogida de datos de la historia clínica, ni administración de tratamientos a causa de la participación en este proyecto de investigación. Tampoco implicó experimentación clínica, uso de células embrionarias humanas ni de muestras biológicas de origen humano.
- Los datos de carácter personal no se cedieron a ninguna entidad: El registro y uso de los datos de carácter personal están regulados por ley, y por ello no pueden cederse a terceros sin autorización expresa de la persona.
- En la base de datos elaborada con la información de los pacientes, se disociaron los datos que identifican al paciente. Se preservaron los datos de identificación personal del paciente, separándolos de los de carácter clínico-asistencial. Los datos recogidos para el estudio se identificaron con un código, para que no se incluyera información que pueda identificar al paciente, y sólo el equipo médico asistencial del estudio podría relacionar

## CAPÍTULO 7

---

dichos datos con el paciente y con su historia clínica, en caso de necesidad clínica. No hubo necesidad de consultar dicho código.

### Normativa legal aplicable a esta Tesis.

El presente proyecto de investigación cumple los requerimientos de la siguiente normativa general y legislación vigente:

#### Normativa general sobre principios éticos básicos.

- Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial: Adoptada en Helsinki, Finlandia (junio 1964) y actualizada por última vez en Fortaleza, Brasil (octubre 2013).
- Informe Belmont del Departamento de Salud, Educación y Bienestar de los Estados Unidos (abril 1979).
- Convenio de Oviedo del Consejo de Europa (abril 1997).
- Normas de Buena Práctica Clínica de la ICH: (Consejo Internacional de Armonización), última versión E6 (R2) (noviembre 2016).

#### Legislación y normativa vigente en España.

- Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.
- Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica.
- Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016, relativo a la protección de las personas físicas en lo que respecta al tratamiento de datos personales.
- Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales.



## 7.2. Variables calculadas.

Algunas particularidades de las variables calculadas en SfM-3DULC se discuten en este apartado.

### Coeficientes de circularidad y lisura: regularidad de la úlcera.

En la bibliografía consultada se han publicado diferentes puntuaciones de fiabilidad en función del tamaño y de la forma de la úlcera (Khoo & Jansen, 2016; Bilgin & Güneş, 2013).

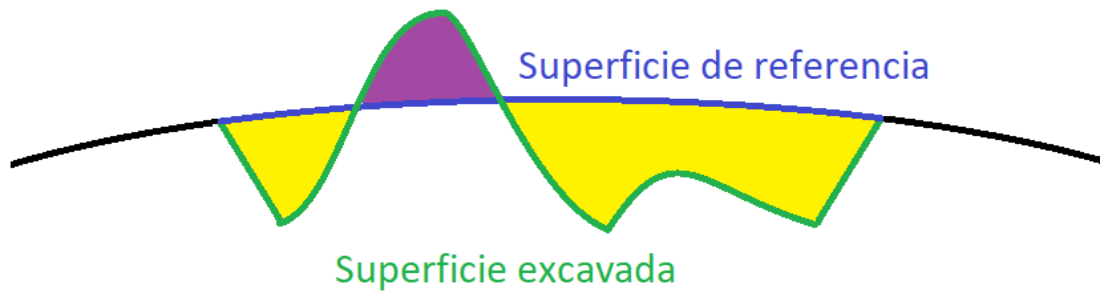
La irregularidad de la úlcera dificulta su escaneo, ya que algunas regiones pueden quedar ocultas desde diversos ángulos. Para evaluar cuantitativamente este aspecto, el software 3DULC mide dos variables que estiman la regularidad del borde de la úlcera (coeficiente de circularidad) y del lecho de la úlcera (coeficiente de lisura).

Puede ser una hipótesis plausible que se obtengan resultados más exactos y precisos en heridas más regulares utilizando el mismo procedimiento de medición. Sin embargo, se necesitan futuros estudios para confirmar o rechazar esta hipótesis.

### Volumen: criterio de cálculo de volumen elevado.

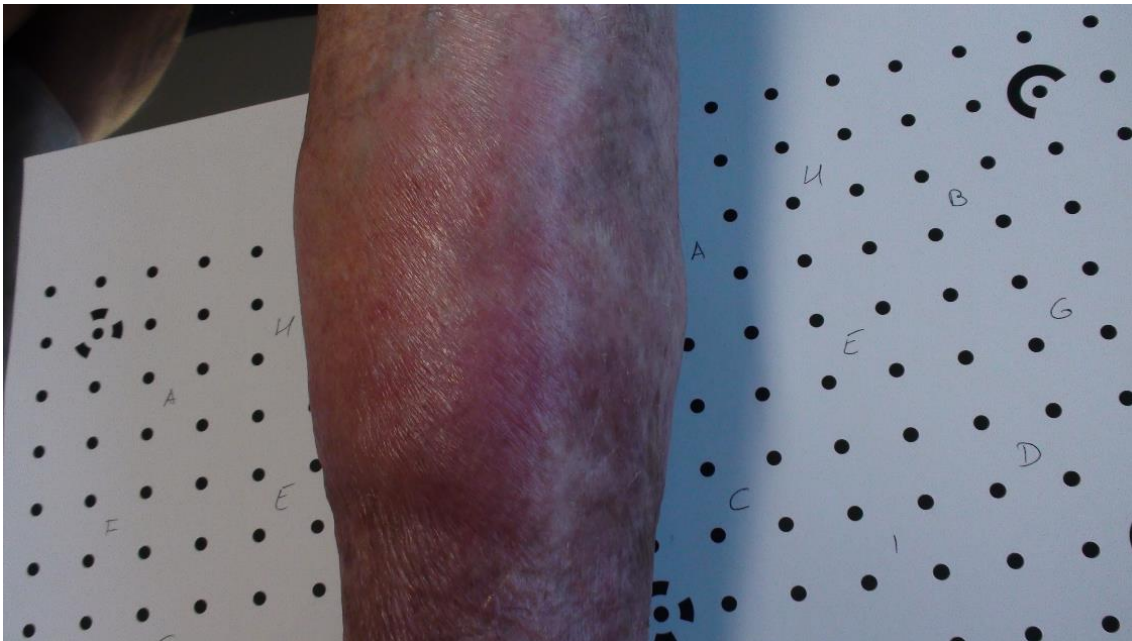
El volumen de la úlcera es el espacio contenido entre la superficie de referencia y la superficie excavada de la úlcera, esto es, entre la superficie ideal creada a partir de la piel sana circundante, y la superficie real del lecho ulceroso.

La cicatrización del lecho ulceroso y su elevación no es uniforme en toda la úlcera. En algunas ocasiones, ciertas zonas del lecho ulceroso pueden elevarse por encima de la superficie de referencia (Figura 7.1). Cuando esto ocurre, algunos dispositivos comercializados no permiten medir la profundidad ni el volumen. Los que sí lo hacen, pueden utilizar dos criterios respecto a las zonas elevadas: ignorarlas o calcularlas como valores negativos. El software 3DULC utiliza esta segunda opción, por lo que estas zonas restan volumen al valor total. Una de las úlceras medidas en el estudio de validación obtuvo un volumen negativo ( $-0.8 \text{ mm}^3$ ) por este motivo.



**Figura 7.1.** Croquis del corte de una úlcera cutánea en el plano transversal. Piel sana (línea negra), úlcera (línea verde), volumen bajo la superficie de referencia (color amarillo) y volumen elevado sobre la superficie de referencia (color violeta).

Utilizando este enfoque, también sería posible utilizar el procedimiento SfM-3DULC para medir las variables de tamaño de otro tipo de lesiones con protuberancias sobre la piel sana, como, por ejemplo, placas de celulitis (Figura 7.2) o tumores. En futuros trabajos exploraremos ésta y otras posibles aplicaciones que puedan derivarse de procedimientos similares a SfM-3DULC y que sean útiles para la medición en otras patologías.



**Figura 7.2.** Fotografía de una prueba piloto del procedimiento SfM-3DULC en una placa de celulitis.

### 7.3. Fuentes de error.

Las mediciones fotogramétricas realizadas en úlceras cutáneas están afectadas por factores que producen inexactitud (sesgo) o imprecisión (ruido). Estos factores o fuentes de error dependen del entorno, el procedimiento de medición, el evaluador, el paciente y la úlcera (Figura 7.3).

Entorno
Iluminación ambiental
Posición del paciente respecto al sistema de referencia
Procedimiento
Algoritmos y criterio de cálculo de variables
Limitaciones particulares de las técnicas
Evaluador
Temblor involuntario en la delimitación del contorno
Subjetividad en la determinación del contorno
Paciente
Pigmentación de la piel
Capacidad de cooperación
Úlcera
Zona del cuerpo: Localización
Tamaño
Irregularidad en la forma
Grado de socavación
Humedad
Tipos de tejido presentes

**Figura 7.3.** Fuentes de error en la medición de las variables de tamaño de las úlceras cutáneas.

## CAPÍTULO 7

---

### Entorno.

Las condiciones de iluminación ambiental y posición del paciente respecto al sistema de referencia son cambiantes. La variación en la iluminación produce diferente apariencia en el color de las úlceras, pudiendo dificultar la identificación de los tipos de tejido de la úlcera. La posición del paciente en una visita médica varía respecto a la siguiente, por lo que el sistema de coordenadas del modelo digital no es fijo. Esto dificulta la comparación absoluta entre visitas del color y la posición de los puntos del modelo digital.

### Procedimiento.

Los algoritmos de cálculo de variables y las técnicas en las que se basan los procedimientos hacen que éstos tengan errores sistemáticos y limitaciones diferentes. Esto afecta de distinta manera a las variables medidas, variando su exactitud y precisión. Por otra parte, el criterio utilizado en diversos procedimientos es heterogéneo en aspectos como, por ejemplo, la definición de la superficie de referencia y el cálculo del volumen elevado. Esto se discute en el apartado 5.2.2.1. *Módulo “3D”*.

Una fuente importante de variabilidad que afecta a los procedimientos es el ángulo de obtención de datos. En planimetría con imagen digital, cuanto más inclinado es el ángulo respecto a la úlcera, menor área se obtiene. Este aspecto se discute en el apartado 6.8.2. *Ventajas de Ortho-ImageJ frente a ImageJ*. En estereofotogrametría, según el ángulo de obtención de datos se consigue distinta geometría relativa entre las cámaras que captan la escena, lo que afecta a la cantidad de puntos reconstruidos de la úlcera y a la precisión en la determinación de su posición.

### Evaluador.

El temblor involuntario en la delimitación del contorno, y la subjetividad en el criterio de determinación de éste, son factores humanos que producen variación intra e inter evaluador. Este es un factor crucial en la variabilidad de los resultados.

### Paciente.

La pigmentación de la piel y la capacidad del paciente para cooperar con el procedimiento pueden suponer retos para la medición de úlceras.

### Úlcera.

La zona del cuerpo en la que se localiza la úlcera, el tamaño, la irregularidad en su forma, la socavación, la humedad y los tipos de tejido de la úlcera pueden constituir fuentes de error variables. Las úlceras localizadas en zonas de contorno curvilíneo, como los tobillos, o con difícil acceso, como los dedos de los pies, pueden tener mayor variabilidad en sus mediciones que las localizadas en zonas más llanas, como la espalda. Las úlceras de mayor tamaño tienen mayor variabilidad en sus mediciones que las más pequeñas. La irregularidad de la úlcera también podría

suponer una fuente de error, como se discute en el apartado 7.2. *Variables calculadas*. Las úlceras más profundas y más socavadas son más irregulares, y también podrían ser más difíciles de medir. La humedad puede suponer una limitación en algunos procedimientos, ya que se producen reflejos que saturan la respuesta del sensor en ese punto. Por último, algunos tipos de tejido, como los restos de fibrina más superficiales, deben ser retirados con una cureta estéril antes de la medición, y podrían modificar la profundidad y el volumen medidos.

## 7.4. Ventajas del procedimiento.

En este apartado se citan las ventajas tanto del procedimiento SfM-3DULC como del software de medición 3DULC.

### SfM-3DULC.

- El material físico requerido para el uso de SfM-3DULC es genérico: una cámara fotográfica y una plantilla de marcadores. Al no requerir un hardware específico para el escaneo de la úlcera cutánea, tiene bajo coste y puede utilizarse en cualquier clínica o escenario.
- Al caracterizar la úlcera cutánea de forma objetiva, incluyendo las variables de tamaño, la clasificación y cuantificación del tipo de tejido, y el modelo 3D, tiene utilidad potencial en el telediagnóstico. Esto disminuiría el número y frecuencia de visitas físicas realizadas a la consulta del dermatólogo, con su correspondiente repercusión económica y aceleración de las listas de espera.

### 3DULC.

- Los resultados obtenidos con 3DULC caracterizan la úlcera cutánea de forma más completa que otros procedimientos: midiendo 9 variables morfométricas, clasificando y cuantificando los tipos de tejido presentes en la misma, y mostrando varias visualizaciones del modelo 3D.
- Las variables relativas a la regularidad de la úlcera cutánea (coeficientes de circularidad y lisura) son novedosas en este ámbito de aplicación.
- El programa es autónomo respecto al procedimiento de escaneo, y podría utilizarse junto a cualquier otra técnica que obtenga una nube de puntos de la úlcera cutánea.
- Al reconstruir y medir un modelo tridimensional, permite obtener variables como el volumen, el área de la superficie excavada, el área de la superficie de referencia y la profundidad máxima.
- Las subfases programadas en su código están separadas y son independientes entre sí, lo cual permite actualizar y mejorar parcialmente los módulos del software con cada nueva versión.

## 7.5. Limitaciones del procedimiento.

Distinguimos las limitaciones y debilidades del procedimiento SfM-3DULC según la fase en la que se producen: escaneo o medición.

### 7.5.1. Fase de escaneo.

Las limitaciones encontradas en la fase de escaneo son inherentes a la técnica utilizada: SfM-MVS. Éstas tienen lugar en las subfases de obtención de fotografías y reconstrucción del modelo 3D.

#### Obtención de fotografías.

Las condiciones ideales de obtención de fotografías para el escaneo de la úlcera incluirían un mayor número de fotografías, tomadas desde arcos concéntricos situados a distintas alturas, con solapamiento entre pares de fotografías (recubrimiento longitudinal y transversal) de al menos el 60%. Esto no es posible en la práctica clínica por tres motivos: 1/ la úlcera es un objeto a modelar potencialmente móvil, y estos movimientos involuntarios hacen que sea crítico el tiempo de obtención de fotografías; 2/ la escasa movilidad articular del paciente y la localización de la úlcera en un lateral de la pierna (Figura 7.4) no siempre permiten su orientación frontal sobre la plantilla de marcadores; 3/ el escenario clínico, en el que el paciente está tumbado en la camilla, dificulta la obtención de fotografías de la úlcera desde posiciones cercanas al paciente.

Por lo tanto, la obtención de fotografías aquí propuesta es una adaptación realista para trasladar estas condiciones ideales a la práctica clínica habitual.



**Figura 7.4.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea localizada en un lateral de la pierna, en un paciente con escasa movilidad articular.

Reconstrucción del modelo 3D.

La reconstrucción del modelo 3D de úlceras cuyo lecho está oculto es imposible de realizar mediante técnicas fotogramétricas basadas en el espectro electromagnético visible. Tal es el caso de úlceras túnel y úlceras por socavación, las cuales se extienden de forma subcutánea total o parcialmente, y para las cuales podría ser interesante utilizar otras longitudes de onda capaces de penetrar a través de la piel.

Las úlceras que tienen paredes abruptas con pendientes muy pronunciadas (Figura 7.5) también pueden ser muy complejas de modelar, en función de su irregularidad. Esto se debe a que muchos puntos de las paredes y del fondo de la úlcera no son visibles desde varias perspectivas con posiciones separadas y orientaciones diferentes. En tal caso, las fotografías adquiridas en las que aparecen estos puntos tendrán una disposición con geometría débil, ya que los píxeles homólogos detectados en fotografías muy próximas entre sí definen ángulos pequeños, cuya intersección es difícil de determinar de forma precisa.



**Figura 7.5.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea con paredes abruptas con pendientes muy pronunciadas.

La humedad de las heridas (Figura 7.6) produce reflejos en las fotografías, impidiendo una correcta correlación de píxeles homólogos. Por lo tanto, es recomendable secar la úlcera de líquidos biológicos como suero, sangre o exudados, antes de obtener las fotografías.



**Figura 7.6.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea con humedad producida por su exudado.

### 7.5.2. Fase de medición.

Las debilidades en la fase de medición con el software 3DULC son relativas a la interpolación de la superficie de referencia, la cual influye en la medición de las variables: coeficiente de lisura, profundidad máxima, área de la superficie de referencia y volumen.

Esta superficie de referencia no es posible reconstruirla con exactitud en los casos en los que no se puedan modelar 20 mm de piel sana circundante alrededor de la úlcera. Esto ocurre, por ejemplo, en pacientes con múltiples úlceras cercanas entre sí (Figura 7.7), o en úlceras que se extienden a ambos lados de la pierna (Figura 7.8).





**Figura 7.7.** Limitaciones del procedimiento: Múltiples úlceras cutáneas cercanas entre sí.



**Figura 7.8.** Limitaciones del procedimiento: Úlcera cutánea que se extiende a ambos lados de la pierna.

## 7.6. Líneas de investigación futuras.

En futuras etapas validaremos la exactitud del procedimiento SfM-3DULC en la medición del resto de variables en la práctica clínica habitual. Para ello, compararemos sus resultados con los de otros procedimientos de medición 3D de úlceras cutáneas.

El uso de un smartphone como hardware de obtención de fotografías y ejecución del software 3DULC facilitaría el uso del procedimiento SfM-3DULC, por su portabilidad. Existen en el mercado múltiples smartphones, que incluyen cámaras fotográficas con especificaciones técnicas similares a las de la cámara utilizada en este proyecto, con los que cabría esperar resultados de escaneo parecidos. No obstante, son necesarios estudios comparativos en los que se demuestre el rendimiento obtenido variando el hardware de obtención de fotografías, tanto cámaras digitales como smartphones. Por otra parte, futuras versiones del software 3DULC permitirán la medición desde smartphone, integrando todo el flujo de proceso en un mismo dispositivo genérico.

Las condiciones de obtención de fotografías en SfM-3DULC están definidas, incluyendo el número de éstas y las localizaciones y orientaciones de la cámara. Para disminuir el tiempo de obtención de fotografías, manteniendo el uso de un dispositivo genérico, podría utilizarse vídeo, ya que éste es una sucesión de fotogramas. En futuras versiones del procedimiento se podría desarrollar una aplicación que seleccione automáticamente los fotogramas de un vídeo, optimizando la nitidez de los fotogramas y la geometría relativa entre las cámaras.

La interpolación de la superficie de referencia en 3DULC se realiza con una regresión polinomial de segundo orden, y la región de piel sana considerada es de 2 cm (apartado 5.2.2.1. *Módulo “3D”: Interpolación de la superficie de referencia*). En futuros estudios se comparará la exactitud de varios modelos de interpolación y diferentes tamaños de las regiones de piel sana.

La clasificación del tipo de tejido de la úlcera empleada en 3DULC es rígida, utilizando el árbol de decisión obtenido según se describe en el apartado 5.2.2.1. *Módulo “3D”: Clasificación del tipo de tejido*. En futuras versiones flexibilizaremos esta clasificación, incluyendo un módulo para crear un árbol de decisión personalizado. Esto permitirá adaptarse a eventuales cambios en los criterios de clasificación de los tipos de tejido. Para ello, el usuario seleccionará las muestras, delimitando varios polígonos en una serie de fotografías y asignándoles una clase (tipo de tejido).

El módulo “Evolución” de 3DULC permite realizar un seguimiento de varias visitas del mismo paciente, comparando sus variables de tamaño, y proporciones de tipos de tejido. Basándonos en la tendencia de los datos previos, se podrían incluir modelos predictivos para pronosticar los cambios de la úlcera en el futuro y su potencial curación. Para ello probaremos varios modelos predictivos y los evaluaremos en un estudio con pacientes.

## CAPÍTULO 8

### *Conclusiones*



El software 3DULC desarrollado, en su versión 1.0:

1. Interviene en la fase de medición de la úlcera cutánea, tras su escaneo.
2. Es autónomo respecto al procedimiento de escaneo, y podría utilizarse junto a cualquier otra técnica que obtenga una nube de puntos de la úlcera cutánea.
3. Detecta el contorno de la úlcera cutánea de forma asistida basándose en su respuesta espectral.
4. Clasifica las zonas de la úlcera cutánea según su tipo de tejido utilizando un árbol de decisión.
5. Mide las siguientes variables morfométricas de la úlcera cutánea: coeficiente de circularidad, coeficiente de lisura, longitud máxima, perímetro, profundidad máxima, área proyectada, área de la superficie excavada, área de la superficie de referencia y volumen.
6. Presenta los resultados con un informe HTML que facilita la interpretación por personal sanitario. Este informe podría estar accesible de forma online desde la plataforma web creada, cuando sus garantías de seguridad así lo permitan.

En el estudio de validación se obtuvieron las siguientes conclusiones respecto al procedimiento de escaneo y medición de úlceras cutáneas SfM-3DULC:

1. Tiene una excelente fiabilidad.
2. Es exacto para la medición del área proyectada, al compararlo con la técnica de referencia ImageJ, de planimetría con imagen digital.
3. Utiliza fotografías obtenidas con una cámara digital y los dermatólogos pueden utilizarlo para el seguimiento de las úlceras cutáneas en la práctica clínica habitual.

Como conclusión general, se ha desarrollado y validado con éxito un procedimiento técnico, de bajo coste, para el escaneo con estereofotogrametría (SfM-MVS) y la medición con el software 3DULC, programado por los autores. Este procedimiento caracteriza la úlcera cutánea de forma más completa que otros, mejora los estándares habituales de medición de úlceras, tiene aplicación directa en la práctica clínica y utilidad potencial en el telediagnóstico. También se han detectado varios aspectos que abren posibilidades de continuación para esta línea de investigación en el futuro.



## Referencias.

### A

- Agosto, E., Ajmar, A., Boccardo, P., Giulio Tonolo, F., & Lingua, A. (2008). Crime Scene Reconstruction Using a Fully Geomatic Approach. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 8(10), 6280–6302. <https://doi.org/10.3390/s8106280>
- Agouris, P., Doucette, P., & Stefanidis, A. (2004). Automation and digital photogrammetric workstations. *Manual of Photogrammetry*, 1151.
- Ahn, C., & Salcido, R. S. (2008). Advances in wound photography and assessment methods. *Advances in skin & wound care*, 21(2), 85–95. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000305411.58350.7d>
- Alcantarilla, P., Nuevo, J., & Bartoli, A. (2013). Fast Explicit Diffusion for Accelerated Features in Nonlinear Scale Spaces. *Proceedings of the British Machine Vision Conference 2013*. Published. <https://doi.org/10.5244/c.27.13>
- Alcantarilla, P. F., Bartoli, A., & Davison, A. J. (2012). KAZE Features. *Computer Vision – ECCV 2012*, 214–227. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-33783-3\\_16](https://doi.org/10.1007/978-3-642-33783-3_16)
- Alexandre, A. S., Sperandio, E. F., Yi, L. C., Davidson, J., Poletto, P. R., Gotfryd, A. O., & Vidotto, M. C. (2019). PHOTOGRAMMETRY: A PROPOSAL OF OBJECTIVE ASSESSMENT OF CHEST WALL IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS. *Revista paulista de pediatria: orgao oficial da Sociedade de Pediatria de Sao Paulo*, 37(2), 225–233. <https://doi.org/10.1590/1984-0462/;2019;37;2;00001>
- Ali, A., Akhtar, N., & Khan H. M. S. (2013). Enhancement of human cheek skin texture by Acacia Nilotica bark extract cream. *Tropical Journal of Pharmaceutical Research*, 12(3), 323–327.
- Allué, M. A., Ballabriga, M. S., Clerencia, M., Gállego, L., García-Espot, A., & Moya, M. T. (2012). Heridas crónicas: un abordaje integral. Colegio Oficial de Enfermería de Huesca. [http://www.ulcerasmadrid.es/\\_movil/download\\_file/view/103/389.pdf](http://www.ulcerasmadrid.es/_movil/download_file/view/103/389.pdf)
- Andrade, R. M., Guimarães, L. R., Ribeiro, A. P., Pasqual Marques, A., Crivello, O., Jr, Gonçalves de Carvalho, B. K., & Amado João, S. M. (2019). Reliability in Mandibular Movement Evaluation Using Photogrammetry in Patients With Temporomandibular Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 42(4), 267–275. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.11.008>

- Anghel, E. L., Kumar, A., Bigham, T. E., Maselli, K. M., Steinberg, J. S., Evans, K. K., Kim, P. J., & Attinger, C. E. (2016). The Reliability of a Novel Mobile 3-dimensional Wound Measurement Device. *Wounds: a compendium of clinical research and practice*, 28(11), 379–386.
- Applebaum, A., Ference, R., & Cho, W. (2020). Evaluating the role of surface topography in the surveillance of scoliosis. *Spine deformity*, 8(3), 397–404. <https://doi.org/10.1007/s43390-019-00001-7>
- Aragón-Sánchez, J., Quintana-Marrero, Y., Aragón-Hernández, C., & Hernández-Herero, M. J. (2017). ImageJ: A Free, Easy, and Reliable Method to Measure Leg Ulcers Using Digital Pictures. *The international journal of lower extremity wounds*, 16(4), 269–273. <https://doi.org/10.1177/1534734617744951>
- Aranz Medical. (2021). Wound Virtual Conference. Collaborate, Innovate. *The Wound Australia National Conference. Christchurch, New Zealand. 4-6 May 2021*. <https://wounds2021-mciaustralia.expopplatform.com/exhibitor/aranz-medical-ltd/product/silhouettelite>
- Azevedo, H., & Araújo A. (2020). Towards a canon for digital human anatomy 3D modeling. *Proceedings of ARTEFACTO 2020, ARTECH International 11th Conference on Digital Creation in Arts and Communication*. Faro, Portugal.

## **B**

- Baldasso, R. P., Moraes, C., Gallardo, E., Stumvoll, M. B., Crespo, K. C., Strapasson, R., & de Oliveira, R. N. (2021). 3D forensic facial approximation: Implementation protocol in a forensic activity. *Journal of forensic sciences*, 66(1), 383–388. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.14587>
- Ball, A. D., Job, P. A., & Walker, A. (2017). SEM-microphotogrammetry, a new take on an old method for generating high-resolution 3D models from SEM images. *Journal of microscopy*, 267(2), 214–226. <https://doi.org/10.1111/jmi.12560>
- Barbero, A. M., & Frasc, H. F. (2009). Pig and guinea pig skin as surrogates for human in vitro penetration studies: a quantitative review. *Toxicology in vitro: an international journal published in association with BIBRA*, 23(1), 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.tiv.2008.10.008>



- Barón-Gómez, L. (2019). Estudio de un prototipo de fotogrametría para el escaneo de rostros y para la posterior realización de ingeniería inversa. [Trabajo Final de Grado, Universidad del País Vasco]. <http://hdl.handle.net/10810/37073>
- Bates-Jensen, B. M., McCreath, H. E., Harputlu, D., & Patlan, A. (2019). Reliability of the Bates-Jensen wound assessment tool for pressure injury assessment: The pressure ulcer detection study. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 27(4), 386–395. <https://doi.org/10.1111/wrr.12714>
- Bay, H., Ess, A., Tuytelaars, T., & van Gool, L. (2008). Speeded-Up Robust Features (SURF). *Computer Vision and Image Understanding*, 110(3), 346–359. <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2007.09.014>
- Berezowski, V., Keller, J., & Liscio, E. (2018). 3D documentation of a clandestine grave: a comparison between manual and 3D digital methods. *Journal of the Association for Crime Scene Reconstruction*, 22, 23–37.
- Berezowski, V., Mallett, X., & Moffat, I. (2020). Geomatic techniques in forensic science: A review. *Science & justice: journal of the Forensic Science Society*, 60(2), 99–107. <https://doi.org/10.1016/j.scijus.2019.10.006>
- Biagioni, R. B., Carvalho, B. V., Manzioni, R., Matielo, M. F., Brochado Neto, F. C., & Sacilotto, R. (2021). Smartphone application for wound area measurement in clinical practice. *Journal of vascular surgery cases and innovative techniques*, 7(2), 258–261. <https://doi.org/10.1016/j.jvscit.2021.02.008>
- Bilgin, M., & Güneş, U. Y. (2013). A comparison of 3 wound measurement techniques: effects of pressure ulcer size and shape. *Journal of wound, ostomy, and continence nursing: official publication of The Wound, Ostomy and Continence Nurses Society*, 40(6), 590–593. <https://doi.org/10.1097/01.WON.0000436668.79024.f9>
- Bills, J. D., Berriman, S. J., Noble, D. L., Lavery, L. A., & Davis, K. E. (2016). Pilot study to evaluate a novel three-dimensional wound measurement device. *International wound journal*, 13(6), 1372–1377. <https://doi.org/10.1111/iwj.12534>
- Body surface area for adjustment of drug dose. (2010). *Drug and therapeutics bulletin*, 48(3), 33–36. <https://doi.org/10.1136/dtb.2010.01.0002>
- Botella-Estrada, R., Palomar-Vázquez, J. M., Escutia-Muñoz, B., Buchón-Moragues, F., Sánchez-Jiménez, D., García-Fernández, A., Escario-Travesedo, E., & Martínez-Martínez, M. L. (2015). Modelado y medición de úlceras de la piel por técnicas

fotogramétricas de objeto cercano (MEDULC). *III Convocatoria de ayudas preparatorias de proyectos coordinados UPV-La Fe.*

Bowling, F. L., King, L., Paterson, J. A., Hu, J., Lipsky, B. A., Matthews, D. R., & Boulton, A. J. (2011). Remote assessment of diabetic foot ulcers using a novel wound imaging system. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 19(1), 25–30. <https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2010.00645.x>

Brazina, D., Fojtik, R., & Rombova, Z. (2014). 3D Visualization in Teaching Anatomy. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. 143, 367-371. <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2014.07.496>

Buchón-Moragues, F. (2015). Sistemas fotogramétricos submilimétricos de adquisición de datos tridimensionales aplicados a la dermatología. [Tesis doctoral, Universitat Politècnica de València].

Buck, U., Naether, S., Räss, B., Jackowski, C., & Thali, M. J. (2013). Accident or homicide--virtual crime scene reconstruction using 3D methods. *Forensic science international*, 225(1-3), 75–84. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2012.05.015>

Buckenham Boyle, A., Namkung, S., Shew, W., Gokul, A., McGhee, C., & Ziaei, M. (2021). Repeatability and agreement of white-to-white measurements between slit-scanning tomography, infrared biometry, dual rotating Scheimpflug camera/Placido disc tomography, and swept source anterior segment optical coherence tomography. *PloS one*, 16(7), e0254832. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0254832>

## C

Callieri, M., Cignoni, P., Pingi, P., Scopigno, R., Coluccia, M., Gaggio, G., & Romanelli, M. (2003). Derma: Monitoring the Evolution of Skin Lesions with a 3D System. *Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Conference 2003 (VMV 2003), München, Germany*, 167-174.

Calonder, M., Lepetit, V., Strecha, C., & Fua, P. (2010). BRIEF: Binary Robust Independent Elementary Features. *Computer Vision – ECCV 2010*, 778–792. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-15561-1\\_56](https://doi.org/10.1007/978-3-642-15561-1_56)

Cardinal, M., Eisenbud, D. E., & Armstrong, D. G. (2009). Wound shape geometry measurements correlate to eventual wound healing. *Wound repair and regeneration: official publication*

of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society, 17(2), 173–178.  
<https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2009.00464.x>

- Chae, M. P., Chung, R. D., Smith, J. A., Hunter-Smith, D. J., & Rozen, W. M. (2021). The accuracy of clinical 3D printing in reconstructive surgery: literature review and in vivo validation study. *Gland surgery*, 10(7), 2293–2303. <https://doi.org/10.21037/gS-21-264>
- Chang, A. C., Dearman, B., & Greenwood, J. E. (2011). A comparison of wound area measurement techniques: visitrak versus photography. *Eplasty*, 11, e18.
- Chum, O., & Matas, J. (2005). Matching with PROSAC — Progressive Sample Consensus. 2005 *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '05)*. 1, 220-226. <https://doi.org/10.1109/cvpr.2005.221>
- Chung, E., Marchetti, M. A., Scope, A., Dusza, S. W., Fonseca, M., DaSilva, D., Bajaj, S., Geller, A. C., Bishop, M., Marghoob, A. A., & Halpern, A. C. (2016). Towards three-dimensional temporal monitoring of naevi: a comparison of methodologies for assessing longitudinal changes in skin surface area around naevi. *The British journal of dermatology*, 175(6), 1376–1378. <https://doi.org/10.1111/bjd.14700>
- Collins, T. J. (2007). ImageJ for microscopy. *BioTechniques*, 43(1 Suppl), 25–30. <https://doi.org/10.2144/000112517>
- Constantine, R. S., Bills, J. D., Lavery, L. A., & Davis, K. E. (2016). Validation of a laser-assisted wound measurement device in a wound healing model. *International wound journal*, 13(5), 614–618. <https://doi.org/10.1111/iwj.12328>
- Convenio de Oviedo del Consejo de Europa: Instrumento de ratificación del Convenio para la protección de los derechos humanos y la dignidad del ser humano con respecto a las aplicaciones de la biología y la medicina (Convenio relativo a los derechos humanos y la biomedicina), hecho en Oviedo el 4 de abril de 1997. BOE nº 251, de 20 de octubre de 1999, 36825-36830. [https://www.boe.es/eli/es/ai/1997/04/04/\(1\)](https://www.boe.es/eli/es/ai/1997/04/04/(1))
- Corcuff, P., Francois, A. M., Leveque, J. L., & Porte, G. (1988). Microrelief changes in chronically sun-exposed human skin. *Photo-dermatology*, 5(2), 92–95.

## D

- D'Apuzzo, N., & Verius, M. (2008). 3D monitoring of the intraoperative brainshift by means of photogrammetry. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. <https://doi.org/10.1117/12.765252>

- Dąbrowska, M., Mielcarek, A., & Nowak, I. (2018). Evaluation of sex-related changes in skin topography and structure using innovative skin testing equipment. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 24(4), 614–620. <https://doi.org/10.1111/srt.12473>
- Darwin, E. S., Jaller, J. A., Hirt, P. A., & Kirsner, R. S. (2019). Comparison of 3-dimensional Wound Measurement With Laser-assisted and Hand Measurements: A Retrospective Chart Review. *Wound management & prevention*, 65(1), 36–41.
- Daugirdas, J. T., Levin, N. W., Kotanko, P., Depner, T. A., Kuhlmann, M. K., Chertow, G. M., & Rocco, M. V. (2008). Comparison of proposed alternative methods for rescaling dialysis dose: resting energy expenditure, high metabolic rate organ mass, liver size, and body surface area. *Seminars in dialysis*, 21(5), 377–384. <https://doi.org/10.1111/j.1525-139X.2008.00483.x>
- Davis, K. E., Constantine, F. C., Macaslan, E. C., Bills, J. D., Noble, D. L., & Lavery, L. A. (2013). Validation of a laser-assisted wound measurement device for measuring wound volume. *Journal of diabetes science and technology*, 7(5), 1161–1166. <https://doi.org/10.1177/193229681300700508>
- Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Adoptada por la 18ª Asamblea (Helsinki, Finlandia, 1964) y modificada por última vez por la 64ª Asamblea (Fortaleza, Brasil, 2013).
- 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. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181c3ba74>
- Deli, R., Gioia, E. D., Galantucci, L. M., & Percoco, G. (2011). Accurate facial morphologic measurements using a 3-camera photogrammetric method. *The Journal of craniofacial surgery*, 22(1), 54–59. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181f6c4a1>
- Demidova-Rice, T. N., Hamblin, M. R., & Herman, I. M. (2012). Acute and impaired wound healing: pathophysiology and current methods for drug delivery, part 1: normal and chronic wounds: biology, causes, and approaches to care. *Advances in skin & wound care*, 25(7), 304–314. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000416006.55218.d0>

- den Blanken, M. D., van der Bent, S., Liberton, N., Grimbergen, M., Hofman, M., Verdaasdonk, R., & Rustemeyer, T. (2020). Quantification of cutaneous allergic reactions using 3D optical imaging: A feasibility study. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 26(1), 67–75. <https://doi.org/10.1111/srt.12765>
- Dendere, R., Mutsvangwa, T., Goliath, R., Rangaka, M. X., Abubakar, I., & Douglas, T. S. (2017). Measurement of Skin Induration Size Using Smartphone Images and Photogrammetric Reconstruction: Pilot Study. *JMIR Biomedical Engineering*, 2(1), e3. <https://doi.org/10.2196/biomedeng.8333>
- Ding, Y., Smith, L., Smith, M., Sun, J., & Warr, R. (2009). Obtaining malignant melanoma indicators through statistical analysis of 3D skin surface disruptions. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 15(3), 262–270. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2009.00352.x>
- Donato, L., Cecchi, R., Goldoni, M., & Ubelaker, D. H. (2020). Photogrammetry vs CT Scan: Evaluation of Accuracy of a Low-Cost Three-Dimensional Acquisition Method for Forensic Facial Approximation. *Journal of forensic sciences*, 65(4), 1260–1265. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.14319>
- Dong, W., Nie, L. J., Wu, M. J., Xie, T., Liu, Y. K., Tang, J. J., Dong, J. Y., Qing, C., & Lu, S. L. (2019). WoundCareLog APP - A new application to record wound diagnosis and healing. *Chinese journal of traumatology = Zhonghua chuang shang za zhi*, 22(5), 296–299. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2019.07.003>

## **E**

- Ebert, L. C., Thali, M. J., & Ross, S. (2011). Getting in touch--3D printing in forensic imaging. *Forensic science international*, 211(1-3), e1–e6. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2011.04.022>
- Emam, S. M., Khatibi, S., & Khalili, K. (2014). Improving the Accuracy of Laser Scanning for 3D Model Reconstruction Using Dithering Technique. *Procedia Technology*, 12, 353–358. <https://doi.org/10.1016/j.protcy.2013.12.498>

Ey-Chmielewska, H., Chruściel-Nogalska, M., & Frączak, B. (2015). Photogrammetry and Its Potential Application in Medical Science on the Basis of Selected Literature. *Advances in clinical and experimental medicine: official organ Wroclaw Medical University*, 24(4), 737–741. <https://doi.org/10.17219/acem/58951>

## **F**

Fan, R., Chan, T. C., Prakash, G., & Jhanji, V. (2018). Applications of corneal topography and tomography: a review. *Clinical & experimental ophthalmology*, 46(2), 133–146. <https://doi.org/10.1111/ceo.13136>

Figueiredo, R. V., Amaral, A. C., & Shimano, A. C. (2012). Photogrammetry on the identification of postural asymmetries in cadets and pilots of the Brazilian air force academy. *Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 16(1), 54–60.

Fina, B. L., Lombarte, M., & Rigalli, A. (2013). Investigación de un fenómeno natural: ¿estudios in vivo, in vitro o in silico? *Actualizaciones en Osteología*, 9(3), 239-240.

Fischer, T. W., Wigger-Alberti, W., & Elsner, P. (2001). Assessment of 'dry skin': current bioengineering methods and test designs. *Skin pharmacology and applied skin physiology*, 14(4), 183–195. <https://doi.org/10.1159/000056346>

Fischler, M. A., & Bolles, R. C. (1981). Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM*, 24(6), 381–395. <https://doi.org/10.1145/358669.358692>

Flanagan, M. (2003). Wound measurement: can it help us to monitor progression to healing?. *Journal of wound care*, 12(5), 189–194. <https://doi.org/10.12968/jowc.2003.12.5.26493>

Flowers, C., Newall, N., Kapp, S., Lewin, G., Gliddon, T., Carville, K., Martinelli, D., & Santamaria, N. (2008). Clinician inter-rater reliability using a medical wound imaging system. *Wound Practice and Research*, 16(1), 22-31.

Foltynski, P. (2018). Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator. *PloS one*, 13(3), e0192485. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192485>

Foltynski, P., Ladyzynski, P., & Wojcicki, J. M. (2014). A new smartphone-based method for wound area measurement. *Artificial organs*, 38(4), 346–352. <https://doi.org/10.1111/aor.12169>

- Fors, M., Palacios, S., Falcon, K., Ventimilla, K., Simbaña, L., Lagos, C., Lasso, N., & Navas, C. (2018). Exploratory study of the reproducibility of the SCore for INtrinsic and EXtrinsic skin aging (SCINEXA) scale in "Ruta Escondida de la Mitad del Mundo", Ecuador, 2017. *BMC dermatology*, 18(1), 10. <https://doi.org/10.1186/s12895-018-0078-9>
- Frampton, C. M., Nixon, M. A., & Watson, R. W. (2017). Electronic Wound Measurement Systems. A review of, and template for, the development and validation. [https://www.aranzmedical.com/wp-content/uploads/Electronic-Wound-Measurement-Poster\\_2017\\_no-bleed.pdf](https://www.aranzmedical.com/wp-content/uploads/Electronic-Wound-Measurement-Poster_2017_no-bleed.pdf)
- Friedman, P. M., Skover, G. R., Payonk, G., Kauvar, A. N., & Geronemus, R. G. (2002). 3D in-vivo optical skin imaging for topographical quantitative assessment of non-ablative laser technology. *Dermatologic surgery: official publication for American Society for Dermatologic Surgery [et al.]*, 28(3), 199–204. <https://doi.org/10.1046/j.1524-4725.2002.02832.x>
- Frykberg, R. G., & Banks, J. (2015). Challenges in the Treatment of Chronic Wounds. *Advances in wound care*, 4(9), 560–582. <https://doi.org/10.1089/wound.2015.0635>

## G

- Gelfand, J. M., Hoffstad, O., & Margolis, D. J. (2002). Surrogate endpoints for the treatment of venous leg ulcers. *The Journal of investigative dermatology*, 119(6), 1420–1425. <https://doi.org/10.1046/j.1523-1747.2002.19629.x>
- Gethin, G. (2006). The importance of continuous wound measuring. *Wounds*, 2(2), 60-68.
- Girdler, S., Cho, B., Mikhail, C. M., Cheung, Z. B., Maza, N., & Kang-Wook Cho, S. (2020). Emerging Techniques in Diagnostic Imaging for Idiopathic Scoliosis in Children and Adolescents: A Review of the Literature. *World neurosurgery*, 136, 128–135. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.01.043>
- 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. <https://doi.org/10.1097/00129334-200209000-00011>
- Gorecki, C., Brown, J. M., Nelson, E. A., Briggs, M., Schoonhoven, L., Dealey, C., Defloor, T., Nixon, J., & European Quality of Life Pressure Ulcer Project group (2009). Impact of pressure ulcers on quality of life in older patients: a systematic review. *Journal of the*

*American Geriatrics Society*, 57(7), 1175–1183. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2009.02307.x>

Griffiths, C. E., Maddin, S., Wiedow, O., Marks, R., Donald, A. E., & Kahlon, G. (2005). Treatment of photoaged skin with a cream containing 0.05% isotretinoin and sunscreens. *The Journal of dermatological treatment*, 16(2), 79–86. <https://doi.org/10.1080/09546630510027732>

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. [https://doi.org/10.1016/0924-2716\(90\)90044-c](https://doi.org/10.1016/0924-2716(90)90044-c)

Guberman, R., Faroqi, L., & Valdez, E. (2012). Clinical implementation of a novel wound assessment tool (Silhouette Star) for the accurate measurement and assessment of wound healing rates of DFUs with specific focus on the use of human fibroblast-derived dermal substitute (Dermagraft). *The Foot*, 22(2), 108. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.03.009>

Guo, Y., Hou, X., Rokohl, A. C., Jia, R., & Heindl, L. M. (2020). Reliability of Periocular Anthropometry: A Comparison of Direct, 2-Dimensional, and 3-Dimensional Techniques. *Dermatologic surgery: official publication for American Society for Dermatologic Surgery [et al.]*, 46(9), e23–e31. <https://doi.org/10.1097/DSS.0000000000002243>

## **H**

Haghpanah, S., Bogie, K., Wang, X., Banks, P. G., & Ho, C. H. (2006). Reliability of electronic versus manual wound measurement techniques. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(10), 1396–1402. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.06.014>

Hasatsri, S., & Aramwit, P. (2017). Nontraditional Methods to Evaluate Wound Healing. *Dermatologic surgery: official publication for American Society for Dermatologic Surgery [et al.]*, 43(3), 342–350. <https://doi.org/10.1097/DSS.0000000000000957>

Hauck, G. (1883). Neue Constructionen der Perspective und Photogrammetrie. (Theorie der trilinearen Verwandtschaft ebener Systeme, I. Artikel.). 1883(95), 1-35. <https://doi.org/10.1515/crll.1883.95.1>

Helava, U.V. (1958). Analytical plotter in photogrammetric production line. *Photogrammetric Engineering XXIV*, 5, 794-797.



Hermans, D. J., Maal, T. J., Bergé, S. J., & van der Vleuten, C. J. (2014). Three-dimensional stereophotogrammetry: a novel method in volumetric measurement of infantile hemangioma. *Pediatric dermatology*, 31(1), 118–122. <https://doi.org/10.1111/pde.12224>

Herron, R. E. (1976). Biostereometrics and the communication of biological form. *The Journal of biocommunication*, 3(1), 12–18.

Heyer, K., Herberger, K., Protz, K., Glaeske, G., & Augustin, M. (2016). Epidemiology of chronic wounds in Germany: Analysis of statutory health insurance data. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 24(2), 434–442. <https://doi.org/10.1111/wrr.12387>

## I

Informe Belmont. Principios Éticos y Directrices para la Protección de sujetos humanos de investigación. Estados Unidos de Norteamérica: Comisión Nacional para la Protección de Sujetos Humanos de Investigación Biomédica y de Comportamiento. Departamento de Salud, Educación y Bienestar. 18 de abril de 1979.

Ireland, A. J., McNamara, C., Clover, M. J., House, K., Wenger, N., Barbour, M. E., Alemzadeh, K., Zhang, L., & Sandy, J. R. (2008). 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *British dental journal*, 205(7), 387–392. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.845>

## J

Jacobi, U., Chen, M., Frankowski, G., Sinkgraven, R., Hund, M., Rzany, B., Sterry, W., & Lademann, J. (2004). In vivo determination of skin surface topography using an optical 3D device. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 10(4), 207–214. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2004.00075.x>

Järbrink, K., Ni, G., Sönnergren, H., Schmidtchen, A., Pang, C., Bajpai, R., & Car, J. (2016). Prevalence and incidence of chronic wounds and related complications: a protocol for a systematic review. *Systematic reviews*, 5(1), 152. <https://doi.org/10.1186/s13643-016-0329-y>

- Jayaratne, Y. S., Lo, J., Zwahlen, R. A., & Cheung, L. K. (2010). Three-dimensional photogrammetry for surgical planning of tissue expansion in hemifacial microsomia. *Head & neck*, 32(12), 1728–1735. <https://doi.org/10.1002/hed.21258>
- Jeffcoate, W. J., Musgrove, A. J., & Lincoln, N. B. (2017). Using image J to document healing in ulcers of the foot in diabetes. *International wound journal*, 14(6), 1137–1139. <https://doi.org/10.1111/iwj.12769>
- Jiang, Y., Huang, S., Fu, X., Liu, H., Ran, X., Lu, S., Hu, D., Li, Q., Zhang, H., Li, Y., Wang, R., Xie, T., Cheng, B., Wang, L., Liu, Y., Ye, X., Han, C., & Chen, H. (2011). Epidemiology of chronic cutaneous wounds in China. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 19(2), 181–188. <https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2010.00666.x>
- Jo, H. Y., Yu, D. S., & Oh, C. H. (2007). Quantitative research on skin pore widening using a stereoisage optical topometer and Sebutape. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 13(2), 162–168. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2007.00176.x>
- Jodeh, D. S., Curtis, H., Cray, J. J., Ford, J., Decker, S., & Rottgers, S. A. (2018). Anthropometric Evaluation of Periorbital Region and Facial Projection Using Three-Dimensional Photogrammetry. *The Journal of craniofacial surgery*, 29(8), 2017–2020. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000004761>
- Jørgensen, L. B., Sørensen, J. A., Jemec, G. B., & Yderstraede, K. B. (2016). Methods to assess area and volume of wounds - a systematic review. *International wound journal*, 13(4), 540–553. <https://doi.org/10.1111/iwj.12472>

## **K**

- Kantor, J., & Margolis, D. J. (1998). Efficacy and prognostic value of simple wound measurements. *Archives of dermatology*, 134(12), 1571–1574. <https://doi.org/10.1001/archderm.134.12.1571>
- Karimian, R., Rahnama, N., Ghasemi, G., & Lenjannejadian, S. (2019). Photogrammetric Analysis of Upper Cross Syndrome among Teachers and the Effects of National Academy of Sports Medicine Exercises with Ergonomic Intervention on the Syndrome. *Journal of research in health sciences*, 19(3), e00450.

- Kecelj-Leskovec, N., Jezersek, M., Mozina, 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: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 15(5), 767–771. <https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2007.00300.x>
- Khoo, R., & Jansen, S. (2016). The Evolving Field of Wound Measurement Techniques: A Literature Review. *Wounds: a compendium of clinical research and practice*, 28(6), 175–181.
- Kieser, D. C., & Hammond, C. (2011). Leading wound care technology: The ARANZ medical silhouette. *Advances in skin & wound care*, 24(2), 68–70. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000394028.64777.f7>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of chiropractic medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Korn, V., Surber, C., & Imanidis, G. (2016). Skin Surface Topography and Texture Analysis of Sun-Exposed Body Sites in View of Sunscreen Application. *Skin pharmacology and physiology*, 29(6), 291–299. <https://doi.org/10.1159/000450760>
- Kournoutas, I., Vigo, V., Chae, R., Wang, M., Gurrola, J., Abba, A. A., El-Sayed, I., & Rubio, R. R. (2019). Acquisition of Volumetric Models of Skull Base Anatomy Using Endoscopic Endonasal Approaches: 3D Scanning of Deep Corridors Via Photogrammetry. *World Neurosurgery*, 129, 372–377. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.05.251>
- Krimmel, M., Schuck, N., Bacher, M., & Reinert, S. (2011). Facial surface changes after cleft alveolar bone grafting. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 69(1), 80–83. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.03.009>
- Kundin J. I. (1985). Designing and developing a new measuring instrument. *Perioperative nursing quarterly*, 1(4), 40–45.

## L

- Lacmann, O. (1950). *Photogrammetry in its applications to non-topographic fields*. S. Hirzel Verlag, Leipzig.

- Laios, A., Volpi, D., Kumar, R., Traill, Z., Vojnovic, B., & Ahmed, A. A. (2017). A Novel Optical Bioimaging Method for Direct Assessment of Ovarian Cancer Chemotherapy Response at Laparoscopy. *Cancer informatics*, 15, 243–245. <https://doi.org/10.4137/CIN.S40660>
- Lane, T. (2018). A short history of robotic surgery. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 100(6\_sup), 5–7. <https://doi.org/10.1308/rcsann.suppl1.5>
- 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), 42–47. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000284967.69863.2f>
- Lavery, L. A., Barnes, S. A., Keith, M. S., Seaman, J. W., Jr, & Armstrong, D. G. (2008). Prediction of healing for postoperative diabetic foot wounds based on early wound area progression. *Diabetes care*, 31(1), 26–29. <https://doi.org/10.2337/dc07-1300>
- Leal, J. S., Aroeira, R., Gressler, V., Greco, M., Pertence, A., & Lamounier, J. A. (2019). Accuracy of photogrammetry for detecting adolescent idiopathic scoliosis progression. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society*, 19(2), 321–329. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.06.362>
- Leal Ghezzi, T., & Campos Corleta, O. (2016). 30 Years of Robotic Surgery. *World journal of surgery*, 40(10), 2550–2557. <https://doi.org/10.1007/s00268-016-3543-9>
- Lee, R. W., Chan, A. S., Grunstein, R. R., & Cistulli, P. A. (2009). Craniofacial phenotyping in obstructive sleep apnea--a novel quantitative photographic approach. *Sleep*, 32(1), 37–45.
- Leutenegger, S., Chli, M., & Siegwart, R. Y. (2011). BRISK: Binary Robust invariant scalable keypoints. *2011 International Conference on Computer Vision*. <https://doi.org/10.1109/iccv.2011.6126542>
- Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación biomédica. (2007). BOE n.º 159, de 4 de julio de 2007, 28826-28848. <https://www.boe.es/eli/es/l/2007/07/03/14>
- Ley 41/2002, de 14 de Noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica (2002). BOE n.º 274, de 15 de noviembre de 2002, 40126-40132. <https://www.boe.es/eli/es/l/2002/11/14/41/con>
- Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de protección de datos personales y garantía de los derechos digitales. (2018). BOE n.º 294, de 6 de diciembre de 2018, 119788-119857. <https://www.boe.es/eli/es/lo/2018/12/05/3>

- Lin, S. W., Sutherland, K., Liao, Y. F., Cistulli, P. A., Chuang, L. P., Chou, Y. T., Chang, C. H., Lee, C. S., Li, L. F., & Chen, N. H. (2018). Three-dimensional photography for the evaluation of facial profiles in obstructive sleep apnoea. *Respirology (Carlton, Vic.)*, 23(6), 618–625. <https://doi.org/10.1111/resp.13261>
- Lindholm, C., & Searle, R. (2016). Wound management for the 21st century: combining effectiveness and efficiency. *International wound journal*, 13 Suppl 2(Suppl 2), 5–15. <https://doi.org/10.1111/iwj.12623>
- Liu, C., Fan, X., Guo, Z., Mo, Z., Chang, E. I., & Xu, Y. (2019). Wound area measurement with 3D transformation and smartphone images. *BMC bioinformatics*, 20(1), 724. <https://doi.org/10.1186/s12859-019-3308-1>
- Lowe, D. G. (2004). Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints. *International Journal of Computer Vision*, 60(2), 91–110. <https://doi.org/10.1023/b:visi.0000029664.99615.94>

## **M**

- Macedo Ribeiro, A. F., Bergmann, A., Lemos, T., Pacheco, A. G., Mello Russo, M., Santos de Oliveira, L. A., & de Carvalho Rodrigues, E. (2017). Reference Values for Human Posture Measurements Based on Computerized Photogrammetry: A Systematic Review. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 40(3), 156–168. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.12.001>
- Malian, A., Azizi, A., Heuvel, F., & Zolfaghari, M. (2005). Development of a Robust Photogrammetric Metrology System for Monitoring the Healing of Bedsores. *The Photogrammetric Record*, 20(11), 241-273. <https://doi.org/10.1111/j.1477-9730.2005.00319.x>
- Mamone, V., Fonzo, M. D., Esposito, N., Ferrari, M., & Ferrari, V. (2020). Monitoring Wound Healing With Contactless Measurements and Augmented Reality. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 8, 2700412. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2020.2983156>
- Mance, M., Prutki, M., Dujmovic, A., Milošević, M., Vrbancic-Mijatovic, V., & Mijatovic, D. (2020). Changes in total body surface area and the distribution of skin surfaces in relation to body mass index. *Burns: journal of the International Society for Burn Injuries*, 46(4), 868–875. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2019.10.015>

- Marjanovic, D., Dugdale, R. E., Vowden, P., & Vowden, K. R. (1998). Measurement of the volume of a leg ulcer using a laser scanner. *Physiological measurement*, *19*(4), 535–543. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/19/4/008>
- Martínez, M. L., Escario, E., Poblet, E., Sánchez, D., Buchón, F. F., Izeta, A., & Jimenez, F. (2016). Hair follicle-containing punch grafts accelerate chronic ulcer healing: A randomized controlled trial. *Journal of the American Academy of Dermatology*, *75*(5), 1007–1014. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2016.02.1161>
- Mayrovitz, H. N., Smith, J., & Ingram, C. (1997). Geometric, shape and area measurement considerations for diabetic neuropathic plantar ulcers. *Ostomy/wound management*, *43*(9), 58–65.
- Mazzarello, V., Cametti, M., Leone, G., Iacovelli, P., Ena, P., & Leigheb, G. (2001). Analysis of the microtopography of the skin by silicone replicas after repeated exposure to actinic radiation at high altitudes. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology: JEADV*, *15*(3), 224–228. <https://doi.org/10.1046/j.1468-3083.2001.00248.x>
- McGinnis, E., Greenwood, D. C., Nelson, E. A., & Nixon, J. (2014). A prospective cohort study of prognostic factors for the healing of heel pressure ulcers. *Age and ageing*, *43*(2), 267–271. <https://doi.org/10.1093/ageing/aft187>
- McNeil, G.T. (1954, Sep 16). *Some aspects of “non-topographic photogrammetry”*. ISP Semi Annual Meeting, Philadelphia, Pa (Pennsylvania). 49-56.
- Mínguez, M. F., Buendía, M., Cibrián, R. M., Salvador, R., Laguía, M., Martín, A., & Gomar, F. (2007). Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, *16*(1), 73–82. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0079-y>
- Mitchell, H., & Newton, I. (2002). Medical photogrammetric measurement: overview and prospects. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, *56*(5–6), 286–294. [https://doi.org/10.1016/s0924-2716\(02\)00065-5](https://doi.org/10.1016/s0924-2716(02)00065-5)
- Modrzejewski, R., Collins, T., Hostettler, A., Marescaux, J., & Bartoli, A. (2020). Light modelling and calibration in laparoscopy. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, *15*(5), 859–866. <https://doi.org/10.1007/s11548-020-02161-8>

- Montesinos-Correa, H. (2014). Crecimiento y antropometría: aplicación clínica. *Acta pediátrica de México*, 35, 159-165.
- Monti, M., Bozzetti, M., Motta, S., & Barbareschi, M. (1989). Usefulness of surface topography analysis in psoriatic skin. *Acta dermato-venereologica. Supplementum*, 146, 81–83.
- Moreira, R., Teles, A., Fialho, R., Dos Santos, T., Vasconcelos, S. S., de Sá, I. C., Bastos, V. H., Silva, F., & Teixeira, S. (2020). Can human posture and range of motion be measured automatically by smart mobile applications?. *Medical hypotheses*, 142, 109741. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2020.109741>
- Morgan, B., Ford, A., & Smith, M. J. (2019). Standard methods for creating digital skeletal models using structure-from-motion photogrammetry. *American journal of physical anthropology*, 169(1), 152–160. <https://doi.org/10.1002/ajpa.23803>
- Moser, N., Santander, P., & Quast, A. (2018). From 3D imaging to 3D printing in dentistry - a practical guide. *International journal of computerized dentistry*, 21(4), 345–356.
- Motta, L. J., Martins, M. D., Fernandes, K. P., Mesquita-Ferrari, R. A., Biasotto-Gonzalez, D. A., & Bussadori, S. K. (2011). Craniocervical posture and bruxism in children. *Physiotherapy research international: the journal for researchers and clinicians in physical therapy*, 16(1), 57–61. <https://doi.org/10.1002/pri.478>
- Murthy, R. K., Haji, S., Sambhav, K., Grover, S., & Chalam, K. V. (2016). Clinical applications of spectral domain optical coherence tomography in retinal diseases. *Biomedical journal*, 39(2), 107–120. <https://doi.org/10.1016/j.bj.2016.04.003>

## N

- Naraghi, S., Mutsvangwa, T., Goliath, R., Rangaka, M. X., & Douglas, T. S. (2018). Mobile phone-based evaluation of latent tuberculosis infection: Proof of concept for an integrated image capture and analysis system. *Computers in biology and medicine*, 98, 76–84. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.05.009>
- Navarro, I., Candotti, C. T., do Amaral, M. A., Dutra, V. H., Gelain, G. M., & Loss, J. F. (2020). Validation of the Measurement of the Angle of Trunk Rotation in Photogrammetry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 43(1), 50–56. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.05.005>

Nicolosi, F., & Spena, G. (2020). Three-Dimensional Virtual Intraoperative Reconstruction: A Novel Method to Explore a Virtual Neurosurgical Field. *World neurosurgery*, *137*, e189–e193. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.01.112>

Normas de Buena Práctica Clínica de la ICH: (Consejo Internacional de armonización), última versión E6 (R2) (noviembre 2016). [https://www.iisgm.com/wp-content/uploads/2011/09/guia-BPC\\_septiembre-2020.pdf](https://www.iisgm.com/wp-content/uploads/2011/09/guia-BPC_septiembre-2020.pdf)

Nussbaum, S. R., Carter, M. J., Fife, C. E., DaVanzo, J., Haught, R., Nusgart, M., & Cartwright, D. (2018). An Economic Evaluation of the Impact, Cost, and Medicare Policy Implications of Chronic Nonhealing Wounds. *Value in health: the journal of the International Society for Pharmacoeconomics and Outcomes Research*, *21*(1), 27–32. <https://doi.org/10.1016/j.jval.2017.07.007>

## **O**

Ochoa Agüero, A. (2013). El Museo Virtual de Anatomía Patológica como medio de enseñanza y aprendizaje en la Escuela Latinoamericana de Medicina. *Panorama Cuba y Salud*. *8*(1). 3-9.

Olsson, M., Järbrink, K., Divakar, U., Bajpai, R., Upton, Z., Schmidtchen, A., & Car, J. (2019). The humanistic and economic burden of chronic wounds: A systematic review. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, *27*(1), 114–125. <https://doi.org/10.1111/wrr.12683>

## **P**

Park, S. Y., Ha, S. H., Yu, D. S., Son, S. W., Kim, D. J., Kim, I. H., Moon, J. S., Kim, M. K., & Oh, C. H. (2004). Quantitative evaluation of severity in psoriatic lesions using three-dimensional morphometry. *Experimental dermatology*, *13*(4), 223–228. <https://doi.org/10.1111/j.0906-6705.2004.00122.x>

Pascali, M. A., Giorgi, D., Bastiani, L., Buzzigoli, E., Henriquez, P., Matuszewski, B. J., Morales, M. A., & Colantonio, S. (2016). Face morphology: Can it tell us something about body weight and fat?. *Computers in biology and medicine*, *76*, 238–249. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2016.06.006>



- Pavlovčič, U., Diaci, J., Možina, J., & Jezeršek, M. (2015). Wound perimeter, area, and volume measurement based on laser 3D and color acquisition. *Biomedical engineering online*, *14*, 39. <https://doi.org/10.1186/s12938-015-0031-7>
- Phillips, C. J., Humphreys, I., Thayer, D., Elmessary, M., Collins, H., Roberts, C., Naik, G., & Harding, K. (2020). Cost of managing patients with venous leg ulcers. *International wound journal*, *17*(4), 1074–1082. <https://doi.org/10.1111/iwj.13366>
- Plassmann, P., Jones, C., & McCarthy, M. (2007). Accuracy and precision of the MAVIS-II wound measurement device. *Wound Repair and Regeneration*, *15*(6), A129-A129.
- Plassmann, P., & Jones, T. D. (1998). MAVIS: a non-invasive instrument to measure area and volume of wounds. Measurement of Area and Volume Instrument System. *Medical engineering & physics*, *20*(5), 332–338. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(98\)00034-4](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(98)00034-4)
- Polo, M. E., & Felicísimo, A. M. (2012). Analysis of uncertainty and repeatability of a low-cost 3D laser scanner. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *12*(7), 9046–9054. <https://doi.org/10.3390/s120709046>
- Prompers, L., Schaper, N., Apelqvist, J., Edmonds, M., Jude, E., Mauricio, D., Uccioli, L., Urbancic, V., Bakker, K., Holstein, P., Jirkovska, A., Piaggese, A., Ragnarson-Tennvall, G., Reike, H., Spraul, M., Van Acker, K., Van Baal, J., Van Merode, F., Ferreira, I., & Huijberts, M. (2008). Prediction of outcome in individuals with diabetic foot ulcers: focus on the differences between individuals with and without peripheral arterial disease. The EURODIALE Study. *Diabetologia*, *51*(5), 747–755. <https://doi.org/10.1007/s00125-008-0940-0>

## R

- Redden, R. A., Blum, B., Kilpadi, D., & Feldman, D. (1998). Quantitative assessment of wound healing rate. *Wound Repair and Regeneration*, *6*(3), 246.
- Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016, relativo a la protección de las personas físicas en lo que respecta al tratamiento de datos personales y a la libre circulación de estos datos y por el que se deroga la Directiva 95/46/CE (Reglamento general de protección de datos). DOUE n° 119, de 4 de mayo de 2016, 1-88. <https://www.boe.es/doue/2016/119/L00001-00088.pdf>
- Resch, C. S., Kerner, E., Robson, M. C., Heggers, J. P., Scherer, M., Boertman, J. A., & Schileru, R. (1988). Pressure sore volume measurement. A technique to document and record

- wound healing. *Journal of the American Geriatrics Society*, 36(5), 444–446.  
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1988.tb02385.x>
- Rey-Barroso, L., Peña-Gutiérrez, S., Yáñez, C., Burgos-Fernández, F. J., Vilaseca, M., & Royo, S. (2021). Optical Technologies for the Improvement of Skin Cancer Diagnosis: A Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(1), 252. <https://doi.org/10.3390/s21010252>
- Rijsbergen, M., Pagan, L., Niemeyer-van der Kolk, T., Rijneveld, R., Hogendoorn, G., Lemoine, C., Meija Miranda, Y., Feiss, G., Bouwes Bavink, J. N., Burggraaf, J., van Poelgeest, M., & Rissmann, R. (2019). Stereophotogrammetric three-dimensional photography is an accurate and precise planimetric method for the clinical visualization and quantification of human papilloma virus-induced skin lesions. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology: JEADV*, 33(8), 1506–1512.  
<https://doi.org/10.1111/jdv.15474>
- Rodríguez-Quiñónez, J. C., Sergiyenko, O., Basaca-Preciado, L., Tyrsa, V., Gurko, A., Podrygalo, M., Lopez, M., & Hernandez-Balbuena, D. (2014). Optical monitoring of scoliosis by 3D medical laser scanner. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 175–186.  
<https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.026>
- 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.  
<https://doi.org/10.1177/193229681000400405>
- Romanelli, M., Dini, V., Bianchi, T., & Romanelli, P. (2007). Wound assessment by 3-dimensional laser scanning. *Archives of dermatology*, 143(10), 1333–1334.  
<https://doi.org/10.1001/archderm.143.10.1333>
- Romanelli, M., Dini, V., Rogers, L. C., Hammond, C. E., & Nixon, M. A. (2008). Clinical evaluation of a wound measurement and documentation system. *Wounds: a compendium of clinical research and practice*, 20(9), 258–264.
- Rosten, E., & Drummond, T. (2006). Machine Learning for High-Speed Corner Detection. *Computer Vision – ECCV 2006*, 430–443. [https://doi.org/10.1007/11744023\\_34](https://doi.org/10.1007/11744023_34)
- Rother, C., Kolmogorov, V., & Blake, A. (2004). “GrabCut”: interactive foreground extraction using iterated graph cuts. *ACM Transactions on Graphics*, 23(3), 309–314.  
<https://doi.org/10.1145/1015706.1015720>

Rublee, E., Rabaud, V., Konolige, K., & Bradski, G. (2011). ORB: An efficient alternative to SIFT or SURF. *2011 International Conference on Computer Vision*. <https://doi.org/10.1109/iccv.2011.6126544>

Rustemeyer, J., & Martin, A. (2013). Soft tissue response in orthognathic surgery patients treated by bimaxillary osteotomy: cephalometry compared with 2-D photogrammetry. *Oral and maxillofacial surgery*, *17*(1), 33–41. <https://doi.org/10.1007/s10006-012-0330-0>

## S

Saad, K. R., Colombo, A. S., Ribeiro, A. P., & João, S. M. (2012). Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals with structural scoliosis. *Journal of bodywork and movement therapies*, *16*(2), 210–216. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.03.005>

Sánchez-Jiménez, D. (2013). Aplicaciones médicas de la fotogrametría a la medición de úlceras de la piel. [Trabajo Final de Carrera, Universitat Politècnica de València].

Sánchez-Jiménez, D. (2014). Modelado de úlceras de la piel mediante fotogrametría: Escaneado basado en imágenes. [Trabajo Final de Grado, Universitat Politècnica de València].

Sánchez-Jiménez, D. (2017). Tratamiento y gestión de datos tridimensionales aplicados al proceso de reparación de úlceras cutáneas. [Trabajo Final de Máster, Universitat Politècnica de València].

Sánchez-Jiménez, D., Buchón-Moragues, F., Escutia-Muñoz, B., & Botella-Estrada, R. (2019). Development of Computer Vision Applications to Automate the Measurement of the Dimensions of Skin Wounds. *Proceedings*, *19*(1), 18. <https://doi.org/10.3390/proceedings2019019018>

Sánchez-Jiménez, D., Buchón-Moragues, F., Palomar-Vázquez, J., & Peris-Fajarnés, G. (2017). Procesamiento automatizado de modelos tridimensionales de úlceras cutáneas. *Primer Congreso en Ingeniería Geomática CIGeo, Valencia, España*. <http://dx.doi.org/10.4995/CIGeo2017.2017.6553>

Sánchez-Jiménez, D., Buchón-Moragues, F. F., Escutia-Muñoz, B., & Botella-Estrada, R. (2021). SfM-3DULC: Reliability of a new 3D wound measurement procedure and its accuracy in projected area. *International wound journal*, 1-8. <https://doi.org/10.1111/iwj.13595>

Sansoni, G., Cattaneo, C., Trebeschi, M., Gibelli, D., Porta, D., & Picozzi, M. (2009). Feasibility of contactless 3D optical measurement for the analysis of bone and soft tissue lesions:

- new technologies and perspectives in forensic sciences. *Journal of forensic sciences*, 54(3), 540–545. <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2009.01041.x>
- Sarjakoski, T. (1981). Concept of a completely digital stereoplotter. *Photogrammetric Journal of Finland*, 8, 95-100.
- Schwindt, D. A., Wilhelm, K. P., Miller, D. L., & Maibach, H. I. (1998). Cumulative irritation in older and younger skin: a comparison. *Acta dermato-venereologica*, 78(4), 279–283. <https://doi.org/10.1080/000155598441864>
- Sen, C. K., Gordillo, G. M., Roy, S., Kirsner, R., Lambert, L., Hunt, T. K., Gottrup, F., Gurtner, G. C., & Longaker, M. T. (2009). Human skin wounds: a major and snowballing threat to public health and the economy. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 17(6), 763–771. <https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2009.00543.x>
- Shah, A., Wollak, C., & Shah, J. (2013). Wound Measurement Techniques: Comparing the Use of Ruler Method, 2D Imaging and 3D Scanner. *Journal of the American College of Clinical Wound Specialists*, 5(3), 52–57. <https://doi.org/10.1016/j.jccw.2015.02.001>
- Shaw, J., & Bell, P. M. (2011). Wound measurement in diabetic foot ulceration. *Global perspective on diabetic foot ulcerations*, 71-82. <https://doi.org/10.5772/29730>
- She, Z., & Excell, P. S. (2013). Lesion classification using 3D skin surface tilt orientation. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 19(1), e305–e311. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2012.00644.x>
- Sheehan, P., Jones, P., Giurini, J. M., Caselli, A., & Veves, A. (2006). Percent change in wound area of diabetic foot ulcers over a 4-week period is a robust predictor of complete healing in a 12-week prospective trial. *Plastic and reconstructive surgery*, 117(7 Suppl), 239S–244S. <https://doi.org/10.1097/01.prs.0000222891.74489.33>
- Sheng, J., Li, H., Jin, J., Liu, T., Ma, B., Liu, G., & Zhu, S. (2018). Application of Three - dimensional Wound Analyzer in the Small Wound Area Measurement during the Process of Wound Healing. *Journal of Burn Care & Research*, 39(2), 268-273. <https://doi.org/10.1097/bcr.0000000000000585>
- Sheryandani, A. (2011). Application of Close Range Photogrammetry in the study of the development of human dental and jaws. *11th South East Asian Survey Congress and 13th International Surveyors' Congress Innovation towards Sustainability*.

- Shetty, R., Sreekar, H., Lamba, S., & Gupta, A. K. (2012). A novel and accurate technique of photographic wound measurement. *Indian journal of plastic surgery: official publication of the Association of Plastic Surgeons of India*, 45(2), 425–429. <https://doi.org/10.4103/0970-0358.101333>
- Shintaku, H., Yamaguchi, M., Toru, S., Kitagawa, M., Hirokawa, K., Yokota, T., & Uchihara, T. (2019). Three-dimensional surface models of autopsied human brains constructed from multiple photographs by photogrammetry. *PloS one*, 14(7), e0219619. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219619>
- Silvester, C. M., & Hillson, S. (2020). A critical assessment of the potential for Structure-from-Motion photogrammetry to produce high fidelity 3D dental models. *American journal of physical anthropology*, 173(2), 381–392. <https://doi.org/10.1002/ajpa.24109>
- Singla, D., Veqar, Z., & Hussain, M. E. (2017). Photogrammetric Assessment of Upper Body Posture Using Postural Angles: A Literature Review. *Journal of chiropractic medicine*, 16(2), 131–138. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2017.01.005>
- Sochurek, H., & Miller, P. (1987). Medicine's new vision. *National Geographic Magazine*, 171(1), 2-42.
- Sohaib, A., Farooq, A. R., Atkinson, G. A., Smith, L. N., Smith, M. L., & Warr, R. (2013). In vivo measurement of skin microrelief using photometric stereo in the presence of interreflections. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision*, 30(3), 278–286. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.30.000278>
- Soldevilla Agreda, J. J., Torra i Bou, J. E., 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), 201-210.
- Sprigle, S., Nemeth, M., & Gajjala, A. (2012). Iterative design and testing of a hand-held, non-contact wound measurement device. *Journal of tissue viability*, 21(1), 17–26. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2011.09.001>
- St James, S., Bednarz, B., Benedict, S., Buchsbaum, J. C., Dewaraja, Y., Frey, E., Hobbs, R., Grudzinski, J., Roncali, E., Sgouros, G., Capala, J., & Xiao, Y. (2021). Current Status of Radiopharmaceutical Therapy. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 109(4), 891–901. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2020.08.035>
- Stacey, M. C., Phillips, S. A., Farrokhyar, F., & Swaine, J. M. (2017). Reliability and measurement error of digital planimetry for the measurement of chronic venous leg ulcers. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society*

[and] *the European Tissue Repair Society*, 25(5), 901–905.  
<https://doi.org/10.1111/wrr.12587>

Stockton, K. A., McMillan, C. M., Storey, K. J., David, M. C., & Kimble, R. M. (2015). 3D photography is as accurate as digital planimetry tracing in determining burn wound area. *Burns: journal of the International Society for Burn Injuries*, 41(1), 80–84.  
<https://doi.org/10.1016/j.burns.2014.04.022>

Stuani, V. T., Ferreira, R., Manfredi, G., Cardoso, M. V., & Sant'Ana, A. (2019). Photogrammetry as an alternative for acquiring digital dental models: A proof of concept. *Medical hypotheses*, 128, 43–49. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.05.015>

Sullivan, T. P., Eaglstein, W. H., Davis, S. C., & Mertz, P. (2001). The pig as a model for human wound healing. *Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, 9(2), 66–76.  
<https://doi.org/10.1046/j.1524-475x.2001.00066.x>

Sun, J., Smith, M., Smith, L., Coutts, L., Dabis, R., Harland, C., & Bamber, J. (2008). Reflectance of human skin using colour photometric stereo: with particular application to pigmented lesion analysis. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 14(2), 173–179.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2007.00274.x>

Sutherland, K., Lee, R. W., Petocz, P., Chan, T. O., Ng, S., Hui, D. S., & Cistulli, P. A. (2016). Craniofacial phenotyping for prediction of obstructive sleep apnoea in a Chinese population. *Respirology (Carlton, Vic.)*, 21(6), 1118–1125.  
<https://doi.org/10.1111/resp.12792>

## **T**

Tareen, S. A. K., & Saleem, Z. (2018). A comparative analysis of SIFT, SURF, KAZE, AKAZE, ORB, and BRISK. *2018 International Conference on Computing, Mathematics and Engineering Technologies (iCoMET)*. <https://doi.org/10.1109/icomet.2018.8346440>

Thali, M. J., Braun, M., Buck, U., Aghayev, E., Jackowski, C., Vock, P., Sonnenschein, M., & Dirnhofer, R. (2005). VIRTOPSY--scientific documentation, reconstruction and animation in forensic: individual and real 3D data based geo-metric approach including

optical body/object surface and radiological CT/MRI scanning. *Journal of forensic sciences*, 50(2), 428–442.

- 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(2-3), 203–208. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2003.07.009>
- Torr, P., & Zisserman, A. (2000). MLESAC: A New Robust Estimator with Application to Estimating Image Geometry. *Computer Vision and Image Understanding*, 78(1), 138–156. <https://doi.org/10.1006/cviu.1999.0832>
- Tóth, D., Petrus, K., Heckmann, V., Simon, G., & Poór, V. S. (2021). Application of photogrammetry in forensic pathology education of medical students in response to COVID-19. *Journal of forensic sciences*, 66(4), 1533–1537. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.14709>
- Treleaven, P., & Wells, J. (2007). 3D Body Scanning and Healthcare Applications. *Computer*, 40. 28-34. <https://doi.org/10.1109/MC.2007.225>
- Treuillet, S., Albouy, B., & Lucas, Y. (2009). Three-dimensional assessment of skin wounds using a standard digital camera. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(5), 752–762. <https://doi.org/10.1109/TMI.2008.2012025>
- Trojahn, C., Dobos, G., Schario, M., Ludriksone, L., Blume-Peytavi, U., & Kottner, J. (2015). Relation between skin micro-topography, roughness, and skin age. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 21(1), 69–75. <https://doi.org/10.1111/srt.12158>
- Turchini, J., Buckland, M. E., Gill, A. J., & Battye, S. (2018). Three-Dimensional Pathology Specimen Modeling Using “Structure-From-Motion” Photogrammetry: A Powerful New Tool for Surgical Pathology. *Archives of Pathology & Laboratory Medicine*, 142(11), 1415–1420. <https://doi.org/10.5858/arpa.2017-0145-oa>

## V

- Vázquez, M. A., & Cuevas, F. J. (2014). A 3D Facial Recognition System Using Structured Light Projection. In: Polycarpou M., de Carvalho A.C.P.L.F., Pan JS., Woźniak M., Quintian H., Corchado E. (eds) *Hybrid Artificial Intelligence Systems*. HAIS 2014. Lecture Notes

in Computer Science, vol 8480. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-07617-1\\_22](https://doi.org/10.1007/978-3-319-07617-1_22)

Vig, K., Chaudhari, A., Tripathi, S., Dixit, S., Sahu, R., Pillai, S., Dennis, V. A., & Singh, S. R. (2017). Advances in Skin Regeneration Using Tissue Engineering. *International journal of molecular sciences*, 18(4), 789. <https://doi.org/10.3390/ijms18040789>

Villalba, L. I., & Bilevich, E. (2008). Consenso sobre cicatrización de heridas. *Sociedad Argentina de Dermatología*, 1-41. <https://www.dermatolarg.org.ar/index.php/dermatolarg/article/view/240/104>

Voulodimos, A., Doulamis, N., Doulamis, A., & Protopapadakis, E. (2018). Deep Learning for Computer Vision: A Brief Review. *Computational intelligence and neuroscience*, 2018, 7068349. <https://doi.org/10.1155/2018/7068349>

## W

Wendelken, M. E., Berg, W. T., Lichtenstein, P., Markowitz, L., Comfort, C., & Alvarez, O. M. (2011). Wounds measured from digital photographs using photodigital planimetry software: validation and rater reliability. *Wounds: a compendium of clinical research and practice*, 23(9), 267–275.

Wescraft, K. M., & Clancy, J. A. (2019). Using Photogrammetry to Create a Realistic 3D Anatomy Learning Aid with Unity Game Engine. *Advances in experimental medicine and biology*, 1205, 93–104. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-31904-5\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-030-31904-5_7)

Westfeld, P., Maas, H. G., 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. <https://doi.org/10.1016/j.isprsjprs.2013.08.004>

Wheller, L., Lin, L. L., Chai, E., Sinnya, S., Soyer, H. P., & Prow, T. W. (2013). Noninvasive methods for the assessment of photoageing. *The Australasian journal of dermatology*, 54(4), 290–295. <https://doi.org/10.1111/ajd.12030>

Wilting, F., Hameeteman, M., Tielemans, H., Ulrich, D., & Hummelink, S. (2020). "Three-dimensional evaluation of breast volume changes following autologous free flap breast reconstruction over six months". *Breast (Edinburgh, Scotland)*, 50, 85–94. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2020.02.005>



## Y


- Yammine, K., & Violato, C. (2015). A meta-analysis of the educational effectiveness of three-dimensional visualization technologies in teaching anatomy. *Anatomical sciences education*, 8(6), 525–538. <https://doi.org/10.1002/ase.1510>
- Yang, S., Park, J., Lee, H., Lee, J. B., Lee, B. U., & Oh, B. H. (2017). Error rate of automated calculation for wound surface area using a digital photography. *Skin Research and Technology*, 24(1), 117–122. <https://doi.org/10.1111/srt.12398>
- Yuan, X., Lam Tin Cheung, K., Howard, J. L., Lanting, B. A., & Teeter, M. G. (2016). Radiostereometric analysis using clinical radiographic views: Validation measuring total hip replacement wear. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 34(9), 1521–1528. <https://doi.org/10.1002/jor.23170>

## Z

- Zenteno, O., González, E., Treuillet, S., Valencia, B. M., Castaneda, B., Llanos-Cuentas, A., & Lucas, Y. (2018). Volumetric monitoring of cutaneous leishmaniasis ulcers: can camera be as accurate as laser scanner? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 7(5–6), 667–675. <https://doi.org/10.1080/21681163.2018.1546623>
- Zhao, L., Zhang, X., Guo, Z., & Long, J. (2021). Use of modified 3D digital surgical guides in the treatment of complex mandibular fractures. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 49(4), 282–291. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2021.01.016>
- Zvietcovich, F., Castañeda, B., Valencia, B., & Llanos-Cuentas, A. (2012). A 3D assessment tool for accurate volume measurement for monitoring the evolution of cutaneous leishmaniasis wounds. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2012, 2025–2028. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346355>



## SfM-3DULC: Reliability of a new 3D wound measurement procedure and its accuracy in projected area

David Sánchez-Jiménez<sup>1</sup> | Fernando F. Buchón-Moragues<sup>1</sup>  |  
Begoña Escutia-Muñoz<sup>2</sup> | Rafael Botella-Estrada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría, Universitat Politècnica de València, Valencia, Spain

<sup>2</sup>Servicio de Dermatología, Hospital Universitari i Politécnic La Fe de València, Valencia, Spain

### Correspondence

Fernando F. Buchón-Moragues, PhD, Departamento de Ingeniería Geodésica, Cartográfica y Topográfica, Camino de Vera s/n 46022, Valencia, Spain.  
Email: fbuchon@upvnet.upv.es

### Abstract

Three-dimensional (3D) wound measurement lacks a gold standard to test accuracy. It is useful to develop procedures to scan wounds and reconstruct their 3D model with low-cost techniques. We present a new procedure (Structure from Motion [SfM]-3DULC) that uses photographs for measuring nine wound variables. We also propose a new variant of ImageJ in which an orthophoto is used to measure the projected area (Ortho-ImageJ). In addition, we compare the wound measurements made by dermatologists and non-experts. A group of five experts in dermatology and five non-specialists measured 33 leg wounds five times per procedure. Intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC were evaluated with the intraclass correlation coefficient (ICC 2,1). The accuracy of the two new procedures (SfM-3DULC and Ortho-ImageJ) in the measurement of projected area was assessed by comparing their values with those obtained using ImageJ, with the Wilcoxon matched-pairs signed rank test ( $\alpha = 0.05$ ). This test was also used to analyse the differences between the measurements made by dermatologists and non-experts. All the variables measured by dermatologists using SfM-3DULC showed excellent scores of intra-rater reliability (ICC > 0.99) and inter-rater reliability (ICC > 0.98). No significant differences between the three procedures were found when comparing their projected area values. Significant differences between the measurements of dermatologists and non-experts were found in most of the variables: circularity coefficient, perimeter, projected area, surface area, and reference surface area. The wound measurement procedure SfM-3DULC has an excellent reliability, is accurate for the measurement of projected area, and can be used by dermatologists for wound monitoring in everyday clinical practice.

### KEYWORDS

3DULC, ImageJ, measurement, SfM, wound

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.

© 2021 The Authors. *International Wound Journal* published by Medicalhelpline.com Inc (3M) and John Wiley & Sons Ltd.

## 1 | INTRODUCTION

Wounds are a problem that affects the quality of life of patients,<sup>1</sup> with a high prevalence<sup>2,3</sup> and a huge cost.<sup>4,5</sup> Wound measurement is useful for clinical monitoring, since it is an indicator of its progression to healing.<sup>6-8</sup>

Traditional measurement procedures are often invasive. Some two-dimensional (2D) measurement procedures, for example, graduated ruler and contact planimetry, are still used in clinical practice because of their simplicity and convenience. However, they have technical drawbacks including inaccuracy and imprecision.<sup>9,10</sup> Other three-dimensional (3D) measurement procedures such as saline solution and alginate casts may have, in addition, adverse events in patients such as pain, irritation, or allergic reaction.

Over the past decade, the use of non-contact techniques has spread. For 2D measurement, a frequently used procedure in clinical practice is the open-source digital image processing program ImageJ (National Institutes of Health, Rockville, MD). This software has been successfully used in wound measurement<sup>11</sup> and other medical applications, such as ovarian cancer<sup>12</sup> and microscopy.<sup>13</sup> ImageJ has demonstrated high accuracy, precision, and reliability.<sup>11,14,15</sup> It is also easy to use, quick, and requires only a digital camera and an object of known size, for example, a ruler.

A number of specific devices have been developed for 3D measurement.<sup>16-20</sup> Some of the photogrammetric techniques that these devices use to scan wounds and reconstruct their 3D model are stereophotogrammetry, structured light scanning, and laser scanning.<sup>21,22</sup> Manufacturers usually include their own software to measure the variables of the scanned 3D model.

The absence of a gold standard in clinical practice is a major obstacle to calibrate the accuracy of 3D wound measurement procedures. Some new procedures have the following disadvantages<sup>10,23</sup>: (a) need specific scanning devices; (b) not demonstrated usefulness in clinical practice; and (c) high cost.

Therefore, it is useful to develop procedures to scan wounds and reconstruct their 3D model with low-cost techniques that do not require specific scanning devices. One example is the Structure from Motion (SfM) technique, which uses the overlap of several photographs in different positions and orientations to reconstruct the 3D model. This technique has been used in many applications, including wound measurement.<sup>24</sup>

### 1.1 | Justification and objectives

In previous studies, we developed a wound measurement procedure (SfM-3DULC) that uses a digital camera to

#### Key messages

- it is useful to develop low-cost wound measurement procedures that do not require specific scanning devices
- five experts in dermatology and five non-specialists measured 33 leg wounds
- significant differences between the measurements of dermatologists and non-experts were found in most of the variables
- using orthophotos in the variant Ortho-ImageJ did not demonstrate an advantage over traditional ImageJ in shallow wounds
- SfM-3DULC has an excellent reliability and is accurate for the measurement of projected area

scan the wound. The scanning steps have been detailed,<sup>25</sup> including (a) camera positions and number of photographs required for the 3D model reconstruction using the SfM technique with Agisoft Photoscan Professional software (Agisoft LLC, St. Petersburg, Russia); (b) measurement of nine wound variables with 3DULC software,<sup>26</sup> developed by the authors in Python programming language. 3DULC software includes a workflow specifically created to measure wounds and can be used as a subsequent step after scanning the 3D model with SfM or other techniques (Figure 1). Its processing time is approximately 5 minutes.

Furthermore, photographs used in ImageJ should be exactly perpendicular to the wound, facing it in the frontal plane. Slight tilts affect the projected area, underestimating it more as the camera angle increases. It may be useful to try a new variant (Ortho-ImageJ) of this procedure in which an orthophoto is used in ImageJ, because it would not be affected by the camera angle and the lens distortions (radial and tangential). Therefore, inter-rater reliability of the procedure would depend only on the wound edge outlined by each rater, and not on the data source. This variant has not been published, to the best of our knowledge.

Based on the above, it is justified a project to compare in clinical practice the two new wound measurement procedures (SfM-3DULC and Ortho-ImageJ) with the standard procedure ImageJ. The primary objective of this pilot study is to evaluate the intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC in nine wound variables. The secondary objectives are to analyse the accuracy of the two new procedures in the measurement of projected area by comparing their values with those obtained using ImageJ, and to determine if there are differences between

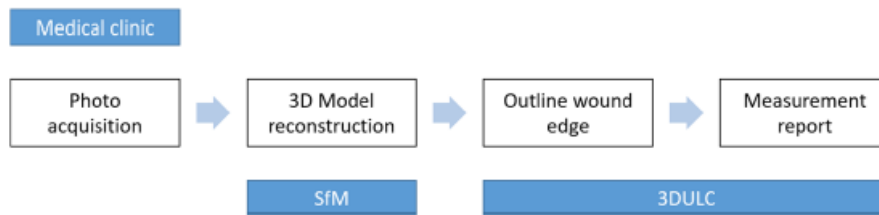


FIGURE 1 SfM-3DULC workflow chart showing the steps to follow from the photo acquisition to the measurement report

the measurements made by dermatologists and non-experts in the nine wound variables and the three wound measurement procedures.

## 2 | MATERIALS AND METHODS

### 2.1 | Ethical aspects

This project was approved by the Institutional Review Board of the Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València in November 2018 (protocol number 2018/0527) and is in accordance with the Good Clinical Practice guidelines, the Declaration of Helsinki and the current legislation. The patients were previously informed of the objectives, procedures, and risks of the project and their written informed consent was obtained. Their personal data were anonymised.

### 2.2 | Patient population

The recruitment and follow-up of patients was performed in 5 days randomly selected in 2019. All patients were being treated at the Dermatology Department of the Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València, and the Unidad de Enfermería, Úlceras y Heridas complejas La Fe. Fifteen patients were included according to the following inclusion criteria: (a) over 18 years of age; (b) diagnosed with open leg wound with tissue loss; (c) presence of two centimetres of healthy skin around the wound, visible from at least one perspective; (d) ability to keep the leg in a static position for 45 seconds. Two patients were excluded, as they did not meet inclusion criteria 3 and 4, respectively. In this pilot study, wounds of different aetiologies were measured in 33 medical visits, ranging from one to five medical visits per patient.

### 2.3 | Materials

The following materials were used: Canon EOS1DX MKIII camera (20.1 Megapixels), ImageJ version 1.53a,

Agisoft Photoscan Professional version 1.4.5, 3DULC version 1.0, calibrated paper, and ruler.

### 2.4 | Statistical analysis

Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics version 25. Five experts in dermatology and five non-specialists measured 33 leg wounds five times per procedure. Intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC were evaluated with the intraclass correlation coefficient (ICC 2,1). The Wilcoxon matched-pairs signed rank test ( $\alpha = 0.05$ ) was used to (a) analyse the accuracy of SfM-3DULC and Ortho-ImageJ in the measurement of projected area by comparing their values with those obtained using ImageJ; (b) compare the wound measurements made by dermatologists and non-experts.

### 2.5 | ImageJ

A calibrated ruler was placed near the wound and a frontal photograph was taken. This photograph was scaled in ImageJ by selecting two marks from the calibrated ruler and the actual distance. The wound edge was outlined using the “freehand” tool and the projected area (2D) was measured.

### 2.6 | Ortho-ImageJ

The same steps as in the ImageJ procedure were performed, but using an orthophoto created from the Agisoft Photoscan Professional 3D model. The projected area (2D) was measured.

## 3 | SFM-3DULC

Calibrated paper was placed on a flat and firm surface. The leg was positioned on it, with the dry wound visible (Figure 2A). We took 15 photographs converging to the wound from successive positions in two perpendicular

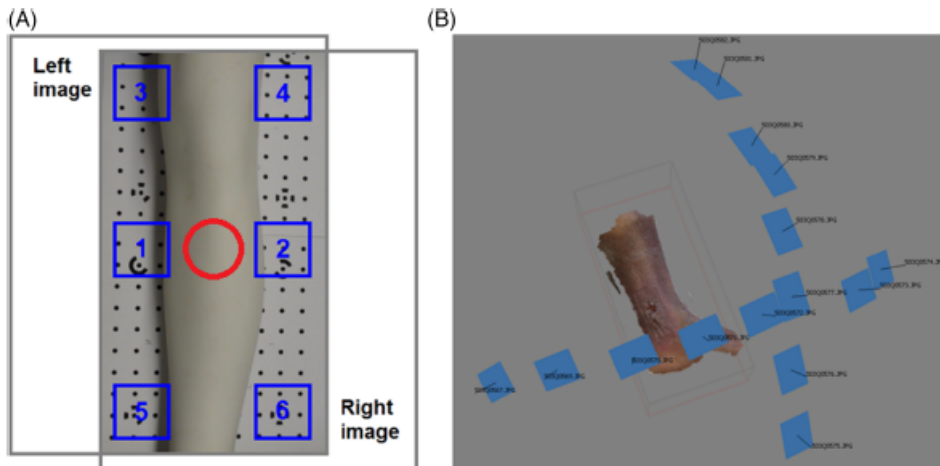


FIGURE 2 Photo acquisition in SfM-3DULC: A, Overlap of two photographs (grey rectangles). The wound (red circle) is in the centre, and ground control points are in the six von Gruber locations (blue squares). B, Camera arrangement in the 15 photographs (blue rectangles)

arcs of great circle. The arcs were centred in the wound and had a radius of 30–40 cm (Figure 2B). The 3D model was reconstructed using Agisoft Photoscan Professional software, whose workflow includes camera alignment, dense point cloud generation, mesh reconstruction, and texture building.

The 3D model was moved and rotated in 3DULC software until it was in the frontal plane. This software creates an orthophoto with a pixel size of 100 μm, and the user outlined the wound edge. The following wound variables were automatically measured: circularity coefficient (Equation (1)), evenness coefficient (Equation (2)) (0D), maximum length, maximum depth, perimeter (1D), projected area, surface area, reference surface area (2D), and volume (3D). An example of a measurement report obtained with 3DULC software can be found in Figure 3.

Circularity<sup>27</sup> and evenness coefficients estimate the planimetric and altimetric regularity of the wound, respectively. They are dimensionless and their range is the unit interval [0–1], obtaining higher values in more regular wounds.

$$\text{Circularity coefficient} = \frac{4 \cdot \pi \cdot \text{Projected area}}{\text{Perimeter}^2}, \quad (1)$$

$$\text{Evenness coefficient} = \frac{\text{Reference surface area}}{\text{Surface area}}. \quad (2)$$

The projected area is the projection of the wound onto a plane. It was calculated by counting the number of pixels in the orthophoto that were classified as wound. The surface area is the unfolding of the wound bed. In

order to calculate it, the 3D model was split into right triangles with a leg length of 100 μm, and the area of each triangle was measured. The reference surface area is the “wound ceiling” and approximates to the natural curvature that the healthy skin would have. 3DULC software interpolates 2 cm of the healthy skin around the wound, minimising the root-mean-square error (Equation (3)) using a second-order polynomial regression with two predictors (Equation (4)), in which the value of the Z-coordinate is predicted from the X and Y coordinates.

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (z_j - \hat{z}_j)^2}, \quad (3)$$

$$\hat{z} = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5y^2 + a_6xy. \quad (4)$$

## 4 | RESULTS

The descriptive statistics of central tendency and dispersion of the wound variables are shown in Table 1. Intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC are reported in Table 2. The comparison of the wound measurements made by dermatologists and non-experts appears in Table 3. Finally, we present the comparison between the new procedures and ImageJ in the measurement of projected area.

Intra-rater reliability scores of SfM-3DULC (Table 2) were greater than 0.99 in all the variables measured by

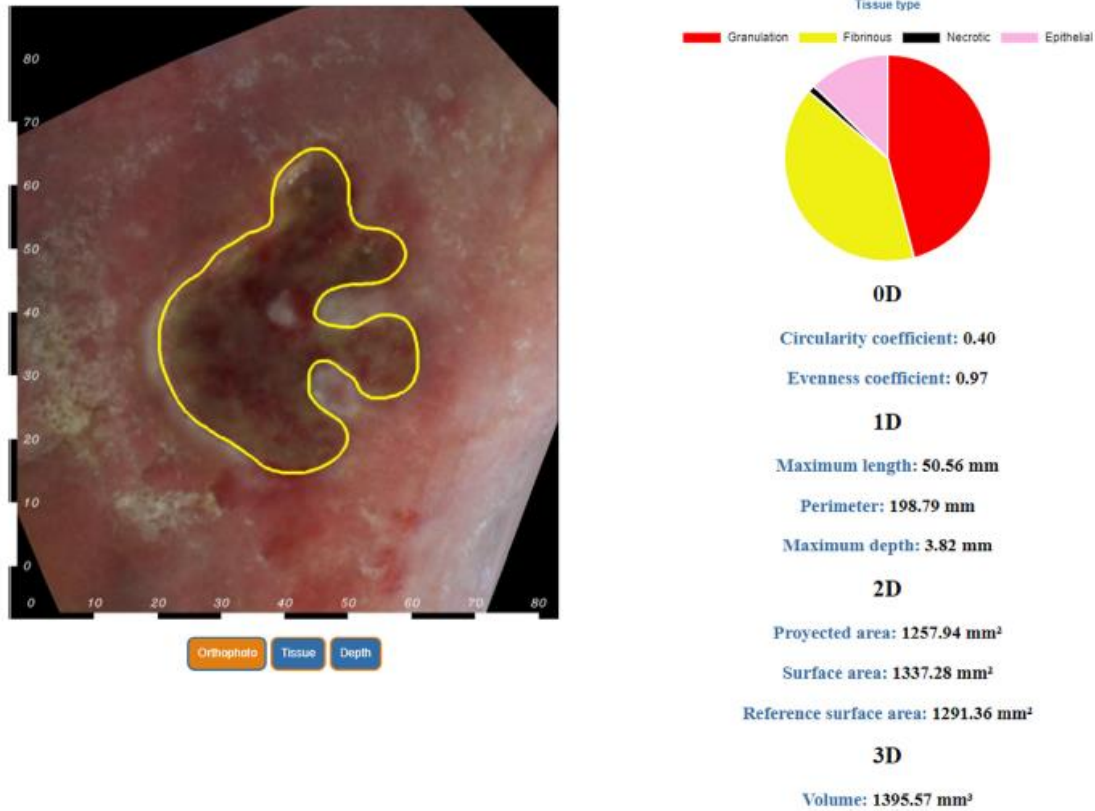


FIGURE 3 Example of a measurement report obtained with 3DULC software

TABLE 1 Values found in the nine wound variables using the wound measurement procedure SfM-3DULC (n = 33)

Variables	Units	Range	Mean ± SD
Circularity coefficient	Dimensionless	0.40–0.82	0.58 ± 0.12
Evenness coefficient	Dimensionless	0.77–0.97	0.91 ± 0.06
Maximum length	mm	11.7–94.1	39.3 ± 23.2
Perimeter	mm	32.6–303.5	121.1 ± 77.3
Maximum depth	mm	0.6–7.9	3.2 ± 1.6
Projected area	mm <sup>2</sup>	48.9–3512.8	862.6 ± 902.1
Surface area	mm <sup>2</sup>	51.5–3308.2	857.7 ± 883.1
Reference surface area	mm <sup>2</sup>	49.6–2617.2	774.7 ± 755.7
Volume	mm <sup>3</sup>	–0.8 to 2612.3	743.7 ± 876.8

Abbreviation: SfM, Structure from Motion.

dermatologists and greater than 0.98 in non-experts. Inter-rater reliability scores of SfM-3DULC were greater than 0.98 in all the variables measured by dermatologists and greater than 0.89 in non-experts.

When comparing the wound measurements made by dermatologists and non-experts (Table 3), significant

differences were found in circularity coefficient, perimeter, projected area, surface area, and reference surface area. We did not find significant differences in evenness coefficient, maximum length, maximum depth, and volume.

When comparing the new procedures and ImageJ in the measurement of projected area, no significant

TABLE 2 Intra-rater and inter-rater reliability scores of the wound measurement procedure SfM-3DULC in the nine wound variables (n = 33)

Variables	Intra-rater reliability <sup>a</sup>		Inter-rater reliability <sup>a</sup>	
	Dermatologists	Non-experts	Dermatologists	Non-experts
Circularity coefficient	0.994	0.986	0.988	0.895
Evenness coefficient	0.999	0.999	0.989	0.958
Maximum length	1.000	1.000	1.000	0.999
Perimeter	1.000	0.999	1.000	0.995
Maximum depth	1.000	0.999	0.992	0.990
Projected area	1.000	0.999	1.000	0.999
Surface area	1.000	0.999	0.999	0.998
Reference surface area	1.000	0.999	0.999	0.998
Volume	1.000	0.999	0.997	0.988

<sup>a</sup>Intraclass correlation coefficient (ICC 2,1).  
Abbreviation: SfM, Structure from Motion.

TABLE 3 Comparison of the wound measurements made by dermatologists and non-experts in the nine wound variables and the three wound measurement procedures (n = 33)

Procedure	Variables	P-value <sup>a</sup>
ImageJ	Projected area	.043
Ortho-ImageJ	Projected area	.001
SfM-3DULC	Circularity coefficient	.000
	Evenness coefficient	.053
	Maximum length	.406
	Perimeter	.014
	Maximum depth	.131
	Projected area	.001
	Surface area	.041
	Reference surface area	.001
	Volume	.118

<sup>a</sup>Wilcoxon matched-pairs signed rank test.

differences were found between SfM-3DULC and ImageJ ( $P$ -value = .598) nor Ortho-ImageJ and ImageJ ( $P$ -value = .675).

## 5 | DISCUSSION

Wound measurement procedures should be validated in wound models and patients.<sup>21</sup> This pilot study was performed in clinical practice, after the tests in artificial wound models.<sup>25</sup> As another step in the validation of SfM-3DULC, we evaluated its reliability in the measurement of nine wound variables (some not previously reported in the literature) and the accuracy in the

measurement of one of them. In the following steps, we will compare the performance of SfM-3DULC in the measurement of other variables such as volume with other 3D measurement devices. We will also compare the influence of the image quality on the results obtained, using digital cameras or smartphones with different specifications.

Projected area, usually called area, is the most common variable to monitor wound progression to healing.<sup>28</sup> The projection of this area onto the plane of the photograph is affected by the following: (a) camera angle: more accurate (and higher) projected area values are obtained as the camera is more frontal to the wound; (b) complex topography: the cylindrical shape of the leg and the orography of the wound bed vary the distance from the tissue to the sensor. Elements located at different distances have different scales in the photograph, which is not considered when setting a single scale. (c) Radial and tangential lens distortions. These disadvantages of the photograph in the standard procedure ImageJ encouraged us to try using an orthophoto in the variant Ortho-ImageJ.

In previous works, different reliability scores were reported depending on the size and shape of the wound.<sup>22,29</sup> The irregularity of the wound complicates its scanning, since some regions may be hidden from various angles. An illustrative example would be undermining or tunnelling wounds, which are extremely irregular and impossible to measure using photogrammetric techniques based on the visible spectrum. For these wounds, it might be interesting to use other wavelengths capable of penetrating through the skin. To quantitatively assess this aspect, in this project we measured two variables that estimate the regularity of the wound



edge (circularity coefficient) and the wound bed (evenness coefficient). It may be a plausible hypothesis that more accurate and precise results can be obtained in more regular wounds using the same measurement procedure. However, future studies are needed to confirm or reject this hypothesis.

Some parts of the wound bed may be above the reference surface. There are two criteria for calculating the volume when this occurs: not counting these parts or counting them as negative values. 3DULC software uses this second option, so these parts subtract volume from the total. One of the wounds obtained a negative volume ( $-0.8 \text{ mm}^3$ ) for this reason.

Intra-rater and inter-rater reliability scores of SfM-3DULC (Table 2) were excellent<sup>30</sup> in all the variables measured by dermatologists. This group has a more homogeneous and accurate criterion in the delimitation of wound edges, and therefore obtained higher reliability scores than non-experts.

The comparison of the wound measurements made by dermatologists and non-experts (Table 3) showed significant differences in most variables. A reasonable interpretation of this fact could be that non-experts overestimated the size of wounds (higher projected area values) and outlined their edges less accurately (lower perimeter values) than dermatologists. Consequently, non-experts obtained higher circularity coefficient values, since it is calculated from these two variables. Despite the surface area and reference surface area values were higher in the measurements of non-experts, their ratio (evenness coefficient) was not different from the one obtained by dermatologists. Volume was also similar, since the extra areas measured by non-experts were healthy skin without depth. Severely damaged areas, including the maximum depth and maximum length, were identified as part of the wound in a similar way by dermatologists and non-experts.

No significant differences between the three procedures were found when comparing their projected area values. The wound measurement procedure SfM-3DULC is accurate and valid for the measurement of this variable as its results were similar to those obtained using ImageJ. Ortho-ImageJ did not demonstrate an advantage over ImageJ, possibly because of the shallow wounds (maximum depth  $< 7.9 \text{ mm}$ ) included in this project.

### 5.1 | Limitations and future research

A reference surface is necessary for calculating the following variables: evenness coefficient, maximum depth, reference surface area, and volume. 3DULC software

interpolates this reference surface from 2 cm of healthy skin around the wound. Therefore, this procedure is not useful for very wide wounds that extend on both sides of the leg.

The scanning time of SfM-3DULC is approximately 45 seconds. During this time, the patient must keep the leg in a static position, otherwise the photo acquisition must be restarted as the leg would change its relative position to the calibrated paper. Two possible solutions to reduce this time are as follows: using several cameras with known relative orientation that take the photographs simultaneously, or using a video camera. The first solution has the disadvantage of needing a specific scanning device, while the second solution requires a system that automatically selects the frames with optimal sharpness and geometry.

In order to increase inter-rater reliability scores and for teleradiology, it would be interesting to develop and improve algorithms for automatic delimitation of wound edges, since this is a source of variability in wound measurement.

## 6 | CONCLUSIONS

The wound measurement procedure SfM-3DULC has an excellent reliability and is accurate for the measurement of projected area. It uses photographs taken with a digital camera and dermatologists can use it for wound monitoring in everyday clinical practice.

Similar projected area values were obtained using orthophotos and frontal photographs in ImageJ.

Significant differences between the measurements of dermatologists and non-experts were found in most of the variables: circularity coefficient, perimeter, projected area, surface area, and reference surface area.

### ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank Mr. Ramón Durá Mora and the Unidad de Enfermería, Úlceras y Heridas complejas La Fe. This work is part of the Ph.D. research of D.S.-J., which is supported by a grant from Generalitat Valenciana—Conselleria de Educación, Investigación, Cultura y Deporte, and the European Social Fund (ACIF/2018/160).

### CONFLICT OF INTEREST

The authors declare no conflict of interest.

### DATA AVAILABILITY STATEMENT

The data that support the findings of this study are available from the corresponding author upon reasonable request.



# APÉNDICE B.



## HOJA DE INFORMACION AL PACIENTE

Versión de la HIP: 1.2	Fecha de la versión: 04/10/2018
Investigador Principal: ***(Nombre y apellidos)*** Departamento de Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría. ***(Email)***	
CENTRO: Universitat Politècnica de València y Hospital Universitari i Politècnic La Fe	
Título del proyecto de investigación: "Sistema de procesamiento automatizado para la medición y seguimiento clínico de úlceras cutáneas: Desarrollo de software y hardware"	

### 1. INTRODUCCIÓN:

Nos dirigimos a usted para informarle sobre un estudio en el que se le invita a participar. El estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética de la Investigación con medicamentos del Hospital Universitario y Politécnico la Fe (CEIm La Fe).

Nuestra intención es tan sólo que usted reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar si quiere o no participar en este estudio. Para ello lea esta hoja informativa con atención y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir después de la explicación. Además, puede consultar con las personas que considere oportunas.

### 2. PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA:

Debe saber que su participación en este estudio es voluntaria y que puede decidir no participar y retirar el consentimiento en cualquier momento, sin que por ello se altere la relación con su médico ni se produzca perjuicio alguno en su tratamiento.

### 3. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO:

Usted ha sido diagnosticado de úlceras crónicas de la piel.

Se solicita su participación en este estudio, cuyo objetivo principal consiste en desarrollar un sistema técnico para medir las dimensiones de las úlceras cutáneas y obtener un modelo 3D, a partir de las fotografías de las lesiones ulcerosas.

#### ¿En qué consiste su participación?:

Si usted acepta participar en este estudio, durante sus consultas al Servicio de Dermatología del Hospital Universitari i Politècnic La Fe se tomarán fotografías de sus úlceras cutáneas, que se procesarán para medir las dimensiones de la úlcera. Esta será su única responsabilidad en el estudio.

La toma de imágenes fotográficas se utiliza frecuentemente en el seguimiento clínico de las úlceras de piel, para documentar su diagnóstico y evolución y medir las dimensiones de las úlceras.

**Riesgos:**

No es previsible ningún riesgo derivado de la toma de estas fotografías, ya que la medición no requiere contacto con la úlcera

**Número de pacientes a incluir y duración del estudio:**

Está prevista la inclusión de 15 pacientes, durante un período de 6 meses, para la toma de fotografías de úlceras cutáneas.

**Número de visitas:**

El número de visitas realizadas durante ese período dependerá de lo que su médico considere más conveniente para usted. Una estimación aproximada podría ser 4-5 visitas por paciente. Usted no tendrá que acudir a ninguna visita o consulta extraordinaria para este proyecto, aparte de las que esté citado por el Servicio de Dermatología. Tampoco se someterá a ninguna prueba complementaria por participar en este estudio, aparte de las que su médico le indique según considere mejor para usted, siguiendo la práctica clínica habitual.

**4. BENEFICIOS Y RIESGOS DERIVADOS DE SU PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO:**

Debe saber que su participación en este estudio puede no aportarle beneficios directos. Sin embargo, el desarrollo técnico de un sistema más exacto y preciso para la medición de úlceras más exacta y precisa, que es el objetivo de este proyecto, puede ayudar a mejorar el seguimiento de los pacientes con úlceras cutáneas.

No es previsible ningún riesgo o acontecimiento adverso derivado de su participación en este estudio, porque sólo supone la toma de fotografías de sus lesiones ulcerosas de la piel, sin contacto con las mismas.

**5. TRATAMIENTOS ALTERNATIVOS:**

Este estudio no cambiará de ninguna forma el tratamiento que usted está recibiendo, ni el seguimiento clínico por parte de su médico, que se realizarán según éste considere más conveniente para usted.

**6. N° DE URGENCIA PARA PROBLEMAS DEL ESTUDIO:**

En caso de que desee formular preguntas acerca del estudio o daños relacionados con el mismo, contactar con el médico del estudio **\*\*\* (Nombre y apellidos) \*\*\*** en el número de teléfono **\*\*\* (Número de teléfono) \*\*\***.

**7. CONFIDENCIALIDAD:**

El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal y en el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD). De acuerdo a lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición, cancelación de datos, limitar el tratamiento de datos que sean incorrectos y solicitar una copia o que se trasladen a un tercero (portabilidad) para lo cual deberá dirigirse al investigador principal del estudio **\*\*\* (Nombre y apellidos) \*\*\***, con quien podrá comunicarse a través del correo electrónico: **\*\*\* (Email) \*\*\***.

Le recordamos que los datos no se pueden eliminar, aunque deje de participar en el estudio, para garantizar la validez de la investigación y cumplir con los deberes legales. Asimismo, tiene derecho a dirigirse a la Agencia de Protección de Datos si no quedara satisfecho.

Tanto el Centro como el Promotor son responsables respectivamente del tratamiento de sus datos y se comprometen a cumplir con la normativa de protección de datos en vigor. Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código, de manera que no se incluya información que pueda identificarle, y sólo su médico del estudio/colaboradores podrá relacionar dichos datos con usted y con su historia clínica. Por lo tanto, su identidad no será revelada a ninguna otra persona salvo a las autoridades sanitarias, cuando así lo requieran o en casos de urgencia médica. Los Comités de Ética de la Investigación con medicamentos, los representantes de la Autoridad Sanitaria en materia de inspección y el personal autorizado por el Promotor, únicamente podrán acceder para comprobar los datos personales, los procedimientos del estudio clínico y el cumplimiento de las normas de buena práctica clínica (siempre manteniendo la confidencialidad de la información).

El Investigador y el Promotor están obligados a conservar los datos recogidos para el estudio al menos hasta 25 años tras su finalización. Posteriormente, su información personal solo se conservará por el centro para el cuidado de su salud y por el promotor para otros fines de investigación científica si usted hubiera otorgado su consentimiento para ello, y si así lo permite la ley y requisitos éticos aplicables.

Sólo se tramitarán a terceros y a otros países los datos recogidos para el estudio, que en ningún caso contendrán información que le pueda identificar directamente, como nombre y apellidos, iniciales, dirección, nº de la seguridad social, etc... En el caso de que se produzca esta cesión, será para los mismos fines del estudio descrito y garantizando la confidencialidad como mínimo con el nivel de protección de la legislación vigente en nuestro país.

Si realizáramos transferencia de sus datos codificados fuera de la UE a las entidades de nuestro grupo, a prestadores de servicios o a investigadores científicos que colaboren con nosotros, los datos del participante quedarán protegidos con salvaguardas tales como contratos u otros mecanismos por las autoridades de protección de datos. Si el participante quiere saber más al respecto, puede contactar con el investigador principal del estudio <sup>\*\*\*</sup>(Email)<sup>\*\*\*</sup>.

#### **8. COMPENSACIÓN ECONÓMICA:**

El promotor del estudio (Universitat Politècnica de València) es el responsable de gestionar la financiación del mismo, por lo que su participación en éste no le supondrá a usted ningún gasto.

#### **9. OTRA INFORMACIÓN RELEVANTE:**

Cualquier nueva información que se descubra durante su participación y que pueda afectar a su disposición para participar en el estudio, le será comunicada por su médico lo antes posible.

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, no se añadirá ningún dato nuevo a la base de datos y, puede exigir la destrucción de todas las muestras identificables previamente obtenidas para evitar la realización de nuevos análisis.

También debe saber que puede ser excluido del estudio si el promotor o los investigadores del mismo lo consideran oportuno, ya sea por motivos de seguridad o porque consideren que usted no está cumpliendo con los procedimientos establecidos. En cualquiera de los casos, usted recibirá una explicación adecuada del motivo por el que se ha decidido su retirada del estudio.

El promotor podrá suspender el estudio siempre y cuando sea por alguno de los supuestos contemplados en la legislación vigente.

Al firmar la hoja de consentimiento adjunta, se compromete a cumplir con los procedimientos del estudio que se le han expuesto. En todo momento recibirá el mejor tratamiento disponible y que su médico considere el más adecuado para su enfermedad.

## APÉNDICE C.



### MODELO DE CONSENTIMIENTO POR ESCRITO

Título del estudio: "Sistema de procesamiento automatizado para la medición y seguimiento clínico de úlceras cutáneas: Desarrollo de software y hardware"

Yo, \*\*\*Nombre y apellidos del paciente\*\*\*

He leído la hoja de información que se me ha entregado.  
He podido hacer preguntas sobre el estudio.  
He recibido suficiente información sobre el estudio.

He hablado con: \*\*\*Nombre y apellidos del investigador\*\*\*

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1º Cuando quiera
- 2º Sin tener que dar explicaciones.
- 3º Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

Firma del Participante

Firma del Investigador

Nombre:  
Fecha:

Nombre:  
Fecha:

