

Universidad de Concepción
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Eléctrica

Profesor Patrocinante:
Sebastian Godoy M. Ph.D

Profesor Co-Patrocinante:
Luis Arias P. Ph.D



Implementación de sistema multimodal para la detección y caracterización de lesiones por presión sobre pacientes del hospital Guillermo Grantt Benavente

Jorge Eduardo Ortiz Pino

Informe de tesis para optar al grado de
"Magíster en Ciencias de la Ingeniería c/m en Ingeniería Eléctrica"

Concepción, 27 de enero de 2021



Índice general.

1. Introducción	1
1.1. Antecedentes Históricos	3
1.2. Definición del problema	4
1.3. Estado del arte	5
1.3.1. Lesiones por presión	5
1.3.2. Caracterización de eritemas mediante espectroscopia	7
1.3.3. Termografía en la detección UPP	10
1.4. Hipótesis	12
1.5. Objetivos	12
1.5.1. Objetivo general	12
1.5.2. Objetivos específicos	12
1.6. Variables	12
1.6.1. Variables dependientes	12
1.6.2. Variable independiente	13
1.7. Alcances y Limitaciones	13
1.8. Organización de la tesis	13
2. Marco Teórico	15
2.1. Análisis de Componentes Principales (PCA)	15
2.2. Segmentación de imágenes	15
2.2.1. Componentes conectados	16
2.2.2. Otsu multi-nivel	17
2.3. Registro de imágenes	18
2.3.1. Detección de características mediante algoritmo de Harris	18
2.3.2. Transformación geométrica de imágenes	20
2.4. Método del envoltorio (Wrapper)	21
2.5. K-Fold - Validación cruzada	22
2.6. Algoritmos de aprendizaje automático	22
2.6.1. K vecinos más próximos	22
2.6.2. Árboles de decisión	23
2.7. Figuras de mérito	24
2.7.1. Característica Operativa del Receptor (ROC)	24
2.7.2. Separabilidad entre clases	25

3. Metodología	27
3.1. Tipo de estudio y diseño	27
3.2. Marco Muestral	28
3.2.1. Población y/o Universo	28
3.2.2. Criterios de inclusión y exclusión	29
3.3. Aspectos éticos involucrados	29
3.3.1. Valor	29
3.3.2. Validez científica	29
3.3.3. Confidencialidad	29
3.4. Enfoque radiométrico	30
3.4.1. Materiales	31
3.4.2. Adquisición de datos	31
3.4.3. Corrección de melanina	33
3.4.4. Procesamiento de datos	34
3.5. Enfoque termo-gráfico	36
3.5.1. Materiales	36
3.5.2. Adquisición de datos	37
3.5.3. Procesamiento de imágenes	37
3.5.4. Procesamiento de datos	42
4. Resultados y Análisis	45
5. Conclusiones	51
5.1. Conclusiones	51
5.2. Trabajos futuros	53
A. Escala de Braden y hoja de registro de medidas preventivas de UPP	55
B. Hoja de registro de datos	59
C. Factores de riesgo en escalas de valoración	61
D. Consentimiento informado	63
Bibliografía	71



Resumen

Hoy en día las lesiones por presión (LPP) son un grave problema de salud en Chile y el mundo que se ve asociado a la calidad del cuidado por parte del personal de enfermería, quienes poseen protocolos que buscan prevenir el desarrollo de este tipo de lesiones en el paciente. Parte de estos protocolos indica la aplicación de escalas de valoración de riesgo, sin embargo, como no existe una escala de valoración única de aplicación, se hace difícil comparar entre pacientes a los que se le aplicaron las distintas escalas, debido a que no existen puntajes de corte de comparación entre estas, permitiendo que pacientes categorizados como alto riesgo en una escala, no lo sean en otra. Además, ninguna ha demostrado ser mejor que otra. Por otro lado, estas escalas no incluyen factores de riesgo declarados como claves y de impacto según los últimos estudios epidemiológicos. Lo anterior, debido al confuso panorama que existe en como se pueden evaluar estos factores de riesgo en el entorno clínico, ya que hay una falta de estudios en esta área.

Para contribuir a la solución de este problema, en esta tesis se propone una metodología clara y replicable para evaluar en el entorno clínico la capacidad de factores de riesgo declarados como claves y de impacto que no considerados en la escala de valoración de Branden y que tienen una gran capacidad descriptiva. Dicha capacidad permite detectar y clasificar eritemas de piel sana, detección temprana de zonas de riesgo de lesión y clasificación de pacientes en grupos de riesgo. Así entonces, este sistema permite caracterizar de forma no invasiva, rápida y sin contacto lesiones por presión a partir de sensores ópticos, con técnicas de recolección de información tales como: espectroscopia de reflexión difusa y termografía pasiva. Esto último, aplicado sobre pacientes evaluados con mediano y alto riesgo por el sistema de evaluación vigente en las unidades de medicina y cirugía adulto del Hospital Guillermo Grantt Benavente.

En este estudio se observa que el detector de eritemas propuesto logra una sensibilidad del $97\% \pm 0.02$ y que el clasificador de pacientes logra un rendimiento del 100%. Además, esta tesis destaca el potencial que posee la información entregada por la cámara en LWIR para detectar zonas de riesgo próximas a generar una LPP, así como también la importancia que posee como característica al momento de clasificar a los pacientes en distintos grupos de riesgo. Por lo tanto este sistema destaca como una potencial herramienta que permite detectar de forma temprana lesiones por presión, no solo impidiendo el desarrollo de estas lesiones, sino que además se podría evitar la aparición de lesiones profundas, las cuales son de más difíciles de manejar y tienen mayor tendencia a complicarse. Junto con lo anterior, con esta herramienta se podrá hacer un seguimiento fácil y eficaz de los pacientes y sus tratamientos.



Capítulo 1

Introducción

Las úlceras por presión (UPP), también denominadas lesiones por presión (LPP) se definen como una lesión localizada en la piel y/o el tejido subyacente, por lo general sobre una prominencia ósea, como resultado de una presión continua o la combinación de presión y fuerza de cizalla, aunque también puede aparecer sobre tejidos blandos sometidos a presión externa por diferentes materiales o dispositivos clínicos [1]. Siendo catalogadas como un grave problema de salud pública que afecta a millones de personas en el mundo, principalmente a pacientes hospitalizados y postrados (deteriorando su salud y calidad de vida) y pueden conducir a una discapacidad progresiva o terminar en una amputación de una extremidad [2]. Por esto, las LPP son consideradas un importante problema médico tanto para los pacientes como para el sistema de salud. En primera instancia se encuentra el paciente y el directo desmedro de su calidad de vida, donde la LPP puede llegar a producir destrucción subcutánea hasta el hueso o la articulación, además de daños a las terminaciones nerviosas y vasos sanguíneos, que en casos extremos llevan a la muerte [3]. En segunda instancia se encuentra el sistema de salud y los prestadores de servicios, quienes deben cumplir con los estándares de calidad dictados por la Superintendencia de Salud. La norma N°6 de la resolución exenta N° 1031, del Ministerio de Salud [4], indica como un importante indicador al momento de evaluar la calidad de la atención de enfermería, donde un factor clave para tales estándares es el impacto social económico, ético y legal que genera la prevalencia en hospitales.

Desde el punto de vista epidemiológico, existen diversos trabajos que estudian la prevalencia alrededor del mundo, a nivel europeo la European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP) publicó un estudio de prevalencia realizado en cinco países y con más de 5.000 pacientes, donde la prevalencia media de estos fue en torno al 18 %, variando desde un 8,1 % en Italia hasta un 22,9 % en Suecia [5]. También existen estudios realizados por Estados Unidos (33 %), Australia (4,5 %) [6], Canadá (22,9 %) [7], entre otros. Llevando el problema a la situación local en Chile, existe una prevalencia de las LPP del 5.1 % al 38 %, especialmente en pacientes de Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) tanto adultos como pediátricos [4]. Bajo este contexto, se desprende que las LPP son un problema de salud amplio y que lejos de solventarse sigue creciendo, incluso pese a la existencia de estrictos protocolos y medidas preventivas que se aplican en países con avanzadas políticas de seguridad sobre los pacientes como lo es el caso de Estados Unidos [8].

Hoy en día, para identificar de pacientes en riesgo se pueden aplicar distintas escalas de valoración del riesgo (Braden [9], Norton [10], entre otras), sin embargo no existe un consenso

sobre los puntos de corte entre estas escalas validadas debido a que miden distintos elementos de riesgo (actividad, condición mental, percepción sensorial, movilidad, etc.) que muchas veces tienden a ser subjetivos (además de medir parámetros cualitativos), por lo que ninguna de estas escala ha demostrado ser mejor que la otra [11]. En general, la identificación temprana de pacientes en riesgo permite focalizar la aplicación precoz de medidas de prevención sobre los pacientes para que no generen una LPP que sea necesario tratar, lo que conlleva a un menor uso de insumos médicos. Desde el punto de vista socio-económico, la prevención tiene un costo es 2.5 veces menor que la curación de una LPP [12, 13].

Por este motivo, distintos grupos de investigación ligados a la tecnología han tratado de proponer distintas técnicas para la detección y caracterización de LPP, en donde se pueden destacar principalmente dos líneas de investigación. La primera de ellas recurre a la espectroscopia por reflectancia difusa para detectar LPP en etapa I (eritemas) en el rango visible y la segunda utiliza el análisis termo-gráfico para proponer a la temperatura como un posible predictor de lesiones. En particular, esta investigación se basa en un estudio descriptivo que integra ambas líneas de investigación, recolectando datos a través de espectroscopia de reflectancia difusa sobre la piel y termografía pasiva, desarrollando así un sistema multimodal para el estudio de lesiones por presión.

En el enfoque cubierto a través de espectroscopia de reflectancia difusa se presenta una nueva metodología para la clasificación de piel sana y con eritema, a través de una técnica estadística utilizada recurrentemente en quimiometría para describir un conjunto de datos (análisis de componentes principales). Por otro lado, el enfoque de termográfico busca identificar posibles zonas que debido a su alta temperatura en comparación con el resto de la piel estén propensas a generar un eritema y posteriormente una lesión por presión, esta información espacial se contrasta con imágenes en el rango visible obtenidas por una cámara convencional para así tener una visión de como afecta la temperatura en la piel del paciente. Luego de un procesamiento de imágenes, las características levantadas en cada uno de estos planos son utilizadas para estudiar correlación con los grupos de riesgo que define Braden y entrenar algoritmos clásicos pertenecientes a machine learning, que permitan clasificar a estos pacientes en las categorías definidas (bajo riesgo, mediano riesgo, alto riesgo).

Las contribuciones de este trabajo son las siguientes:

- Desarrollar una metodología para la evaluación clínica de factores de riesgo considerados como claves y de impacto que no evalúan los métodos actuales.
- Proponer una nueva metodología para la identificación de eritemas en rango visible, basado en una adquisición de datos a través de espectroscopia de reflectancia difusa y clasificados en base a análisis de componentes principales.
- Desarrollar una metodología capaz de clasificar pacientes en categorías de valoración del riesgo, mediante imágenes LWIR.
- Implementar y evaluar dichas metodologías sobre una muestra perteneciente al ambiente clínico de la población chilena con el objetivo principal de incrementar el alcance de herramientas especializadas, que ayuden a generar diagnóstico preventivo certero, rápido, sin contacto y no invasiva para la categorización y seguimiento de lesiones por presión.

1.1. Antecedentes Históricos

Las úlceras por presión (UPP) han acompañado al ser humano desde los inicios de su existencia, ya que sus causas principales son inherentes a la interacción del ser humano con el medio que le rodea, por lo que conocer aspectos relacionados con su historia nos puede ser de gran utilidad para ayudar a comprender su presente y futuro.

El primer registro escrito sobre las LPP corresponde a Hipócrates (460-370 a.C.), quien describió la aparición de una lesión de este tipo en un paciente parapléjico con disfunciones en la vejiga y en los intestinos, según cita Agrawal en su trabajo [14], desde ahí en adelante comienzan a aparecer relatos e incluso leyendas que adoptadas por el coran (18:25), una de ellas, conocida como la leyenda de los siete santos durmientes de Éfeso, en donde durante el tiempo prolongado de su sueño (200 años) fue necesario repositionarlos para evitar llagas. Por lo que ya en el renacimiento, Ambroise Paré, cirujano francés, se refiere a las LPP como úlceras de cama y define desde sus posibles causas, hasta su tratamiento el cual Levine [15] transcribe y en el que Paré sugiere cambiar al paciente a una cama más suave y proporcionar sabanas limpias con regularidad.

Con el paso del tiempo, diversos autores añaden mayor información a este tipo de lesiones. James Paget por ejemplo, mantuvo que la presión sostenida en los tejidos era la primera causa de estas lesiones y que si no se limpiaba la zona afectada de la orina y heces su desarrollo se aceleraba [16, 17]. Otros como Hagiwara, difunden la importancia de los cambios posturales como medidas de prevención [18], mientras que Gardner, Anderson y Harrington, se centran en invenciones que a su juicio son la solución definitiva a las UPP, dando pie a los colchones con sistemas alternantes de aire en la década del 50 [19, 20].

A partir de la segunda mitad del siglo XX, cuando se empieza a tomar más conciencia sobre la gravedad de las LPP. Producto de esto y sumado a los avances en los cuidados de salud, médicos como Groth y Gutmann [21] describen la primera clasificación de este tipo de lesiones en tres estados, posteriormente Reichel [22] y Kosiak [23] aportan desde la etiopatogenia de las UPP, haciendo referencia a las fuerzas de cizalla y el rol que poseen en el desarrollo de lesiones isquémicas y hablando directamente de UPP (úlceras por presión) debido a sus estudios experimentales con ratones y perros.

Con la llegada de la década de los 60 y el principal factor de riesgo identificado, Doreen Norton y Rhoda McLaren, ambas enfermeras publican una investigación orientada a prevenir las LPP en función de los factores de riesgo, lo que marca un antes y un después en la prevención de estas lesiones, debido a que de esta investigación nace la primera escala de valoración del riesgo de desarrollar úlceras por presión, creada con la finalidad de instruir a las enfermeras menos expertas en el área [10], punto al cual Braden y Bergstrom también contribuyen dando a conocer un modelo conceptual de la etología de LPP y que sirve como punto de partida para el desarrollo de la escala de valoración del riesgo de Braden [9]. Posterior a esto, en 1975, Shea publica su trabajo en el que por primera vez se describen cuatro estados de UPP y en donde se define clara y explícitamente que *“una úlcera por presión es cualquier lesión provocada por una presión ininterrumpida que provoca lesión en el tejido subyacente”* [24]. Desde aquí en adelante es cuando se comienza a popularizar el término *“úlcera por presión”*, ya que antes los autores podían referirse a ellas de diferentes maneras (úlceras por decúbito, llagas por presión, úlceras isquémicas, entre otras), lo que creaba bastante confusión entre los lectores. Esto último, vino

a ser reforzado con la aparición de la National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) a principios de los 90 y con la European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP) en 1996, dando soporte para el avance y la difusión del conocimiento en temas relacionados con el estudio de la etiopatogenia, definición, clasificación, prevención y tratamiento de las UPP, discutiendo hasta la fecha temas tan importantes como su definición y la forma correcta de referirse a ellas. En este trabajo en particular usaremos los términos de UPP y LPP como sinónimos.

Estas dos entidades con la intención de establecer guías internacionales para el manejo y apoyadas en la creciente investigación en el área desarrollada tanto por médicos, enfermeras e ingenieros de todo el mundo, han recopilado y discutido múltiples resultados y estudios. Desde el punto de vista de los factores de riesgo que existen en generar lesiones por presión, estas entidades mencionan que la literatura proporciona directrices generales y que debido a la gran cantidad de descriptores de factores de riesgo utilizados en los estudios de cohorte recopilados sumado al creciente volumen de investigación epidemiológica, se ha podido comprender de mejor manera los principales factores de riesgo en el desarrollo de LPP, sin embargo, se presenta un panorama confuso en términos de cómo se pueden evaluar algunos de estos factores de riesgo en el entorno clínico, por lo que no han sido estudiado lo suficiente y desestimando su participación en las herramientas de evaluación de riesgo utilizadas actualmente, incluso a pesar de que algunos de estos factores de riesgo han sido declarados como importantes por gran cantidad de los estudios epidemiológicos revisados según la guía practica para la prevención y el tratamiento de UPP publicada el 2017 por la EPUAP NPUAP y la PPIA (Pan Pacific Pressure Injury Alliance) [25]. Estos son: el estado de la piel, la perfusión y la oxigenación sanguínea, siendo estos dos últimos, factores claves en la fisiología, reparación de la piel y transporte de propiedades térmicas. Finalmente, la tabla presentada en el Anexo A compara los factores de riesgo respaldados por los estudios epidemiológicos actuales presentados en orden de acuerdo a su evidencia de apoyo con los factores de riesgo medidos por tres herramientas de evaluación de riesgo comúnmente utilizadas, identificando lagunas para cada herramienta.

1.2. Definición del problema

El creciente aumento de la evidencia epidemiológica en los últimos años han permitido comprender e identificar de mejor manera los principales factores de riesgo en el desarrollo de las lesiones por presión, sin embargo, la dificultad de evaluar en el entorno clínico algunos de estos factores de riesgo ha hecho desestimar su uso en las actuales herramientas de valoración del riesgo que datan de la década de los 60 en el caso de la escala de Norton y de la década de los 80 en el caso de la escala de Braden, dejando de lado todo el avance en el conocimiento que se ha desarrollado hasta la actualidad.

Tal como se mencionaba en la sección anterior, la tabla presentada en el anexo C, revela lagunas existentes en la integración de distintos factores de riesgo en tres escalas de valoración del riesgo de generar LPP utilizadas actualmente y ordenados según su importancia. Uno de estos factores definido como clave es el estado de la piel, el que ha sido estudiado mediante espectroscopia de reflectancia difusa sobre pacientes a los cuales se les ha inducido eritemas y cambios en la melanina a través de luz UV, bajo condiciones controladas y no bajo condiciones reales de su aparición. Otro factor considerado como un “factor de impacto” es la perfusión sanguínea, la cual ha sido estudiada sobre áreas locales a través de técnicas como la termografía

y que ha sido poco estudiada en un ambiente clínico como un predictor en la detección de LPP de estado I, si no que más bien como indicador de progreso en estados de LPP más avanzados.

Esta tesis de grado aborda el problema de analizar estos factores de riesgo en un entorno clínico desde un esfuerzo teórico experimental proponiendo un sistema multimodal de campo para el estudio y caracterización de LPP estudiando dos líneas de investigación (espectroscopia y termografía). Evaluando la capacidad de la información levantada por el sistema para detectar de forma temprana la generación de estas lesiones y clasificando a los pacientes en diferentes grupos de riesgo en un entorno clínico, específicamente en las unidades de medicina y cirugía del Hospital Guillermo Grantt Benavente de Concepción.

1.3. Estado del arte

1.3.1. Lesiones por presión

Las lesiones por presión (LPP), ocurren como resultado de varios factores, algunos de ellos son: presión, estado nutricional deficiente, fricción, aumento de humedad en la piel, entre otros. Estas lesiones afectan principalmente a ancianos con movimiento limitado y pacientes postrados en sillas de ruedas o confinados a una cama, población que se define como la de más alto riesgo de desarrollar lesiones por presión. Generalmente las LPP se presentan en áreas de la piel con prominencias óseas como la región sacra, la parte posterior de la cabeza, la cadera, los talones, los codos, las rodillas, los tobillos y las nalgas; las que se producen debido a que la presión local hace colapsar los capilares en la piel y los tejidos blandos, en el sentido que produce un cierre capilar sostenido en el tiempo el cuyo efecto es una baja irrigación de la sangre hacia el tejido, haciendo que este comience a morir (necrosis) debido a la falta del adecuado suministro de sangre [26].

Por otro lado, es sabido que el tejido blando incluye varias capas, en particular la piel se compone de 2 capas: la epidermis. (capa más externa) y la dermis (capa de tejido conectivo con nervios, vasos sanguíneos y tejido linfático); debajo de la piel se encuentra una capa subcutánea formada por tejido adiposo y finalmente, se puede encontrar una capa de tejido conectivo (fascia), que cubre el tejido muscular subyacente y el hueso.

Según el Panel Nacional Preventivo de Úlceras por Presión [26], las LPP se clasifican según la destrucción de las capas señaladas anteriormente, por lo que se pueden clasificar de la siguiente forma:

- **Úlceras en etapa I:** se caracterizan por tener una alteración observable relacionada con la presión en comparación con los sitios opuestos o adyacentes al sitio de la herida que no se blanquea al perder contacto con la superficie que ejerce presión. En esta etapa, la piel sigue intacta, pero aparece un área definida de enrojecimiento persistente en pieles ligeramente pigmentadas, o con rojo persistente, azul o tonalidades moradas en pieles con altos niveles de melanina (eritema). Otros indicadores de la etapa I pueden ser cambios en la temperatura de la piel.
- **Úlceras en etapa II:** son aquellas en las que se produce alguna pérdida en el espesor de la piel, involucrando la epidermis, la dermis o ambas. Por lo general, en esta etapa las

úlceras aparecen como una abrasión, ampolla de cráter poco profundo. Las dos últimas etapas involucran una piel de espesor completo pérdida.

- **Úlceras en etapa III:** estas, implican daño o necrosis del tejido subcutáneo, que puede extenderse hasta la capa en la que se encuentra el tejido adiposo, sin embargo, huesos, tendones o músculos no están expuestos. Generalmente aparecen como un cráter profundo.
- **Úlceras en etapa IV:** se caracterizan por presentar una pérdida total del espesor en las capas de la piel con destrucción extensa, necrosis tisular o daño en el músculo y/o hueso.

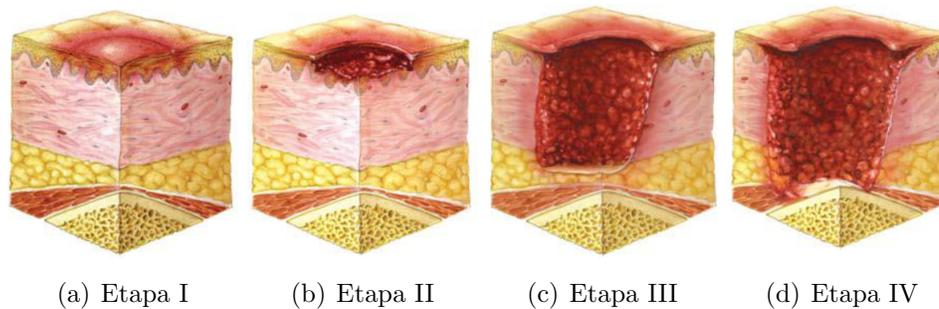


Figura 1.1: Ilustraciones de el tejido comprometido en cada una de las etapas definidas para las úlceras por presión [26]

Métodos de evaluación de riesgo en la actualidad

Hoy en día se evalúa el riesgo de desarrollar LPP a cada paciente hospitalizado independientemente del servicio clínico o locación al interior del establecimiento, excepto en pacientes atendidos en servicio de Urgencia. Para hacer esta identificación de pacientes con riesgo lesión se pueden aplicar distintas escalas de valoración del riesgo Braden[9] , Norton [10], Emina [11], entre otras escalas validadas. En particular la Superintendencia de Salud, recomienda elegir una de las tres escalas de valoración mencionadas anteriormente. Esta libertad de elección produce un problema al momento de querer comparar pacientes a los cuales se les han aplicado distintas escalas, debido a que, no existe un consenso sobre los puntos de corte entre estas escalas validadas, lo que no permite comparar pacientes evaluados con distintas escalas. Esto, debido a que miden distintos elementos de riesgo (actividad, condición mental, percepción sensorial, movilidad, etc.) que muchas veces tienden a ser subjetivos además de medir parámetros cualitativos, por lo que ninguna de estas escalas ha demostrado ser mejor que la otra.

Una vez aplicada la escala a todo paciente con mediano o alto riesgo de desarrollar LPP se le indica uso de superficie de alivio de presión y cambio de posiciones programados cada dos horas, además de las curaciones respectivas en caso de que el paciente ya presente lesiones.

En el caso particular del desarrollo de esta tesis, las unidades de medicina y cirugía adultos utilizan la escala de Braden Bergstrom por ser la vigente hasta el 2022, en la quinta edición del protocolo de medidas de prevención de úlceras por presión aprobada en el Hospital Guillermo Grantt Benavente [27], la cual se encuentra en el Anexo A, en conjunto con la hoja de registro de medidas preventivas de UPP a aplicar.

Escala de Braden

La escala de Braden presentada en el Anexo A corresponde a la escala elegida por los protocolos del HGGB para la prevención de lesiones por presión entre sus pacientes. Esta, evalúa el riesgo de desarrollar úlceras por presión en base a seis factores de riesgo, estos son: percepción sensorial, exposición de la piel a la humedad, actividad, la movilidad, nutrición del paciente y riesgo de lesiones cutáneas. Para cada uno de estos factores de riesgo existe un nivel cualitativo al cual se le asocia un puntaje que es más alto en medida que el paciente presenta mejor estado de salud. La descripción de estos factores y la manera de interpretar cada uno de estos por el personal de enfermería se encuentra en la figura A del Anexo A [28]

Sin embargo esta escala no esta exenta de debilidades y tal como se menciona en la sección 1.1 el 2017 tres de los principales organismos encargados de estudiar y difundir temas relacionados con las LPP publican la “*Guía para el tratamiento y prevención de UPP*” [25]. En esta guía se recopilan una gran cantidad de estudios epidemiológicos que ayudan estudiar y comprender de mejor manera los diferentes factores de riesgo, identificando aquellos que son de mayor importancia para el desarrollo de las LPP y clasificando a estos en tres categorías: factores de riesgo claves, factores de riesgo de impacto y factores de riesgo de potencial impacto. Esta misma guía revela que las tres principales escalas de valoración de riesgo que se aplican actualmente en todo el mundo no consideran factores de riesgo importantes de evaluar y que es de vital importancia avanzar hacia la incorporación de la nueva evidencia científica en la evaluación estructurada de las escalas para lograr prevenir de mejor forma el desarrollo de lesiones. De forma particular para la escala de Branden no se incluye el estado de la piel, perfusión y oxigenación, el incremento de la temperatura en el cuerpo, la edad, entre otras. Finalmente en el Anexo C se presenta la tabla 12 de la “*Guía para el tratamiento y prevención de UPP*” [25], en donde se resume los factores de riesgos incorporados y no incorporados en tres escalas de valoración distintas.

1.3.2. Caracterización de eritemas mediante espectroscopia

Si bien esta línea de investigación tiene indicios de comenzar con Tronier en 1969 [29] quien revisa varios instrumentos que fueron diseñados y utilizados para identificar eritemas, es producto de las limitaciones en la tecnología de ese momento, sumado a la imprecisión y a su difícil utilización clínica quedan desestimados, por lo que, no fue hasta el año 1980 cuando JB Dawson [30] con la llegada de los espectrofotómetros controlados por computadora y por tanto con mediciones confiables de reflectancia espectral se que registra el desarrollo de un trabajo teórico experimental, en donde se propone un modelo de absorción y scattering para una piel teórica compuesta por cuatro capas: Fibra de proteínas, melanina, hemoglobina y colágeno. Además de desarrollar la instrumentación necesaria, probó este modelo en pacientes con distintos niveles de melanina. Por lo que conociendo previamente la absorbancia de la sangre y la melanina, pudo determinar índices numéricos basados en longitudes de onda específicas para cuantificar la contribución de cada uno de estos elementos al realizar medidas sobre la piel de sus pacientes. Esto ayudo a poder construir un índice como medio para medir la pigmentación del eritema, concluyendo que sus evaluaciones realizadas fueron más reproducibles y sensibles que los juicios realizados a simple vista.

Cuatro años después, en 1984, B.L Diffey [31] y su equipo, identificando como problema un la carencia de un instrumento comercialmente satisfactorio para medir el grado de eritema cutáneo, deciden diseñar y construir un dispositivo portable que pueda registrar de forma rápida, fácil y precisa el grado de eritema en cualquier sitio anatómico. Para esto, además de construir el dispositivo, crean un nuevo índice numérico, basado en la respuesta espectral de de sus fotodetectores de luz roja y verde, reportando que si bien su dispositivo no discrimina completamente los cambios producidos en un eritema, si puede cuantificar el eritema. Por otro lado, cuando el instrumento fue utilizado para registrar un *índice de eritema* en un sitio antes y después de la presencia de un eritema, se muestra que la diferencia entre esas dos lecturas está esencialmente relacionada con un aumento en vaso-dilatación y es independiente del contenido de melanina de la epidermis.

Posteriormente, Brian Riordan [32] publica un artículo titulado “*Testing the validity of erythema detection algorithms*”, cuyo objetivo fue determinar la fiabilidad y validez de los algoritmos de detección de eritema ya documentados anteriormente por los autores aquí mencionados en conjunto con otros propuestos por el equipo, determinando su sensibilidad y especificidad para todos los niveles de pigmento, reportando en los mejores casos sensibilidades superiores al 85 % y una especificidad superior al 75 %. Para lo cual testeó un total de de 20 pacientes, clasificándolos según la carta de colores de Munsell e induciendo eritemas mediante el uso de un vástago neumático que ejercía una presión constante de 150 mmHg durante tres minutos, método diferente al usado en todos los artículos anteriores, los cuales fueron inducidos mediante luz UV.

Con la llegada de la década de los 90’s y el desarrollo de la tecnología integrada, computación, H.Takiwaki y su equipo pertenecientes al departamento de dermatología de la escuela de medicina de la Universidad de Tokushima 770, Japon [33], publican un estudio cuyo propósito principal fue el de evaluar la capacidad de un CCD para cuantificar los cambios en el color de la piel, en particular de la melanina y eritemas. Desarrollando así, un sistema y metodología para el análisis cuantitativo de eritemas y pigmentación de la piel utilizando un microscopio de vídeo conectado a una computadora, dispositivo al cual llamaron dermatoscopio, compuesto principalmente por un CCD RGB de 512x400 píxeles y 256 niveles de cuantización por banda. Su estudio consistió en analizar la intensidad para obtener la reflectancia integrada por banda y posterior absorbancia definida anteriormente por Dawson sobre muestras *in vitro* de hemoglobina y melanina. Para lo cual encontraron una correlación aproximadamente lineal entre los índices de absorción y las concentraciones de las muestras preparadas *in vitro*, en conjunto con una correlación similar con los índices de eritema inducidos por luz UV descritos anteriormente. Por lo que concluyen que el análisis de imagen es aplicable, más adecuado para la cuantificación de eritema y pigmentación debido relación lineal con las concentraciones de hemoglobina o melanina. Desde este punto de vista sugieren que sus índices de absorbancia pueden ser considerado como una “cantidad”, relacionada directamente con el contenido de los dos cromóforos principales en la piel.

El 2006 en un artículo publicado por la IEEE, Jon Leachtenauer [34], se explora un método de detección de úlceras por presión en etapa 1, para una amplia gama de niveles de melanina. Para esto, utilizaron imágenes en el espectro visible, capturadas por un dermatoscopio y comparadas con las capturadas por el sistema de óptico construido por los investigadores, quienes ocupando un CCD equipado con filtros angostos ± 2 en 500[nm] 568[nm] y 636[nm] lograron identificar que

las bandas correspondientes al color rojo y verde son las que más reaccionan a la detección del eritema. Luego basándose en el algoritmo desarrollado por Diffey [31], compararon la reflectancia sobre estas zonas en 636[nm] y 568[nm], con la premisa de un aumento del eritema incrementaría la absorción de verde con poco aumento en el rojo, debido a que la hemoglobina oxigenada tiene peaks de absorción en 542 nm y 574 nm que en conjunto con la función de absorción de la melanina, hacen que la detección de la hemoglobina subcutánea sea más probable en la parte verde del espectro y en el infrarrojo cercano (NIR) [32]. Este estudio fue aplicado sobre una muestra de 20 sujetos reclutados en base a el color de piel según lo definido por un médico tratante experimentado, donde el color de piel se clasifico en cinco categorías con cuatro sujetos por categoría. Finalmente, se obtuvieron valores de sensibilidad entre un 0.89 y 0.95, con una especificidad de 0.79 y 0.82 respectivamente para las distintas categorías de color de piel definidas, por lo que se concluye que aplicar espectroscopia por reflectancia en la piel (TRS) es una técnica relativamente barata y sencilla, que no necesita de gran procesamiento de imágenes para hacer detección de eritemas, incluso en presencia de altos niveles de melanina.

Para el año 2009 y debido a que para esa fecha ya estaba bien estudiado y comprobada la capacidad de detectar eritemas en base a TRS, Stephen Sprigle explora un enfoque multi-espectral en base a los mismos cromóforos primarios que se utilizaron para detectar eritemas en los trabajos anteriormente descritos en esta revisión bibliográfica [35]. El método propuesto consiste en un enfoque multispectral que busca filtrar espectros no deseados generados por la melanina, debido a que estos espectros enmascaran la hemoglobina en el espectro visible y hacen más compleja la detección de los eritemas generados en el paciente. Desde el punto de vista de adquisición de imágenes, el sistema fue compuesto por una cámara CCD de 640x480 en escala de grises de 8 bit por píxel, ayudada por una rueda con 12 filtros ópticos con centros que van desde los 400nm a los 950nm, con intervalos de 50nm, de manera de poder identificar los espectros más importantes. Los eritemas fueron inducidos por un vástago mecánico en 60 sujetos en una zona tibial plana previamente demarcada, probando con distintos ajustes de ganancia y tiempos de exposición. La clasificación de los pacientes según su color de piel se hizo a través de una matriz Munsell 5YR. Para la identificación de los eritemas se utilizaron tres algoritmos que la literatura recomienda, el de Tronnier [29], Dawson [30] y Diffey [31], siendo este último el más popular en TRS, de manera tal de poder comparar los rendimientos que estos poseían con y sin ecualización de histogramas y además se propusieron dos algoritmos nuevos generados por los investigadores (GT-A y GT-B). Como resultado se obtuvo que en orden ascendente de sensibilidad lo siguiente: Dawson, GT-B, Diffey, Tronnier, GT-A

Principio físico

La espectroscopia por reflectancia sobre piel (TRS) se basa en las propiedades de absorción de la luz de los principales cromóforos presentes en la piel como lo son la melanina y la hemoglobina. Estos cromóforos presentes en la piel son moléculas que al absorber longitudes de onda tanto de la banda UV como de la visible, aseguran efectos biológicos de éstas sobre la piel, donde cada una de estas moléculas tiene un espectro de absorción que depende de su estructura molecular. Los cromóforos son "energizados" por absorción de radiación y este hecho puede llevar a una reorganización molecular y/o a una acción con las moléculas vecinas (reacciones fotoquímicas).

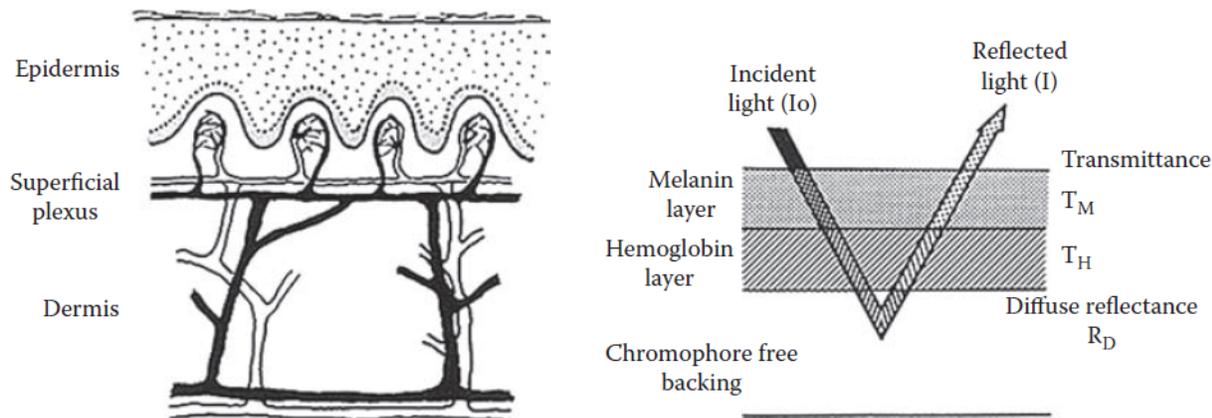


Figura 1.2: Modelo teórico de las capas de la piel para el estudio de la absorción de la luz sobre esta. Fuente: [30]

Por tanto, ninguna reacción fotoquímica tiene lugar en la piel si la longitud de onda a la que es expuesta la persona no es específicamente absorbida por los cromóforos de la piel [36].

Un modelo de la piel que ayuda a comprender como interactúa la luz sobre la piel y sobre sus cromóforos principales (melanina y hemoglobina) es el modelo multicapa que se muestra en la figura 1.2. Este modelo está compuesto por tres capas: la capa superior que contiene solo melanina, la capa media solo hemoglobina y la capa inferior que está compuesta de colágeno, libre de cromóforos. Estas capas representan la epidermis, el plexo de los vasos sanguíneos en la parte superior dermis y la dermis debajo de ellos, respectivamente. En este modelo, se asume que cuando cada capa se coloca por separado sobre un fondo negro ideal, no hay reflexión hacia la superficie y que la reflectancia difusa de las dos capas superiores es casi cero, así como la de la capa inferior es alta [30].

1.3.3. Termografía en la detección UPP

Con el desarrollo de los sensores IR y el CCD pronto se popularizó en el área médica la termografía como metodología de estudio para distintos tipos de afecciones. Una de estas afecciones fueron las LPP, que ya en la década de los 70 eran estudiadas por autores como Goller quien reportó una correlación entre la temperatura y la presión ejercida en un área localizada, explicando esta relación desde el punto de vista fisiológico en que funciona el cuerpo, esto es, que la temperatura de la piel se rige por la sangre que fluye por las venas arteriolas y capilares. Si la piel está tibia y roja, entonces es un indicador que los capilares están dilatados. Si la piel es cálida y pálida, las arteriolas están dilatadas pero los capilares están constreñidos, aumentando la temperatura de la piel. La palidez de la piel indica solo que los capilares están vacíos, lo que puede ocurrir cuando la sangre pasa rápidamente desde los capilares a las arteriolas más pequeñas [37]. Fue este principio el que motivó el uso de la termografía como medida para perfusión sanguínea, y que además gracias a sus ventajas de ser una técnica no invasiva y que puede usarse en parte del cuerpo en donde a los métodos convencionales les resulta difícil medir, comienza a tomar fuerza bajo el ala de autores como J.E. Francis [?] en los albores de la década

de los 80, quien en ese entonces reporta una relación lineal entre la temperatura y la perfusión sanguínea medida con una galga de extenso-métrica de mercurio.

Años más tarde Newman, sugiere a la termografía como un mejor predictor del desarrollo de LPP que la escala de Norton, luego de haber realizado un estudio en la unidad de geriatría del hospital universitario de Glasgow, en el que determina un mayor porcentaje de acierto en la detección temprana de LPP, llegando a un 35% en comparación con un 14% de acierto dado por la escala de Norton a una misma muestra de estudio. [38]

En el trabajo presentado por Nakagami y su equipo de investigación [39], se propone un protocolo de estudio detallado para predecir el proceso de cicatrización de LPP y de esta forma determinar si el tratamiento es o no el adecuado. El protocolo descrito consiste en evaluar la diferencia de temperatura relativa entre la herida y la piel circundante a esta, evitando la necesidad de lecturas detalladas de temperatura sobre las lesiones, esto basados en el trabajo de Sayre, et al [40] y en los conocimientos adquiridos por otros miembros del grupo de investigación en trabajos anteriores sobre pacientes con neuropatía diabética [41]. Para lograr esto clasificaron las LPP en dos sub-categorías después de hacer la termografía:

- Lesiones donde la temperatura de herida es menor que en la piel circundante a esta (grupo de baja temperatura).
- Lesiones donde la temperatura en la herida es mayor que en la piel circundante a esta (grupo de alta temperatura).



En conjunto con esto, evalúan la evolución de la herida en base a planimetría y al cálculo de la tasa de reducción de la herida, donde si el área se reduce un 30% o más en un periodo de tres semanas, entonces se considera que la herida está sanando con normalidad. Finalmente, este estudio fue aplicado sobre 33 de pacientes con úlceras por presión en etapa desde la II a la IV, excluyendo a pacientes con tejido necrótico, debido a que la emisividad de este tejido hace poco preciso las mediciones termo-gráficas. En base a esta muestra, se concluyó que las úlceras del grupo de baja temperatura, tienden a curarse normalmente a diferencia de las úlceras del grupo de alta temperatura, que presentaron un claro retraso en su tendencia de sanación, donde destacan el hecho que no todas estas úlceras mostraron signos de inflamación, lo que puede ser un obstáculo para la predicción de sanación en base inspección visual.

Para el año 2018, Ming-Ching Chang y su equipo [42] publican un trabajo en donde crean un sistema multimodal, integrando varios tipos de sensores: sensor de vapor químico multiespectral, cámara RGB+D y cámara IR. Capaces de proporcionar una evaluación de las heridas en composición del tejido, modelado 3-D de la superficie de la piel para medir del tamaño de la herida, perfiles de la temperatura de la piel de la herida, análisis espectral de factores biológicos y análisis de vapor de identificación por radiofrecuencia de la herida (RFID). Además de implementar el sistema, desarrollan algoritmos de aprendizaje automático para el análisis y clasificación de los distintos tejidos, un regresor logístico donde estas se correlacionan fuertemente con las tendencias de cicatrización de heridas, por lo que pueden servir como un indicador predictivo.

1.4. Hipótesis

Es posible implementar un sistema multimodal capaz de caracterizar de forma no invasiva, rápida y sin contacto lesiones de tipo lesión por presión, información con la cual posible clasificar tanto sus zonas de riesgo como valorar el riesgo de pacientes clínicos de las unidades de medicina y cirugía adultos del Hospital Guillermo Grantt Benavente de Concepción.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

Diseñar, implementar y levantar información a través de un sistema multimodal que integra dos líneas investigativas (radiometría y termografía) para el estudio, caracterización y detección temprana de LPP en pacientes clínicos de los servicios de cirugía adultos y medicina del Hospital Guillermo Grantt Benavente.

1.5.2. Objetivos específicos

1. Levantar de información con los elementos que integran en el sistema implementado en pacientes clínicos del Hospital Guillermo Grantt Benavente de Concepción.
2. Caracterización y análisis multiespectral usando radiómetro UV/VIS de las distintas regiones de interés en las diferentes LPP diagnosticadas por el personal clínico experto.
3. Desarrollar e implementar un algoritmo de procesamiento digital de imágenes que permita analizar la información obtenida en los rangos visible y LWIR de las regiones de interés en estudio para cada paciente.
4. Evaluar y comparar el rendimiento de algoritmos de aprendizaje automático en la clasificación de pacientes en los distintos grupos de riesgo propuestos por la escala de valoración del riesgo de Braden
5. Crear una base de datos de pacientes con lesiones de tipo úlceras por presión diagnosticadas en el Hospital Guillermo Grant Benavente, que contenga las imágenes segmentadas y categorización de la lesión en base a los resultados de la investigación.

1.6. Variables

1.6.1. Variables dependientes

Las variables dependientes representan la salida del sistema, es decir es el resultado cuya variación se está estudiando. Desde este punto de vista, las variables dependientes del estudio son las siguientes:

- Curvas radiométricas UV/VIS para cada una de las zonas de la lesión

- Imágenes térmicas de la lesión, esto incluyen región sana.
- Imágenes en RGB de la lesión, esto incluye región con piel sana.

1.6.2. Variable independiente

Dado que los valores de las variables dependientes, dependen de las variables independientes, entonces consideraremos como tal a los distintos pacientes, así como también el grado de riesgo de lesión al que se ven enfrentados.

1.7. Alcances y Limitaciones

Los alcances de esta investigación son las siguientes:

- Implementar un sistema multimodal de adquisición de datos.
- Crear una metodología de adquisición y evaluar su funcionamiento.
- Diseñar un algoritmo de procesamiento de imágenes e implementarlo para un procesamiento offline
- Analizar la información levantada por el sistema en algoritmos de aprendizaje automático y evaluar su desempeño

Las limitaciones de esta investigación son las siguientes:

- Debido a la contingencia nacional (estallido social) y mundial (pandemia), una de las grandes limitaciones fue la adquisición de datos y por consecuencia la falta de estos para una mejor evaluación del sistema, esto es, más pacientes en alto riesgo, con y sin LPP, etc.
- Proveer de una metodología para identificar estado de la piel (eritema o sana) mediante imágenes adquiridas por una cámara convencional.
- Integración de tecnologías del sistema en un solo dispositivo.
- Diseño e implementación de una interfaz gráfica funcional para el análisis de los datos del sistema.

1.8. Organización de la tesis

El resto de este documento se organiza de la siguiente manera:

- Capítulo 2: Presenta una revisión bibliográfica del marco teórico, cubriendo técnicas y definiciones usadas para abordar el problema.
- Capítulo 3: Describe la teoría detrás de la metodología y algoritmos aplicados.

- Capitulo 4: Enseña la metodología y algoritmos aplicados, describiendo el sistema y su flujo de trabajo.
- Capitulo 5: Presenta los resultados más importantes obtenidos durante el proceso de investigación, evaluando el desempeño de los clasificadores implementados en ambos enfoques de trabajo.
- Capitulo 6: Presenta las conclusiones de este trabajo.



Capítulo 2

Marco Teórico

Este capítulo describe algoritmos usados durante el procesamiento de los datos obtenidos por ambas técnicas de adquisición y se presentan en el orden en que son usados en el sistema. En primera instancia se presentan la técnica utilizada el enfoque radio-métrico y en segunda instancia las técnicas usadas el enfoque termo-gráfico.

2.1. Análisis de Componentes Principales (PCA)

El Análisis de Componentes Principales (PCA) es una técnica estadística multivariada introducida por Jolliffe en el año 1986 [43], utilizada para abordar problemas de reducción de variables, que a través de un método de proyección que transforma los datos multivariados originales en un espacio de dimensión más reducida, esto, basado en las correlaciones existentes entre las variables. Por tanto, es posible encontrar nuevas variables en menor número que el conjunto inicial y que describen aproximadamente toda la información contenida en los datos originales, donde estas nuevas variables son conocidas como componentes principales, auto-vectores o variables latentes, son combinaciones lineales de las variables originales, ortogonales entre sí y no correlacionadas. Especialmente hablando, al proyectar el set de datos sobre el nuevo sistema referencia, la información se distribuye de tal forma sobre los nuevos ejes, que la variabilidad de los datos es máxima en el primer eje, para luego ir disminuyendo hasta llegar a tal punto que ciertos ejes no tendrán varianza, y por ende se podrían despreciar. En esta tesis, para hacer el cálculo de los componentes principales se utilizó el método de descomposición en valores singulares (SVD), cuya función es descomponer la matriz multivariada en tres matrices, una matriz diagonal S y dos unitarias U y V , de modo que en las columnas de V se encuentran los componentes principales, tal como se muestra en la siguiente ecuación.

$$C = USV^t \tag{2.1}$$

2.2. Segmentación de imágenes

En este trabajo se aplicaron dos tipos de segmentaciones. en primera instancia se presenta el algoritmo de componentes conectados usado sobre la imagen RGB para segmentar la lesión

según el criterio del experto clínico y en segunda instancia se presenta el algoritmo de Otsu, utilizado sobre la imagen IR para segmentar zonas de mayor temperatura en la piel del paciente. donde cada algoritmo fue aplicado en distintas situaciones debido a la naturaleza del problema que se enfrentaba en cada caso, dada la metodología utilizada que se presentara en el capítulo 3

2.2.1. Componentes conectados

La técnica de los componentes conectados fue introducida por Satoshi Suzuki y Keiichi Abe, ambos de la universidad de Hamamatsu en 1983 [44], y tiene como propósito extraer la estructura topológica de la imagen con poco esfuerzo, para lo cual, se hace un seguimiento de las fronteras o bordes de una imagen binarizada. Este seguimiento extrae la información de entorno contenida entre dos tipos de bordes definidos: los bordes exteriores y los bordes del componente o agujero; y dado que existe una correspondencia uno a uno entre un borde exterior y un primer componente, en conjunto con la misma correspondencia entre un el borde del agujero y un segundo componente, entonces se puede determinar la estructura topológica de una imagen binaria dada.

En otras palabras el algoritmo de componentes conectados escanea una imagen píxel por píxel y su vecindad que puede estar definida por conectividad 4 (izquierda,derecha,arriba y abajo) o conectividad 8(conectividad 4 + diagonales) para identificar regiones de píxeles adyacentes que compartan valores de intensidad y etiquetando con diferentes valores de intensidad en escala de grises la correspondencia del píxel a cada una de estas zonas o clases.

La figura 2.1 explica de manera gráfica la relación que existe entre los distintos componentes y sus bordes. Correspondencia que hace el algoritmo al etiquetar los distintos componentes conectados.

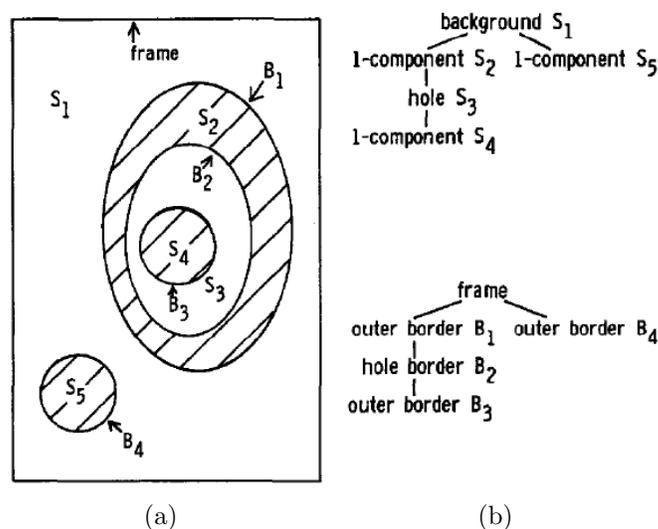


Figura 2.1: a) Representación de componentes conectados en una imagen b) Diagrama de relación entre los componentes conectados y entre los bordes respectivamente

2.2.2. Otsu multi-nivel

El método de Otsu publicado en 1979 por el autor Nobuyuki Otsu, el cual usa el histograma de la imagen para seleccionar un umbral que segmenta la imagen. El criterio de selección de este umbral se basa en el criterio del discriminante para maximizar la separabilidad de las clases resultante en un histograma dado por distintos niveles de grises. De la misma manera este problema puede ser extendido a problemas de varios umbrales y por ende lograr una separabilidad entre varias clases, metodología que fue utilizada en esta tesis y a la cual denominaremos Otsu multiclase [45].

Ahora bien matemáticamente hablando, supongamos queremos segmentar una imagen en dos clases C_0 y C_1 , (fondo y objeto respectivamente) por un umbral k de intensidad, bajo un histograma normalizado de L niveles de grises con un total de N píxeles y que los píxeles que definen el objeto tiene mayor intensidad que los píxeles que definen el fondo de la imagen. Esto quiere decir que C_0 denota a todos los píxeles con nivel de intensidad $[1, \dots, k]$ y C_1 a todos los píxeles con nivel de intensidad $[k+1, \dots, L]$. Entonces la probabilidad de ocurrencia y los niveles medios de cada clase quedan dados por:

$$\omega_0 = \sum_{i=1}^k p_i = \omega(k), \quad \omega_1 = \sum_{i=k+1}^L p_i = 1 - \omega(k).$$

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^k p_i / \omega_0 = \frac{\mu(k)}{\omega(k)}, \quad \mu_1 = \sum_{i=k+1}^L i p_i / \omega_1 = \frac{\mu_\tau - \mu(k)}{1 - \omega(k)}$$

con $\mu_\tau = \sum_{i=1}^L i p_i$ la media total de las intensidades que forman el histograma, cumpliéndose las siguientes relaciones:

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_\tau, \quad \omega_0 + \omega_1 = 1$$

Luego, sean las varianzas de las clases σ_0^2 y σ_1^2 respectivamente, se puede definir la varianza dentro de la clase (σ_W^2), la varianza entre clases (σ_B^2) y la varianza total (σ_T^2) de la siguiente manera:

$$\sigma_T^2 = \sigma_W^2 + \sigma_B^2, \quad \sigma_W^2 = \omega_0 \sigma_0^2 + \omega_1 \sigma_1^2, \quad \sigma_B^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2.$$

Notar aquí que σ_W^2 y σ_B^2 están en función del umbral k , pero σ_T^2 es independiente de k . Notar también que σ_W^2 esta basada en las varianzas y que σ_B^2 esta basada en las medias.

Ahora, para evaluar la bondad del umbral se presentan las siguientes medidas de separabilidad entre clases utilizadas en el análisis discriminante:

$$\lambda = \sigma_B^2 / \sigma_W^2, \quad \kappa = \sigma_T^2 / \sigma_W^2, \quad \eta = \sigma_B^2 / \sigma_T^2, \quad (2.2)$$

Entonces el problema se reduce a un problema de optimización para buscar un umbral k que maximice una de las funciones objeto presentadas en la ecuación 2.2, en donde podemos adoptar η como criterio para evaluar la separabilidad del umbral k ,

$$\eta(k) = \sigma_B^2(k)/\sigma_T^2 \Rightarrow \sigma_B^2(k) = \frac{[\mu_T \omega(k) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]}$$

De esta manera el umbral óptimo k^* que maximiza η , queda dado por:

$$\sigma_B^2(k^*) = \max[\sigma_B^2(k)], 1 \leq k \leq L$$

2.3. Registro de imágenes

El registro de imágenes es el proceso de superponer dos o más imágenes de la misma escena tomadas desde diferentes puntos de vista o ángulos, por diferentes sensores o por el mismo sensor en momentos distintos; y en donde el objetivo principal es integrar la información obtenida de las distintas fuentes para obtener una escena más detallada de la representación. Para estos tres casos mencionados anteriormente se usan metodologías distintas, pero con una estructura en común que se define en cuatro etapas: detección de características en ambas escenas, detección de características coincidentes en ambas escenas, estimación de los parámetros de las funciones de mapeo, transformación de imágenes mediante funciones de mapeo [46].

2.3.1. Detección de características mediante algoritmo de Harris

El detector de esquinas de Harris (HCD), propuesto por Chris Harris y Mike Stephens en 1988 [47], es una mejora sustancial del detector de esquinas de Moravec, por como trata los bordes y esquinas, esto es, identificando la diferencia de intensidades, calculando el gradiente en ambos ejes de una imagen y puntuando estos últimos.

Si se consideran las esquinas como la unión de dos bordes y los bordes son considerados como cambios repentinos en las intensidades de la imagen, que a su vez se caracterizan por tener un alto valor de gradiente en un eje en particular de la imagen, entonces las esquinas se caracterizan por tener un alto valor del gradiente no solo en una dirección de la imagen, si no que en ambos ejes de la imagen. Esto se expresa matemáticamente en la ecuación 2.3.

$$E(x, y) = \sum_{u,v} w(u, v) [I_{(x+u, y+v)} - I_{(u, v)}]^2, \quad (2.3)$$

donde w es una ventana rectangular, por lo general gaussiana o uniforme que da peso a los píxeles bajo esta ventana, $I_{(u, v)}$ es la intensidad de la imagen en las coordenadas (u, v) , $I_{(x+u, y+v)}$ es la intensidad al mover la ventana y (x, y) son las nuevas coordenadas que resultan de mover la ventana en u y v respectivamente.

Ahora bien, para la detección de esquinas se hace necesario maximizar la función $E(x, y)$, lo que significa que se debe maximizar el segundo término de la ecuación, lo que se puede lograr utilizando series de expansión de Taylor, para lo cual se obtiene la siguiente relación:

$$E(x, y) \approx [x \ y] \left(\sum_{u,v} w(u, v) \begin{bmatrix} I_u^2 & I_u I_v \\ I_u I_v & I_v^2 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, \quad (2.4)$$

lo que puede simplificarse como se muestra en la ecuación 2.5 haciendo un cambio de variable para el termino dentro del paréntesis.

$$E(x, y) \approx [x \ y] \mathcal{M} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (2.5)$$

Donde los valores propios de \mathcal{M} son los indicadores de la magnitud y dirección del gradiente que ayudan a reconocer la esquina buscada. El último paso que queda es puntuar mediante un coeficiente la cantidad de información aportada por de cada ventana. Para lo cual se define \mathcal{R} de la siguiente manera:

$$\mathcal{R} = \det(\mathcal{M}) - k(\text{trace}(\mathcal{M}))^2, \quad (2.6)$$

donde $\det(\mathcal{M}) = \lambda_1 \lambda_2$, $\text{trace}(\mathcal{M}) = \lambda_1 + \lambda_2$ y λ_1 con λ_2 son los valores propios de \mathcal{M} . Y el criterio de \mathcal{R} para definir una esquina es el siguiente:

- Cuando $|\mathcal{R}|$ es pequeño, se esta en presencia de una región plana.
- Cuando $\mathcal{R} < 0$, se esta en presencia de un borde.
- Cuando \mathcal{R} es grande, se esta en presencia de una esquina.

La figura 2.2 representa estas regiones de manera gráfica, de manera de ayudar a tener una mejor percepción de las distintas zonas definidas anteriormente.

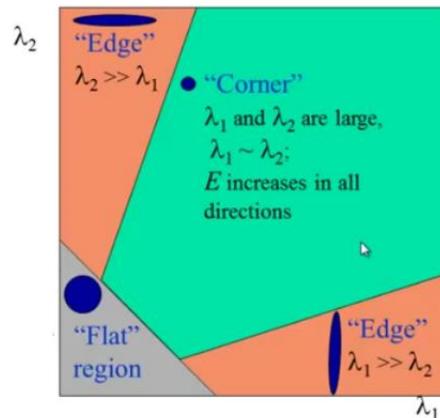


Figura 2.2: Imagen representativa de las distintas zonas definidas por Harris al momento de buscar una esquina. Fuente: Documentación de OpenCV cv2.cornerHarris() [48]

2.3.2. Transformación geométrica de imágenes

Los dos últimos pasos de los cuales se hablaba al introducir esta sección quedan comprendidos en este punto y es que la transformación proyectiva de las imágenes está compuesta tanto por la estimación de los parámetros de la función de mapeo, como por la transformación propiamente tal. Para contextualizar con la tesis, se hace necesario recordar que dos cámaras miran un mismo plano objetivo pero de diferente ángulo, cada cámara con una resolución espacial distinta y con ópticas diferentes, tal como se muestra en la figura 2.3. Esto se traduce en un problema al momento de comparar ambas imágenes y para lo cual se hace necesario una transformación proyectiva a una de estas imágenes, corrigiendo aspectos como: traslación, rotación, escalado (cambio en el tamaño), recortado de la imagen, etc, ayudando a equiparar las diferencias que se generan al momento de la adquisición.

Para determinar todos estos cambios geométricos se puede hacer una representación en coordenadas homogéneas del punto de origen (x_1, y_1) y su relación con el punto de la imagen destino (x_2, y_2) , para lo cual la homografía H o función de transformación, es representada por una matriz de 3×3 con ocho grados de libertad como se muestra en la eq. 2.7 [49].

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix} = H \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{00} & h_{01} & h_{02} \\ h_{10} & h_{11} & h_{12} \\ h_{20} & h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2.7)$$

Entonces, resolviendo se obtiene que el punto de origen (x_1, y_1) transformado se puede calcular de la siguiente manera:

$$x_1 = \frac{h_{00}x_2 + h_{01}y_1 + h_{02}}{1 + h_{20}x_2 + h_{21}y_2} \quad (2.8)$$

$$y_1 = \frac{h_{10}x_2 + h_{11}y_1 + h_{12}}{1 + h_{20}x_2 + h_{21}y_2} \quad (2.9)$$

Si se aplica esta matriz de transformación a todos los píxeles de la imagen 1, entonces se obtiene la transformación de la imagen 1 en el plano 2, tal como muestra el ejemplo dado por la figura 2.3



(a) imagen origen e imagen destino

(b) imagen origen e imagen origen en el destino

Figura 2.3: Ejemplo del resultado obtenido al aplicar la matriz de transformación H para una proyección de la imagen origen sobre la imagen destino. Fuente: Learnopencv.com [50]

2.4. Método del envoltorio (Wrapper)

El método del envoltorio es uno de los métodos que existen para enfrentar el problema de seleccionar un subconjunto relevante de características sobre las cuales enfocar la atención para lograr el mejor rendimiento posible con un algoritmo de aprendizaje automático. En general los métodos de envoltura usan el predictor como una caja negra y el rendimiento del predictor como una función objetivo para evaluar el subconjunto de datos tomado. Ahora bien, para buscar este subconjunto existen dos grandes métodos: algoritmos de selección secuencial y algoritmos de heurística. En este trabajo en particular se usó un algoritmo de selección secuencial.

Los algoritmos de selección secuencial (SFS) se denominan así por la naturaleza iterativa propia del algoritmo, donde este comienza con un conjunto mínimo de características, para ir agregando características individuales al nuevo subconjunto de características que será evaluado por el predictor. Si la característica agregada mejora la performance del predictor, entonces esta se mantiene en el subconjunto, de lo contrario se desecha. Este proceso se repite hasta que se agregan todas las características requeridas para el sistema, y encontrando así, un subconjunto de características que entrega un rendimiento maximizado del predictor. Por supuesto este proceso puede hacerse en reversa y comenzar con todas las características, para luego ir eliminando y comprobando el rendimiento del predictor, en este caso se habla de un *Backward Selection SFS* y en caso contrario de un *Forward Selection SFS* [51].

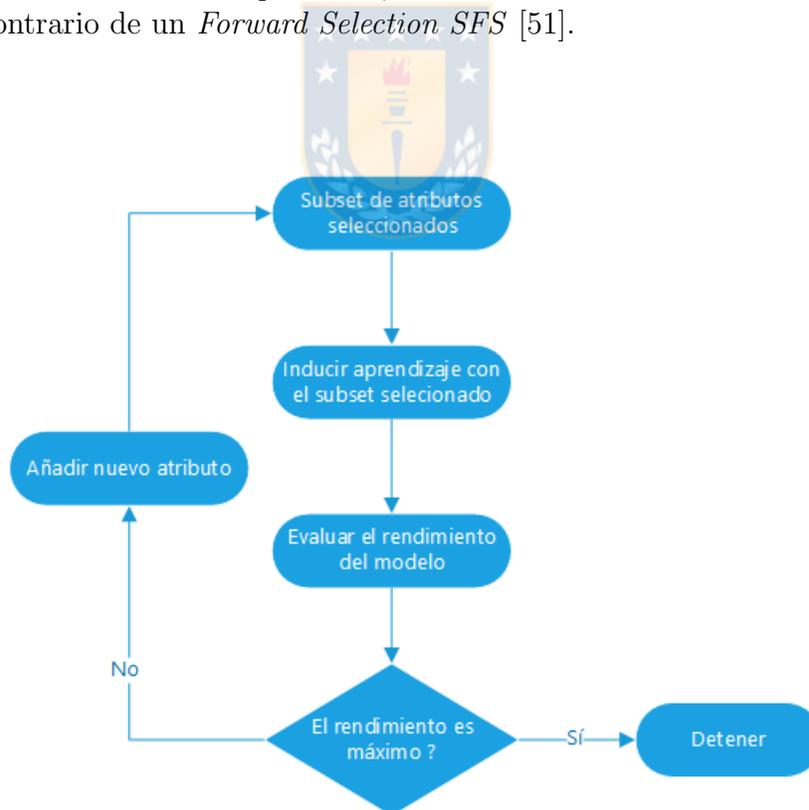


Figura 2.4: Diagrama de flujo del algoritmo *SFS Forward Selection*.

2.5. K-Fold - Validación cruzada

Para construir modelos de clasificación en algoritmos de aprendizaje automático es necesario entrenar el modelo con los datos adquiridos para que este aprenda de las características de los datos y con esa información pueda clasificar correctamente. La manera correcta de hacer esto es dividiendo el set de datos disponible en un conjunto de entrenamiento para construir el modelo de un conjunto de prueba para evaluar el modelo construido.

Si bien existen diversos métodos para hacer esta división como lo pueden ser: Holdout, leave one out, stratification, bootstrap, entre otros [52]; K-fold validación cruzada (K-fold cross validation en inglés) es uno de los métodos más utilizados cuando existen pocos datos, ya que es capaz de garantizar una generalización del problema haciendo que el conjunto de entrenamiento y prueba sean independientes el uno del otro.

En sí cross-validation (CV), divide aleatoriamente el conjunto de datos en k subconjuntos de intersección vacía. Estos subconjuntos son de aproximadamente el mismo tamaño y normalmente $K=10$. en la iteración i , se usa el subconjunto i como conjunto de prueba y los $k-1$ restantes como conjunto de entrenamiento, hasta completar k iteraciones. Finalmente como medida de evaluación del método de clasificación se toma la media aritmética de las K iteraciones realizadas.

2.6. Algoritmos de aprendizaje automático

2.6.1. K vecinos más próximos

K vecinos más próximos o KNN, es un algoritmo de clasificación supervisado que agrupa objetos en k grupos que se conocen a priori (hiperparámetro), buscando los puntos de datos mas cercanos aprendidos en la etapa de entrenamiento. Este tipo de algoritmo cae en la categoría de aprendizajes basados en instancias, esto quiere decir que el algoritmo no aprende explícitamente un modelo, si no que opta por memorizar las instancias de formación que posteriormente se utilizan como conocimiento para la fase de predicción.

El algoritmo consta de cuatro pasos:

- 1.- **Inicialización:** Con el numero de grupos N conocidos, se establecen N semillas en el espacio de los datos, escogiendo aleatoriamente su posición.
- 2.- **Calculo de distancia:** Se calcula la distancia entre el dato a clasificar y el resto de datos del dataset de entrenamiento según la función de distancia que se use.
- 3.- **Asignación objetos a las semillas:** Se Seleccionan los "n.º elementos más cercanos al dato que se quiere clasificar.
- 4.- **Actualización de grupos:** Se realiza una "votación de mayoría" entre los n puntos de una clase. La etiqueta que domine decidirá su clasificación final.

En general, KNN estima $Pr(c_i|d)$. Donde c_i es la i -ésima clase a la que pertenece el dato d .

Los datos de entrenamiento se representan en el conjunto de datos $D = (x_1, c_1), \dots, (x_n, c_n)$, donde x_i es el vector de características y c_i son las clases. Entonces, si se considera un nuevo

caso a clasificar $x_0 = (x_{01}.x_{0n})$, para todo objeto ya clasificado (x_i, c_i) en D. Se debe calcular la distancia $d_i = d(x_i, x_0)$, luego se ordena en orden ascendente $d_i (i = 1, \dots, N)$, para quedarse con los j casos del set de entrenamiento mas cercanos a x_0 y asignar a este la clase mas frecuente en el subset de vecinos mas cercanos.

Ventajas

- Método simple y sencillo de implementar.
- Tiende a funcionar mejor con datasets pequeños, ya que no requiere de gran cantidad de características para tener buenos resultados.
- El algoritmo es versátil. Puede usarse para clasificación, regresión y búsqueda.

Desventajas

- Requiere mucha memoria y recursos de CPU, ya que utiliza todo el dataset para entrenar cada dato.
- No produce un modelo de clasificación, ya que es una metodología de instancia, no paramétrico.
- Es una metodología no optimizada en términos del tiempo requerido para entregar resultados con grandes volúmenes de datos.



2.6.2. Árboles de decisión

El aprendizaje por árbol de decisión es una metodología que utiliza una estructura base similar a la de un árbol (ramas y hojas). Aquí, los patrones se clasifican de acuerdo a una secuencia de preguntas en las que la pregunta siguiente depende de la respuesta a la pregunta actual. Análogamente a un diagrama de flujo, los nodos internos representan características, las ramas representan una regla de decisión o pregunta y cada “nodo hoja” representa el resultado.

El algoritmo básico para construir un árbol de decisión es *divide and conquer*. En este algoritmo el árbol se construye de arriba hacia abajo, donde en un comienzo todos los ejemplos están en la raíz del árbol y se van seleccionando recursivamente a través de sus atributos para ser parte del árbol. La clave en construir un árbol de decisión esta en determinar cuál atributo va a seguir en la rama, donde el objetivo es reducir la impureza o incerteza de los datos, esto significa que un subset de datos es puro si todos los ejemplos pertenecen a la misma clase. Este objetivo puede lograrse seleccionando los atributos en base a una función de ganancia de información, ya que es considerada una medida de pureza de los datos en teoría de la información.

Ganancia de información

La ganancia de información es una medida que se utiliza para evaluar la capacidad de un atributo de separar a los datos entre si en base a su entropía. De esta forma, se espera que los

datos que pertenecen a una sola clase sea cero y cuando el número de patrones de cada clase sea igual, la información alcanza su máximo valor.

A groso modo, la entropía puede definirse como una medida de incertidumbre de un conjunto S que relativo a clasificación binaria se puede definir de la siguiente manera:

$$entropy(D) = - \sum_{j=1}^{|C|} -Pr(c_j) \log_2 Pr(c_j), \quad (2.10)$$

donde $Pr(c_j)$ es la probabilidad de la clase c_j en el set de dato D y $\sum_{j=1}^{|C|} Pr(c_j) = 1$ y la ganancia de información se calcula como:

$$gain(D, A_i) = entropy(D) - entropy_{A_i}(D), \quad (2.11)$$

donde:

$$entropy_{A_i}(D) = \sum_{j=1}^{\nu} \frac{|D_j|}{|D|} \times entropy(D_j) \quad (2.12)$$

y D_j es el subconjunto de D que tiene el valor ν para la característica A_i . De esta forma el árbol se particiona en ν valores D_1, \dots, D_ν y se elige el atributo con la mayor ganancia de información para particionar el árbol.

2.7. Figuras de mérito

2.7.1. Característica Operativa del Receptor (ROC)

La curva ROC del acrónimo Receiver Operating Characteristic en inglés, es una manera gráfica de evaluar un problema de detección de hipótesis binaria. En este tipo de problemas cobran principal importancia dos factores: la probabilidad de detección (PD) y la probabilidad de falsa alarma (PF), donde el objetivo principales tomar la decisión correcta de la manera mas eficiente posible. Visto de otra manera es la representación gráfica de la sensibilidad frente a la especificidad para un clasificador binario según se varia el umbral de discriminación. Por otro lado, existe otro concepto que es necesario tener claro para un buen análisis de la curva ROC, este es: la AUC del acrónimo Area Under Curve en inglés. La AUC representa el grado o medida de separabilidad entre clases. Esto es, indica un valor cuantitativo de la capacidad de distinguir entre clases. Cuanto mayor sea el AUC, mejor será el modelo para predecir 0 como 0 y 1 como 1. Por analogía, cuanto mayor es el AUC, mejor es el modelo para distinguir entre pacientes con enfermedad y sin enfermedad [53].

El mejor método de predicción y/o clasificación situaría en un punto en la esquina superior izquierda, o coordenada (0,1) del espacio ROC, lo que es igual a tener un $AUC = 1$, representando un 100 % de sensibilidad (ningún falso negativo) y un 100 % también de especificidad (ningún falso positivo). Por el contrario, una clasificación totalmente aleatoria daría un punto a lo largo de la línea de no-discriminación, donde un ejemplo típico de clasificación aleatoria sería decidir a partir de los resultados del lanzamiento de una moneda al aire. Esto es posible verlo de manera mas clara en la figura 2.5 [54].

2.7.2. Separabilidad entre clases

Una manera común de medir la separabilidad entre las clases es medir la distancia euclidiana entre los centros de cada una de las clases, esta distancia esta dada por la ecuación 2.13. Sin embargo, esta metodología no considera la varianza entre las clases, por lo que otra manera de calcular la distancia considerando este factor es distancia City BLock normalizada que esta dada por la ecuación 2.14. En esta tesis en particular se utilizan ambas dependiendo del contexto en que se quiera medir la separabilidad entre las clases.

$$d_{AB} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (m_{Ai} - m_{Bi})^2} \quad (2.13)$$

$$d_{AB} = \sum_{i=1}^N \frac{|m_{Ai} - m_{Bi}|}{(\sigma_{Ai} + \sigma_{Bi})/2} \quad (2.14)$$

Donde: $N = n^\circ$ de características. A,B son cada una de las clases y m_{Ai} es la media de la clases para la i -ésima característica.

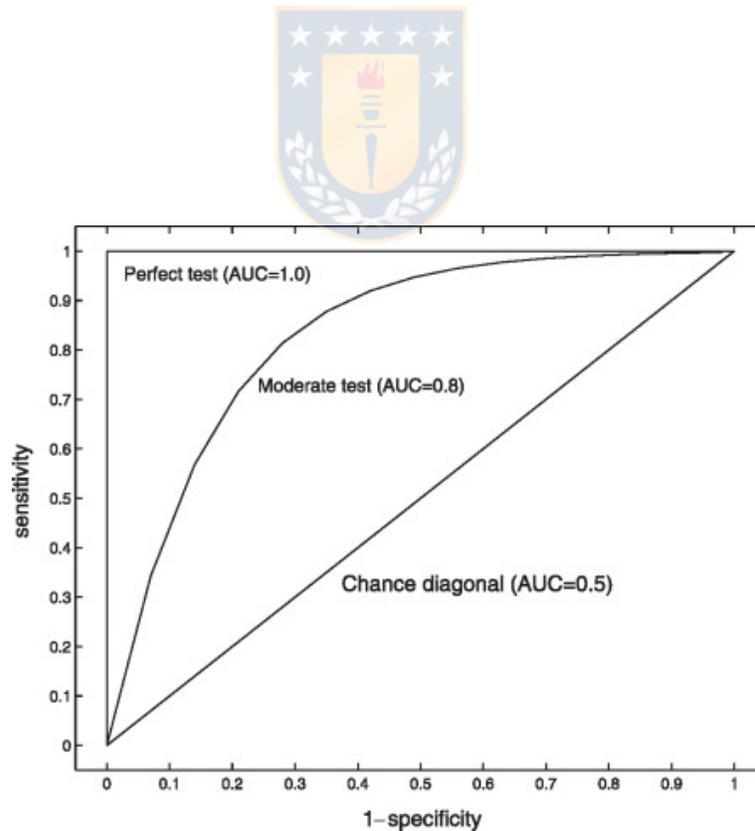


Figura 2.5: Ejemplo de tres ROC para distintos clasificadores. Un clasificador perfecto ($AUC = 1.0$), un clasificador de rendimiento moderado ($AUC = 0.8$) y un clasificador aleatorio ($AUC = 0.5$)



Capítulo 3

Metodología

En este capítulo se describe de manera más detallada el funcionamiento del dispositivo en conjunto con un flujo de trabajo para el tratamiento de los datos para cada componente del sistema multimodal.

En primera instancia se describe brevemente el tipo de estudio y su diseño, seguido del marco muestral y de los aspectos éticos involucrados en este trabajo declarados ante el Comité de Ética (CEC) del Hospital Guillermo Grantt Benvente de Concepción (HGGB), establecimiento que ayuda como centro de pilotaje para este estudio. En segunda instancia se describe el trabajo realizado en la adquisición y procesamiento de los datos bajo los enfoques revisados con anterioridad.

Con respecto a la adquisición de datos, esta se realizó en distintas salas que poseen las unidades que participaron de este estudio, en compañía del personal clínico tratante y en la primera visita diaria al paciente, ya que en esta visita se aplica la escala de valoración de riesgo y se definen los tratamientos necesarios para cada paciente. Por otro lado, con respecto al procesamiento de la información, esta se hizo de manera off-line a través de Matlab y Python.

3.1. Tipo de estudio y diseño

Esta tesis corresponde a un estudio de tipo descriptivo, que busca identificar y analizar factores de riesgo de lesiones por presión no incluidos en la escala de Braden en base a distintos sensores ópticos en un entorno clínico. Desde este punto de vista instrumental, se quiere describir la lesión en dos grandes aspectos. El primero de ellos es espectralmente mediante espectroscopia de reflectancia difusa sobre la piel con un radiómetro UV/VIS. Tal como se describe en el marco referencial 1.3.2, la espectroscopia le permite al sistema detectar la presencia o ausencia de un eritema como si se tratase de un ojo experto, para lo cual se recurrió al entrenamiento de un algoritmo clasificador con las distintas muestras capturadas.

El segundo aspecto, corresponde al análisis térmico espacial mediante la captura de imágenes con una cámara IR (Gobi 640-GigE) aplicando termografía pasiva en cada paciente. Con esta parte del sistema se busca describir la zona de riesgo basada en la radiación térmica producida por la vascularización capilar desarrollada en el área de estudio, con la finalidad de encontrar patrones térmicos similares en pacientes con un mismo nivel de riesgo. Por otro lado, si quiere

comprobar si la temperatura de la zona estudiada es una característica que permite clasificar a los pacientes según su riesgo.

3.2. Marco Muestral

3.2.1. Población y/o Universo

Este estudio se aplicó sobre pacientes hospitalizados en los servicios de cirugía adultos y medicina del HGGB, adultos, mayores de 18 años y sin límite superior de edad, de ambos sexos, con presencia de LPP intra o extra hospitalaria o que hayan sido diagnosticados con mediano y alto riesgo según los protocolos establecidos para la prevención de las LPP, siempre y cuando sus facultades mentales y físicas le permitan autorizar su participación en el estudio.

Con respecto a la cantidad de la muestra de pacientes a analizar y sabiendo a-priori que en los servicios en donde se aplicó este estudio poseen mensualmente un promedio de 60 pacientes clasificados con mediano y alto riesgo de desarrollar una LPP según los protocolos establecidos (criterio de exclusión), se esperaba capturar un tamaño muestral del orden de los 34 pacientes para asegurar un nivel de confianza del 90 % con un intervalo de confianza del 10 %. Sin embargo, tras haber sido aprobado este proyecto el día 27 de septiembre, el estallido social y sus consecuencias en la disponibilidad del personal y posterior pandemia hicieron que el número de pacientes adquirido fuera de 12, de los cuales se descartaron dos por errores en la adquisición, tres por no presentar rasgos de alguna lesión en ninguno de los planos trabajados y tres por ser adquisiciones que sobre pacientes que prestaban amputaciones y sobre estas LPP en estado III y IV, que requerían otro tipo de análisis y metodología. De las cuatro adquisiciones restantes tres corresponden a pacientes de mediano riesgo y solo una a un paciente de alto riesgo.

Para calcular el tamaño de la muestra se utilizó la ecuación 3.1.

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 N p q}{e^2 (N - 1) + Z_{\alpha}^2 p q} \quad (3.1)$$

Con:

- N = Tamaño de la población o universo.
- Z_{α} = Constante que depende del nivel de confianza que asignemos, obtenidos de una tabla de distribución normal. En este caso $95\% = 1.65$.
- p = Proporción de individuos que poseen en la población la característica de estudio. Este dato es generalmente desconocido y se suele suponer que $p=q=0.5$
- q = Proporción de individuos que no poseen esa característica, es decir, es $1-p$.
- n = Tamaño de la muestra.

3.2.2. Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión: Pacientes con presencia de LPP intra o extra hospitalaria o que hayan sido diagnosticados con mediano y alto riesgo según los protocolos establecidos para la prevención de las LPP y que accedan a participar del estudio autorizando el consentimiento informado mediante firma.

Criterios de exclusión: Con la finalidad de resguardar la salud del paciente, se excluirán de este estudio personas que en su diagnóstico presenten enfermedades oncológicas o inmunodepresoras. También se excluirán de este estudio, todas aquellas personas que rechacen participar en este estudio, lo cual se traducirá en la no firma del consentimiento informado.

Discriminación arbitraria de pacientes: Se discriminarán de forma arbitraria y por indicación del personal de enfermería a cargo pacientes con precaución de contacto, gotita y aéreas. En caso de que el personal de enfermería sugiera incluir al paciente en el estudio, se tomarán todas las medidas de precaución necesarias que este indique.

3.3. Aspectos éticos involucrados

3.3.1. Valor

El valor de esta investigación radica en el desarrollo de tecnología vanguardista al servicio del personal clínico, de manera que se pueda predecir la aparición de LPP, contribuyendo de esta manera en un ahorro significativo en el tratamiento de LPP y a su vez contribuyendo a un seguimiento de forma fácil y eficaz del tratamiento brindado al paciente, con la capacidad de generar reportes de forma instantánea, a través de una metodología rápida, sin contacto y no invasiva. Por otro lado, esta tesis contribuye al estudio de factores de riesgo en el entorno clínico, lo cual es fundamental para que nuevos factores sean incluidos en futuras escalas de valoración de riesgo.

3.3.2. Validez científica

Esta investigación se realizó bajo principios, métodos e instrumentos seguros y de validez comprobada y aceptada por la comunidad científica. Si bien el tamaño de la muestra es poco representativa para lograr resultados del todo concluyentes en relación a la capacidad del sistema para clasificar en distintos grupos de riesgo, el plan de recolección y análisis de datos es ha sido basado según la literatura presentada en la sección estudiado y presentado en la sección 2, por lo este trabajo asegura un avance en análisis de factores de riesgo en un entorno clínico, además de pavimentar el camino para la construcción de un sistema de detección temprana de LPP y clasificación de pacientes en grupos de riesgo.

3.3.3. Confidencialidad

Parte importante de la metodología es la contrastación de los resultados obtenidos por el sistema con un estándar de oro o también denominada validación de resultados. Este estándar

de oro o verdad absoluta es proporcionada por la enfermera a cargo, mediante el expediente clínico del paciente, en el cual se encuentra información de alta relevancia para llevar a cabo el proyecto. Parte de esta información son: las enfermedades de prevalencia existentes, los resultados de las escalas de valoración de riesgo aplicadas y el diagnóstico asociado a las úlceras desarrolladas si es que existiesen. Como es de absoluta irrelevancia para la investigación conocer el nombre o datos personales del paciente, en la hoja de registro de datos presentada en el Anexo B se les asignará un número correlativo que remplazará al nombre como identificador de los participantes, resguardando así la identidad de este último. Por otro lado, los registros de datos estarán siempre bajo la custodia del investigador responsable, almacenados en su oficina y su acceso será controlado con llave. Nadie del personal o ninguna de las personas involucradas (por ejemplo, estudiantes de medicina o ingeniería) tendrán acceso a información que pueda correlacionar la identidad original del paciente con su diagnóstico o las imágenes adquiridas. De la misma manera, toda información almacenada en computadores tendrá asociada un número correlativo asignado al momento de adquirir las imágenes.

Finalmente, en el Anexo D se adjunta el consentimiento informado que los pacientes firmaron para ser parte de este estudio.

3.4. Enfoque radiométrico

Tal como se ha descrito en el marco referencial 1.3.2, este enfoque le permite al sistema cuantificar la presencia de un eritema como si se tratase de un ojo experto. Lo anterior, a través de la información aportada por longitudes de onda en específico y que computadas dan origen al “*índice de eritema*”. Donde, la manera de obtener este índice de eritema cambia según el autor y por consecuencia también cambian los resultados entorno a la detección. Una mirada más exhaustiva de lo anterior la hace Riordan B, en su trabajo “Testing Validity of Erythema Detection Algorithms” [32].

Al igual que en los trabajos revisados en el marco teórico, en esta tesis se caracterizó espectralmente mediante espectroscopia por reflectancia difusa una región puntual de piel que contiene un eritema y de piel sana. Esta técnica, da como resultado curvas radiométricas que describen el porcentaje de luz reflejada por la piel para cada longitud de onda que permite el radiómetro, instrumento que se describirá en la sección 3.4.1.

Si se piensa en una curva radiométrica como una muestra de lo observado, las longitudes de onda actúan como descriptores cualitativos de la muestra y el porcentaje de reflectancia o absorbancia como una variable cuantitativa dependiente de la longitud de onda que informa cuanto aporta cada característica. Entonces al adquirir por ejemplo cien muestras de lo observado, se estará en presencia de una matriz radiométrica que describe con una cierta variabilidad para cada una de las características. Esto se puede apreciar más claramente en la figura 3.1(c) y 3.1(d).

A diferencia de los autores anteriores quienes escogen longitudes de onda específicas en base a la respuesta espectral de la oxihemoglobina y de la de-oxihemoglobina para computarlas y generar el índice de eritema. En esta tesis se aplica una metodología distinta que se basa en la reducción del número de variables llamada “*Análisis de Componentes Principales*” ó PCA [43]. El objetivo principal de este cambio en la metodología es no perder información en los datos capturados que podría ser relevante, por el hecho de seleccionar longitudes de onda en específico.

De esta forma conserva gran parte de la información que aportan los datos que componen la curva radiométrica y representar estos a través de los primeros componentes principales resultantes. Cuando se representan los datos en este nuevo espacio vectorial es posible notar que las muestras capturadas a un paciente en el eritema se separan de las muestras obtenidas de la región sana, lo que es posible ver en la figura 3.3(a). Por tanto en, esta metodología se aprovecha esta separabilidad para construir un clasificador que indique la presencia o ausencia de un eritema. Con este cambio en la metodología fue posible obtener un desempeño del 0.97 ± 0.02 , lo cual es superior a lo obtenido por los otros investigadores con los distintos índices propuestos.

En esta sección se explica de manera detallada la nueva metodología propuesta para cumplir el objetivo principal de este enfoque que es: implementar en un entorno clínico real una técnica que solo había sido probada anteriormente por otros investigadores en condiciones controladas y con lesiones inducidas, de manera de detectar la presencia de lesiones por presión y avanzando así hacia la inclusión del nuevo conocimiento y de las nuevas tecnologías desarrolladas en el área en un entorno clínico.

3.4.1. Materiales

Para llevar a cabo la adquisición de datos fue necesario un radiómetro Ocean Optics USB 2000 UV/VIS de 200[nm] a 1100[nm], el que esta compuesto de un array de 2048 detectores, con una resolución de 12 bit de cuantización, sumado de una fibra óptica del mismo rango y acoplado a esta un lente colimador del mismo fabricante, el que debido a su función de homogenización de las trayectorias de los haces de luz, ayuda desde el punto de vista practico desentenderse de la distancia a la cual se esta midiendo el área seleccionada. Por otro lado, para la calibración *in situ*, se requirió de una superficie difusa.

3.4.2. Adquisición de datos

En el ambiente clínico o en terreno en general las condiciones son muy diferentes a lo que se esta acostumbrado en un laboratorio, en donde se trata de mantener condiciones ideales para cada experimento. En particular en la espectroscopia uno factores más importantes para hacer una buena adquisición de datos y que estos sean comparables entre si, es que la luz de referencia con la que se hace la adquisición ilumine de forma uniforme el objeto, sin embargo lograr esto en el ambiente clínico es sumamente complicado puesto que las condiciones para cada sala y paciente dentro de ellas son distintas. Lo anterior, principalmente por la naturaleza de las fuentes de iluminación dentro de cada sala (iluminación con tubos fluorescentes o LED), o por otra condiciones externas como puede ser la luz natural que entra por la ventana y la distancia a la que se encuentra el paciente de esta. Entonces, para hacer una correcta adquisición de datos fue necesario calibrar el equipamiento con una fuente de luz LED fría de 10[W] integrada en el sistema, ayudado por una superficie de reflectancia difusa portable cada vez que se visitaba a un paciente. El tiempo de integración escogido para la adquisición fue de 20[ms], ya que con este bajo tiempo se cuidó que no existiese saturación en la adquisición y que a su vez sea posible distinguir de buena manera la forma del espectro capturado. Con la referencia y dark bien

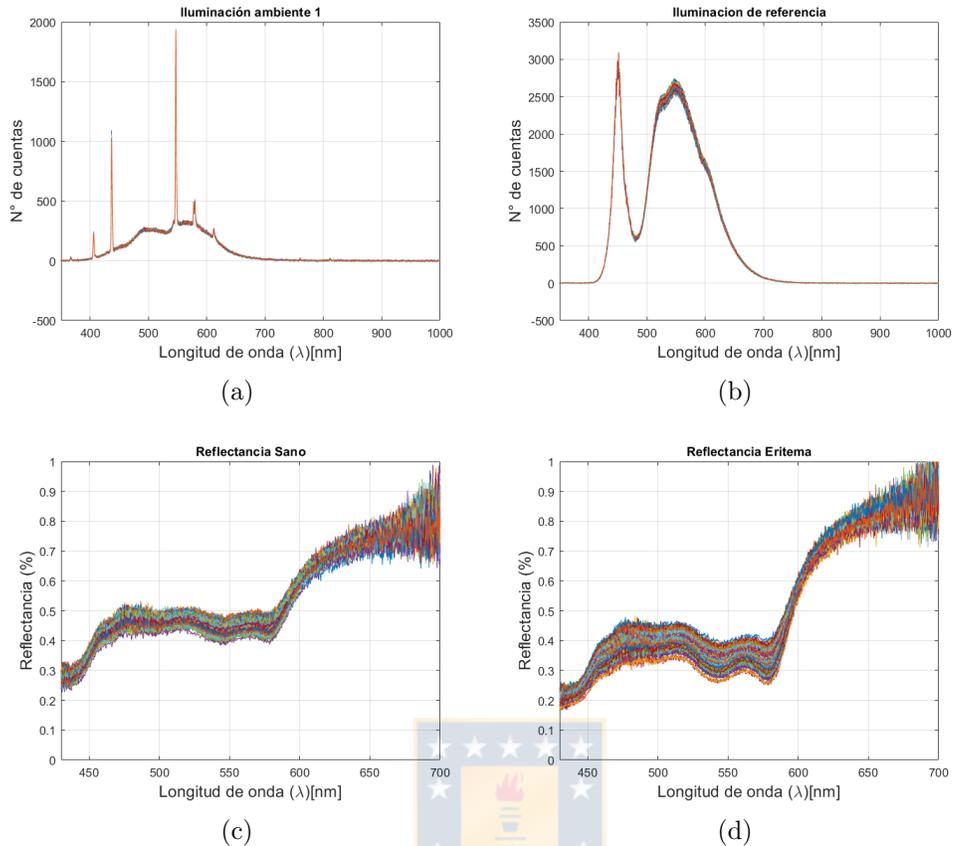


Figura 3.1: Ejemplo de una sala iluminada por tubos fluorescentes (a), iluminación de referencia aportada por el LED del sistema (b), reflectancia de piel sana (c) y reflectancia del eritema (d)

caracterizados, se procedió a adquirir 100 espectros en las zonas indicadas por el personal de enfermería, que según su ojo clínico representan una zona sana y una zona con eritema presente.

Posteriormente las muestras observadas se expresan en reflectancias o absorbancias dividiendo por la referencia caracterizada anteriormente de manera offline. Es justamente esta acción la que recalca la importancia de comprender el origen de la referencia, así como también haber hecho una buena adquisición de la misma, ya que de lo contrario las reflectancias podrían no representar de la mejor manera el fenómeno físico que se busca evaluar, esto es, la presencia de hemoglobina en las capas superiores de la piel.

En la imagen de la figura 3.1 (a), se exhibe el espectro con el que radia un equipo fluorescente instalado en una de las salas en donde se encuentran los pacientes y que contribuye a la iluminación que incide sobre el paciente y por ende sobre la lesión. Si bien es muy difícil poder describir a que elemento corresponde cada peak presentado en (a), debido a que esto depende del tipo de fósforo utilizado para la fabricación del tubo, si es posible identificar al menos el peak correspondiente a los 546 [nm] que es característico del fósforo de tres bandas (tricromático) o también denominado fósforo verde que es comúnmente utilizado en este tipo de iluminación y cuya composición es $(Ce, Tb)MgAl_11O_{19}$ [55].

Por otro lado, En la figura 3.1 (b) es posible notar el espectro de una iluminación blanca producida por LED bajo conversión de fósforos de luminiscencia que se caracteriza por tener un peak en la banda azul y emitir otro peak más ancho visiblemente compuesto por dos o más centros de emisión que hacen suponer que no todo el espectro comprendido en esta última banda es emitido por el mismo elemento, o el elemento luminiscente forma distintos centros de emisión (entornos cristalinos diferentes). Esta manera de generar iluminación blanca consta de un único LED, generalmente de color azul (InGaN o GaN), recubiertos por una capa de fósforo fluorescente amarillo, normalmente Ce:YAG por ser el más eficiente. De esta forma, parte de luz producida por el LED se emplea en excitar los átomos del fosforo, los cuales al desexcitarse emiten en una banda de longitudes de onda mucho mayor, creando así un ensanchamiento del espectro y emitiendo luz que se percibe blanca [56].

Ahora bien, en la imágenes de la figura 3.1 (c) y (d), se puede notar claramente los dos peak de absorción de la oxy-Hb, los que corresponden a las longitudes de onda en 548[nm] y 574[nm] respectivamente, hecho que indica una baja concentración de melanina en la piel del paciente. De lo contrario, es decir si el paciente tuviera altos niveles de concentración de melanina, no podría ser tan evidente este doble peak, ya que serían encubiertos por la absorción de la melanina. Por otro lado, es posible notar como los dos peak de absorción de la oxy-Hb son mayores en el caso de la adquisición hecha a la zona con eritema (d), esto, producto de que los capilares constreñidos por la presión mantienen mayor cantidad de hemoglobina oxigenada en la capa plexo superficial, absorbiendo mayor cantidad de luz antes de ser reflejada a la superficie.

3.4.3. Corrección de melanina

Uno de los tratamientos necesarios para poder evaluar los resultados obtenidos por la TRS independiente del contenido de melanina en la piel del paciente, es la corrección de la línea base de la curva característica de la melanina. Esta compensación permite comprar el contenido de la oxy-Hb entre los distintos tipos de piel que posee la raza humana (africano,caucásico, asiático, hispánico, hindú). Ya que las que en las razas con mayor concentración de melanina en la piel tienden a encubrir los peak de absorción de la oxy-Hb haciendo mas difícil detectar eritemas en la piel.

Al igual que en el índice de eritema la manera de hacer la compensación de melanina cambia según el autor, dado que el índice de eritema cambia, entonces la manera de computar la compensación de melanina en el índice de eritema cambia. Sin embargo todas las metodologías de corrección de melanina se basan en el comportamiento lineal decreciente que posee en la curva espectral de la melanina, donde la pendiente de esta curva aumenta en medida que aumenta el contenido de melanina de la piel en el paciente [32].

Como en esta tesis se propone una metodología que busca conservar la mayor cantidad de características de la curva espectral, entonces la corrección de melanina no se basa en un índice computable, si no que mas bien en una curva representativa de melanina, que puede ser interpretada como una línea base que sostiene el espectro medido. En esta tesis, la curva representativa de la melanina queda dada por una regresión lineal del espectro que luego es restada a este mismo para compensar los efectos de la melanina en la adquisición de los datos.

Para el caso particular del paciente que se presenta en la figura 3.2 (a), la regresión lineal queda dada por la recta amarilla definida por: $mel = a_0 + a_1x$ con $a_0 = 0.7609$ y $a_1 = -0.000948$

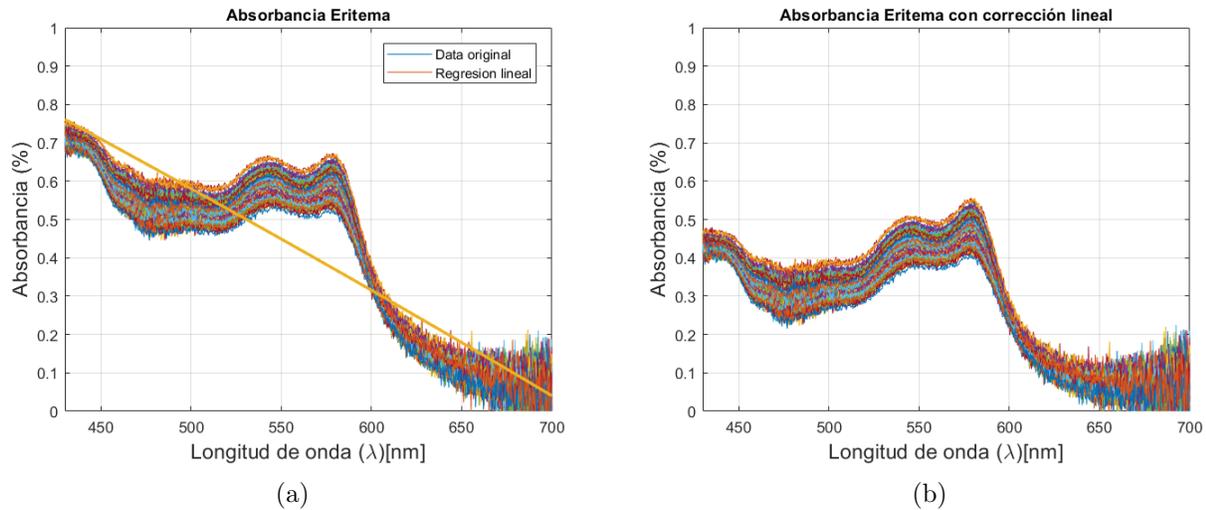


Figura 3.2: Absorbancia de un eritema en conjunto con la regresión que representa el comportamiento lineal de la melanina en un paciente (a), espectro de absorbancia con corrección de melanina.

y en la figura 3.2 (b) se presenta el mismo espectro de absorbancia ahora corregido en melanina. Notar como este espectro corregido hace aun mas notorio el segundo peak de la oxy-Hb ubicado aproximadamente en los 575 [nm], que es justamente el efecto que se busca en la corrección por melanina. Recordar que este tipo de corrección se hace especialmente importante cuando la piel posee altas concentraciones de melanina (no es el caso de los pacientes analizados) que tienden a encubrir el doble peak de la oxy-Hb, haciendo que el segundo peak sea prácticamente indetectable.

3.4.4. Procesamiento de datos

El procesamiento de los datos, se puede resumir en tres bloques: filtro de media móvil, aplicación de PCA y clasificación. Recordemos que el objetivo de este enfoque es poder diferenciar entre una región con eritema y una región sana, a partir de las mejores características que presente cada curva radiométrica (eritema y sano). Tal como se menciona en la sección 2.1 a través de PCA lo que se hace es encontrar nuevas variables que describen gran parte de la información contenida en las curvas radiométricas. Lo anterior, basado en las correlaciones existentes entre las longitudes de onda de la curva, de manera tal que las nuevas variables o componentes principales sean combinaciones lineales de las variables originales, ortogonales entre sí y no correlacionadas. De esta manera se reduce la dimensionalidad del problema y se pueden representar ambas curvas radiométricas en un nuevo espacio vectorial en donde esta información sea separable entre si. En la figura 3.3 (a) se muestra el resultado de aplicar PCA en un paciente en específico y es posible ver gráficamente el nuevo espacio vectorial formado por los dos primeros componentes principales en el eje x e y respectivamente, donde en general PCA represento el 99.8% (± 0.1) de la información original. Aquí la información contenida en las curvas radiométricas obtenidas para la región sana (representada por puntos azules) y con eritema (representada

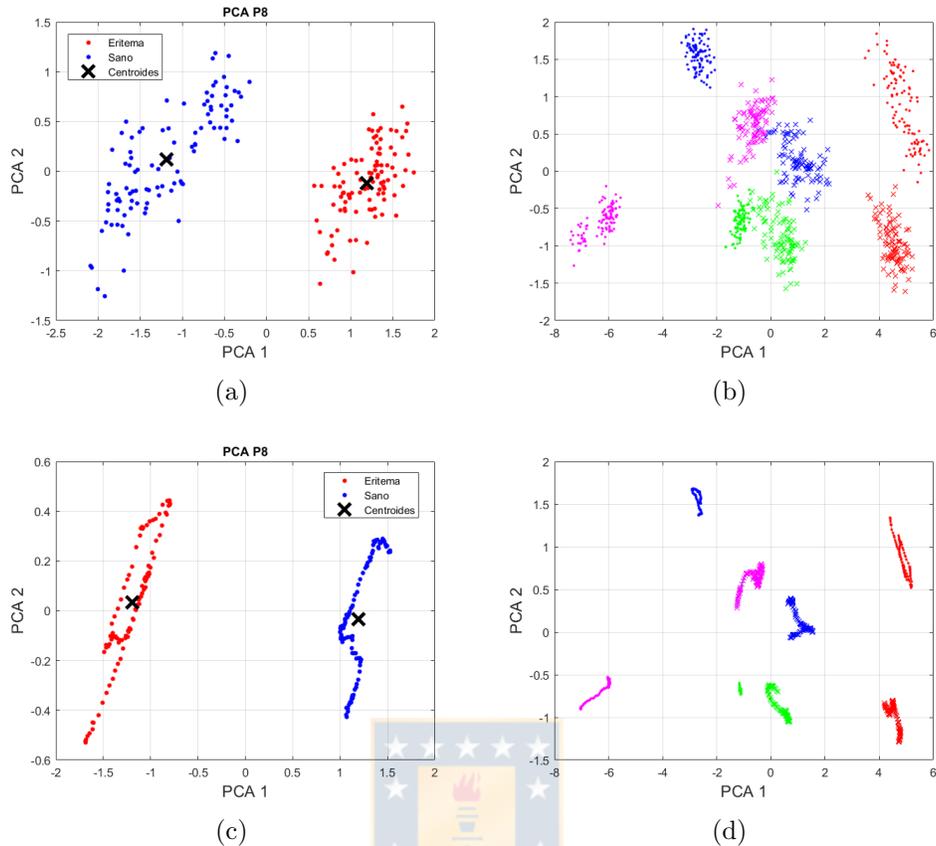


Figura 3.3: Distribución en de los datos en el plano vectorial dados por los dos primeros componentes principales. En un paciente en particular y para todos los pacientes sin aplicar filtro de media móvil en (a) y (b) respectivamente. En un paciente en particular y para todos los pacientes con filtro de media móvil en (c) y (d) respectivamente.

por puntos rojos) se muestra separable entorno el primer componente principal (PCA 1) con una distancia $d_{Euclidean} \approx 2.390$ y $d_{CityBlock} \approx 94.4403$ desde los centroides calculados. De forma análoga a lo anterior, en la figura 3.3 (b) se muestran los resultados de aplicar PCA en todos los pacientes analizados, donde cada color representa un paciente en específico, la información de los eritemas es representado por “.” y la información de las regiones sanas se representa con “X”. Notar aquí que pareciera haber una tendencia de agrupamiento entre las regiones sanas, mientras las regiones con eritema tienden a quedar en los extremos. Ahora bien, en este punto es importante señalar que se hace necesario procesar mas pacientes para llegar a una conclusión, de manera tal de comprobar si esta tendencia sigue al ubicar nuevos pacientes en el plano PCA.

Si bien existe una separabilidad que permite decidir de buena forma los datos pertenecientes a cada clase cuando los pacientes se analizan por si solos, esta separabilidad disminuye entre las clases cuando se representan todos los pacientes en un mismo espacio vectorial, tal como se muestra en la figura 3.3 (b). Esto hace que parte de la información entre las clases se comience a traslapar entre si, lo que por consecuencia hará que el desempeño del clasificador disminuya. Una solución propuesta para atacar este problema es añadir un filtro de media móvil antes de

aplicar PCA, de manera que este ayude a reducir la varianza de los datos a lo largo de toda la curva radiométrica. Los resultados de este procedimiento se pueden ver en las figuras 3.3 (c) y (d) para un paciente en específico y para todos los pacientes analizados respectivamente. Si se hace el mismo ejercicio de calcular la distancia entre las clases para el mismo paciente pero ahora con un preprocesado del filtro de media móvil, entonces es posible notar que la separabilidad aumenta. Específicamente las distancias arrojan los siguientes resultados: $d_{Euclidean} \approx 2.390$ y $d_{CityBlock} = 3.3166 \times 10^4$. Con estos nuevos cálculos es posible notar como la distancia euclidiana mantiene su magnitud sin importar si se aplica o no el filtro de media móvil. Esto sucede debido a que dado que los centroides calculados para ambos casos (con o sin filtro) quedaron ubicados en el mismo punto. Por otro lado, la distancia de City Block (definida en 2.7.2) aumenta considerablemente, esto debido a que City Block considera la dispersión de los datos y como el filtro ayuda a que la información este más agrupada, por consecuencia la distancia aumenta. Lo mismo sucede para el resto de los pacientes, lo que ayuda a que la información entre pacientes quede más separada, lo cual es posible ver en la figura 3.3 (d).

Con este proceso aplicado sobre cada paciente, se procede a construir una matriz de entrenamiento que reúne todos los resultados de PCA de los pacientes, para entrenar un clasificador basado en la estructura de árbol de decisión, bajo un kfold cross validation = 10.

3.5. Enfoque termo-gráfico

Este enfoque cubre la adquisición tanto en el LWIR como en el rango visible usando la Gobi y una cámara de un celular de alta gamma respectivamente. Imágenes que se deben superponer una con la otra, de manera tal que la imagen en el rango visible sirva como referencia espacial de lo que se captura en el LWIR. En este proceso de superposición se deben corregir todas las aberraciones ópticas y geométricas producidas por la naturaleza propia de las cámaras (resolución, lentes ópticos) y del proceso de adquisición (ángulos de captura, distancia, perspectiva, etc), para lo cual se hace necesario reconocer características de la escena a capturar en ambos planos (LWIR y visible), sin embargo, como estos planos son generados por cámaras que operan en distintas bandas del espectro electromagnético, son muy pocas o casi nulas las características comunes entre sí que un algoritmo de registro de imágenes pueda resolver fácilmente para lograr una superposición exitosa. Para resolver el problema de las pocas características comunes, se utilizó un marcador de plástico milimetrado, el cual, posee la particularidad de que es posible distinguir claramente las cuatro esquinas que conforman el cuadrado que encierra toda el área en estudio tanto en el espectro visible como en el LWIR.

En esta sección se revisa de manera más detallada todo este proceso y como son tratados los datos para finalmente ser utilizados para clasificar a los pacientes en las distintas categorías de riesgo definidas.

3.5.1. Materiales

La cámara utilizada para cubrir el enfoque termo-gráfico en LWIR fue la Gobi 640 GigE de Xenics, cámara basada en un detector de 640x680 píxeles de tipo microbolómetro, que permite operar sin refrigeración y equipada con un lente de 25[mm]. Su rango espectral va desde los 8[μm] hasta los 14[μm], con una calibración que permite estimar temperatura entre los -20 [°C]

y los 120 [°C], con una resolución térmica de 50[mK] y una resolución temporal de 50 fps. Utilizada principalmente para revelar un área de interés en la cual se pueda estar desarrollando una LPP y que por simple inspección no pueda ser vista de forma clara, dejando en evidencia áreas en la cual exista aumento de temperatura, siendo este un indicador de un daño tisular o inflamación presente provocado por la presión, fuerzas de cizalla, fricción y/o microclima en la región.

Por otro lado, la cámara utilizada para cubrir el rango visible fue la un teléfono celular de alta gamma, específicamente un Iphone 7. Cámara con una resolución de 4032x3024 pixeles, 24 bits de cuantización, con autoenfoco, HDR y sensor de iluminación automáticos y flash desactivado. Utilizada principalmente como referencia espacial de la imagen termo-gráfica, de manera de poder identificar en que zonas de la piel del paciente se presentan las regiones de temperaturas altas que podrían indicar riesgo de generar una LPP.

El otro material requerido fue un marcador milimetrado de plástico, utilizado para encuadrar la escena y ubicar las cuatro esquinas de este marcador que sirvieron como referencia de características a identificar en ambos planos (LWIR y visible)

3.5.2. Adquisición de datos

La imagen en el rango LWIR es adquirida cuidando conservar la mayor cantidad de resolución espacial (debido a que la cámara visible contiene mayor resolución que la cámara IR y luego debemos superponer ambas imágenes) en conjunto con una imagen tan nítida como el lente equipado lo permita y configurada en su función más sencilla, esto es, con AGC y Auto Offset desactivado y con la misma ganancia para todas las capturas, en este caso se escogió una ganancia de 1 para evitar amplificar ruidos asociados a esta y obtener temperaturas concordantes con la calibración previamente hecha en el laboratorio. Además de esto se debe considerar adquirir una imagen perpendicular para evitar lo más posible transformaciones geométricas sobre el plano de la imagen. Finalmente se adquiere una imagen con una cámara RGB perteneciente a un teléfono celular de alta gamma, que sirve para poder contrastar la información obtenida en LWIR y así ubicarse mejor espacialmente en donde se esta generando una posible LPP. Además, se registra la temperatura y humedad del ambiente.

3.5.3. Procesamiento de imágenes

Registro de imágenes

En si, el algoritmo implementado se puede dividir en dos grandes partes. La primera de ellas es la selección de características en ambos planos a través del detector de esquinas de Harris, esto es, la detección de las cuatro esquinas del marcador plástico que delimitan el área de estudio y la región que se someterá al proceso de transformación geométrica. Como el algoritmo de Harris encuentra de forma automática todas las esquinas presentes en la imagen, se forzó a que la búsqueda de estas sea en áreas previamente delimitadas por el usuario, descartando de esta forma detecciones de posibles falsas esquinas producidas por sombras en la imagen adquirida, por posibles imperfecciones en el marcador o por detección del graduado milimétrico en este último.

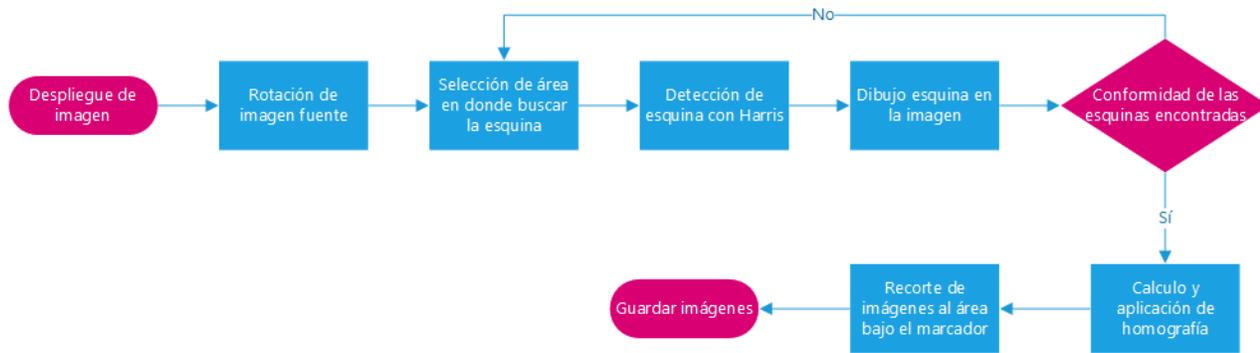


Figura 3.4: Diagrama explicativo del algoritmo de registro de imágenes implementado

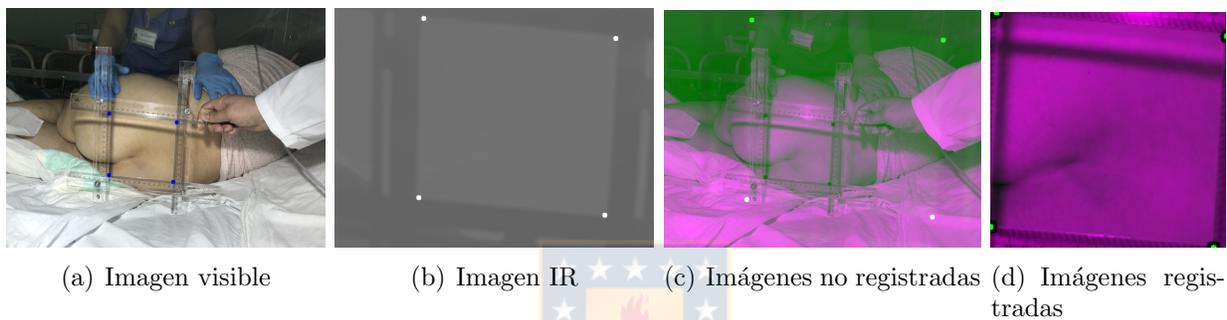


Figura 3.5: Ejemplo del registro de imágenes entre una imagen RGB y una imagen IR, con esquinas previamente seleccionadas

La segunda parte corresponde a calcular la transformación geométrica que requiere la imagen visible para mapear las cuatro esquinas detectadas en este plano, sobre las cuatro esquinas del marcador en el plano IR, para esto se utiliza una transformación proyectiva conocida como homografía y que se presentó en la sección 2, que permite compensar las diferencias de rotación, escalado, traslación y perspectiva entre las dos imágenes. Una vez que estas imágenes están perfectamente superpuestas entonces se recortan ambas imágenes, de manera de quedarse solo con la el área de estudio dentro de las cuatro esquinas previamente seleccionadas por el usuario.

Desde el punto de vista del diseño y metodología, esta sección se basa en los trabajos propuestos por Silvana Diaz y David Ramirez[57], ahora bajo una implementación en Python3 y destinada al estudio de lesiones por presión.

En la figura 3.5(a) y (b), se muestran las imágenes adquiridas originalmente, con la detección de esquinas marcadas con puntos azules y blancos para el rango visible y LWIR. En la figura 3.5(c), se muestran estas mismas imágenes superpuestas no registradas en pseudo-color para que las diferencias entre ellas sea más evidente y finalmente (d) corresponde a ambas imágenes después del proceso de registro, donde ambas imágenes se muestran superpuestas. Y finalmente en la figura 3.4 se presenta un diagrama resumen del flujo de trabajo del registro de imágenes implementado

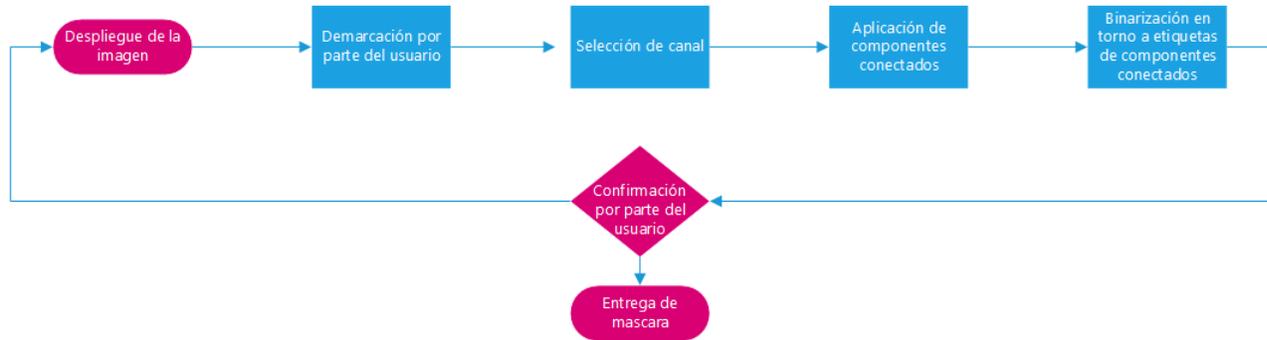


Figura 3.6: Diagrama explicativo del algoritmo de segmentación para imagen visible

Segmentación en imagen visible

La segmentación en el rango visible es fundamental, puesto que es en este plano donde el experto deposita su conocimiento y aporta la verdad de lo que conoce. Con la finalidad de que sea intuitivo para el personal de enfermería, se desarrolló una metodología sencilla e interactiva que consiste en el despliegue de la imagen RGB, para que sobre esta el experto demarque el área que considere como una región de riesgo, esto es, que contenga un eritema o una lesión por presión. Esta demarcación se realiza encerando el área mediante una herramienta de dibujo sobre la imagen, de la cual se selecciona un canal para aplicar el algoritmo de componentes conectados y generar la máscara binaria en torno a las etiquetas proveídas por este algoritmo, es decir, todo píxel que pertenece a la etiqueta que selecciona la lesión se le asigna un 0 y a su inverso un 1. De esta manera, la máscara binaria generada provee una lista de los píxeles que pertenecen a cada clase (región con eritema o sana) los cuales se utilizarán posteriormente para entrenar un algoritmo de clasificación.

Por otro lado, la herramienta de dibujo fue creada con la librería OpenCV, aprovechando la capacidad que tiene esta librería de ser interactiva al poseer control sobre los eventos que produce el mouse (click derecho, click izquierdo y recorrido) y su capacidad de crear características sobre una ventana como en este caso lo fue la barra que define el grosor de la línea de dibujo (Trackbar) que se define como un círculo de color verde. Así entonces, con la imagen desplegada y la barra posicionada, se define como un evento, el comienzo de la demarcación presionar click izquierdo con el comando `cv2.EVENT_LBUTTONDOWN` y su finalización con `cv2.EVENT_LBUTTONUP`.

Finalmente, un diagrama explicativo del algoritmo de segmentación se presenta en la figura 3.6(a). Y en la figura 3.7 se muestran resultados intermedios del proceso. Primeramente se muestra la imagen desplegada con la demarcación realizada, luego la aplicación del algoritmo de componentes conectados a un canal de la imagen, con sus tres etiquetas y finalmente la máscara binaria que segmenta la lesión.

Mejoramiento de contraste

Una de las consecuencias de haber adquirido las imágenes termo-gráficas con ganancia unitaria es el bajo contraste de la imagen y para mejorar este, existen dos grandes técnicas como opciones: estiramiento de histograma y ecualización de histogramas. Si bien ambos tienen el

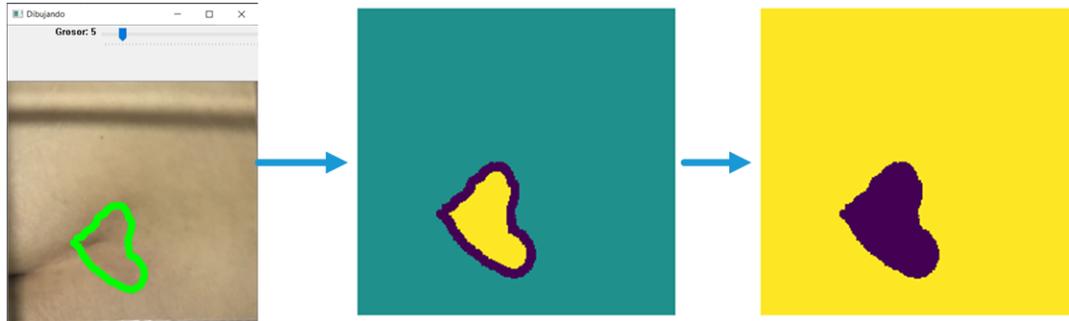
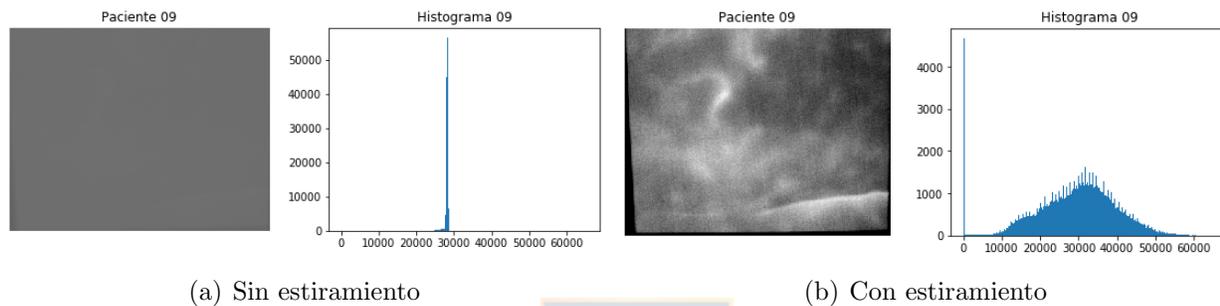


Figura 3.7: Resultados que se obtienen durante el algoritmo sobre la imagen



(a) Sin estiramiento

(b) Con estiramiento

Figura 3.8: Ejemplo del mejoramiento de contraste a través de estiramiento de histograma. En (a) se muestra la imagen original y en (b) el resultado del estiramiento.

mismo objetivo (hacer que las imágenes utilicen todo el rango dinámico de valores disponibles para ellos), utilizan enfoques distintos. Mientras la ecualización de histogramas utiliza un enfoque probabilístico que define una transformación para el nuevo histograma tal que este sea equiprobable en todo el rango dinámico, el estiramiento de histograma utiliza un enfoque de transformación de intensidad basada en el estiramiento de un rango de valores de nuestro interés [58], siendo este último el escogido para la ocasión, más específicamente un estiramiento de histograma con pérdidas.

Entonces, si L es la cantidad de niveles de cuantización de la imagen y $[a, b]$ el intervalo de la imagen que será extendido, la transformación $g(i, j)$ que estira el histograma de la imagen f queda dado por la ecuación 3.2.

$$g(i, j) = (L - 1) \frac{f(i, j) - a}{b - a} \quad (3.2)$$

En la figura 3.8, se muestra un ejemplo de mejora de contraste para la imagen termo-gráfica de un paciente que posee un bajo contraste y que por consecuencia su histograma se encuentra concentrado en una zona. En la figura 3.8(a) se muestra la imagen y su histograma original y en la figura 3.8(b) el resultado del estiramiento con pérdidas tanto en la imagen como en su histograma. Notar como ahora se pueden identificar ciertas características en la imagen que corresponden a la distribución de la temperatura sobre la piel, además de como ahora el histograma abarca todo el rango dinámico de la imagen.

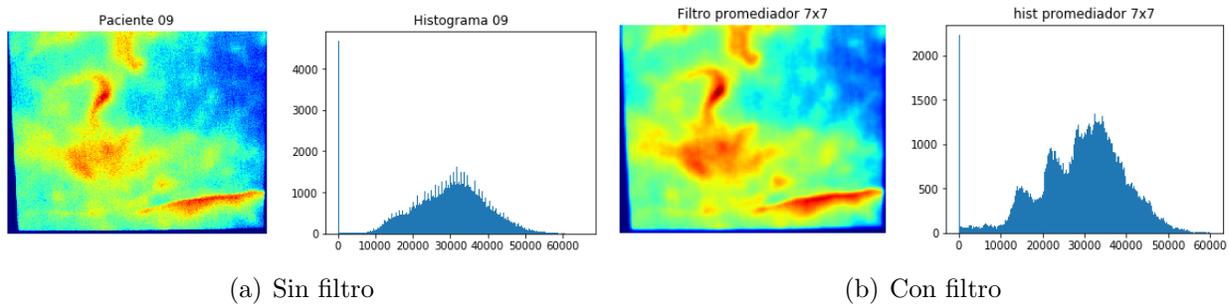


Figura 3.9: Ejemplo del cambio producido en la imagen y en el histograma mediante la aplicación de un filtro promediador con una ventana de 7×7 .

Filtrado

Junto con la mejora de contraste el ruido presente en la imagen se hace más notorio. Desde el punto de vista del histograma este ruido esconde peaks que puedan servir como referencia para hacer una posterior segmentación por histograma de manera más sencilla.

Si se aplica un pseudo color térmico a la imagen con estiramiento es posible notar de manera más fácil al menos cuatro regiones con intensidades similares: azul, turquesa, amarillo, rojo, que indican desde la temperatura más fría a la más caliente. Estas zonas que deberían verse como diferentes peaks en el histograma, sin embargo debido a la contribución del ruido, estos peaks no aparecen. Ahora bien, al aplicar un filtro promediador con una ventana de 7×7 estos peaks aparecen haciendo posible segmentar de manera sencilla a través del histograma aplicando el algoritmo de Otsu. El que se explica en la sección siguiente.

Por último, Si bien Otsu es suficientemente robusto para detectar al menos cuatro umbrales, en medida que se requiere precisión en intensidad, acotar regiones cada vez más pequeñas es computacionalmente más costoso para el, por lo que aplicar esta etapa de filtrado le ayuda a disminuir tiempos y ser más preciso.

Segmentación en imagen IR

Para el caso de la segmentación en la imagen IR se utilizó el algoritmo de Otsu, explicado en el marco teórico sección 2.2.2. En este caso, se utiliza en primera instancia para segmentar objetos que hayan quedado dentro de la región de interés a analizar, además de encontrar un umbral óptimo para segmentar un posible eritema de la piel sana, según la verdad aportada por el experto clínico.

En la figura 3.10(a) se expone el histograma de una imagen en donde se establecen cinco umbrales distintos que segmentan la imagen en seis distintas clases, que permiten identificar ciertas características u objetos dentro de la imagen. Por ejemplo, el primer umbral ubicado cerca de la intensidad 10.000 segmenta bordes que pertenecen al marcador utilizado, donde la máscara que genera este umbral se puede ver en la figura 3.10(b). El tercer umbral segmenta los píxeles que bajo el pseudo color aplicado se representan en azul como la región más fría (ver Fig. 3.9) y genera la máscara que se muestra en la figura 3.10(c).

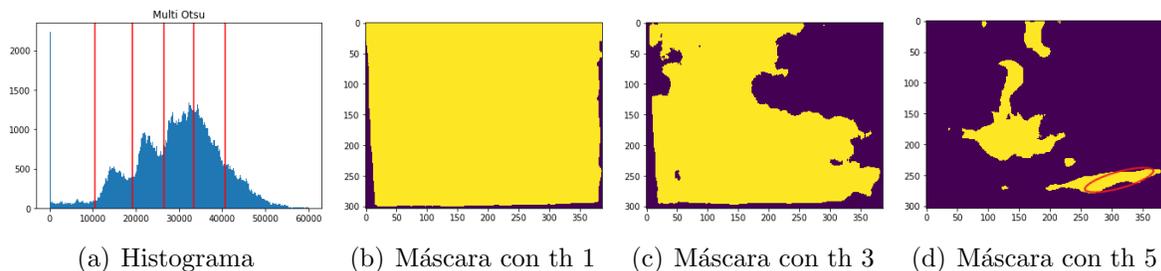


Figura 3.10: máscaras obtenidas con tres umbrales distintos

Esta implementación se basa en la información espacial aportada por la imagen visible, ya que al conocer la posición de la lesión y con el registro de imágenes aplicado, se puede determinar en el plano IR un valor de intensidad promedio para la para esta misma área y así buscar mediante Otsu un umbral óptimo que segmente un área con todos los valores de intensidad similares. Descubriendo áreas con la misma temperatura que la región demarcada por el experto. Dicho de otra manera, si el experto determina en la imagen visible un área que en el IR es mayoritariamente roja, entonces Otsu buscara un umbral en torno a ese color rojo. Finalmente en la imagen 3.10(d) se muestra como a partir del área seleccionada por el experto marcada con una circunferencia roja, se segmentan los píxeles de mayor valor y que por consecuencia forman las regiones con mayor temperatura en la piel del paciente, generando una máscara binaria, donde los píxeles que corresponden al color amarillo, serán utilizados para entrenar el clasificador de pacientes en riesgo.

3.5.4. Procesamiento de datos

Con los criterios ya establecidos del procesamiento de imágenes se construyó una base de datos (DB), para cada plano de adquisición (LWIR y visible), con la finalidad de estudiar primeramente las características de cada uno de estos planos por separado.

Para el plano LWIR la DB es de dimensión 93900×4 , compuesta por cuatro características basadas en las intensidades de los píxeles que corresponden a: región con posible eritema, región sana y diferencia entre las intensidades de estas dos regiones, donde la cuarta característica corresponde a la etiqueta del nivel de riesgo en el que se encuentra el paciente, según la categorización hecha mediante la escala de Braden al momento de visitar al paciente.

En el plano visible la DB es de dimensión 26287×7 , donde las 7 características están definidas por los tres canales de cada segmento, esto es, los canales R, G, B tanto para la región sana como para la demarcada como eritema por el experto más la etiqueta respectiva de categorización del paciente.

Para construir la DB es necesario que todas las características tengan el mismo número de filas o píxeles asociados a estas, para lograr esto es necesario filtrar la cantidad de píxeles que asociaremos a cada característica, esto se hizo, aplicando un filtro uniforme, para que todos los píxeles presentes en el área tengan la misma probabilidad de ser seleccionados. Normalmente se debería dar que la región sana posea mayor área y por consecuencia mayor cantidad de píxeles, sin embargo, se puede obviar la otra posibilidad al momento de implementar la construcción. Junto con esto, es necesario considerar que los datos estén dispuestos en orden aleatorio a lo

largo de la DB, para evitar que los datos se encuentren agrupados al momento de dividir esta en set de entrenamiento y prueba para entrenar. En Python esto puede hacerse fácilmente con el comando `random.shuffle(Db)` de la librería NumPy. Ahora bien, notar que la Db del plano visible es más pequeña en cuanto a la cantidad de píxeles usados para construirla se refiere, esto se da debido a que las áreas que selecciona el experto por lo general son áreas de menor tamaño que las que el algoritmo selecciona para las regiones de eritema en el LWIR, según lo explicado en el criterio de segmentación de Otsu.





Capítulo 4

Resultados y Análisis

Para el enfoque cubierto por espectroscopia se adopta la metodología presentada en 3.4 para cada paciente y se evalúa el rendimiento en varios clasificadores que provee la librería de SKlearn, sin embargo se presenta el de mejor rendimiento, que corresponde a un árbol de decisión. Para entrenar este clasificador se utiliza la técnica conocida como validación cruzada, descrita en 2.5 con $K_{fold}=10$ sobre la totalidad de los pacientes, con los datos debidamente etiquetados como piel sana o eritema según corresponda, construyendo de esta forma un clasificador supervisado.

En la figura 4.1, se presenta la Receiver Operating Curve (ROC), descrita en 2.7.1 de cada K_{fold} con su respectivo AUC y se resalta en azul la ROC media con un $AUC = 0.97 \pm 0.02$. Esta figura, además de indicar que la metodología utilizada garantiza un buen desempeño por parte del clasificador en torno a la sensibilidad, permite visualizar el equilibrio entre especificidad y sensibilidad del clasificador y determinar un umbral apropiado para el clasificador final, esto es, ajustar el porcentaje de falsos positivos que estamos dispuestos a sacrificar para aumentar la sensibilidad. Desde este punto de vista el rendimiento del clasificador es tan bueno que basta sacrificar una cantidad menor al 10 % de falsos positivos para obtener una sensibilidad entorno al 97 %.

Tal como se menciona en la sección 3.4.4 este buen desempeño se debe principalmente a dos razones. La primera de ellas es la separabilidad lograda por la metodología aplicada, ya que esta ayuda a que los datos de las distintas clases no se superpongan con otras, haciendo que el clasificador tenga claro los límites de cada clase y por consecuencia pueda identificar de buena forma todos los datos que pertenecen a cada clase (ver Fig. 3.3 (d)). La segunda razón es la poca cantidad de pacientes analizados, lo cual influye en el entrenamiento del clasificador. Ya que la información para entrenar es poca, es más probable que el clasificador aprenda muy bien de los datos entregados y que por ende exista un sobre entrenamiento del clasificador.

Desde el punto de vista del análisis termo-gráfico espacial, la imagen IR hace posible notar como se distribuye la temperatura sobre la piel en un paciente. En particular la figura 4.2 muestra un paciente clasificado con mediano riesgo de adquirir una LPP, donde las temperaturas más altas en el centro de la imagen son representadas por color rojo y las zonas más frías en los bordes son representadas por el color azul (ver Fig.4.2 a). Al considerar la imagen visible segmentada por el experto clínico (ver Fig 4.2 b), en conjunto con la imagen IR y comparando estas dos a través del registro de imágenes con la superposición de ambas imágenes es posible identificar como la lesión demarcada por el experto coincide en gran parte con la región de

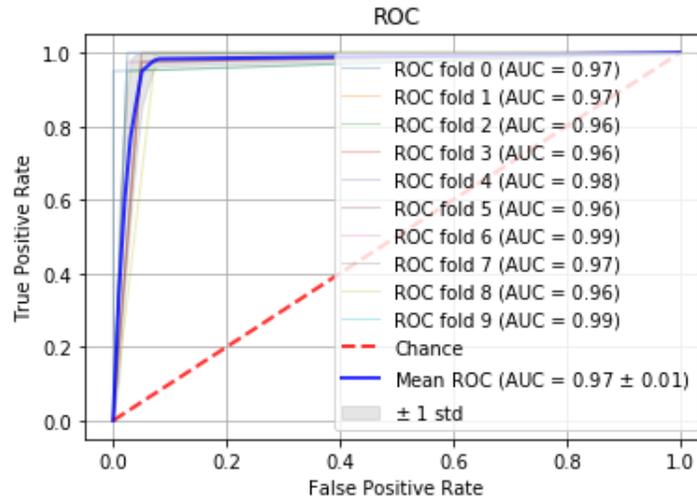


Figura 4.1: ROC resultante para cada Kfold del entrenamiento, en conjunto con la ROC promedio del entrenamiento.

mayor temperatura que exhibe la piel del paciente (ver Fig 4.2 c), lo que sugiere que este tipo de zonas pueden estar asociadas una lesión de tipo eritema, haciendo que la temperatura sea un indicador de eritema y posible predictor de la manifestación de este mismo, por tanto creemos que la piel circundante juega un papel fundamental en el estudio de detección temprana de LPP, dado que es la zona más propensa a manifestarse próximamente como eritema. Donde la razón de esta relación puede explicarse por con las causas de la generación de LPP's. Recordar que las LPP pueden darse por la combinación de presión, humedad y fricción generando puntos de calor y que generalmente aparecen sobre una prominencia osea [1] tal como en el ejemplo presentado, pero ¿qué debemos considerar como piel circundante?. Tal como se dio cuenta en la sección 3 mediante Otsu multiclase es posible establecer un criterio de segmentación óptimo, de manera tal que se acote un área que contenga a la región seleccionada por el experto clínico en la imagen visible como eritema (ver Fig. 4.2 d) en base a la temperatura de la piel. Área a la que denominamos como una región que tiene probabilidad de generar un eritema. Para el caso de un paciente con alto riesgo el procedimiento es el mismo, sin embargo existe una diferencia al momento de analizar sus resultados. Esta diferencia radica en que ahora las intensidades altas se asocian a una región sana y las intensidades bajas se asocian a las regiones con eritema, Este cambio es producido por la presencia de una LPP cicatrizada en la piel del paciente, haciendo que la emisividad de la piel en esas zonas cambie y la cámara haga lecturas de intensidad mas baja cuando en realidad la zona debería tener lecturas de intensidades del mismo orden o más altas. Para que esto quede más claro, en la figura 4.3 se muestra las imágenes para los rangos LWIR (ver Fig. 4.3 a), visible (ver Fig. 4.3 b), ambas imágenes registradas (ver Fig. 4.3 c) y la máscara generada (ver Fig. 4.3 d) del paciente con alto riesgo analizado.

Por otro lado, al estudiar las correlaciones entre las variables involucradas es posible notar la relación entre las intensidades de cada zona y la etiqueta de clasificación, donde para efectos prácticos de la creación de la DB, a un paciente con mediano riesgo se le asocia un 0 y a un paciente con alto riesgo se le asocia un 1 (ver tabla 4.1). Así entonces, la correlación viene a corroborar el comportamiento descrito anteriormente.

	Eritema	Sano	Etiqueta
Eritema	1	0.913814	-0.942224
Sano	0.913814	1	0.849133
Etiqueta	-0.942224	0.849133	1

Cuadro 4.1: Tabla de correlación entre zonas detectadas y etiqueta de clasificación

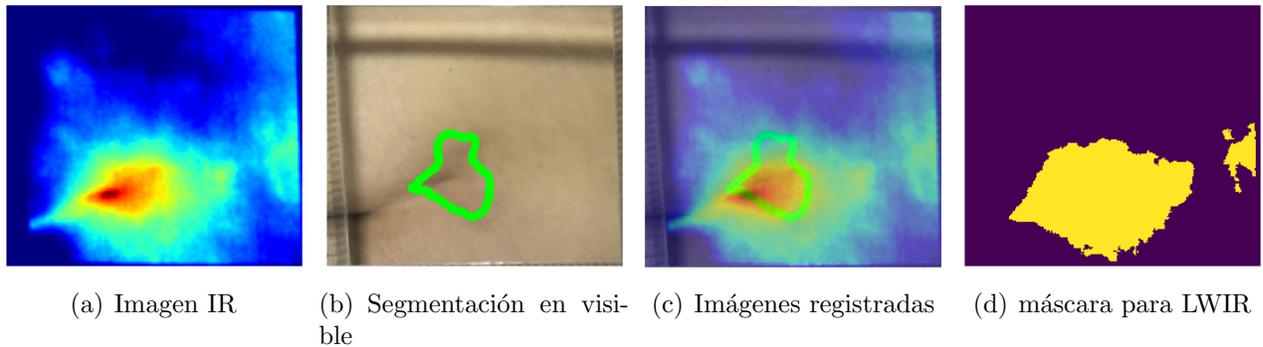


Figura 4.2: Ejemplo de un registro de imágenes, en donde a) y b) son las imágenes fuentes, c) la imagen resultante del solapamiento de ambas imágenes fuentes y d) máscara que determina el área de la piel con posible riesgo de generación de eritema.

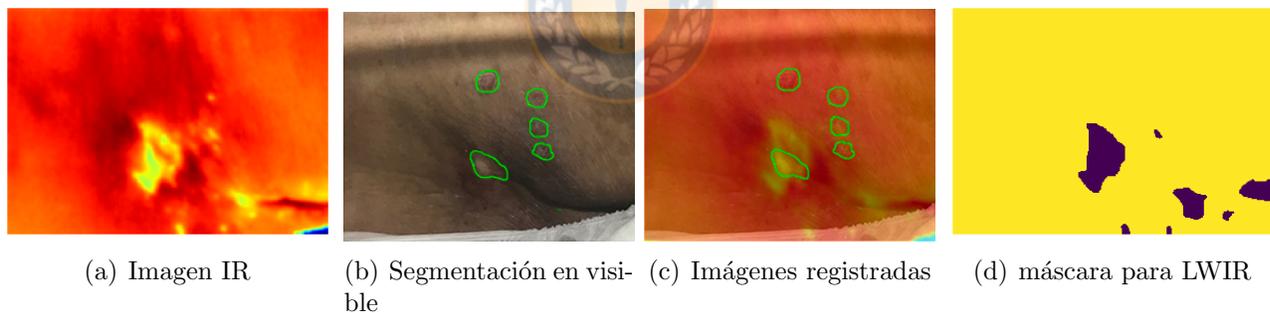


Figura 4.3: Ejemplo de un paciente con alto riesgo de generación de LPP y del cambio de intensidad que se produce en las áreas donde existe una LPP cicatrizada.

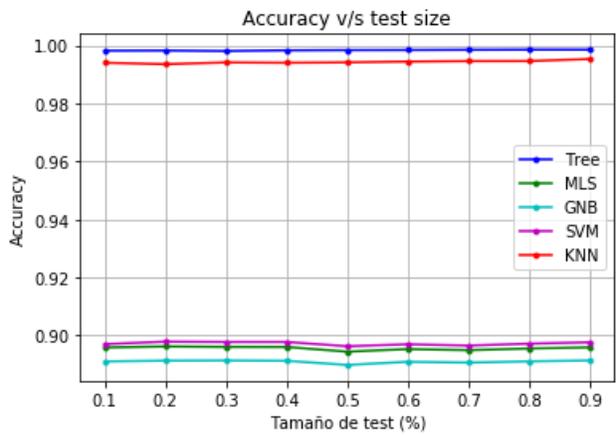
Respecto al objetivo planteado de clasificar a los pacientes en los grupos de riesgo que la escala de Braden sugiere mediante algoritmos de aprendizaje automático, al igual que en el enfoque radiométrico se evaluaron distintos algoritmos de clasificación que ofrece la librería Sklearn esta vez aplicando el método de envoltorio o wrapper y entrenando a estos con los valores de intensidad de los píxeles que corresponden a las regiones segmentadas como eritema y región sana tanto en visible como en el LWIR.

Para seleccionar el algoritmo con el cual aplicar la metodología del envoltorio, primero se evaluó el rendimiento de cinco distintos clasificadores mediante validación cruzada con $K_{fold}=10$, variando el tamaño con el que dividimos el set de datos entre entrenamiento y test, es decir, se

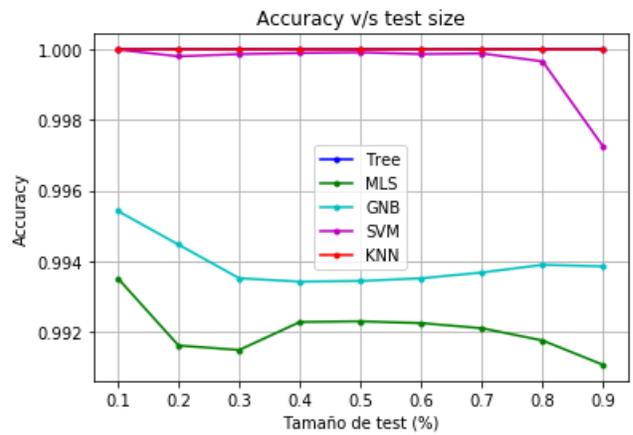
selecciona un tamaño del set de testeo, se entrena con el restante y luego se registra su rendimiento. Los resultados de estas evaluaciones se pueden ver en la figura 4.4 a) y b), siendo KNN y árbol de decisión los AML con mejor rendimiento en LWIR y KNN en el visible. Por otro lado, es posible notar que el no existen prejuicios en el rendimiento, ya que este se mantiene prácticamente constante en medida que se varía el tamaño del test, esto demuestra que los datos están distribuidos de manera uniforme en la base de datos, que no importa de que tamaño ni de donde tomemos los datos para entrenar y testear, siempre obtenemos el mismo rendimiento.

Para evaluar el mejor subset de características de la DB, se aplica la metodología del envoltorio o wrapper explicada en la sección 3. Este proceso da cuenta que en el caso de la imagen IR (ver Fig. 4.4 c), basta con tomar las dos primeras características de la DB las que corresponden a las intensidades de la región con posible eritema y la región sana para conseguir un buen rendimiento del AML, siendo la tercera característica correspondiente a la diferencia entre las intensidades de las áreas una variable prescindible para el rendimiento del clasificador. Similar es el caso de la imagen RGB (ver Fig. 4.4 d) en donde basta con las tres primera características para obtener el máximo rendimiento en los clasificadores, esto es, que es suficiente tomar los canales R,G y B de la región etiquetada como eritema por el experto clínico para clasificar a los pacientes en los distintos grupos de riesgo. Estos resultados se condicen con los esperados considerando el rol que juega la temperatura sobre la lesión como factor de riesgo y la lesión misma para clasificar al paciente en un determinado grupo de riesgo cuando se aplica la escala de Braden.

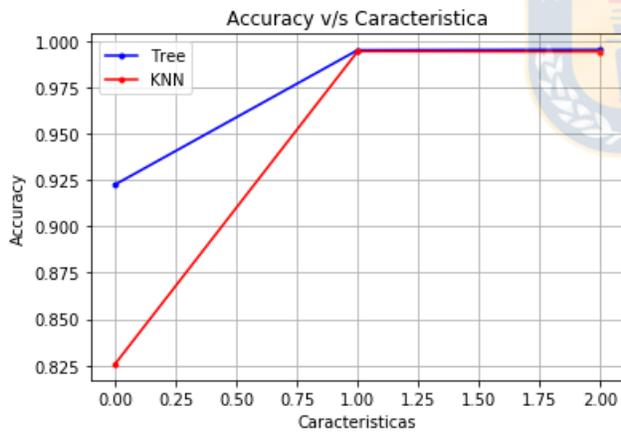




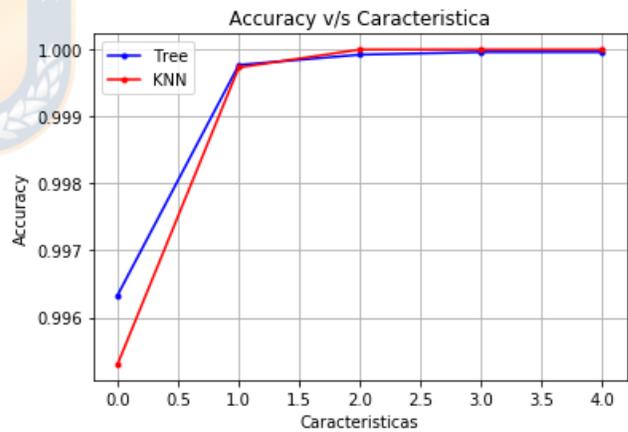
(a) LWIR



(b) Visible



(c) LWIR



(d) Visible

Figura 4.4: Testeo de algoritmos de aprendizaje automático y rendimiento según características y tamaño del set de testeo para imagen en rango IR



Capítulo 5

Conclusiones

5.1. Conclusiones

Las LPP (lesiones por presión) son un importante problema para la salud que afecta a millones de pacientes tanto hospitalizados como postrados, deteriorando su salud y calidad de vida. En Chile, a pesar de tener protocolos bien establecidos para prevenir su aparición, la prevalencia alcanza porcentajes del 38 %, dejando entrever lo difícil que es controlar clínicamente los factores de riesgo que propician la generación de las LPP. Hoy en día, la manera más común de evaluar algunos de los factores de riesgo que facilitan la generación de las LPP, es mediante la *escala de valoración del riesgo de Braden* (Anexo A), pero que debido a su antigüedad y los recientes estudios epidemiológicos no evalúa factores de riesgo considerados claves ni de impacto, como lo puede ser: el estado de la piel, la perfusión sanguínea e incremento de temperatura (Anexo C). Problema que ha sido destacado por las organizaciones internacionales que ayudan a entregar soporte en el avance y la difusión del conocimiento en temas relacionados con las LPP.

Para abordar este problema, en esta tesis se diseñó e implementó un sistema multimodal que une dos enfoques (radiometría y termografía) utilizados previamente de forma independiente por otros investigadores, para evaluar factores de riesgo como el estado de la piel y la temperatura de esta misma. Más aún, el desarrollo de esta tesis aborda por primera vez la aplicación de estas técnicas en un ambiente clínico real, elemento diferenciador con trabajos publicados anteriormente. Por evaluación de factores de riesgo, se entiende que se realizó una caracterización de las lesiones para postular una metodología que ayuda a la detección de eritemas, predicción de zonas de riesgo de generar una LPP y a la clasificación en grupos de riesgo de pacientes clínicos.

Para poder llevar a cabo la adquisición de datos en pacientes clínicos se obtuvo el permiso correspondiente con Comité de Ética del Hospital Guillermo Grant Benavente, Concepción, Chile y con el Comité de Ética de la Universidad de Concepción, Chile, gestionados durante la propuesta de tesis y del cual se tuvo una respuesta positiva el día 27/09/2019. El proceso de adquisición comenzó formalmente el día 7/10/2019 esperando capturar un tamaño muestral del orden de los 34 pacientes para asegurar un nivel de confianza del 95 % con un intervalo de confianza del 5 %. Sin embargo, el estallido social y sus consecuencias en la disponibilidad del personal y posterior pandemia limitó el número de pacientes adquiridos (ver sección 3.2).

Por tanto, para las conclusiones que se presentan a continuación se asume que el set de datos adquiridos es un buen descriptor de las características de los pacientes de la región.

El primer enfoque (radiometría), evalúa el estado de la piel aportando al sistema objetividad al momento de evaluar la presencia de una lesión de tipo eritema, ya que la metodología de adquisición y el procesamiento de señales implementado, permite distinguir con un 97% de certeza y una especificidad del 95% cuando se está en presencia de un eritema. Esto significa que el sistema es capaz de detectar pequeños cambios de color en la piel que incluso para un ojo clínico más experto pueden pasar desapercibidos. Lo anterior, se logra a través de un algoritmo de clasificación cuyo desempeño depende esencialmente de la separabilidad que poseen los datos y de cómo se distribuyen estos, entorno a los dos primeros componentes principales obtenidos de las reflectancias que definen las dos clases presentes, esto es, piel sana *v/s* con eritema. Por otro lado, si bien se considera que el enfoque radiométrico con asistencia de un clasificador que hace uso de componentes principales como se mencionó anteriormente es exitosa y con un muy buen desempeño en relación al objetivo de caracterizar y detectar la presencia de un eritema, se cree necesario replantear esta misma para poder lograr una implementación práctica desde el punto de vista del uso clínico. Esto debido a que para poder capturar datos sobre un paciente se hace necesario: calibrar el equipo, capturar una referencia adecuada, cuidar que la señal no sature, entre otros pasos que pueden llevar a errores en el proceso de adquisición. Con todo lo anterior en consideración se requeriría de al menos una inducción para que el personal de enfermería pueda adquirir las habilidades necesarias para utilizar esta herramienta y adquirir datos de una manera correcta. Esto dejando de lado otras consideraciones como el costo de los instrumentos y el tiempo requerido para adquisición de datos.

En el segundo enfoque utilizado en esta tesis que corresponde a la termografía, se evaluó la distribución espacial de la temperatura sobre la piel para utilizarla como un descriptor de la lesión y como un indicador cuantitativo que permitió clasificar a pacientes en distintos grupos de riesgo, utilizando los principales algoritmos de aprendizaje automático implementados en la librería Sklearn de Python. Respecto del desempeño de los clasificadores testeados, estos tuvieron en promedio una sensibilidad del 95%, donde este desempeño depende principalmente de tres factores. El primero de ellos es la correlación positiva que existía entre la alta intensidad de los píxeles en el rango LWIR que fueron categorizados como zona de posible riesgo y su etiqueta de clasificación como pacientes de mediano riesgo, lo que se explica por el aumento de la temperatura en la zona del eritema debido al continuo roce la superficie de apoyo con la piel y la dilatación de los capilares en esa zona en comparación con una zona sana. El segundo factor es la correlación negativa que existía entre la intensidad de los píxeles del rango LWIR que fueron categorizados como zona de posible riesgo y su etiqueta de clasificación como pacientes de alto riesgo, explicado por la LPP cicatrizada contenida en esta zona y por consecuencia un cambio de emisividad en la misma, lo que produce que la cámara LWIR capte intensidades más bajas que en zonas de piel sana, lo que no significa que efectivamente haya una temperatura menor. El tercer y último factor es la alta entropía existente entre la etiqueta de clasificación de alto riesgo y la baja intensidad de los píxeles asociados a la zona demarcada como LPP, explicada por la baja cantidad de píxeles muestreados para el grupo de alto riesgo (paciente único) en comparación con los de mediano riesgo (tres pacientes), pero que a su vez aportan gran cantidad de información al clasificador ayudando en su rendimiento. Por todo lo anterior, y asumiendo que la muestra adquirida es representativa de un set de datos más grande, este

enfoque en particular sugiere que la temperatura no es tan solo un factor de riesgo que destaca por ser un indicador cuantitativo que permite descubrir un área alrededor de la lesión presente en donde próximamente se generará un eritema, ayudando predecir el riesgo que posee la piel de sufrir una LPP de etapa I y entregando información que en el rango visible no es posible obtener, sino que también destaca el potencial de esta característica para clasificar a los pacientes en distintos grupos de riesgo, mediante una metodología rápida, no invasiva, sin contacto y altamente replicable a bajo costo.

Adicionalmente, si bien los resultados de clasificación no son del todo concluyentes por el tamaño de la muestra y requiriendo de más pacientes para obtener una muestra 100 % representativa de los datos, es necesario destacar el esfuerzo realizado para probar dos enfoques de investigación estudiadas en laboratorio por la literatura, ahora en un entorno clínico real y aportando desde este punto de vista nuevas metodologías de quimiometría y procesamiento de imágenes en aplicaciones médicas, que permiten evaluar factores de riesgo considerados importantes desde el punto de vista epidemiológico por las organizaciones que rigen el cuidado de las LPP y que hasta el día de hoy son desestimados justamente por la falta de ensayos clínicos.

Finalmente, cabe destacar que se cumplió la hipótesis de implementar un sistema multimodal capaz de caracterizar de forma no invasiva, rápida y sin contacto lesiones de tipo úlcera por presión, levantando información y generando características con las cuales es posible clasificar lesiones de tipo eritema, así como también valorar el riesgo de los pacientes clínicos de las unidades de medicina y cirugía del Hospital Guillermo Grantt Benavente de Concepción. Por otro lado, se espera que con los permisos de estudio otorgados se pueda retomar prontamente el proceso de adquisición de datos para validar el sistema y las metodologías aquí aplicadas, que además tienen la virtud de estar programadas en código abierto.

5.2. Trabajos futuros

A continuación se sugiere un listado de trabajos futuros para continuar esta investigación:

- Adquisición de una mayor cantidad de pacientes. La solicitud de investigación en el hospital queda vigente por un año renovable hasta por tres años.
- Crear una metodología para distinguir entre piel con eritema o sana, ahora mediante imágenes con una cámara convencional y comparar resultados.
- Implementación de algoritmos e integración de los componentes del sistema para realizar un análisis en tiempo real en algún hardware como FPGA o RaspberryPi
- Desarrollar interfaz gráfica



Anexos A

Escala de Braden y hoja de registro de medidas preventivas de UPP



9. ANEXOS:

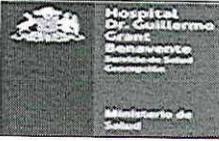
ANEXO I: HOJA DE VALORACIÓN (ADVERSO)

VALORACION DE RIESGO DE UPP ESCALA BRADEN- BERGSTROM

NOMBRE DEL PACIENTE:		
EDAD:	SEXO:	Nº FICHA:
SERVICIO:	SALA	CAMA
FECHA INGRESO HOSPITAL:		FECHA INGRESO A SERVICIO:

CLASIFICACION DEL RIESGO SEGÚN PUNTAJE	
PUNTAJE	RIESGO
MAYOR A 14 PTOS	BAJO RIESGO
13-14 PTOS	RIESGO MODERADO
MENOR A 13 PTOS	ALTO RIESGO

MES										
DIA										
PTJE										
ASPECTO A EVALUAR										
PERCEPCIÓN SENSORIAL										
1	Completamente limitada									
2	Muy limitada									
3	Ligeramente limitada									
4	Sin limitación									
EXPOSICIÓN A LA HUMEDAD										
1	Constantemente húmeda									
2	Húmeda con frecuencia									
3	Ocasionalmente húmeda									
4	Raramente húmeda									
ACTIVIDAD										
1	Encamado									
2	En silla									
3	Deambula ocasionalmente									
4	Deambula frecuentemente									
MOVILIDAD										
1	Completamente inmóvil									
2	Muy limitada									
3	Ligeramente limitada									
4	Sin limitaciones									
NUTRICIÓN										
1	Muy pobre									
2	Probablemente inadecuada									
3	Adecuada									
4	Excelente									
RIESGO DE LESIONES CUTÁNEAS										
1	Problema									
2	Problema potencial									
3	No existe problema aparente									
Puntaje Día										
Clasificación										
Nombre Enfermera/o / Matrón/a										

	HOSPITAL CLÍNICO REGIONAL DR. GUILLERMO GRANT BENAVENTE	Código: PT-GCL2.2-3HGGB-V4
		Edición: 5ª edición
		Fecha: Marzo 2017
		Páginas: 10 de 13
		Vigencia: Marzo 2022
PROTOCOLO DE MEDIDAS DE PREVENCIÓN DE ULCERAS POR PRESIÓN		

ANEXO III: HOJA DE REGISTRO DE MEDIDAS PREVENTIVAS DE UPP A APLICAR

FECHA																				
BAJO RIESGO																				
1. Mantener ropa de cama limpia, seca.																				
2. Estimular deambulaci3n de paciente si condici3n cl3nica lo permite.																				
3. Educar a paciente (si su condici3n lo permite) y a familia en relaci3n a importancia de movilizaci3n																				
MEDIANO RIESGO: LAS ANTERIORES MAS:																				
1. Utilizar dispositivos de baja presi3n y verificar nivel de inflado y presi3n ejercida por colchones.																				
2. Realizar cambios posturales, consignando hora e iniciales de nombre de persona que realiz3 cambio postural, de acuerdo a horario establecido.																				
3. Realizar reposicionamientos o liberaci3n de sitios de presi3n.																				
4. Utilizar sabanilla bajo cuerpo del paciente para favorecer su movilizaci3n.																				
5. Utilizar colector urinario en pacientes con incontinencia urinaria o fecal (registrar en tela de papel fecha y hora de instalaci3n).																				
6. Proteger a pacientes con incontinencia urinaria y fecal, con pañales absorbentes y revisar cada 4 horas																				
7. Proteger zonas de fricci3n, prominencias 3seas, y sitios de presi3n.																				
8. Rotar fijaci3n de sondas y drenes, de acuerdo a horario preestablecido.																				
9. Registrar ingresos y egresos en hoja de Enfermer3a.																				
10. Utilizar alza ropa en pacientes con edema de extremidades inferiores																				
11. Chequear visualmente posici3n de paciente seg3n reloj de horarios.																				
12. Proteger piel en zonas de presi3n a pacientes que van a Pabell3n																				
NEONATOLOG3A:																				
13. Usar rollos de contenci3n.																				
14. Usar dispositivos de baja presi3n (cama de agua).																				
ALTO RIESGO: TODAS LAS ANTERIORES MAS:																				
1. Priorizar uso de dispositivos de baja presi3n (colch3n antiescaras)																				
2. Realizar cambios de posici3n cada 2 horas																				
3. Chequear visualmente posici3n de paciente seg3n reloj de horarios.																				
4. Registrar ingesta alimentos																				
5. Incorporar antecedente en entrega de turno.																				

NOTA:

1. Marcar con un tic (✓) solo las medidas preventivas a aplicar a paciente en fecha correspondiente
2. Si medida preventiva no corresponde a paciente, marcar como "N/A" (No Aplica).
3. Si registro se encuentra en blanco, se considerar3 que no se cumpli3 protocolo.

TABLA N° 2: INTERPRETACIÓN ESCALA DE BRADEN

ESCALA DE BRADEN				
FACTOR A EVALUAR	PUNTAJE			
	1	2	3	4
<u>Percepción sensorial:</u> Capacidad para reaccionar ante una molestia relacionada con la presión	<u>Completamente limitada</u> Al tener disminuido el nivel de conciencia o estar sedado, el paciente no reacciona ante estímulos dolorosos (Quejándose, estremeciéndose o agarrándose) o capacidad limitada de sentir en la mayor parte del cuerpo.	<u>Muy limitada</u> Reacciona sólo ante estímulos dolorosos. No puede comunicar su malestar excepto mediante quejidos o agitación, o presenta un déficit sensorial que limita la capacidad de percibir dolor o molestias en más de la mitad del cuerpo.	<u>Ligeramente limitada</u> Reacciona ante órdenes verbales pero no siempre puede comunicar sus molestias o la necesidad de que le cambien de posición o presenta alguna dificultad sensorial que limita su capacidad para sentir dolor o malestar en al menos una de las extremidades.	<u>Sin limitaciones</u> Responde a órdenes verbales. No presenta déficit sensorial que pueda limitar su capacidad de expresar o sentir dolor o malestar.
<u>Exposición a la humedad</u> Nivel de exposición de la piel a la humedad	<u>Constantemente húmeda</u> La piel se encuentra constantemente expuesta a la humedad por sudoración, orina, etc. Se detecta humedad cada vez que se mueve o gira al paciente	<u>A menudo húmeda</u> La piel está a menudo, pero no siempre húmeda. La ropa de cama se ha de cambiar al menos una vez en cada turno.	<u>Ocasionalmente húmeda</u> La piel está ocasionalmente húmeda; requiriendo un cambio suplementario de ropa de cama aproximadamente una vez al día	<u>Raramente húmeda</u> La piel está generalmente seca. La ropa de cama se cambia de acuerdo con los intervalos fijados para los cambios de rutina.
<u>Actividad</u> Nivel de actividad física	<u>Paciente en cama</u> Constantemente en cama	<u>En silla</u> Paciente que no puede andar o con deambulación muy limitada. No puede sostener su propio peso y/o necesita ayuda para pasar a una silla o a una silla de ruedas.	<u>Deambula ocasionalmente</u> Deambula ocasionalmente, con o sin ayuda, durante el día, pero para distancias muy cortas. Pasa la mayor parte de las horas diurnas en la cama o en la silla de ruedas.	<u>Deambula frecuentemente</u> Deambula fuera de la habitación al menos dos veces al día y dentro de la habitación al menos dos horas durante las horas de paseo
<u>Movilidad</u> Capacidad para cambiar y controlar la posición del cuerpo	<u>Completamente inmóvil</u> Sin ayuda no puede realizar ningún cambio en la posición del cuerpo o de alguna extremidad.	<u>Muy limitada</u> Ocasionalmente efectúa ligeros cambios en la posición del cuerpo o de las extremidades, pero no es capaz de hacer cambios frecuentes o significativos por sí solo	<u>Ligeramente limitada</u> Efectúa con frecuencia ligeros cambios en la posición del cuerpo o de las extremidades por sí solo	<u>Sin limitaciones</u> Efectúa frecuentemente importantes cambios de posición sin ayuda

Anexos B

Hoja de registro de datos



ANEXO: HOJA REGISTRO DATOS

Hospital: _____
 Sala: _____
 Género: _____

Unidad: _____
 Cama: _____
 Edad: _____

Diagnóstico ingreso: _____
 Enfermedades concomitantes: _____

VALORACIÓN DE RIESGO UPP
Escala:
Puntaje:
Nivel de riesgo:

INCONTINENCIA		
Urinaria:	SI <input type="checkbox"/>	NO <input type="checkbox"/>
Fecal:	SI <input type="checkbox"/>	NO <input type="checkbox"/>
Mixta:	SI <input type="checkbox"/>	NO <input type="checkbox"/>
Sonda vesical:	SI <input type="checkbox"/>	NO <input type="checkbox"/>

PRESENCIA UPP: SI NO

CATEGORÍA	N° DE UPP	LOCALIZACIÓN	PROCEDENCIA LESIÓN	ANTIGÜEDAD
I				
II				
III				
IV				
No clasificable				

TRATAMIENTO DE LA LESIÓN		
FECHA	LOCALIZACIÓN	PROCEDIMIENTO

Anexos C

Factores de riesgo en escalas de valoración



Table 12: Comparison of Risk Factors Identified in Both Epidemiological Studies and Commonly Used Risk Assessment Tools

Note: An asterisk (*) indicates that the actual subscale was significant in multivariable modeling in one or more epidemiological study identified. Lack of an asterisk may indicate non-significance in multivariable modeling, but may also indicate that the subscale was not entered in any multivariable modeling studies. “Not included” indicates the risk factor is not included on the risk assessment tool, identifying a gap that health professionals should consider during a comprehensive risk assessment.

Risk Factors from Epidemiological Studies	Braden Scale	Norton Scale	Waterlow Score
Key Risk Factors			
Activity and mobility limitations	Mobility* Activity* Friction-shear*	Mobility* Activity*	Mobility
Skin status	Not included	Not included	Skin type <i>(in visual areas of risk, a partial measurement of skin status)</i>
Consider the Impact of These Risk Factors			
Perfusion and oxygenation	Not included	Not included	Special Risk <i>(partial measurement of perfusion)</i>
Poor nutritional status	Nutrition	Food intake Fluid intake <i>(in a modified scale)</i>	Appetite Build (weight for height)
Increased skin moisture	Moisture*	Incontinence	Continenence
Risk Factors from Epidemiological Studies	Braden Scale	Norton Scale	Waterlow Score
Consider the Potential Impact of These Risk Factors			
Increased body temperature	Not included	Not included	Not included
Advanced age	Not included	Not included	Gender/Age
Sensory perception	Sensory Perception*	Not included	Neurological Deficit
Hematological measures	Not included	Not included	Not included
General health status	Not included	Physical condition Mental condition*	Major Surgery/Trauma Medications

Anexos D

Consentimiento informado





Información al Participante y Consentimiento de Participación

Estudio: “*Caracterización de lesiones cutáneas mediante sensores ópticos de bajo costo para aplicaciones médicas*”

Investigador Responsable:	Sebastián Eugenio Godoy Medel, Ph.D. Profesor Asistente Depto. Ing. Eléctrica, Facultad de Ingeniería Universidad de Concepción Teléfono: +56 41 220-3401 Email: segodoy@udec.cl Web: http://www.udec.cl/segodoy
Investigador Alterno:	Jorge Eduardo Ortiz Pino MSc. Student Ing. Civil en Telecomunicaciones Depto. de Ing., Eléctrica, Facultad de Ingeniería Universidad Concepción Teléfono: +56 41 220 3401 Email: jorgortiz@udec.cl
Investigador Clínico:	Lorena Saldía Arteaga Magister (c) en Enfermería UdeC Enfermera servicio cirugía Hospital Guillermo Grant Benavente Concepción Email: losaldia@udec.cl
Centro de Investigación:	Depto. Ing. Eléctrica, Facultad de Ingeniería Universidad de Concepción
Teléfono de Contacto:	Horario Oficina: +56 41 220-3401 Horario Diferente: +56 9 4266 36 64

INTRODUCCIÓN

Se invita a Ud. a participar en el estudio "*Caracterización de lesiones cutáneas mediante sensores ópticos de bajo costo para aplicaciones médicas*" puesto que su enfermera tratante ha determinado que el área de su piel que él/ella ha examinado es de interés para nuestro estudio

Esta forma le explicará el estudio que se está realizando para que Ud. pueda tomar una decisión informada acerca de su participación. Por favor, lea con atención y cuidadosamente esta información y pregunte libremente al personal cualquier duda que tenga o cualquier información que no entienda claramente.

¿Qué pasará si decido participar?

Si Ud. acepta participar en este estudio, Ud. debe leer y firmar este Consentimiento de Participación. Después que Ud. firme seguiremos los siguientes pasos:

1. El área de la piel examinada por su médico tratante será preparada para luego ser enfriada con aire. Esto no provoca ninguna molestia ni dolor en su piel; simplemente sentirá la zona levemente fría.
2. Luego, será examinada con una cámara de mano diminuta especializada, que recorrerá toda la lesión.
3. Posterior a enfriar la piel, se adquirirán las imágenes infrarrojas (térmicas). El procedimiento es exactamente igual a tomar un video con una cámara convencional, salvo que en nuestro caso se realiza con un conjunto de cámaras especializadas.
4. Posteriormente, las imágenes capturadas serán analizadas por el equipo investigador para buscar información relevante que caracterice la piel de los adultos chilenos



¿Cuáles son los posibles riesgos de participar en este estudio?

No existe ningún riesgo de tipo directo al participar en este estudio. Ud. no se expondrá a nada y el proceso es exactamente el mismo al de tomarse una fotografía convencional. La cámara infrarroja solamente captura información y no emite ningún tipo de radiación.

Respecto a los riesgos indirectos como proteger su información, se harán todos los esfuerzos posibles para proteger sus datos. Cada conjunto de imágenes se le asignará un número correlativo y los investigadores no tendrán acceso a su información personal como, por ejemplo, su nombre. Por lo tanto, nadie podrá correlacionar su nombre con su diagnóstico clínico o con las imágenes capturadas. Cualquier información confidencial será destruida una vez concluido el estudio. La información resultante de este estudio será utilizada solamente con propósitos científicos.



INFORMACIÓN ESPECÍFICA DEL ESTUDIO

Fundamento

El presente estudio es dirigido por Sebastián Godoy, Ph.D., Profesor Asistente de la Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción y es apoyado por la Dirección de Gestión del cuidado en conjunto con los servicios de medicina y cirugía del Hospital Guillermo Grant Benavente (HGGB). La investigación a la que se le ha invitado a participar tiene por objetivo analizar la respuesta térmica de la piel en lesiones de tipo UPP con el fin de evaluar su futura utilización en una metodología de diagnóstico no invasivo y sin contacto para distintas lesiones cutáneas.

Sus derechos

1. Su participación en este estudio es absolutamente voluntaria. Ud. tiene derecho a no participar si así lo desea. Si Ud. se niega a participar, eso no implica responsabilidad, sanción o pérdida de beneficio alguno respecto a su tratamiento en salud (Artículo 11 de la Ley N° 20.120, de 2006.)
2. Si Ud. cambia de parecer posteriormente, puede solicitar por escrito su retiro del estudio al investigador responsable identificado en la primera hoja del presente documento.
3. Por participar en el estudio, Ud. puede solicitar por escrito al investigador responsable los resultados obtenidos a la fecha de escrita la solicitud. Puede haber información confidencial que no se pueda entregar.

Sus responsabilidades

Su única responsabilidad en este estudio es leer cuidadosamente la información en este documento y consultar cualquier duda al personal.

Diseño del Estudio

En el presente estudio se invita a pacientes que pertenezcan a los servicios de cirugía y medicina, adultos, mayores de 18 años y sin límite superior de edad, de ambos sexos, con presencia de UPP intra o extra hospitalaria o que hayan sido diagnosticados con mediano y alto riesgo según los protocolos establecidos para la prevención de las UPP, siempre y cuando sus facultades mentales y físicas le permitan autorizar su participación en el estudio. Con la finalidad de resguardar la salud del paciente, se excluirán de este estudio personas que en su diagnóstico presenten enfermedades oncológicas o inmunodepresoras. Por otro lado, ante pacientes con precaución de contacto, gotitas y aéreos, se tomarán todas las medidas de precaución necesarias.

Finalmente, utilizando la información dada por la/el enfermera/o tratante, se analizarán las imágenes capturadas para encontrar una relación entre la temperatura de la lesión y el diagnóstico médico.

Descripción del Estudio

Cómo se mencionó en la introducción, su información personal no será accedida por el personal de la investigación. Cada paciente tendrá un número correlativo al que se le asociará el diagnóstico médico, la edad y el sexo. Así, las imágenes que los investigadores adquieran no podrán ser relacionadas con su información personal contenida en su ficha clínica.



El procedimiento al que Ud. será sometido no le causará ningún dolor ni molestia y es tan sencillo como capturar una fotografía o un video. Existen tres componentes principales que se utilizarán en el procedimiento: la unidad de aire acondicionado para proveer aire frío y enfriar su piel, las cámaras que se utilizarán para capturar las imágenes de su piel y un marcador plástico. Cuando Ud. acepte participar en el estudio, se ubicará un marcador plástico para delimitar el área bajo estudio. Este plástico también es utilizado para corregir movimiento involuntario. Una imagen del área con el plástico se capturará con una cámara convencional y con las cámaras infrarrojas como referencia. Su piel dentro del marcador se enfriará con el aire por alrededor de dos minutos. Luego el aire frío se apagará y se capturarán las imágenes por un periodo aproximado de cinco minutos. El procedimiento total no debería tomar más de quince minutos. La única parte del equipamiento que estará en contacto con su piel es el marcador plástico.

Número de Sujetos

Como este es un estudio piloto aplicado solamente en los servicios de medicina general y cirugía en donde mensualmente se tiene aproximadamente 70 pacientes clasificados con mediano y alto riesgo de ulceración según los protocolos establecidos, se espera que el tamaño de la muestra sea de 60 pacientes para asegurar un nivel de confianza del 95% con un intervalo de confianza del 5%.

Duración Esperada

Su participación personal en el estudio tomará aproximadamente diez minutos. El estudio completo durará inicialmente tres años, con posibilidades de ser extendido dependiendo de los resultados obtenidos y del número de pacientes participantes. La adquisición de imágenes de pacientes se hará durante los dos primeros años.

Compensación

Así como no existe ningún riesgo de participar, tampoco existe ningún beneficio por participar en este estudio. Sin embargo, su participación puede ayudar a futuros pacientes que se vean beneficiados por el método que el equipo de médico e ingenieros están buscando desarrollar.

De incurrir en gastos adicionales como alimentación o transporte, el paciente puede solicitar al investigador responsable el reembolso de dichos gastos presentando las boletas originales correctamente fechadas al día de su participación.

Confidencialidad

Los expedientes que identifican a los participantes estarán siempre bajo la custodia del investigador responsable, almacenados en su oficina y su acceso será controlado con llave. Nadie del personal o ninguna de las personas involucradas (por ejemplo, estudiantes de medicina o ingeniería) tendrán acceso a información que pueda correlacionar el expediente del paciente con su diagnóstico o las imágenes adquiridas. Toda información almacenada en computadores tendrá asociada un número correlativo asignado al momento de adquirir las imágenes y solamente el investigador responsable podría, de ser requerido por una institución supervisora, asociar ese número asignado con el expediente del paciente. Por instituciones supervisoras nos referimos, por ejemplo, al Comité Ético Científico del Servicio de Salud Concepción, el que es presidido por la Dra. Bidegain (ver información de contacto al final del presente documento) y al Comité de Ética de la Universidad de Concepción, el que es presidido por el Dr. José Becerra A.



Comunicación de Resultados

Todos los hallazgos nuevos e importantes que se encuentren durante la realización de la investigación que puedan afectar su voluntad de seguir participando en el estudio se publicarán o se enlazarán en la página web del investigador responsable (<http://www.udec.cl/-segodoy>). Los datos capturados durante este estudio se utilizarán solamente con fines científicos. En caso de modificaciones importantes del diseño de estudio que afecten al participante o de requerir los datos para otro estudio se solicitará un nuevo consentimiento.

Contacto para dudas futuras

El investigador responsable, así como también el personal del estudio responderá cualquier pregunta que pueda tener acerca del estudio o de los procedimientos del mismo. Los datos de contacto del investigador responsable fueron dados al comienzo del presente documento.

Para las preguntas relacionadas con los derechos como sujeto de investigación, o quejas relacionadas con el estudio de investigación, por favor contactar al Comité Ético Científico del Servicio de Salud Concepción. Los datos de contacto son:

Dra. María Antonia Bidegain S.,
Presidente del Comité Ético Científico del Servicio de Salud Concepción
Dirección: San Martín 1436, Concepción
Teléfono: +56 41 272 2745.





HOJA DE FIRMAS DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Caracterización térmica de la piel humana mediante sensores infrarrojos de bajo costo para aplicaciones médicas

ANTES QUE EL PARTICIPANTE FIRME CONFIRMO QUE:

- *Mis preguntas han sido respondidas en entera satisfacción y considero que comprendo toda la información proporcionada acerca del estudio.*
- *Acepto que mi información médica de la ficha clínica sea recopilada, utilizada y divulgada conforme a lo descrito en esta información escrita para el sujeto y formulario de consentimiento informado.*
- *He decidido libre y voluntariamente participar en el estudio de investigación y entiendo que puedo retirarme en cualquier momento sin sanción alguna.*
- *Sé que recibiré una copia firmada y fechada de este documento.*
- *Sé que, al firmar este documento, no renuncio a ninguno de mis derechos legales.*

Nombre del participante en letra imprenta	Firma del participante	Fecha de la firma
---	------------------------	-------------------



Yo, el que suscribe, investigador, confirmo que he entregado verbalmente la información necesaria acerca del estudio, que he contestado toda duda adicional y que no ejercí presión alguna para que el participante ingrese al estudio.

Declaro que procedí en completo acuerdo con los principios éticos descritos en las Directrices de GCP (Buenas Prácticas Clínicas) y otras leyes nacionales e internacionales vigentes.

Se le proporcionará al paciente una copia de esta información escrita para el participante y formulario de consentimiento firmado.

Nombre de quien solicita el consentimiento informado en letra imprenta	Firma de quien solicita el consentimiento informado	Fecha de la firma
--	---	-------------------

Director o delegado

Firma

Fecha





Bibliografía

- [1] F. García-Fernández, J. Soldevilla Agreda, P. Pancorbo-Hidalgo, J. Verdú Soriano, P. López-Casanova, and M. Rodríguez-Palma, “Clasificación-categorización de las lesiones relacionadas con la dependencia,” *Serie Documentos Técnicos GNEAUPP nº II. Grupo Nacional para el Estudio y Asesoramiento en Úlceras por Presión y Heridas Crónicas. Logroño*, vol. 1, p. 50, 2014.
- [2] J. J. Soldevilla Agreda, J. Verdú, J. E. Torra i Bou *et al.*, “Impacto social y económico de las úlceras por presión,” 2008.
- [3] *Declaración de Rio de Janeiro sobre la prevención de las PU como derecho universal*, Sociedad Iberolatinoamericana Úlceras y Heridas, 2011, [21-08-2020]. [Online]. Available: <http://silauhe.org/img/Declaracion%20de%20Rio%20-%20Espanol.pdf>
- [4] “Normas sobre la seguridad del paciente y la calidad de la atención respecto de la prevención de UPP en pacientes hospitalizados, Resolución exenta nº6 1031 ed., Superintendencia de Salud, Octubre 2012, [01-08-2019]. [Online]. Available: http://www.supersalud.gob.cl/observatorio/671/articles-8928_recurso_7.pdf
- [5] M. Clark, G. Bours, and T. Delfoor, “Summery report on the prevalence of pressure ulcer,” 2002.
- [6] C. VanGilder, G. D. MacFarlane, and S. Meyer, “Results of nine international pressure ulcer prevalence surveys: 1989 to 2005,” *Ostomy Wound Management*, vol. 54, no. 2, p. 40, 2008.
- [7] T. Hurd and J. Posnett, “Point prevalence of wounds in a sample of acute hospitals in canada,” *International Wound Journal*, vol. 6, no. 4, pp. 287–293, 2009.
- [8] J. M. Black, J. E. Cuddigan, M. A. Walko, L. A. Didier, M. J. Lander, and M. R. Kelppe, “Medical device related pressure ulcers in hospitalized patients,” *International wound journal*, vol. 7, no. 5, pp. 358–365, 2010.
- [9] B. Braden and N. Bergstrom, “A conceptual schema for the study of the etiology of pressure sores,” *Rehabilitation Nursing*, vol. 12, no. 1, pp. 8–16, 1987. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/j.2048-7940.1987.tb00541.x>
- [10] D. Norton, R. McLaren, and A. N. Exton-Smith, *An investigation of geriatric nursing problems in hospital*. Churchill Livingstone, 1962.

- [11] F. P. García Fernández, P. L. Pancorbo Hidalgo, J. J. Soldevilla Ágreda, and C. Blasco García, “Escalas de valoración del riesgo de desarrollar úlceras por presión,” *Gerokomos*, vol. 19, no. 3, pp. 136–144, 2008.
- [12] J.-E. Torra-Bou, F.-P. García-Fernández, G. Pérez-Acevedo, R. Sarabia-Lavin, P. Paras-Bravo, J. J. Soldevilla-Ágreda, M. Rodríguez-Palma, and J. Verdú-Soriano, “El impacto económico de las lesiones por presión. Revisión bibliográfica integrativa,” *Gerokomos*, vol. 28, pp. 83 – 97, 00 2017. [Online]. Available: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1134-928X2017000200083&nrm=iso
- [13] W. S. Shiferaw, T. Y. Akalu, H. Mulugeta, and Y. A. Aynalem, “The global burden of pressure ulcers among patients with spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis,” *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 21, pp. 1–11, 2020.
- [14] K. Agrawal and N. Chauhan, “Pressure ulcers: Back to the basics,” *Indian journal of plastic surgery: official publication of the Association of Plastic Surgeons of India*, vol. 45, no. 2, p. 244, 2012.
- [15] J. M. Levine, “Historical notes on pressure ulcers: the cure of ambrose paré.” 1992.
- [16] J. Paget, “Clinical lecture on bed-sores,” *Student’s journal and hospital gazette (London)*, vol. 1, pp. 144–146, 1873.
- [17] J. Scales, “Pathogenesis of pressure sores,” in *Pressure Sores-Clinical Practice and Scientific Approach*. Springer, 1990, pp. 15–26.
- [18] S. Hagsisawa and M. Ferguson-Pell, “Evidence supporting the use of two-hourly turning for pressure ulcer prevention.” *Journal of tissue viability*, vol. 17, no. 3, pp. 76–81, 2008.
- [19] W. Gardner and R. Anderson, “Alternating pressure alleviates bedsores,” *Mod Hosp*, vol. 71, no. 5, pp. 72–3, 1948.
- [20] E. Harrington, “An oscillatory bed support,” *Canadian Medical Association journal*, vol. 62, no. 5, p. 476, 1950.
- [21] L. Guttman, “The problem of treatment of pressure sores in spinal paraplegics,” *British Journal of Plastic Surgery*, vol. 8, pp. 196–213, 1955.
- [22] S. M. Reichel, “Shearing force as a factor in decubitus ulcers in paraplegics,” *Journal of the American Medical Association*, vol. 166, no. 7, pp. 762–763, 1958.
- [23] M. Kosiak, “Etiology and pathology of ischemic ulcers,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 40, pp. 62–69, 1959.
- [24] J. D. Shea, “Pressure sores: classification and management.” *Clinical orthopaedics and related research*, no. 112, pp. 89–100, 1975.
- [25] E. P. U. A. P. National Pressure Ulcer Advisory Panel and P. P. P. I. Alliance., *Prevention and Treatment of Pressure Ulcers: Clinical Practice Guideline*, Cambridge Media: Osborne Park, Western Australia, 2014, ISBN-10: 0-9579343-6-X.

- [26] “Pressure injury stages,” National Pressure Injuries Advisory Panel, 2016.
- [27] H. G. G. Benavente, *Protocolo de Prevención de Úlceras por Presión: memorandum 112*, quinta edición ed., Marzo 2017, [02-08-2019]. [Online]. Available: https://www.hospitalregional.cl/plataforma-calidad/upload/20170810-PROTOCOLO_PREVENCION_UPP.pdf
- [28] J. M. Clarisa Lillo, Jenny Ulloa, “Protocolo de prevención de úlceras por presión,” Hospital Santiago Oriente, Tech. Rep., 2013.
- [29] H. Tronnier, “Evaluation and measurement of ultraviolet erythema,” *The Biologic Effects of Ultraviolet Radiation*, pp. 255–266, 1969.
- [30] J. Dawson, D. Barker, D. Ellis, J. Cotterill, E. Grassam, G. Fisher, and J. Feather, “A theoretical and experimental study of light absorption and scattering by in vivo skin,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 25, no. 4, p. 695, 1980.
- [31] B. Diffey, R. Oliver, and P. Farr, “A portable instrument for quantifying erythema induced by ultraviolet radiation,” *British Journal of Dermatology*, vol. 111, no. 6, pp. 663–672, 1984.
- [32] M. Brian Riordan, S. Sprigle, and M. Linden, “Testing the validity of erythema detection algorithms,” *Development*, vol. 38, no. 1, pp. 13–22, 2001.
- [33] H. Takiwaki, S. Shirai, Y. Kanno, Y. Watanabe, and S. Arase, “Quantification of erythema and pigmentation using a videomicroscope and a computer,” *British Journal of Dermatology*, vol. 131, no. 1, pp. 85–92, 1994.
- [34] J. Leachtenauer, S. Kell, B. Turner, C. Newcomer, C. Lyder, and M. Alwan, “A non-contact imaging-based approach to detecting stage i pressure ulcers,” in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2006, pp. 6380–6383.
- [35] S. Sprigle, L. Zhang, and M. Duckworth, “Detection of skin erythema in darkly pigmented skin using multispectral images,” *Advances in skin & wound care*, vol. 22, no. 4, pp. 172–179, 2009.
- [36] A. R. Young, “Chromophores in human skin,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 42, no. 5, pp. 789–802, may 1997. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F42%2F5%2F004>
- [37] H. Goller, D. W. LEWIS, and R. E. MCLAUGHLIN, “Thermographic studies of human skin subjected to localized pressure,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 113, no. 4, pp. 749–754, 1971.
- [38] P. Newman and N. Davis, “Thermography as a predictor of sacral pressure sores,” *Age and ageing*, vol. 10, no. 1, pp. 14–18, 1981.

- [39] G. Nakagami, H. Sanada, S. Iizaka, T. Kadono, T. Higashino, H. Koyanagi, and N. Haga, "Predicting delayed pressure ulcer healing using thermography: a prospective cohort study," *Journal of wound care*, vol. 19, no. 11, pp. 465–472, 2010.
- [40] E. K. Sayre, T. J. Kelechi, and D. Neal, "Sudden increase in skin temperature predicts venous ulcers: a case study," *Journal of Vascular Nursing*, vol. 25, no. 3, pp. 46–50, 2007.
- [41] K. Nishide, T. Nagase, M. Oba, M. Oe, Y. Ohashi, S. Iizaka, G. Nakagami, T. Kadowaki, and H. Sanada, "Ultrasonographic and thermographic screening for latent inflammation in diabetic foot callus," *Diabetes research and clinical practice*, vol. 85, no. 3, pp. 304–309, 2009.
- [42] M.-C. Chang, T. Yu, J. Luo, K. Duan, P. Tu, Y. Zhao, N. Nagraj, V. Rajiv, M. Priebe, E. A. Wood *et al.*, "Multimodal sensor system for pressure ulcer wound assessment and care," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 14, no. 3, pp. 1186–1196, 2017.
- [43] I. T. Jolliffe, "Principal components in regression analysis," in *Principal component analysis*. Springer, 1986, pp. 129–155.
- [44] S. Suzuki *et al.*, "Topological structural analysis of digitized binary images by border following," *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 30, no. 1, pp. 32–46, 1985.
- [45] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, 1979.
- [46] B. Zitova and J. Flusser, "Image registration methods: a survey," *Image and vision computing*, vol. 21, no. 11, pp. 977–1000, 2003.
- [47] C. G. Harris, M. Stephens *et al.*, "A combined corner and edge detector." in *Alvey vision conference*, vol. 15, no. 50. Citeseer, 1988, pp. 10–5244.
- [48] "Opencv-python tutorials's documentation."
- [49] B. Zitova and J. Flusser, "Image registration methods: a survey," *Image and vision computing*, vol. 21, no. 11, pp. 977–1000, 2003.
- [50] "Learn opencv: Homography examples using opencv (python/c++)."
- [51] R. Kohavi, G. H. John *et al.*, "Wrappers for feature subset selection," *Artificial intelligence*, vol. 97, no. 1-2, pp. 273–324, 1997.
- [52] R. Kohavi *et al.*, "A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection," in *Ijcai*, vol. 14, no. 2. Montreal, Canada, 1995, pp. 1137–1145.
- [53] J. Swets, "Signal detection theory, history of," in *International Encyclopedia of the Social Behavioral Sciences*, N. J. Smelser and P. B. Baltes, Eds. Oxford: Pergamon, 2001, pp. 14 078 – 14 082. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B0080430767006781>

- [54] A. Devos, S. van Huffel, A. W. Simonetti, M. van der Graaf, A. Heerschap, and L. M. Buydens, “Chapter 11 - classification of brain tumours by pattern recognition of magnetic resonance imaging and spectroscopic data,” in *Outcome Prediction in Cancer*, A. F. Taktak and A. C. Fisher, Eds. Amsterdam: Elsevier, 2007, pp. 285 – 318. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444528551500131>
- [55] D. Yu, Y. Wu, Y. Liang, Z. Xia, M. Zhang, and F. Yang, “Sol-gel synthesis, growth mechanism and luminescence properties of uniform ce. tb. mgalo phosphor,” *Powder technology*, 2013.
- [56] A. M. Srivastava, H. A. Comanzo, and T. F. McNulty, “White light emitting phosphor blends for led devices,” Sep. 16 2003, uS Patent 6,621,211.
- [57] S. Díaz, J. E. Soto, F. Inostroza, S. E. Godoy, and M. Figueroa, “An embedded system for image segmentation and multimodal registration in noninvasive skin cancer screening,” in *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2017, pp. 636–639.
- [58] R. C. Gonzales and R. E. Woods, *Digital image processing*, second edition ed. Prentice Hall, 2001.

