



SISTEMA INTELIGENTE DE VIDEO VIGILANCIA PARA LA DETECCIÓN DE CAÍDAS Y MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES (FC)

DARIO FERNANDO QUINTERO BENAVIDES

ESTEFANI RUIZ OMEN

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Electrónica y Biomédica

Programa de Ingeniería Biomédica

Popayán, Colombia

2020

SISTEMA INTELIGENTE DE VIDEO VIGILANCIA PARA LA DETECCIÓN DE CAÍDAS Y MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES (FC)

DARIO FERNANDO QUINTERO BENAVIDES

ESTEFANI RUIZ OMEN

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Biomédico

Director:

PhD, César Quinayás

Línea de Investigación:

Sistemas Asistenciales

Grupo de Investigación:

Bioingeniería

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Popayán, Colombia

2020

Dedicatoria

Queremos agradecerle a Dios por darnos fortaleza, paciencia y esperanza cuando lo hemos pedido, por guiarnos cuando la hemos necesitado y bendecirnos en todo momento.

Agradecimientos

En primer lugar, queremos agradecerles a nuestros padres por brindarnos siempre su apoyo incondicional durante todo este proceso, por inculcarnos valores que hoy en día nos hacen mejores personas y por estar con nosotros en todo momento, gracias. A nuestras familias que con sus consejos y palabras de aliento nos han venido acompañando a lo largo de la carrera.

A nuestros amigos, por todos los buenos momentos que pasamos, por siempre brindarnos apoyo y compañía. A nuestro director de tesis César Quinayas, por compartirnos su conocimiento a lo largo del desarrollo de nuestro trabajo de grado.

También queremos agradecer a todos los docentes que se han visto involucrados en nuestra formación, por orientarnos y motivarnos a lo largo de la carrera con su experiencia y profesionalismo.

Resumen

Las caídas son la segunda causa de muerte en el mundo¹. Es por esto, los sistemas de detección de caídas, hoy en día son investigados ampliamente². No obstante, estos sistemas suelen dar como resultado, falsos positivos. De igual manera la monitorización de los signos vitales (FC) es de gran importancia debido a que conforman las principales señales de vida y son los primeros parámetros que se buscan cuando se presenta un accidente. Además de realizar una monitorización constante de los signos vitales (FC), permite detectar patologías de manera oportuna brindando una atención eficaz a los pacientes. En este trabajo se propone el desarrollo e implementación de un sistema de detección de caídas para personas además de la monitorización de signos vitales (FC). El sistema se basa en el uso de dos sensores. El sensor Kinect 2.0, que permite la monitorización del sistema de caídas de uno hasta seis pacientes y un sensor polar h7, que realiza la monitorización de los signos vitales (FC) de un solo paciente, además, cuenta con un sistema de alarma que se activa al detectar una caída o una alteración en los signos vitales (FC) enviando un e-mail con una imagen del paciente caído y del estado en el que se encuentra sus signos vitales (FC), esta imagen se envía de manera conjunta teniendo en cuenta las mediciones de los dos sensores ya que permite determinar de mejor manera el estado del paciente a la persona encargada de su cuidado. El análisis biomecánico de la caída, realizado con el programa IPi Mocap Studio, y el algoritmo de detección de caídas, desarrollado en el software de programación gráfico LabVIEW permitieron medir los valores de posición y velocidad de un punto específico en la esqueletización de la persona (spine base). Teniendo en cuenta este punto de referencia se simulan diferentes acciones; caminar, sentarse, agacharse y caer, esto se hace con el fin de realizar el cálculo de la aceleración del cuerpo en cada uno de estos movimientos por medio de una derivada. Esta característica permite definir las variables lingüísticas y conjuntos difusos para clasificar el tipo de movimiento. El sistema se valida con 3 personas, de diferentes edades y estaturas, en un ambiente controlado, logrando un porcentaje de aciertos del 95.8% y la activación del sistema de alarma, creando un asistente tecnológico de ayuda adecuada y confiable que garantiza la integridad del paciente. Para el análisis de los datos de signos vitales se

¹ Caídas. (2018b, enero 16). Recuperado de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>

² A. Abobakr, M. Hossny, and S. Nahavandi, "A Skeleton-Free Fall Detection System from Depth Images Using Random Decision Forest," *IEEE Syst. J.*, vol. 12, no. 3, pp. 2994–3005, Sep. 2018. DOI: 10.1109/JSYST.2017.2780260

desarrolla un algoritmo en labview estableciendo valores de umbrales determinados por profesionales de la salud.

Palabras clave: Detección de caídas, Kinect 2.0, iPi Mocap Studio, fuzzy logic, signos vitales, frecuencia cardiaca, sensor polar h7.

Abstract

Falls are the second leading cause of death in the world. For this reason, fall detection systems are widely investigated today. However, these systems often result in false positives. Similarly, the monitoring of vital signs (HR) is of great importance because they are the main signs of life and are the first parameters that are sought when an accident occurs. In addition to constantly monitoring vital signs (HR), it allows the detection of pathologies in a timely manner, providing effective care to patients. This work proposes the development and implementation of a fall detection system for people in addition to monitoring vital signs (FC). The system is based on the use of two sensors. The Kinect 2.0 sensor, which allows monitoring the fall system of one to six patients and a h7 polar sensor, which monitors vital signs (HR) of a single patient, in addition, has an alarm system that is activated by detecting a fall or alteration in vital signs (HR) by sending an e-mail with an image of the fallen patient and the state of his vital signs (HR), this image is sent together taking into account It counts the measurements of the two sensors since it allows to better determine the condition of the patient to the person in charge of their care. The biomechanical analysis of the fall, carried out with the iPi Mocap Studio program, and the fall detection algorithm, developed in the LabVIEW graphical programming software, allowed to measure the position and speed values of a specific point in the skeletonization of the person (spine base). Taking this reference point into account, different actions are simulated; walking, sitting, bending and falling, this is done in order to calculate the acceleration of the body in each of these movements by means of a derivative. This feature allows defining linguistic variables and fuzzy sets to classify the type of movement. The system is validated with 15 people, of different ages and heights, in a controlled environment, achieving a hit rate of 95.8% and the activation of the alarm system, creating a technological assistant for adequate and reliable help that guarantees the integrity of the patient. For the analysis of the vital signs data, an algorithm is developed in labview, establishing threshold values determined by health professionals.

Keywords: Fall detection, Kinect 2.0, iPi Mocap Studio, fuzzy logic, vital signs, heart rate, h7 polar sensor.

Contenido

	Pág.
Resumen	5
Abstract	7
Lista de figuras	10
Lista de tablas	12
Lista de abreviaturas	13
Introducción	14
1. Capítulo 1	16
1.1 Definición del problema	16
1.2 Justificación	18
1.3 Objetivos.....	19
1.3.1 Objetivo general	19
1.3.2 Objetivos específicos.....	19
2. Capítulo 2	20
2.1 Estado del arte.....	20
2.1.1 Detectores de caída	20
2.1.2 Monitorización de signos vitales	28
3. Capítulo 3	32
3.1 Marco teórico	32
3.1.1 Las caídas.....	32
3.1.2 Clasificación de las caídas	32
3.1.3 Causalidades de las caídas	33
3.1.4 Consecuencias de las caídas	33
3.1.5 Grupos de riesgo	34
3.1.6 Análisis de marcha	35
3.1.7 Equilibrio	36
3.1.8 Detección de caídas	36
3.1.9 Microsoft Kinect SDK	36
3.1.10 Lógica Difusa.....	37
3.1.11 Teoría de los conjuntos difusos	37
3.1.12 Reglas difusas.....	37
3.1.13 INFERENCIA TAKAGI-SUGENO	38
3.1.14 Signos vitales.....	38
3.1.15 Monitorización de frecuencia cardiaca	38
3.1.16 Alteración de la frecuencia cardiaca	39
3.1.17 Cambios de la frecuencia cardiaca con la edad.....	39
4. Capítulo 4	40
4.1 Materiales para el sistema inteligente de detección de caídas	40
4.1.1 Sensor Kinect 2.0	40

4.1.2 Software Ipi Recorder	41
4.1.3 LabView	42
4.1.4 Interfaz para Microsoft Kinect One de labview Makerhub	43
4.2 Metodología	43
4.2.1 Calibración de la cámara Kinect 2.0	43
4.2.2 Entorno de experimentación	45
4.2.3 Desarrollo del software para el sistema de detección de caídas	45
4.2.4 Pruebas experimentales	52
4.2.5 Resultados	53
4.2.6 Discusión del sistema de detección de caídas	57
4.3 Materiales utilizados en el sistema de monitorización de la frecuencia cardiaca	58
4.3.1 Sensor polar h7	58
4.3.2 Oxímetro De Pulso H100B Edan	58
4.3.3 Bluetooth	59
4.3.4 Plataforma de Arduino	60
4.3.5 Placa sp32	60
4.4 Metodología	61
4.4.1 Desarrollo del software para monitorización de la fc	61
4.4.2 Segunda parte del código de signos vitales (fc)	64
4.4.3 Validación del sistema de monitorización de la fc	66
4.4.4 Diseño de la interfaz	72
4.4.5 Discusión del sistema de monitorización de la fc	74
4.5 Justificación del por qué no se realizó el sistema de manera conjunta	75
5. Capítulo 5	76
5.1 Conclusiones	76
Bibliografía	77

Lista de figuras

	Pág.
Figura 2-1: Detector de caídas Passive Infrared Sensor (PIR).....	21
Figura 2-2: Detector de caídas Angel 4.	22
Figura 2-3: Detector de caídas Wiimote.....	23
Figura 2-4: Detector de caídas Vigi'Fall	24
Figura 2-5: Diagrama del sistema propuesto	25
Figura 2-6: Fall detection system using Kinect's infrared sensor	27
Figura 2-7: Monitor de signos vitales Liip Smart Monitor.....	28
Figura 2-8: Esquema solución tecnológica propuesta.....	29
Figura 2-9: Diseño Propuesto para el Sistema de monitorización de signos vitales en adulto mayor	30
Figura 4-1: Componentes principales Kinect 2.0.....	41
Figura 4-2: Símbolo del software ipi Recorder	42
Figura 4-3: Entorno de programación gráfico de LabView	42
Figura 4-4: Tablero de ajedrez y calibrate camera optics.....	44
Figura 4-5: Variación de la posición del tablero utilizando todo el campo de visión del sensor.	44
Figura 4-6: Configuración experimental del sistema.	45
Figura 4-7: Diagrama de flujo del sistema de detección de caídas propuesto.	47
Figura 4-8: Sistema de monitoreo y esqueletización para 6 personas con iluminación deficiente.....	48
Figura 4-9: Sistema de monitoreo y esqueletización para 6 personas con buena iluminación	48
Figura4-10: Velocidad vs tiempo para la simulación de movimientos.....	49
Figura 4-11: Funciones de membresía de la variable de entrada.....	50
Figura 4-12: Funciones de membresía de la variable de salida	50
Figura 4-13: Simulación de la acción de "caminar".....	51
Figura 4-14: Actividad de las pruebas experimentales. A) Acción caminar, B) acción agacharse, C) acción sentarse y D) acción caerse.	53
Figura 4-15: Alarma enviada al correo electrónico.....	56
Figura 4-16: Prueba de validación para detección de múltiples personas simulando caídas	56
Figura 4-17: Sensor polar H7.....	58
Figura 4-18: Oxímetro De Pulso H100B Edan.	59
Figura 4-19: Bluetooth	59
Figura 4-20: Logo de la interfaz programación arduino.....	60
Figura 4-21: Placa SP32.....	60
Figura 4-22: Ubicación del sensor polar h7.....	61
Figura 4-23: Diagrama de flujo del sistema de monitorización de signos vitales.	65

Figura 4-24: Paciente en reposo.....	67
Figura 4-25: Paciente realizando actividad física (caminar, correr)	67
Figura 4-26: Sistema de simulación para bradicardia.....	68
Figura 4-27: Estado de reposo y monitorización de los datos obtenidos	69
Figura 4-28: actividad física (caminar, correr) y monitorización de los datos obtenidos...	69
Figura 4-29: Alarma enviada al detectar una taquicardia.	71
Figura 4-30: Alarma enviada al detectar una bradicardia.	71
Figura 4-31: Interfaz gráfica para el sistema de detección de caídas.....	73
Figura 4-32: Interfaz gráfica para el sistema de detección de monitorización de signos vitales.....	73
Figura 4-33: Panel de control para la configuración de datos.....	74

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 3-1: Tipos de caídas al presentarse una pérdida del equilibrio.....	36
Tabla 4-2: Características Kinect 2.0	41
Tabla 4-3: Rangos de velocidad para cada movimiento.....	49
Tabla 4-4: Conjunto de reglas definido para el sistema difuso	51
Tabla 4-5: Actividades desarrolladas por el paciente, desarrollo de pruebas del sistema.	52
Tabla 4-6: Matriz de confusión persona 1.....	54
Tabla 4-7: Matriz de confusión persona 2.....	54
Tabla 4-8: Matriz de confusión persona 3.....	55
Tabla 4-9. Valores obtenidos de las mediciones de los dos sensores.	62
Tabla 4-10. Actividades realizadas para verificar la precisión de los datos obtenidos.	64
Tabla 4-11: Rangos de valores para cada patología.....	66
Tabla 4-12. Pruebas experimentales	66
Tabla 4-13: Resultados obtenidos de las actividades de validación del sistema	70
Tabla 4-14: Resultados obtenidos de las pruebas de validación del sistema de la alarma.	70

Lista de abreviaturas

Abreviatura	Término
FC	Frecuencia cardiaca
API	Conjunto de rutinas que provee acceso a funciones de labview
CIE	Clasificación internacional de enfermedades
ECV	Enfermedades cardiovasculares
AVAD	Años de vida ajustados por discapacidad
SDK	Kit de desarrollo de software
RGB	Modelo de Color (del inglés: Red, Green y Blue)
HD	La alta definición (AD), más conocida como HD (siglas del inglés High Definition)
KHz	Medida de frecuencia que es igual a 1000 hertz.
KINECT	Es una cámara con un sensor de profundidad que es usada para percepción en 3D de los movimientos humanos de manera eficiente utilizando la tecnología de una cámara RGB y la cámara de infrarrojos para diferenciar la profundidad
OMS	Organización mundial de la salud
SV	Signos vitales
USB	Sigla del inglés universal serial bus, periférico que permite conectar diferentes periféricos a una computadora.
3D	se define como un sistema o efecto utilizado en una película o un objeto para proporcionar tres dimensiones - anchura, longitud y profundidad.

Introducción

Las caídas en adultos se definen como hechos que llevan a la persona a perder el equilibrio y, consecuentemente, a terminar con el cuerpo sobre una superficie que lo detenga, generalmente el suelo. Las caídas se catalogan como la segunda causa de muerte a nivel mundial. Para el año 2018, se presentaron, en todo el mundo, 37.3 millones de caídas que requirieron atención médica, de estas murieron 646.000 personas³. La mayor morbilidad correspondió a adultos mayores de 65 años, jóvenes entre 15 y 29 años y a menores de 15 años. Es por esto que la detección automática y remota de caídas tiene gran importancia, pues podría ayudar a intervenir a la persona a tiempo, minimizando las consecuencias de su caída. Los dispositivos que realizan estas tareas están basados en acelerómetros^{4, 5} y video cámaras. La detección de caídas basada en tecnología de visión computacional es una buena alternativa de monitoreo, pues las cámaras son sensibles y versátiles. Las características detectables por algoritmos usando sistemas de captura más comunes incluyen formas, posturas y patrones de movimiento⁶. A pesar de que existen varios estudios en los que se utilizan cámaras, los resultados muestran que pueden existir falsos positivos, pues estas características requieren ser bien definidas para minimizar falsos resultados en el desempeño del sistema. Algunos algoritmos detectan actividades basadas en movimiento (caída libre, golpes, movimiento nulo) utilizando acelerómetros^{7, 8}. Por otra parte, las Enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en el

³ “ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Caídas. [en línea]. Centro de prensa. 16 de enero de 2018. Notas descriptivas.” 2019. [Online]. Available: <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>. [Accessed: 27-May-2019]

⁴ P. Van Thanh et al., “Development of a Real-Time, Simple and High-Accuracy Fall Detection System for Elderly Using 3-DOF Accelerometers,” *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 44, no. 4, pp. 3329–3342, Apr. 2019. DOI: 10.1007/s13369-018-3496-4

⁵ L. P. Malasinghe, N. Ramzan, and K. Dahal, “Remote patient monitoring: a comprehensive study,” *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, vol. 10, no. 1, pp. 57–76, Jan. 2019. DOI: 10.1007/s12652-017-0598-x

⁶ D. N. Olivieri, I. Gómez Conde, and X. A. Vila Sobrino, “Eigenspace-based fall detection and activity recognition from motion templates and machine learning,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 5, pp. 5935–5945, Apr. 2012. DOI: 10.1016/j.eswa.2011.11.109

⁷ A. K. Bourke, P. W. J. van de Ven, A. E. Chaya, G. M. O’Laighin, and J. Nelson, “Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly,” in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008*, pp. 2844–2847. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649795

⁸ A. K. Bourke, J. V. O’Brien, and G. M. Lyons, “Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm,” *Gait Posture*, vol. 26, no. 2, pp. 194–199, Jul. 2007. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.012

mundo cada año mueren más personas por ECV que por cualquier otra causa. Se calcula que en el 2015 murieron 17.7 millones de personas, lo cual registra un 31% de todas las muertes registradas en el mundo. De estas, 6.7 millones se debieron a una alteración en los signos vitales⁹. Las personas con problemas o con alto riesgo cardiovascular debido a la presencia de uno o más factores de riesgo como la hipertensión arterial, la diabetes, o alguna ECV ya confirmada requieren de una monitorización constante para su prevención y detección oportuna sobre todo en los adultos mayores brindando un adecuado tratamiento por medio de servicios de orientación o la administración de fármacos según corresponda. Con este trabajo se propone el desarrollo e implementación de un sistema de detección de caídas utilizando un sensor Kinect 2.0, dado que este permite la monitorización de hasta seis pacientes al mismo tiempo a diferencia de los demás sensores utilizados en proyectos similares. Para el análisis de los datos se utiliza un control Fuzzy Logic de tipo Takagi Sugeno para establecer los conjuntos difusos a través de la velocidad medida de la persona captada ya que este modelo nos ofrece una mayor precisión y un costo computacional bastante bajo al realizar el análisis de los datos en la detección de caídas. Y un sistema de monitorización de frecuencia cardíaca para el cual se establece una comunicación por medio de bluetooth, está utiliza para el envío de datos un sensor polar h7 que tiene una efectividad del 99.8% y para la recepción de datos una placa SP32. Además de generar una alarma que es enviada al correo electrónico del personal encargado del cuidado del paciente que informe sobre su estado cuando se detecta una caída o una alteración en la frecuencia cardíaca.

⁹ Paola A Quiceno Bedoya, Patricia Solarte v, "CALIDAD DE VIDA EN PACIENTES DEL PROGRAMA DE REHABILITACIÓN CARDIACA". Fundación universitaria del área andina seccional pereira facultad ciencias de la salud CALI, VALLE, 2016

1. Capítulo 1.

1.1 Definición del problema

Las caídas son un gran problema a nivel mundial. Se calculan 646.000 caídas mortales anualmente, lo que las convierte en la segunda causa de muerte por lesiones no intencionales. Más del 80% de las muertes a causa de las caídas se registran en países de bajos y medianos ingresos, y un 60% de estas muertes se producen en las regiones del pacífico occidental y Asia sudoriental. Las mayores tasas de mortalidad por esta causa corresponden en todas las regiones del mundo a los adultos mayores de 60 años. Cada año se ocasionan 37.7 millones de caídas que, aunque no sean mortales requieren de atención médica. La mayor morbilidad corresponde a mayores de 65 años, a jóvenes de 15 a 29 años y a menores de 15 años¹⁰. En Colombia hay una población total de 49.848.963 para el 2018, de esta población el 8% son adultos mayores; En el departamento del Cauca el 10.8% de su población son adultos mayores de 60 años¹¹. Es por esto que la detección automática y remota de caídas, hoy es un asunto de investigación que ha ido ganando gran relevancia, De igual manera es de vital importancia realizar la monitorización constante de la frecuencia cardiaca en este tipo de población ya que estas alteraciones se catalogan como la principal causa de muerte en el mundo (17,7 millones de muertes). Por lo planteado anteriormente se puede evidenciar la necesidad de desarrollar e implementar un sistema eficaz de detección de caídas y alteración de la FC que tenga como objetivo, disminuir el tiempo de atención cuando se presente alguna de estas alteraciones reduciendo la gravedad de las lesiones que estas producen.

Los dispositivos que realizan la detección de caídas están basados en acelerómetros, y video cámaras ¹². La detección de caídas basada en tecnología de visión computacional es una buena alternativa de monitoreo, pues las cámaras son sensibles y versátiles. Las características detectables por algoritmos usando sistemas de captura más comunes

¹⁰ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Op. cit.

¹¹ DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICA – DANE. Reloj de población. [en línea]. Población proyectada a la fecha. 10 de julio de 2018. Notas descriptivas, c. [citado el 10 de julio de 2018]. Disponible en internet: <http://www.dane.gov.co/reloj/>.

¹² P. Van Thanh et al., "Development of a Real-Time, Simple and High-Accuracy Fall Detection System for Elderly Using 3-DOF Accelerometers," Arab. J. Sci. Eng., vol. 44, no. 4, pp. 3329–3342, Apr. 2019. DOI: 10.1007/s13369-018-3496-4

incluyen formas, posturas y patrones de movimiento. A pesar de que existen varios estudios en los que se utilizan cámaras, los resultados muestran que pueden existir falsos positivos, pues estas características requieren ser bien definidas para minimizar falsos resultados en el desempeño del sistema. Algunos algoritmos detectan actividades basadas en movimiento (caída libre, golpes, movimiento nulo) utilizando acelerómetros.

Anteriormente se ha desarrollado un trabajo de grado sobre un sistema de detección de caídas en adulto mayor utilizando video vigilancia el cual obtuvo un porcentaje de acierto del 93%, el sistema se centra en la detección de caídas a partir de la obtención de datos de velocidad y aceleración proponiendo valores de umbrales para la detección, provocando que el sistema requiera de una calibración constante para la detección correcta de caídas, una vez detectada la caída se activa una alarma que va a alertar a la persona al cuidado del paciente. Es aquí donde este trabajo propone el desarrollo e implementación de un detector de caídas utilizando un sensor Kinect 2.0 y un sistema inteligente de lógica difusa (takagi sugeno) para definir los conjuntos difusos a través de la aceleración y la posición medida de la persona captada logrando tener un sistema más estable, ya que cuenta con un sistema inteligente que será entrenado con un conjunto de datos tomados de la simulación de diferentes movimientos (caminar, sentarse, agacharse, caer) y analiza constantemente los datos de entrada aumentando su precisión. Además, cuenta con un sistema de monitorización de la FC en tiempo real, esto se hace a través del sensor polar h7, este tipo de sensores son bastante precisos en sus mediciones (99.8%) ya que los datos han sido validados directamente por su fabricante brindando datos reales para el análisis y configuración del sistema de detección de caídas y monitorización de FC. Generando una alarma por medio de un e-mail que informa sobre el estado del paciente a la persona encargada de su cuidado.

La pregunta de investigación que dio lugar a este proyecto fue:

¿Cómo desarrollar e implementar un sistema inteligente de video vigilancia para la detección de caídas y monitorización de signos vitales que permita reducir el tiempo de atención al paciente después de sufrir una caída o una alteración en sus signos vitales (FC)?

1.2 Justificación

En el campo de la salud se buscan oportunidades que logren mejorar la calidad de vida de los pacientes y a su vez poder prevenir complicaciones en su diario vivir, es por esto que las estrategias de detección de caídas y alteración de la FC deben ser integrales; dando prioridad a la investigación y exploración de los factores de riesgo al utilizar estrategias preventivas que apoyen el desarrollo de entornos más seguros y reduzcan los factores de riesgo.

En Colombia, el ministerio de la protección social¹³, a través de la resolución 1446 del 2006 define la obligatoriedad de vigilancia y el reporte de estos eventos adversos, pero en muchas ocasiones estas caídas no son reportadas y se quedan en el anonimato. Por otra parte, la monitorización de la frecuencia cardiaca es de gran importancia ya que constituyen las principales señales de vida, permitiendo una detección temprana de sucesos adversos que pueden poner en riesgo la vida del paciente. Lo que se busca con este trabajo es la detección oportuna de las caídas y alteración en la FC disminuyendo el alto índice de mortalidad, como también minimizar los costos y el tiempo de atención al usuario. La respuesta a este problema es desarrollar e implementar un sistema inteligente de video vigilancia para la detección de caídas y monitorización de la frecuencia cardiaca que tenga como objetivo, atender oportunamente al paciente en caso de presentarse alguno de estos eventos reduciendo la gravedad de las lesiones que estas producen, y de esta manera prevenir el mayor número de complicaciones. Este sistema va dirigido a todo tipo de población que requieran de un cuidado especial o que padezca de alguna enfermedad que requiera cuidados permanentes.

¹³ MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL. Resolución número 1446 de 8 mayo de 2006. [en línea]. Ministerio de salud, 2006. Monitoria del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención en Salud. [citado el 28 de julio de 2018]. Disponible en internet: https://www.minsalud.gov.co/normatividad_nuevo/resolución_1446_de_2006_-_anexo_técnico.pdf.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Diseñar e implementar un sistema de video vigilancia para la detección de caídas y monitorización de signos vitales.

1.3.2 Objetivos específicos

- Adecuar un ambiente controlado donde estará ubicado el sistema de detección de caídas.
- Implementación de un sistema de fusificación y algoritmo para la monitorización de signos vitales (FC) y la detección de caídas en el ambiente controlado.
- Validar el sistema de detección de caídas y monitoreo de signos vitales (FC).
- Validar la activación de la alarma al momento de detectar una caída o una alteración en los signos vitales (FC).

2. Capítulo 2

2.1 Estado del arte

En esta sesión se aborda los temas relacionados con la detección de caídas y monitorización de los signos vitales (FC).

2.1.1 Detectores de caída

Los detectores de caídas son dispositivos de uso personal que envían una señal de alerta a una persona específica en caso que detecte una anomalía, estos sistemas permiten la monitorización y el cuidado de pacientes desde lugares lejanos¹⁴. Para el seguimiento del paciente existen varios tipos de sensores: Sensores de movimiento, temperatura, Acelerómetros, Giroscopios, Cámara RGB, KINECT, Rayos infra rojos. y los diferentes métodos de alarma (visuales, sonoras, llamadas, mensajes de texto). Teniendo en cuenta lo anterior, se presenta una revisión bibliográfica del desarrollo de sistemas y dispositivos de detección de caídas. Los sistemas y dispositivos que se muestran se dividen dependiendo del tipo de sensor con el cual se hace la detección de las caídas.

- **Sistemas basados en infrarrojo**

Para el desarrollo de estos sistemas de detección de caídas se utilizan sensores de infrarrojo los cuales recogen los datos de la actividad electromagnética de los pacientes para conseguir reconocer una imagen del mismo y según diferentes algoritmos detectar si el paciente ha sufrido una caída.

Passive Infrared Sensor (PIR)

Passive infrared sensor detecta caídas a partir de sensores infrarrojos pasivos¹⁵. El sistema utiliza un umbral de detección específico por encima del suelo haciendo un barrido de la

¹⁴ OMS, O. Y. (julio, 2007). Clasificación estadística internacional de Enfermedades y Problemas Relacionados. Washington: ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)

¹⁵ Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González Vega et al. 2016)

habitación detectando figuras y movimiento. El PIR detecta movimiento en cualquier momento del día, si una persona se cae se activa una alarma.

Figura 2-1: Detector de caídas Passive Infrared Sensor (PIR).



Fuente: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González Vega et al. 2016)}

- **Sistemas basados en acelerómetros**

Estos sistemas utilizan acelerómetros para medir la aceleración¹⁶, que es la tasa de cambio de la velocidad de un objeto. Son útiles para detectar las vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación.

Angel4

Este sistema de detección de caídas utiliza un acelerómetro triaxial LIS2DH y un algoritmo específico que asegura una tasa de acierto del 95% ¹⁷.

¹⁶ABC del acelerómetro. (2019). Recuperado de https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=2

¹⁷ Angel4, el detector de caídas - Desarrollado por. (2018, febrero 15). Recuperado de <https://accent-systems.com/es/project/sense4care/>

Figura 2-2: Detector de caídas Angel 4.



Fuente: Angel 4, el detector de caídas - Desarrollado por. (2018, febrero 15).

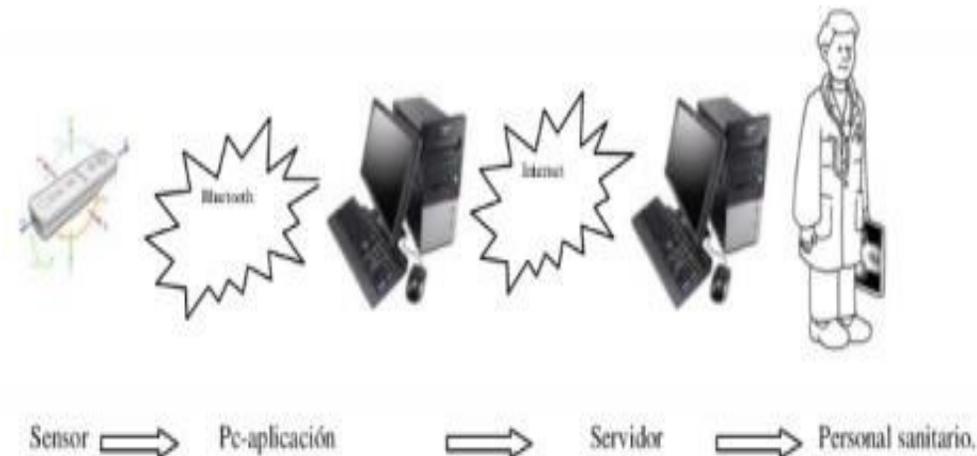
Es colocado en el cinturón mediante un clip de sujeción, el cual realiza la detección y activación de la alarma de manera automática. Además, cuenta con una aplicación móvil que, en caso de presentarse una alerta, el dispositivo notifica a la aplicación y esta procede a enviar un mensaje a los contactos del paciente.

Wiimote

El sistema de detección de caídas Wiimote, utiliza el control de la consola Wii para detectar caídas. Con el uso de un acelerómetro triaxial ADXL330 detecta las caídas realizando la monitorización de las actividades que se realizan normalmente, detectando valores inusuales de una posible caída¹⁸. También cuenta con una aplicación que realiza la recepción de datos mediante bluetooth realizando el análisis de estos, en caso de detectar una caída realiza la activación de la alarma.

¹⁸Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González vega et al. 2016).

Figura 2-3: Detector de caídas Wiimote



Fuente: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González Vega et al.2016)

El algoritmo utilizado en el sistema describe que la detección de una caída se realiza mediante umbrales (máximos y mínimos), de manera que se si los valores de entrada sobrepasan estos valores el sistema detecta una caída realizando la activación de alarma.

Detector de caídas Vigi Fall

Es un parche que proporciona soporte asistencial al momento de una caída de manera rápida y sencilla. Incorpora un sensor de movimiento que trabaja en conjunto con el parche, evitando errores en la detección de las caídas, y en caso de que se ocasione una caída el programa llama a los servicios de emergencia de forma inalámbrica¹⁹.

¹⁹ KOMARIĆ, Božidar. El dispositivo Fall Watch Vigi'Fall. [en línea]. croacia :17 junio del 2013. Disponible en internet: <http://www.racunalo.com/fallwatch-vigifall-uredaj-uz-pomoc-tehnologije-i-eu-olaksava-zivot-starijih-ljudi/>

Figura 2-4: Detector de caídas Vigi'Fall.



Fuente: KOMARIĆ, Božidar. El dispositivo Fall Watch Vigi'Fall. 17 junio del 2013.

- **Sistemas basados en cámaras.**

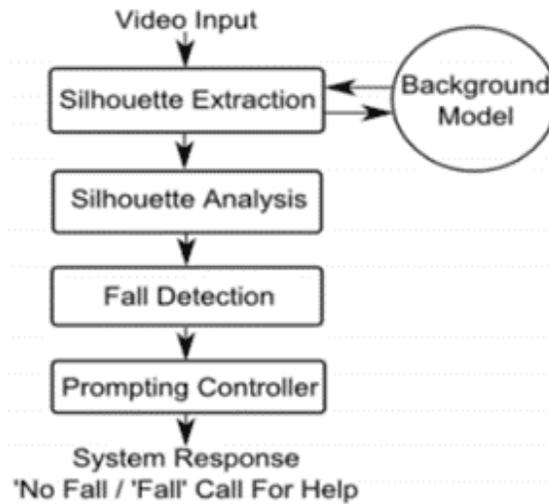
Para el desarrollo de estos sistemas se utilizan cámaras en la recopilación de la información necesaria para la detección de la caída y tratan el problema de diversas maneras.

Sistema inteligente de detección de caídas basado en visión de la universidad de Toronto

El sistema inteligente utiliza un modelado visual del entorno, este separa la silueta de la persona de cualquier otra región. Al estudiar las regiones se obtienen datos de velocidad, área y momento. Además utiliza algoritmo de aprendizaje automático que clasifica los datos para detectar si la persona ha sufrido una caída²⁰. También cuenta con una cámara de resolución 320x240 para la captura de las imágenes. los fotogramas se ejecutan instantáneamente y ninguno queda almacenado.

²⁰ Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González vega et al. 2016)

Figura 2-5: Diagrama del sistema propuesto.



Fuente: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González vega et al. 2016).

Proyecto: Sistema inteligente de video vigilancia para la detección de caídas y anestesia para ancianos y pacientes hospitalizados

En este proyecto se presenta un método de detección de caídas con cámaras de video vigilancia con la implementación de un algoritmo desarrollado en Matlab, con el fin de reducir errores presentes en la detección de caídas que son frecuentes en los dispositivos desarrollados con acelerómetros y sensores de movimiento ²¹.

El proyecto se basa en cómo detectar los acontecimientos de la caída en un entorno cerrado con una alta precisión y velocidad. El algoritmo de detección desarrollado en Matlab está dividido en 3 partes que son la detección de las personas en movimientos, detección de caída y emisión de alarmas. En este se propone un enfoque basado en la visión automatizada que detecta objetos en movimiento en un área determinada usando modelos Gaussianos la mezcla y filtrado, luego el sistema extrae algunas de las características de la imagen de los objetos en movimiento, procesos de cambio en los fotogramas clave consecutivos y activa una alarma cuando se produce un incidente serio para evitar posibles lesiones en el futuro. Todo el procesamiento se realiza en tiempo real en donde se detecta de forma

²¹RAJABI, H. y. (marzo 11 del 2015). An Intelligent Video Surveillance System for Fall and Anesthesia Detection for Elderly and patients. IEEE.

sincrónica la caída y la anestesia o desmayo utilizando el análisis de la postura con la nueva fusión de características.

Proyecto: Sistema de detección de caídas basado en cámaras domésticas para personas mayores (Fallert).

El sistema de detección de caídas propuesto en este proyecto está orientado a la detección de caídas en adulto mayor y se basa en un dispositivo de bajo costo que comprende una microcomputadora raspberry pi incrustada a una cámara. Este dispositivo se puede instalar en paredes o techos para supervisar una intervención humana, una ventaja que presenta este dispositivo es que los pacientes no están obligados a llevarlos puestos, está destinado para personas que vivan solas en su hogar brindándoles seguridad debido que es capaz de supervisar 24h.

El sistema está basado en algoritmos de visión artificial que monitorean la presencia de personas en una habitación y detectar si una persona se ha caído. Cuando se detecta una caída, un mensaje de alarma se envía al cuidador junto con una fotografía. Si la persona se recupera, se envía otro mensaje para desertar de la ayuda. El hardware de "Fallert" fue desarrollado para ser ejecutado en un ordenador incrustado bajo costo entonces se eligió raspberry pi2 debido a sus características técnicas, la adopción generalizada de sonido y bajo precio²². Además, se utilizó el módulo de cámara diseñada para Raspberry Pi, que utiliza el puerto CSI (interfaz de la cámara en serie). El software o algoritmo fue implementado en los lenguajes C++ usando librerías Open CV, para la detección realiza una extracción de los datos del sujeto en una escena para reconocer su estado actual (adquisición de la imagen); luego se realiza una segmentación en primer plano; un filtro de Kalman se usa para reducir los datos de ruido y absorber los cambios periódicos repetitivas comunes a diversas acciones humanas; se realiza una clasificación de los diferentes estados del pacientes y luego se emite la alerta en forma de mensaje .

²² BRUNETE, Alberto, et al. Home Camera-Based Fall Detection System for the Elderly. [en línea]. En: MDPI. 2017. P. 1-20. Disponible en internet: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2864>.ISSN: 1424-8220.

- **Sistema basado en sensores kinect**

Los sistemas desarrollados con el sensor Kinect de Microsoft, permiten realizar la captura imagen y sonido, además emite rayos infrarrojos por medio de estos se puede reconocer a los pacientes de forma confiable para la toma de datos y la detección de caídas.

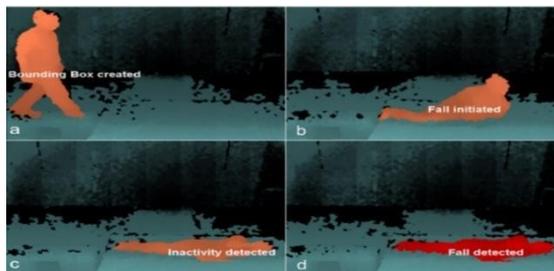
Fall detection system using Kinect's infrared sensor

Para este sistema se diseñó una forma de extraer la figura del usuario. A Partir de esta se realiza el cálculo de los datos para la detección de una caída con la utilización de una “caja de unión 3D”(Bounding box), la cual reconoce al usuario, según las contracciones y expansiones de la caja se calcula la velocidad y posición²³.

En desarrollo de este sistema se tienen tres pasos:

1. el sistema reconoce al paciente y detecta un cambio brusco en la velocidad y la posición del paciente.
2. El sistema continúa con el registro de datos des de la Bounding box para comprobar si el paciente ha sufrido una caída.
3. Cuando detecta una alarma el sistema realiza la activación de la alarma.

Figura 2-6: Fall detection system using Kinect's infrared sensor.



Fuente: Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González Vega et al.2016).

²³ Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros (González Vega et al. 2016)

2.1.2 Monitorización de signos vitales

Permite monitorizar la frecuencia cardíaca del paciente y garantizar una temprana detección de sucesos adversos o recuperación retardada en caso de una alteración. La importancia de la monitorización de la frecuencia cardíaca radica en que constituyen las principales señales de la vida ya que es uno de los primeros parámetros que se buscan en personas que han sufrido un accidente, traumatismo o un evento violento para poder determinar si están con vida y tener una apreciación de cuál puede ser su estado de salud²⁴.

Vita-Data

Es una pulsera que rastrea los signos vitales en tiempo real, el dispositivo consta de una pulsera y un dedal con sensores a fin de detectar la temperatura corporal, la frecuencia cardíaca y la oxigenación de la sangre con el fin de monitorear los signos vitales de una forma rápida y confiable. Las lecturas son comparadas con parámetros definidos y si presentan anomalías se envía una alerta al médico o a la persona a cargo del paciente ²⁵.

Liip Smart Monitor

La pulsera Liip Smart Monitor, diseñada por una 'start-up' valenciana, registra el pulso, la temperatura y saturación de oxígeno en sangre son los datos registrados con micro sensores de alta precisión en contacto con la pulsera hipo alergénica ²⁶.

Figura 2-7: Monitor de signos vitales Liip Smart Monitor.



Fuente: care, I. Liip Smart Monitor

²⁴Signos Vitales. (2018). Recuperado de <https://www.importancia.org/signos-vitales.php>

²⁵ clustersalud. (2019). [vita-data-la-pulsera-que-rastrea-lossignos-vitales-en-tiempo-real](#). americaeconomia

²⁶ care, I. (s.f.). Liip Smart Monitor

Sistema de alertas de signos vitales y de ubicación a través de dispositivos móviles

La metodología implementada para el desarrollo del aplicativo es la ICONIX esta permite desarrollar el sistema de alertas de signos vitales a través de dispositivos móviles²⁷. Para esto se implementa un monitor de ritmo cardíaco con tecnología inalámbrica Bluetooth. El dispositivo registra las señales de la FC y transfiere la información a una aplicación móvil cada cierto tiempo. Esta aplicación recibe información y tiene la capacidad de construir un web service, este tiene la funcionalidad de enviar los datos de la FC, cada cierto tiempo, por medio de la red celular a una base de datos alojada en un servidor remoto. En caso de que ocurra una alteración en la FC, el aplicativo envía un correo electrónico alertando la situación a las personas encargadas de monitorear al paciente incluyendo datos relevantes como FC, posición GPS y mapa de la ubicación del paciente.

Figura 2-8: Esquema solución tecnológica propuesta.



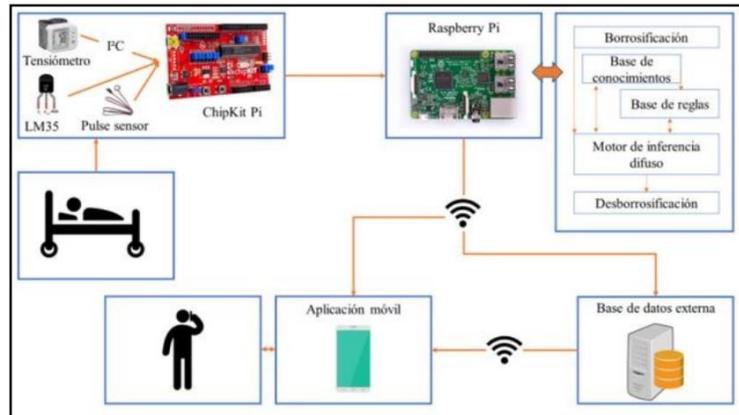
Fuente: JOUR, Marcela, Judy, Ospina, Moreno, Sánchez, Manuel, Castilla Nevis, Wanumen, Luis. sistema de alertas de signos vitales y de ubicación a través de dispositivos móviles, cicomer.

²⁷ JOUR, Marcela, Judy, Ospina, Moreno, Sánchez, Manuel, Castilla Nevis, Wanumen, Luis, 2014/07/09, SISTEMA DE ALERTAS DE SIGNOS VITALES Y DE UBICACIÓN A TRAVÉS DE DISPOSITIVOS MÓVILES, CICOMER

Proyecto: Diseño de un sistema experto para la detección de signos vitales en adultos mayores

El desarrollo de este proyecto se basa en sistemas expertos, esta técnica utiliza la inteligencia artificial la cual realiza la solución de problemas basado en el conocimiento humano²⁸. En este caso se propone un sistema experto de inferencia difusa además para la adquisición de datos utiliza PIC32 de 32 bits, BCM2835, GPU Video Core IV y Pulse Sensor (Frecuencia cardíaca). una vez recopilada y analizada la información el sistema mostrará e estado de los signos vitales del adulto mayor. Este contiene los antecedentes de cada paciente realizando así la activación de la alarma al detectar un valor anormal.

Figura 2-9: Diseño Propuesto para el Sistema de monitorización de signos vitales en adulto mayor.



Fuente: González, Marvin, Amelia M Brugiati, Carlos R Barría, and Cristian Pinzón. 2018. "Diseño de un sistema experto para la monitorización de signos vitales en adultos mayores" 16th LACCEI.

Proyecto: Sistema de monitorización remota de signos vitales por microondas

Para el desarrollo de este sistema se utiliza un radar de onda continua, este transmite y luego recibe ondas continuas específicas de modo sinusoidal. de esta manera cuando éste transmite y encuentra un objeto en movimiento, la frecuencia de la onda reflejada cambia respecto a la transmisión. por lo tanto, observando las diferencias entre la onda recibida y

²⁸González, Marvin, Amelia M Brugiati, Carlos R Barría, and Cristian Pinzón. 2018. "Diseño de Un Sistema Experto Para La monitorización de Signos Vitales En Adultos Mayores." 16th LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education, and Technology (1): 19–21. http://www.laccei.org/LACCEI2018-Lima/student_Papers/SP132.pdf.

transmitida, se puede obtener información como la posición y velocidad ²⁹. En el proceso se transmite una señal de radiofrecuencia sin modular hacia el paciente. Esta es modulada en fase por el movimiento fisiológico del pecho y reflejada hacia el receptor con lo que se captura una señal y se desmodula extrayendo los signos vitales.

²⁹ Galera, Alberto, and David Girbau Sala. 2009. "Sistema de Monitorización Remota de Signos Vitales Por Microondas."

3. Capítulo 3

3.1 Marco teórico

En el siguiente apartado se describe con detalle la información indispensable para el desarrollo de los objetivos de este trabajo, es necesario tener conocimientos previos acerca de las caídas y alteración en la frecuencia cardiaca, las consecuencias que estas conllevan, las formas para detectarlas y el mejor método de detección y monitorización para disminuir riesgos.

3.1.1 Las caídas

Las caídas son hechos involuntarios llevan a la persona a perder el equilibrio y caer con el cuerpo sobre una superficie que lo detenga. Las lesiones por caídas pueden ser mortales, aunque en algunos casos no lo son ³⁰. Las caídas no siempre son accidentales también se ocasionan por algún tipo de enfermedad ³¹.

3.1.2 Clasificación de las caídas

Caídas accidentales: Se produce por una causa ajena al paciente, por ejemplo, tropezar con un obstáculo.

Caída repetida: Son aquellas donde el evento ocurre repetidamente debido a factores predisponentes como, por ejemplo, enfermedades crónicas múltiples, la administración de fármacos o pérdidas sensoriales.

Caída prolongada: Se generan cuando el paciente está en el suelo por más de 20 minutos por la incapacidad de levantarse sin ayuda, este tipo de caídas se presentan con mayor frecuencia en pacientes de la tercera edad.

³⁰ organización mundial de la salud. (2018, enero 16). Caídas. Recuperado de <http://www.who.int/es/newsroom/fact-sheets/detail/falls>

³¹ ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD Oficina Regional de la ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. Caídas. Guía de diagnóstico y manejo. [en línea]. parte, 2. 2017. P. 4. [citado el 10 de julio del 2018]. Disponible en internet: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/gericuba/guia05.pdf>.

3.1.3 Causalidades de las caídas

Las causas más comunes de las caídas ocurren por diferentes factores entre ellos se encuentran los factores intrínsecos que son, en relación a la persona, y los factores extrínsecos que son, en relación al ambiente³².

Factores intrínsecos: Son factores relacionados con el propio sujeto que cae los cuales están determinados principalmente por la genética y fisiología de su cuerpo, por ejemplo, edades avanzadas, enfermedades agudas o crónicas, problemas visuales, síndromes geriátricos, discapacidades, etc.

Factores extrínsecos: Son factores relacionados con la actividad que el paciente realiza en el momento o el ambiente en el cual se encuentra, por ejemplo, ausencia de barras de seguridad, falta de rampas, iluminación deficiente, falta de barandales, obstáculos en su camino, pisos mojados, etc.

Factores extrínsecos por tratamiento: Estos son factores ajenos al paciente los cuales ocurren por el suministro de medicamentos, adaptaciones de prótesis, etc.

3.1.4 Consecuencias de las caídas

Cuando una persona sufre algún tipo de caída se corren ciertos riesgos que pueden ir desde un pequeño golpe que genera hematomas en alguna zona del cuerpo hasta consecuencias mayores que puede llevar a la muerte.

Consecuencias inmediatas: Las caídas producen lesiones que pueden ser leves. aun así, las lesiones que se presentan en las zonas blandas generando repercusiones funcionales importantes. Pueden ocurrir lesiones menores en partes blandas y fracturas que son más frecuentes en la cadera, el fémur, el húmero, las muñecas y las costillas; también se debe considerar la posibilidad de un hematoma subdural, después de un deterioro cognitivo no explicable.

³² MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL, et al. Op. cit.

Consecuencias tardías

Inmovilidad: La limitación funcional puede llevar al paciente a presentar una inmovilidad con todas sus complicaciones aumentando el riesgo de presentar trombo embolismo pulmonar o trombosis.

Síndrome post caído: Son aquellas consecuencias, a corto y largo plazo, no derivadas directamente de las lesiones físicas producidas en el momento de la caída. Son generadas por la falta de confianza del paciente por miedo de volver a sufrir una caída, llevándolo al aislamiento y la depresión³³.

3.1.5 Grupos de riesgo

Las caídas conllevan un riesgo de lesión en todas las personas, su edad, sexo y estado de salud pueden influir en el tipo de lesión y su gravedad.

Edad: El grado de riesgo se debe a los trastornos físicos, sensoriales y cognitivos relacionados con el envejecimiento como también la falta de adaptación del entorno a necesidades de la población de la tercera edad.

Otro grupo de riesgo está formado por los niños, sus caídas se deben en gran medida al estado de desarrollo en el que se encuentra, su curiosidad y el aumento de su nivel de independencia llevándolos a adoptar conductas de más riesgo.

Sexo: Ambos sexos corren el riesgo de sufrir caídas en todos los grupos de edad. Sin embargo, en algunos países se ha identificado que los hombres tienen una mayor probabilidad de sufrir caídas mortales, mientras que las mujeres sufren más caídas no mortales. Las ancianas y los niños pequeños están más propensos a sufrir una caída de mayor gravedad en sus lesiones. Las tasas de mortalidad y los AVAD perdidos son mayores en los hombres. Entre las posibles explicaciones de este hecho se encuentran los mayores niveles de comportamientos de riesgo y la mayor peligrosidad de las actividades laborales.

³³ Balbás Liaño, Víctor Manuel, and Agustín Felipe Gómez Laso. 2010. "Proceso de Atención de Enfermería En Las Caídas Del Paciente Geriátrico." "Proceso de Atención de Enfermería en los Síndromes Geriátricos" Módulo II: 1–110.

3.1.6 Análisis de marcha

Es un estudio del movimiento del cuerpo humano. El proceso consiste en detectar y registrar los movimientos humanos mediante la medición de los patrones de movimiento de la función de caminar, así como la interpretación asociada de estos. La base del Análisis de la Marcha es la medición de la cinética y cinemática de las articulaciones. Los parámetros que se miden son las fases y subfases de la marcha, la velocidad de la marcha, la presión de los pies, la movilidad articular, los patrones generales del movimiento articular y el análisis de videos de la marcha ³⁴.

Métodos para el estudio de la marcha

Las estrategias utilizadas para el estudio de la marcha se dividen en dos grupos los dinámicos y cinemáticos ³⁵.

Métodos dinámicos: Se basan en la medición de fuerzas y torques que los pies estas se miden en unas plataformas con forma de tapete, estos miden el ángulo y la fuerza ejercida por el pie en las celdas. Otro sistema dinámico muy utilizado es en el que se ubican elastómeros alrededor de las articulaciones y se miden elongaciones y fuerzas en las articulaciones al mover las extremidades en alguna rutina de marcha. en ambos casos los dispositivos eventualmente tienen la capacidad de digitalizar los valores para luego ser procesados mediante aplicaciones específicas.

Métodos cinemáticos: Establecen las posiciones de las articulaciones utilizando marcadores o sensores, los cuales se pueden definir en tres clases: Ópticos de radiofrecuencia y sonoros; los mecánicos. Estos métodos se basan en la identificación de articulaciones por medio del análisis de imágenes de profundidad con patrones fijos y dinámicos, ubican las posiciones de las articulaciones mediante marcadores o sensores. Estos se pueden agrupar en tres clases: Ópticos, de radiofrecuencia y sonoros; y los mecánicos. Estos métodos se basan en la identificación de las articulaciones mediante el análisis de la imagen de profundidad con patrones fijos y dinámicos.

³⁴Equipos Interferenciales de México S.A de C.V. (2017). Análisis de marcha. Recuperado de <https://interferenciales.com.mx/pages/analisis-de-marcha>

³⁵ Osorio Ochoa, Celina et al. 2011. "Análisis de La Marcha Mediante Plataforma Kinect." (NOVEMBER): 17–21. <https://www.researchgate.net/publication/235427731>.

3.1.7 Equilibrio

Es la capacidad que tiene una persona para mantener su propio cuerpo en una posición controlada y estable ³⁶. Realizando un estudio sobre la historia clínica y la exploración física es posible determinar las causas del desequilibrio e inestabilidad. Los individuos que sufren comúnmente estos trastornos del equilibrio son los ancianos los cuales presentan dificultades para mantener el equilibrio durante las actividades cotidianas y pueden presentar caídas y lesiones graves.

3.1.8 Detección de caídas

La detección de caídas en personas se realiza al momento en que se pierde el equilibrio total, en donde su cuerpo se aproxima al suelo con una velocidad máxima en cuestión de milisegundos (ms). A continuación, se describen los tipos de caídas que pueden llegar a probarse con la pérdida del equilibrio (Tabla 3-1).

Tabla 3-1: Tipos de caídas al presentarse una pérdida del equilibrio.

TIPO DE CAÍDA	DEFINICIÓN
GRAVE Y PROLONGADA	El paciente cae de forma brusca y no logra ponerse de pie por su propia cuenta, esto puede deberse a que ha sufrido algún tipo de lesión o a perdido la conciencia dependiendo de la edad el riesgo aumenta.
LEVE	El paciente cae de forma suave logrando volver a su posición inicial.

Fuente: Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Las caídas pueden producirse de varias formas (leve, prolongada o grave), cuando una de estas es detectada el sistema inmediatamente notifica con un e-mail a la persona que está al cuidado del paciente para que este sea atendido de manera inmediata reduciendo los riesgos que esto conlleve.

3.1.9 Microsoft Kinect SDK

Microsoft SDK contiene drivers para los sensores del Kinect, Apis e interfaces del dispositivo, documentación técnica y documentación de ayuda para la instalación y

³⁶ Rodríguez-Marroyo., J. G.-L. (2012). Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física. cap 5, Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. Barcelona: Paidotribo, Barcelona

configuración. En esta se incluyen las principales funciones: Skeletal Tracking; acceso a la cámara RGB y a los datos de profundidad que muestran la distancia del objeto al sensor Kinect por medio de la cámara y procesamiento de audio por medio del arreglo de micrófonos con cancelación de ruido ³⁷.

3.1.10 Lógica Difusa

Este tipo de lógica se aplica a conceptos que pueden tomar un valor cualquiera de veracidad dentro de un conjunto de valores que oscilan entre dos extremos, la verdad absoluta y la falsedad total ³⁸. Además, brinda un mecanismo de inferencia que permite simular procedimientos de razonamiento humano en sistemas basados en el conocimiento. De esta manera los sistemas de control basados en lógica difusa combinan variables de entrada definidas en términos de conjuntos difusos por medio de reglas que producen uno o varios valores de salida³⁹.

3.1.11 Teoría de los conjuntos difusos

Según Zadeh (1965) ⁴⁰, un conjunto difuso se define por “Una clase de objetos con continuos grados de pertenencia, tal conjunto es caracterizado por una función de pertenencia (característica) la cual asigna a cada objeto un grado de pertenencia que varía entre cero y uno”.

3.1.12 Reglas difusas

Una regla difusa es una sentencia condicional que tiene la estructura if-Then, siendo el conjunto de reglas de un sistema difuso lo que se conoce como base de reglas o base de conocimiento del sistema. La premisa de la regla (condición), se conoce como antecedente, mientras que la consecuencia se conoce como consecuente, a su vez, la consecuencia de una regla puede ser un conjunto difuso, un punto difuso o una función dependiente de las entradas. En los sistemas de reglas clásicos si el antecedente es cierto el consecuente

³⁷ Osorio Ochoa, Celina et al. 2011. “Análisis de La Marcha Mediante Plataforma Kinect.” (NOVEMBER): 17–21. <https://www.researchgate.net/publication/235427731>.

³⁸ R. Pérez, “Procesado y Optimización de Espectros Raman mediante Técnicas de Lógica Difusa: Aplicación a la identificación de Materiales Pictóricos,” 2015

³⁹ C. González M., “Lógica Difusa: Una introducción práctica.” 2011.

⁴⁰ Desarrollo de un Sistema Experto Basado en Lógica Fuzzy para la Dosificación de Sevoflorane (Cardioinfantil n.d.)

también lo sería, mientras que, en sistemas difusos, donde el antecedente es difuso, todas las reglas se ejecutan parcialmente y el consecuente es cierto en determinado grado.

3.1.13 INFERENCIA TAKAGI-SUGENO

En general un sistema de tipo sugeno, puede ser usado para modelar cualquier sistema de inferencia difusa, en el cual las funciones de pertenencia de salida sean lineales o constantes. El modelo takagi sugeno presenta beneficios al momento de ser utilizado las características más destacadas de este modelo son:

- Incrementa la precisión.
- Mayor eficiencia computacional.
- Facilidad para el análisis del sistema.
- Garantiza la continuidad de la superficie de salida.

3.1.14 Signos vitales

Los signos vitales muestran el estado de las funciones básicas del organismo. Se pueden presentar variaciones por diversos factores como, el sexo, la edad, masa corporal, etc. Los principales son frecuencia cardiaca, tensión arterial, temperatura, y pulsioximetría. En este caso se medirá la frecuencia cardiaca. esta es la onda pulsátil de la sangre que se origina con la contracción del ventrículo izquierdo del corazón y que resulta de la expansión y contracción regular del calibre de las arterias, se define como la cantidad de veces que late el corazón por unidad de tiempo ⁴¹.

3.1.15 Monitorización de frecuencia cardiaca

Permite detectar y procesar en forma continua los parámetros fisiológicos del paciente. En el ámbito de la monitorización de los sv existen dos tipos de métodos que son los considerados por contacto físico o sin él (tradicionales y remotos). En la monitorización tradicional se incluyen transmisores que permiten detectar la actividad eléctrica del corazón y de esta manera caracterizar los sv. Las presentaciones de estos datos suelen utilizar pantallas pequeñas o reloj de pulsera, por el contrario, en los métodos más avanzados ofrecen funciones extras como alarmas o detección de posición.

⁴¹ University of Rochester Medical Center Rochester, NY

3.1.16 Alteración de la frecuencia cardiaca

Una alteración en la frecuencia cardiaca se presenta por causas ambientales o físicas en el cuerpo humano, por lo tanto, si no es atendido a tiempo puede causar graves complicaciones. Teniendo en cuenta esto es importante definir datos relevantes en relación al sistema cardíaco.

3.1.17 Cambios de la frecuencia cardiaca con la edad

Una de las razones principales por las que la frecuencia cardiaca disminuye con la edad es que el envejecimiento deprime la actividad eléctrica espontánea del marcapasos natural del corazón al no poder ir tan rápido como las de los jóvenes ⁴².

⁴² La frecuencia cardiaca máxima disminuye con la edad porque se reduce la actividad eléctrica del nodo sinusal. (2013, octubre 15). Recuperado de <https://elmedicointeractivo.com/frecuencia-cardiaca-maxima-disminuye-edad-porque-reduce-actividad-electrica-nodo-sinusal-20131015151121045787/>

4. Capítulo 4

Es esta sesión se describen los materiales y metodología para el desarrollo del sistema inteligente de detección de caídas y monitorización de signos vitales.

4.1 Materiales para el sistema inteligente de detección de caídas

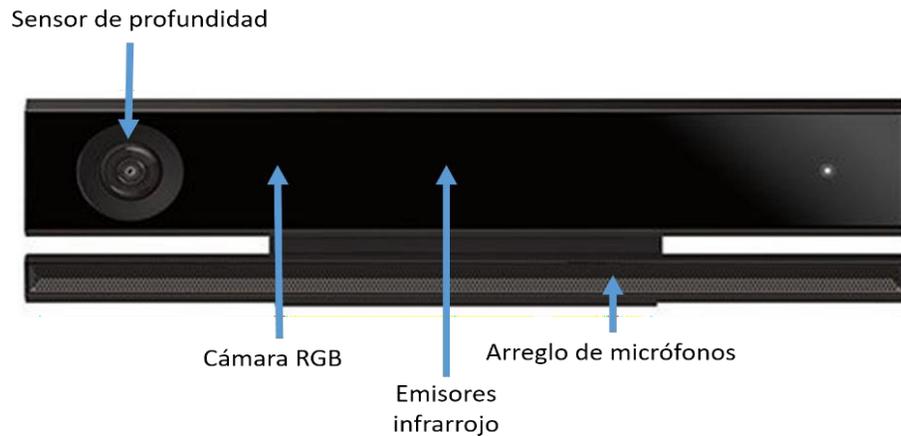
4.1.1 Sensor Kinect 2.0

El sensor de Kinect es una cámara de profundidad que es usada para percepción en 3D de los movimientos humanos de manera eficiente utilizando la tecnología de una cámara RGB y la cámara de infrarrojos para diferenciar la profundidad ⁴³. La empresa Microsoft declara que entre sus características generales el sensor Kinect, Cámara que puede ver en 3D, Una videocámara tradicional, Arreglo de 4 micrófonos, Reconoce hasta 6 esqueletos activos, Reconocimiento de voz; presenta una cámara que capta la información de color RGB , mientras que la cámara de infrarrojos se utiliza para la adquisición en tiempo real de mapas de profundidad y los datos del sensor IR, La iluminación activa de la escena observada está asegurada por tres IR proyectores. Las adquisiciones de los datos pueden llevarse a cabo con una velocidad de fotogramas de hasta 30 Hz, el campo de visión para la detección de profundidad es de 70 grados horizontalmente y 60 grados verticalmente y las especificaciones técnicas proporcionadas por Microsoft anuncian un rango de medición operativa de 0,5 m a 4,5 m ⁴⁴ (Tabla 4-2).

⁴³PAGLIARI, Diana y PINTO, Livio. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. En: MDPI - sensors. Enero, 2015. P. 1-21

⁴⁴ LACHAT, elise. et al. First experiences with kinect V2 sensor for close range 3D modelling. En: International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences - ISPRS Archives. España, febrero del 2015

Figura 4-1: Componentes principales Kinect 2.0.



Fuente: LCHAT, elise. et al. First experiences with kinect V2 sensor for close range 3D modelling. España, febrero del 2015

Tabla 4-2: Características Kinect 2.0.

Kinect 2.0			
Campo de visión	Resolución	Rango de Profundidad	Cámara de profundidad
70° en horizontal y 60 ° en vertical.	1920 x 1080 Full HD.	0,5 - 4,5 m.	512 x 424

Fuente: Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.1.2 Software Ipi Recorder

IPi Recorder es un programa de software proporcionado por iPi Soft LLC para capturar, reproducir y procesar registros de video de múltiples cámaras y sensores de profundidad. Los registros capturados se pueden usar para el seguimiento de movimiento en iPi Mocap Studio⁴⁵.

⁴⁵ IPI SOFT LLC. IPi Recorder. Ipi docs. [en línea]. 2018. [citado el 21 de mayo de 2020]. Disponible en internet: http://docs.ipisoft.com/iPi_Recorder

Figura 4-2: Símbolo del software Ipi Recorder.

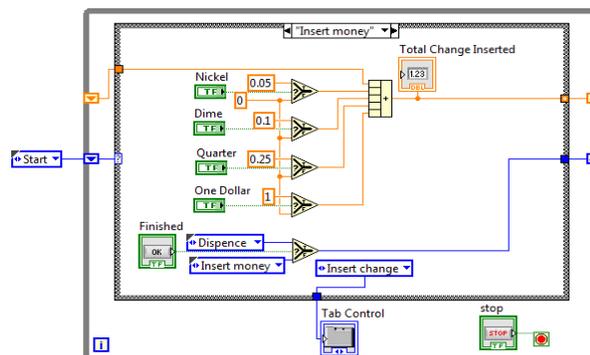


Fuente: IPI SOFT LLC. Ipi Recorder. Ipi docs. 2018.

4.1.3 LabView

Es un software diseñado para aplicaciones que requieren pruebas, medidas y control con acceso rápido a información de datos y hardware. Es un lenguaje de programación gráfica que utiliza un modelo de flujo de datos en lugar de líneas secuenciales de código de texto, lo que le permite escribir código funcional utilizando un diseño visual que se asemeja a su proceso de pensamiento, tiene una sintaxis de programación gráfica que facilita visualizar, crear y codificar sistemas de ingeniería ⁴⁶.

Figura 4-3: Entorno de programación gráfico de LabView.



Fuente: NI LABVIEW - NATIONAL INSTRUMENTS. Software de Desarrollo de Sistemas LabVIEW.

⁴⁶ NI LABVIEW - NATIONAL INSTRUMENTS. Software de Desarrollo de Sistemas LabVIEW. [en línea]. 2017. Disponible en internet: <http://www.ni.com/labview/products/esa/>.

4.1.4 Interfaz para Microsoft Kinect One de labview Makerhub

Ofrece un API de LabVIEW fácil de usar para adquirir datos desde el sensor Kinect One. No se requiere conocimiento específico en hardware para comenzar a usar transmisiones de video Kinect One (color RGB, Profundidad, Índice del Cuerpo e Infrarrojo) y la información de seguimiento esquelético.

4.2 Metodología

El desarrollo de este proyecto se divide en dos etapas, en la primera etapa se realiza el desarrollo y validación del sistema inteligente de detección de caídas. En la segunda etapa se lleva a cabo el desarrollo y validación del sistema de monitorización de frecuencia cardiaca.

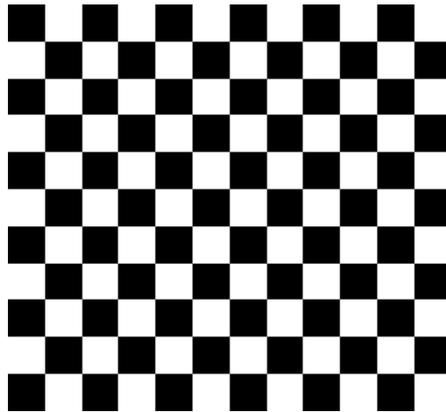
ETAPA 1: Desarrollo y validación del sistema inteligente de detección de caídas, En esta etapa se especifican las técnicas o parámetros usados en el desarrollo del trabajo.

4.2.1 Calibración de la cámara Kinect 2.0

Con este proceso se asegura que el sensor Kinect tenga una mejor percepción de la realidad evitando mediciones erróneas o representaciones desfasadas asegurando que los datos obtenidos son confiables para el desarrollo del proyecto.

Al realizar la visualización con la cámara Kinect se pueden presentar una serie de problemas, como variaciones en el coeficiente de distorsión de la lente, el ángulo de captura o la posición del sensor lo que conlleva a la pérdida de información de color o profundidad al exceder los valores de medición establecidos para cada cámara. Por esto es necesario calibrar la cámara antes de realizar las pruebas necesarias para el desarrollo del proyecto. Se propone realizar una calibración intrínseca y extrínseca. Primero se realiza la calibración intrínseca la cual está orientada en mejorar los parámetros de la cámara y sensores ópticos que permite corregir la distancia focal y tamaño de los píxeles, para realizar esta calibración es necesario contar con la herramienta de calibración “calibrate camera optics” y un tablero de ajedrez para que la señal reconozca las internaciones entre ellos. Como se muestra en la figura 4-4.

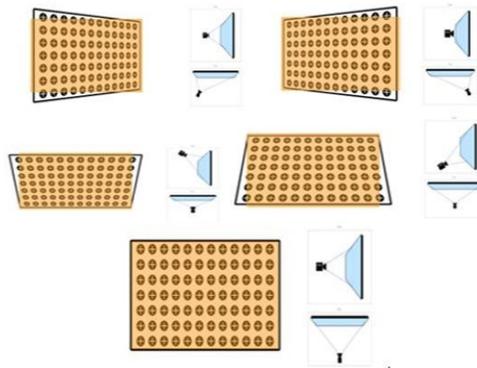
Figura 4-4: Tablero de ajedrez y calibrate camera optics.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Además, para cada cámara (color, profundidad), se realiza distintos movimientos con el tablero alrededor de los diferentes ejes de coordenadas teniendo en cuenta que se debe utilizar todo el espacio visual del sensor. Como se muestra en la figura 4-5.

Figura 4-5: Variación de la posición del tablero utilizando todo el campo de visión del sensor.



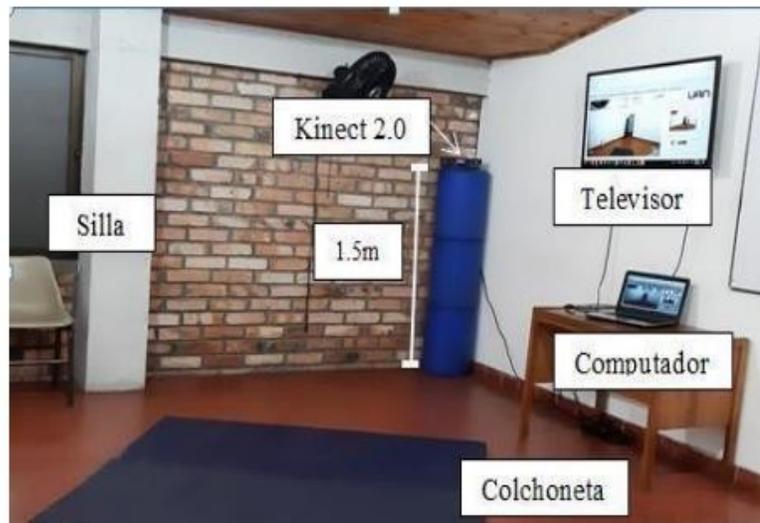
Fuente: Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Terminado este proceso se realiza la calibración extrínseca esta hace referencia a la orientación y posición de la cámara, permitiendo hacer un ajuste de profundidad y color evitando la pérdida de datos al realizar la captura de las imágenes 3D. Esta calibración se realiza con el programa “calibrate camera optics” en el cual se ajustan los valores de profundidad y color optimizando la calidad de la imagen.

4.2.2 Entorno de experimentación

Para el desarrollo del sistema de detección de caídas se ajustó un ambiente estructurado. Primeramente, se definió la mejor ubicación para el sensor, tomando en cuenta los puntos y el ángulo de inclinación principales para la captura de las imágenes. El sensor se ubicó a 1,5 m de altura sobre el suelo. Desde este punto, el campo de visión del sensor Kinect, 70° horizontal × 60° vertical, no se ve alterado y mantiene la distancia máxima de detección de 4,5 m. En la zona de experimentación se dispuso dos colchonetas para simular la caída del paciente y evitar que se lastime, una silla para realizar la simulación de la acción de sentarse, un televisor y un computador para el procesamiento de las imágenes. La configuración experimental se muestra en la Figura 4-6.

Figura 4-6: Configuración experimental del sistema.



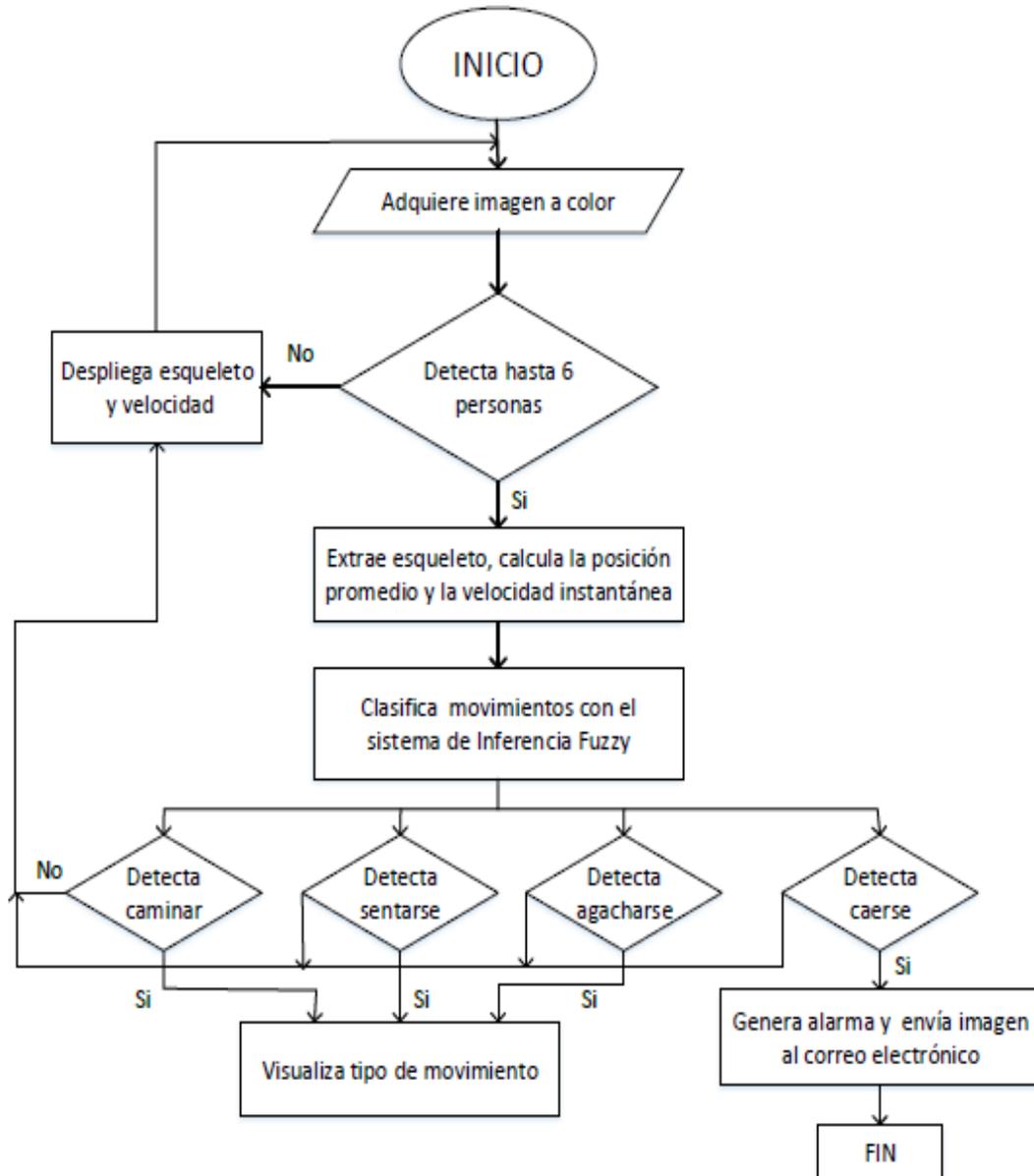
Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.2.3 Desarrollo del software para el sistema de detección de caídas

En el desarrollo del software de detección de caídas se utilizó el lenguaje de programación gráfico de LabVIEW y la interfaz para Microsoft Kinect One de LabVIEW MakerHub que ofrece un API (conjunto de rutinas que provee acceso a funciones de LabVIEW) este permite el uso de controladores y paquetes para realizar la esqueletización y la visualización de las articulaciones como también la obtención de la imagen de profundidad, garantizando la estabilidad al detectar las articulaciones ya que permite

realizar la esqueletización en una imagen 3D. Para la obtención de datos desde el sensor Kinect; en el programa se inicializa la interfaz y se habilitan los sensores del Kinect para la captura de movimiento y recolección de datos de posición mediante un arreglo de controladores ofrecidos por el API, estos realizan la toma de imágenes a color y el seguimiento de la esqueletización de la persona. Dicho proceso es realizado por el sistema mediante el análisis de las articulaciones detectadas que son enviadas como coordenadas desde el sensor formando la imagen del esqueleto virtual de cada paciente. Una vez realizada la obtención de la imagen se procede a la implementación de la etapa de procesamiento de los datos obtenidos, teniendo en cuenta como punto de referencia la articulación base de la columna vertebral (spinebase) para seguir y monitorizar la esqueletización de la persona. Determinadas las coordenadas 'x', 'y', 'z' del punto de referencia spinebase, en posición de bipedestación, se selecciona la coordenada en 'y' que corresponde a la coordenada de la dirección del movimiento, se calcula un promedio de 50 datos y se resta a la posición actual para establecer el punto de referencia para el estudio de los movimientos, esto se realiza solamente una vez para calibrar las alturas de las personas y tener un marco de referencia. Con los datos de posición se determina la derivada para encontrar la velocidad instantánea, este dato de velocidad es enviado a un sub-VI que clasifica a través de un sistema fuzzy de tipo Takagi Sugeno, configurado con seis sistemas difusos, si el sistema detecta una caída, genera la activación de la alarma y realiza el envío del correo al personal encargado, en caso de detectar un movimiento diferente a una caída el sistema continúa desplegando la información de la velocidad y las imágenes con su esqueletización. En la figura 4-7, se muestra el diagrama de flujo propuesto para el sistema de detección de caídas.

Figura 4-7: Diagrama de flujo del sistema de detección de caídas propuesto.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Por otra parte, el sistema permite la asignación de una numeración para identificar a la persona capturada, considerando que el sistema tiene la capacidad de monitorizar y esqueletizar hasta seis personas al mismo tiempo a través del Kinect 2.0, como se muestra en las Figuras 4-8, 4-9.

Figura 4-8: Sistema de monitoreo y esqueletización para 6 personas con iluminación deficiente.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-9: Sistema de monitoreo y esqueletización para 6 personas con buena iluminación.

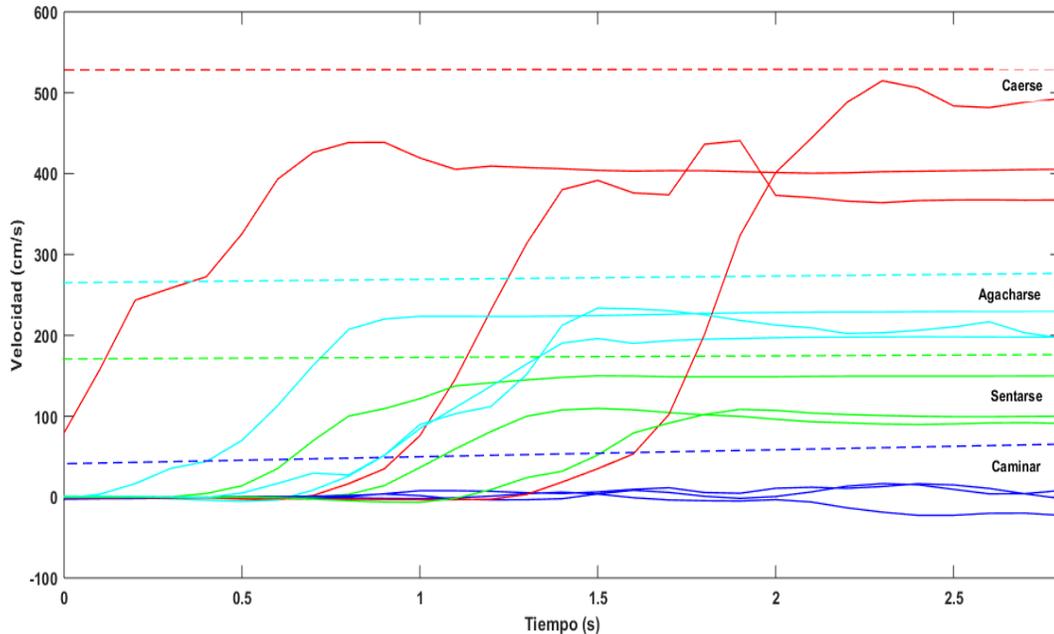


Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

En la implementación de los conjuntos difusos del sistema de clasificación se realiza una serie de pruebas con el fin de medir la variación de la velocidad en el punto de referencia (spinebase) al efectuar diferentes movimientos (caminar, sentarse, agacharse y caer) por lo tanto, se les pidió a 3 personas de diferente estatura, que efectúe 10 veces cada

movimiento guardando los datos de velocidad durante 3 segundos aproximadamente. El sistema tiene una frecuencia de muestreo de 10 ms considerando que el Kinect captura 30 imágenes por segundo. A partir de estas pruebas se selecciona los datos obtenidos de un intento por movimiento para cada persona como se muestra en la Figura 4-10, y se establece los rangos de velocidad para cada movimiento (Tabla 4-3).

Figura4-10: Velocidad vs tiempo para la simulación de movimientos



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Tabla 4-3: Rangos de velocidad para cada movimiento.

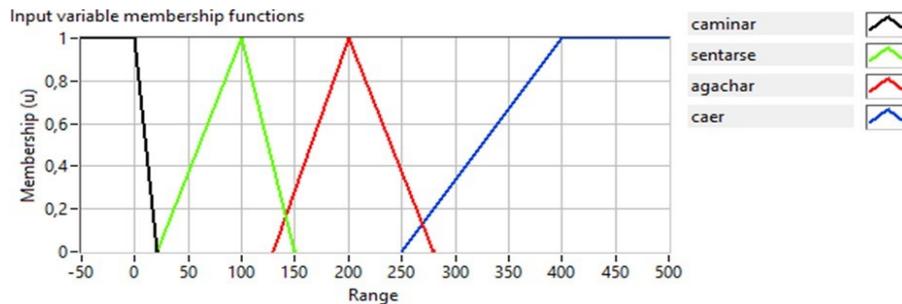
Acción	Rango
Caminar	-100 – 20 cm/s
Sentarse	20 – 150 cm/s
Agacharse	130 -280 cm/s
Caerse	250– 400 cm/s

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Para clasificar los diferentes movimientos, se implementó un sistema de inferencia difuso del tipo Takagi - Sugeno, debido a que sus funciones de salida son lineales y se ajustan a los requerimientos necesarios para este proceso. El algoritmo difuso sugerido en este trabajo utiliza la velocidad como entrada con 4 funciones de membresía (caminar, sentarse, agacharse y caer) y como salida 4 conjuntos tipo singleton. Los valores de

entrada se establecieron a partir del análisis del cambio de la velocidad, tomando como referencia los rangos obtenidos en la Tabla 4-3. En la Figura 4-11, se muestra el conjunto de entrada velocidad con sus funciones de membresía tipo trapezoidal para las variables lingüísticas caminar y caer (en el rango de -100 a 20 cm/s y de 250 a 400 cm/s, respectivamente) y función de membresía triangular para sentarse y agacharse (en el rango de 20 a 150 cm/s y 130 a 280 cm/s, respectivamente).

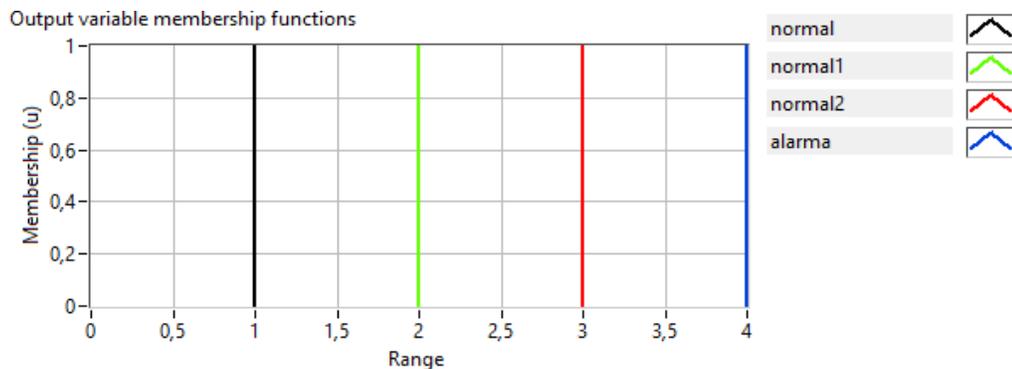
Figura 4-11: Funciones de membresía de la variable de entrada.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

El conjunto de salida son singletones a los que se le asigna un valor constante que corresponde a la acción que se quiere identificar (se asignó 1, como estado normal para la acción de caminar, 2, como el estado normal para la acción sentarse, 3, como estado normal a la acción agacharse y 4, como estado de alarma que corresponde a la acción de caerse), como se observa en la Figura 4-12.

Figura 4-12: Funciones de membresía de la variable de salida



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Definidos los valores de entrada y salida del sistema difuso, se implementaron las reglas borrosas las cuales están asociadas con una función de pertenencia de la salida (Tabla 4-4).

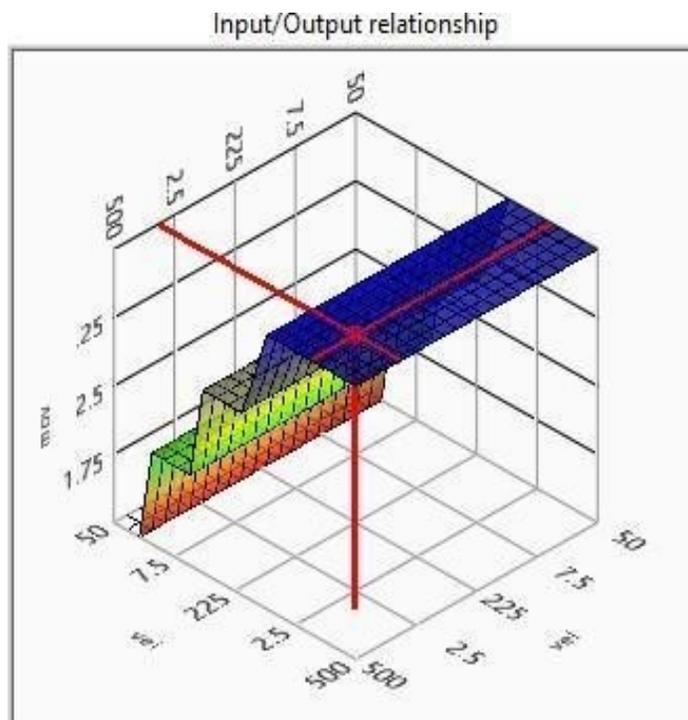
Tabla 4-4: Conjunto de reglas definido para el sistema difuso.

Reglas
If 'vel' is 'caminar' then 'mov' is 'normal'
If 'vel' is 'sentarse' then 'mov' is 'normal1'
If 'vel' is 'agachar' then 'mov' is 'normal2'
If 'vel' is 'caer' then 'mov' is 'alarma'

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Antes de poner a prueba el sistema de clasificación basado en lógica difusa se hace la validación por medio de un test system, el cual permite simular el comportamiento con diferentes valores de entrada como se observa en la Figura 4-13, comprobando que el sistema realiza la clasificación de manera adecuada.

Figura 4-13: Simulación de la acción de “caminar”.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.2.4 Pruebas experimentales

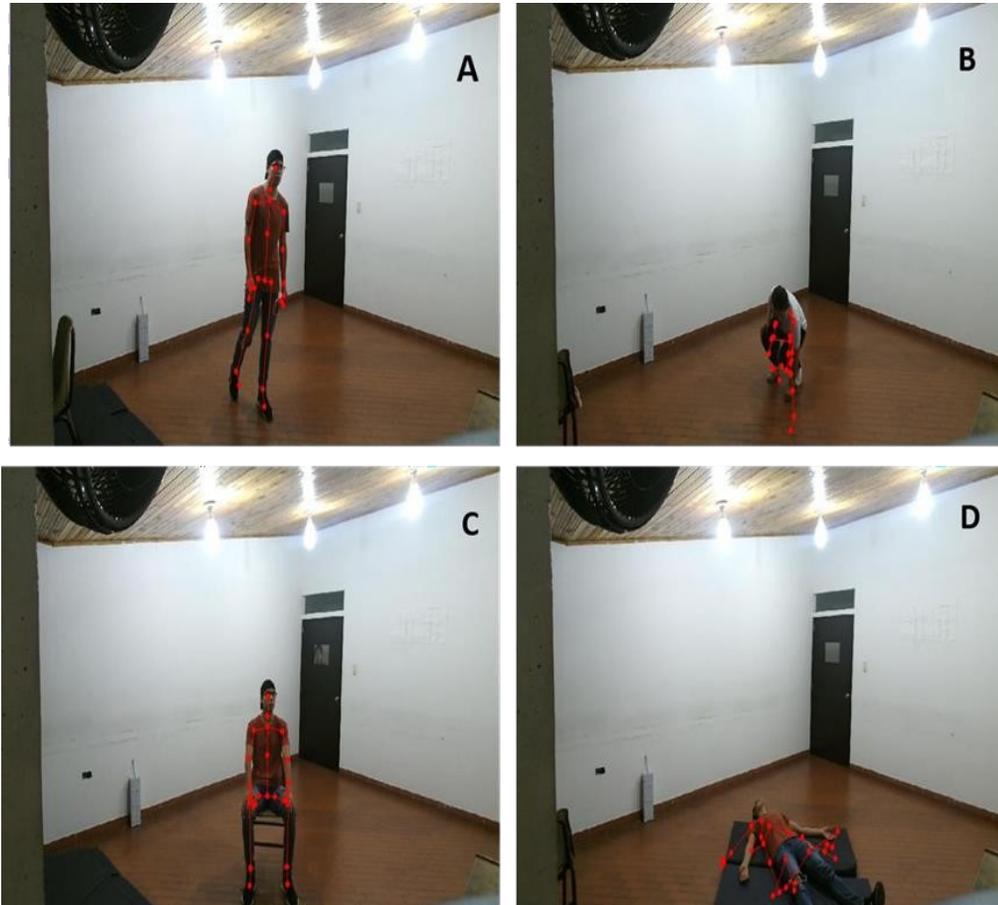
Para validar el sistema de detección de caídas con variaciones en las condiciones de iluminación, se le pidió al paciente realizar las actividades consignadas (Tabla 4-5). Antes de las pruebas el paciente dio su consentimiento informado por escrito.

Tabla 4-5: Actividades desarrolladas por el paciente, desarrollo de pruebas del sistema.

Actividad 1. Caminar (Figura 4-14A)	
Descripción	Se le pide al paciente que circule por todo el lugar para validar el funcionamiento correcto del sensor.
Objetivo	Determinar si el sistema de monitoreo capta al paciente y realiza el tracking sin desenfocarlo.
Actividad 2. Agacharse (Figura 4-14B)	
Descripción	Se le pide al paciente que recoja del piso un objeto ubicado en el área de prueba.
Objetivo	Determinar que el sistema monitorice al paciente y no emita una falsa alarma de caídas.
Actividad 3. Sentarse (Figura 4-14C)	
Descripción	Se ubica en el área de prueba una silla y se solicita al paciente que realice la acción de sentarse y levantarse varias veces.
Objetivo	Verificar que el sistema no emita una falsa alarma.
Actividad 4. Caída (4-14D)	
Descripción	Se ubica en el área de prueba una colchoneta y se solicita al paciente que realice la acción de caerse varias veces.
Objetivo	Verificar que el sistema emita la alarma.

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-14: Actividad de las pruebas experimentales. A) Acción caminar, B) acción agacharse, C) acción sentarse y D) acción caerse.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.2.5 Resultados

El sistema propuesto fue validado con 3 personas (alturas de 1.55 m, 1.60 m y 1.70m, respectivamente), simulando caídas y realizando las actividades que se piden en la Tabla (4-5). Se le pide a cada persona que efectúe 10 veces cada acción o movimiento (caminar, sentarse, agacharse y caerse). Desde las pruebas realizadas fue posible determinar la precisión de detección de la caída usando como parámetro la velocidad medida desde la persona. Las matrices de confusión de las acciones detectadas junto con el total de caídas y no caídas para cada persona se muestran en las tablas (4-6, 4-7, 4-8), respectivamente. La precisión, sensibilidad y especificidad fueron calculadas con las siguientes ecuaciones:

$$precisión = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \quad (4.1)$$

$$Sensibilidad = \frac{TP}{TP+FN} \quad (4.2)$$

$$Especificidad = \frac{TN}{TN+FP} \quad (4.3)$$

Tabla 4-6: Matriz de confusión persona 1.

	Predicho					Total predicciones	
		Caer	Agacharse	Sentarse	Caminar	Caídas	No caídas
Real	Caer	10	0	0	0	Positivo verdadero (TP)0	Falsos negativos (FN)0
	Agacharse	1	9	0	0		
	Sentarse	0	1	9	0	Falsos positivos (FN) 2	Negativo Verdadero (TN) 28
	Caminar	0	0	0	10		
Precisión = 95 %		Sensibilidad = 100%			Especificidad= 93.3%		

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Tabla 4-7: Matriz de confusión persona 2.

	Predicho					Total predicciones	
		Caer	Agacharse	Sentarse	Caminar	Caídas	No caídas
Real	Caer	10	0	0	0	Positivo verdadero (TP)10	Falsos negativos (FN)0
	Agacharse	0	10	0	0		
	Sentarse	0	1	9	0	Falsos positivos (FN) 1	Negativo Verdadero (TN) 29
	Caminar	0	0	0	10		
Precisión = 97.5 %		Sensibilidad = 100%			Especificidad= 96.7%		

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

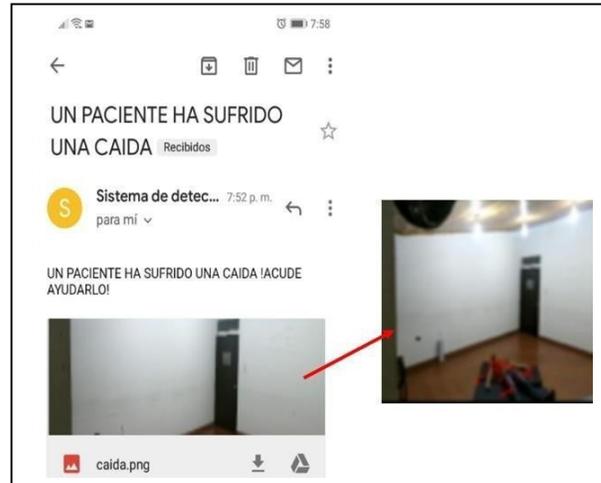
Tabla 4-8: Matriz de confusión persona 3.

	Predicho				Total predicciones		
		Caer	Agacharse	Sentarse	Caminar	Caídas	No caídas
Real	Caer	10	0	0	0	Positivo verdadero (TP)0	Falsos negativos (FN)0
	Agacharse	0	10	0	0		
	Sentarse	0	2	8	0	Falsos positivos (FN) 2	Negativo Verdadero (TN) 28
	Caminar	0	0	0	10		
Precisión = 95 %		Sensibilidad = 100%			Especificidad= 93.3%		

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

De los resultados obtenidos en las tablas (4-6, 4-7, 4-8), se pueden obtener las métricas del sistema de clasificación propuesto. Se obtiene una precisión promedio de 95.8 %, especificidad promedio de 94.4 % y sensibilidad promedio del 100%. Con una sensibilidad del 100% debido a que el sistema propuesto es capaz de clasificar todos los intentos que fueron simulados como caídas. También es posible evidenciar que hay movimientos que se realizan en la vida diaria como levantar un objeto o agacharse que se puede confundir como una caída. Cuando el sistema detecta una caída envía una alarma al correo electrónico de la persona que se encuentra al cuidado del paciente, informando que ha sufrido una caída junto con una imagen actual del paciente para que de esta manera pueda ser atendido en un menor tiempo. En la Figura 4-15, se muestra una imagen el mensaje.

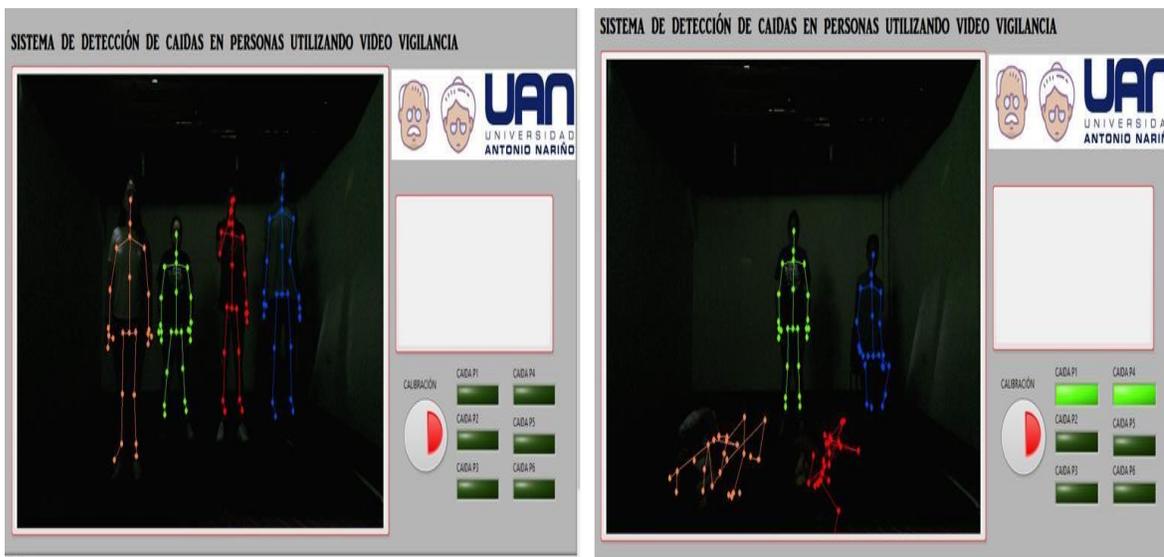
Figura 4-15: Alarma enviada al correo electrónico



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Se realizó una segunda prueba de validación del sistema con 4 personas donde se les pide que realicen diferentes acciones como sentarse, permanecer parado y caerse. El sistema detectó las caídas simuladas por las 2 personas. En la figura 4-16, se muestra dos imágenes del desarrollo de la prueba.

Figura 4-16: Prueba de validación para detección de múltiples personas simulando caídas



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.2.6 Discusión del sistema de detección de caídas

El sistema propuesto ha mostrado un buen rendimiento en la detección de caídas simuladas en un ambiente estructurado utilizando un Kinect One, LabVIEW y Fuzzy Logic. El sistema cuenta con una precisión promedio del 95.8% con la capacidad de clasificar todas las acciones simuladas como caídas. Este resultado es relevante, pues trabajos relacionados muestran una precisión del 93.9%⁴⁷ en la detección de una persona y generación de alarma⁴⁸. En contraste con el sistema propuesto, algunos trabajos presentan el uso de un dispositivo que debe ser implementado directamente en el paciente⁴⁹, provocando incomodidad o rechazo del mismo, pues en algunos casos el sistema requiere de una fuente de alimentación que puede generar más molestias a los pacientes⁵⁰. Vale la pena mencionar que algunos sistemas que utilizan Kinect, se basan en el análisis de siluetas, lo que limita el sistema a monitorear un sólo paciente, además de no contar con un sistema de alarma que permita notificar, a la persona encargada del cuidado del paciente, sobre los eventos sufridos por él mismo. Es así como el sistema propuesto muestra una gran robustez, sin embargo, estaría limitado por el área de detección, ya que esta se encuentra delimitada por el sensor. Basados en los resultados se evidencia que el sistema funciona y es apto para detectar caídas en personas.

ETAPA 2: Desarrollo y validación del sistema de monitorización de frecuencia cardiaca. En esta etapa se especifican las técnicas o parámetros usados en el desarrollo del trabajo.

⁴⁷Y. Nizam, M. N. Haji and M. M. Abdul, "Human Fall Detection from Depth Images using Position and Velocity of Subject," *Procedia Computer Science*, vol. 105, pp. 131-137, 2017. DOI: 10.1016/j.procs.2017.01.191

⁴⁸ C. Kawatsu, J. Li and J. Chung, "Development of a Fall Detection System with Microsoft Kinect," *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 208, pp. 623-630, 2012. DOI: 10.1007/978-3-642-37374-9_9

⁴⁹ P. Van Thanh et al., "Development of a Real-Time, Simple and High-Accuracy Fall Detection System for Elderly Using 3-DOF Accelerometers," *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 44, no. 4, pp. 3329– 3342, Apr. 2019. DOI: 10.1007/s13369-018-3496-4

⁵⁰ R. González, R. Hernández y B. Jiménez, "Desarrollo de un sistema de detección de caídas basado en acelerómetros," Tesis pregrado, Universidad Complutense de Madrid, 2016.

4.3 Materiales utilizados en el sistema de monitorización de la frecuencia cardiaca

4.3.1 Sensor polar h7

El sensor polar h7 es un dispositivo que permite obtener la frecuencia cardiaca en directo, Se trata de una banda de frecuencia cardíaca y emisor resistente al agua, cuenta con una pila en el interior del emisor del tipo cr2025, con una duración de varios meses ⁵¹

Figura 4-17: Sensor polar H7.



Fuente: V. (2020, febrero 24). Sensores de frecuencia cardíaca Polar

4.3.2 Oxímetro De Pulso H100B Edan

El oxímetro H100B de pulso proporciona una herramienta sencilla y universal para la monitorización del paciente - de controles sobre el terreno a un seguimiento continuo. Todos los datos de vigilancia se pueden transferir (Opcional Software) a una computadora para su almacenamiento, manejo, revisión e impresión⁵².

⁵¹ V. (2020, febrero 24). Sensores de frecuencia cardíaca Polar: H10, H9, H7 y OH1+. Recuperado de <https://www.premarathon.com/bandas-de-frecuencia-cardiaca-polar-h7-h9-h10/>

⁵² Technologies, A. W. (2018). Oxímetro de Mano Edan H100B. Recuperado de <https://sinebi.com/productos/oximetro-de-mano-edan-h100b.htm>

Figura 4-18: Oxímetro De Pulso H100B Edan.

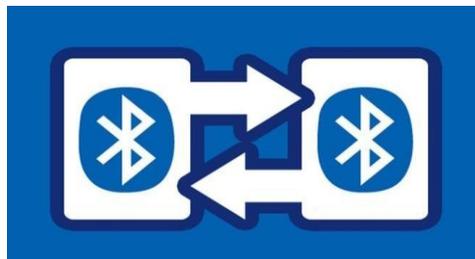


Fuente: Technologies, A. W. (2018). Oxímetro de Mano Edan H100B

4.3.3 Bluetooth

Se denomina Bluetooth al protocolo de comunicaciones diseñado especialmente para dispositivos de bajo consumo, que requieren corto alcance de emisión y basados en transceptores de bajo costo. Los dispositivos que incorporan este protocolo pueden comunicarse entre sí cuando se encuentran dentro de su alcance. Las comunicaciones se realizan por radiofrecuencia de forma que los dispositivos no tienen que estar alineados y pueden incluso estar en habitaciones separadas si la potencia de transmisión es suficiente⁵³.

Figura 4-19: Bluetooth



Fuente: J. (2016, noviembre 14). Bluetooth en Arduino

⁵³J. (2016, noviembre 14). Bluetooth en Arduino. Recuperado de <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/13/bluetooth-en-arduino/>

4.3.4 Plataforma de Arduino

Es una plataforma de creación electrónica de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar. Esta plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que la comunidad de creadores puede darles diferentes tipos de uso.

Figura 4-20: Logo de la interfaz programación arduino.



Fuente: Arduino.

4.3.5 Placa sp32

Es una placa de desarrollo que cuenta con un módulo bluetooth 4.0 que permite realizar la conexión directa con otro dispositivo, además puede ser programada por medio de la interfaz de Arduino permitiendo realizar la recolección de datos y el procesamiento de los mismos de manera rápida y efectiva.

Figura 4-21: Placa SP32

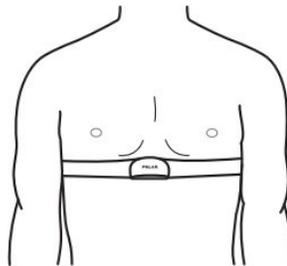


Fuente: Electronics.

4.4 Metodología

Para el sistema de monitorización de signos vitales se adecoo un lugar para realizar las pruebas requeridas para la validación del mismo, el sensor se ubica alrededor del pecho justo debajo de los músculos pectorales, este cuenta con una banda ajustable que permite ser utilizada en todo tipo de pacientes como se muestra en la figura 29.

Figura 4-22: Ubicación del sensor polar h7.



El sensor no requiere de una calibración dado que el fabricante entrega el dispositivo calibrado. Los datos obtenidos por el sensor h7 son enviados al software por medio de una placa de desarrollo SP32, esta cuenta con un módulo Bluetooth (V4.2 BR/EDR0), el cual permite realizar la conexión directa con otro dispositivo, además de poder ser programada directamente por medio de la interfaz de Arduino permitiendo realizar la recolección de datos y el procesamiento de los mismos de una manera rápida y efectiva.

4.4.1 Desarrollo del software para monitorización de la fc

En el desarrollo del software de signos vitales se utiliza dos lenguajes de programación, Arduino y LabVIEW debido a que estas dos plataformas son compatibles para la recepción y envío de datos. Primero se realiza la configuración de la plataforma de programación Arduino estableciendo todos los requerimientos básicos necesarios para la programación de la placa SP32. La transferencia de datos desde el sensor hasta la placa se realiza de manera inalámbrica por medio de bluetooth 4.0 ya que los dos sensores comparten el mismo sistema. Para establecer esta conexión se utiliza una librería de control de Arduino (BLEDevice.h) que integra todas las funciones requeridas en la conexión automática de comunicación vía bluetooth para la transferencia de datos. Una vez establecida esta comunicación se define un modelo de tipo cliente servidor para la recepción y visualización de los datos, en este caso, el sensor polar h7 es configurado como servidor dado que realiza

el envío de los valores de frecuencia cardiaca tomados desde el paciente, y para el usuario se configura la placa SP32 ya que se encarga de recibir y procesar los datos. Posteriormente el código inicializa la monitorización del flujo de datos de entrada y salida esperando obtener un valor en la medición de la frecuencia cardiaca, si este es detectado se envían los datos a la interfaz de visualización de Arduino (monitor serie) si no, continúa con la monitorización.

Los valores obtenidos después de haber realizado la conexión bluetooth y aplicado el código de recepción de datos son verificados asegurando que los datos que están ingresando al sistema son verídicos y no presentan alteraciones garantizando que cumplen con todos los requerimientos y parámetros de calidad, para ello se realiza una comparación con datos medidos desde un Oxímetro De Pulso H100B Edan (tabla 4-9), y se proponen dos actividades (reposo y caminar) (tabla 4-10).

Tabla 4-9. Valores obtenidos de las mediciones de los dos sensores.

Valores visualizados en Arduino del sensor polar h7	Valores obtenidos desde el Oxímetro De Pulso H100B Edan
Reposo	Reposo
81	80
82	82
81	81
79	78
76	76
76	76
68	67
70	69
70	70
70	70
67	67
69	68
68	68
70	69
68	68
69	69

71	70
69	69
72	72
75	75
67	67
69	68
66	64
67	66
69	69
70	70
69	70
Movimiento	Movimiento
97	97
99	98
98	98
98	98
98	98
100	99
101	100
101	101
103	102
109	108
107	108
107	108
105	105
103	104
100	101
105	104
108	106
109	107
111	110
111	111
115	113

118	119
120	120
119	120
118	119
115	115
113	112
110	110
109	109

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Tabla 4-10. Actividades realizadas para verificar la precisión de los datos obtenidos.

Actividad propuesta	Tiempo de duración
Reposo	5 minutos
Caminar	5 minutos

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Con los datos obtenidos anteriormente se realiza el cálculo del error mediante la ecuación 4, obteniendo un valor bastante bajo del 0.6 por ciento, logrando determinar que los valores medidos después de realizar la conexión bluetooth y aplicar el código de comunicación entre el sensor polar h7 y el módulo SP32 son precisos y no presentan alteraciones significativas para el desarrollo del sistema.

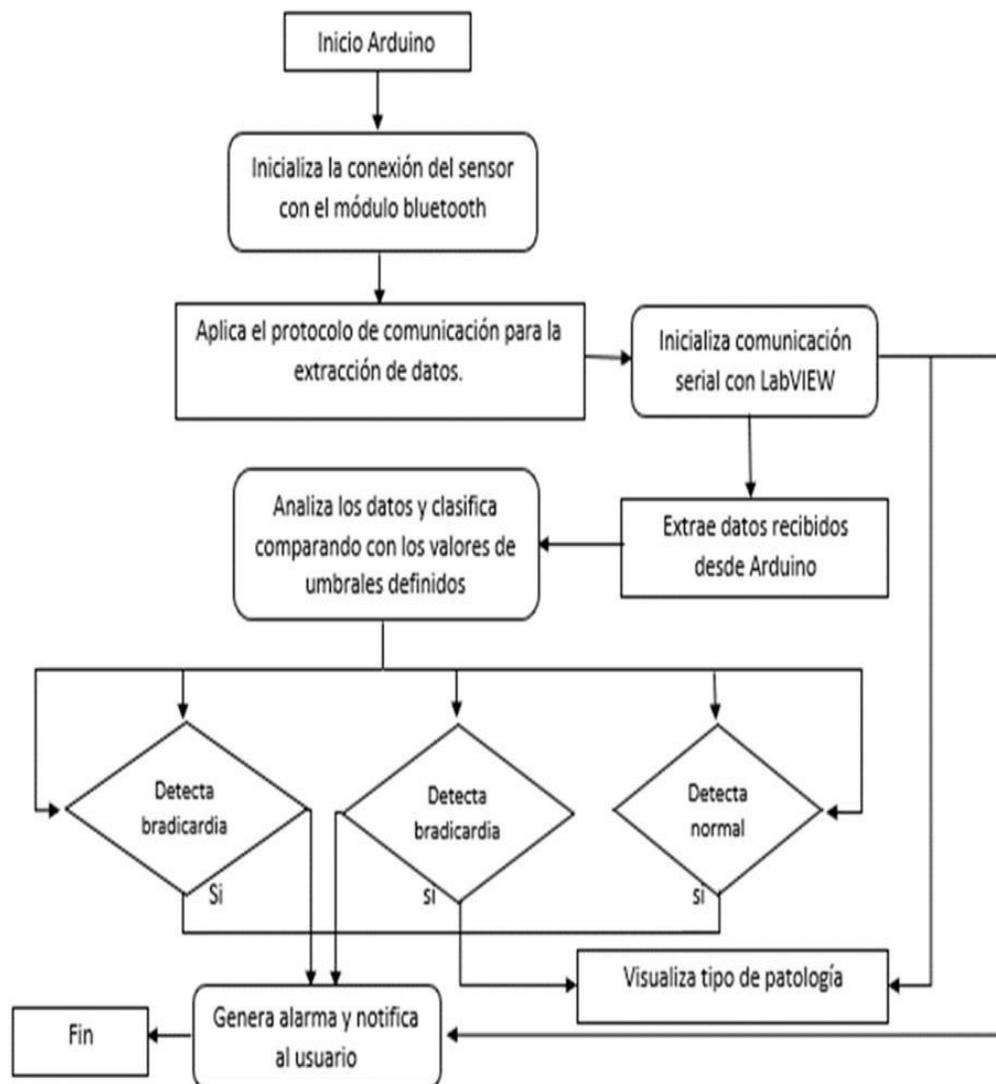
$$Error = \frac{v.real - v.medido}{v.real} \quad (4)$$

4.4.2 Segunda parte del código de signos vitales (fc)

La segunda parte del código se desarrolló en lenguaje de programación gráfico de LabVIEW, en el cual se realiza el análisis de los datos obtenidos desde el sensor polar h7 y la configuración de los valores de umbrales para la activación de la alarma, estos valores fueron ajustados teniendo en cuenta el criterio del especialista en cardiología. Los datos obtenidos desde el sensor son enviados hasta LabVIEW por medio de NI-VISA esta es una API que proporciona una interfaz de programación para controlar instrumentos, seriales y

USB permitiendo configurar en el programa el puerto de comunicación para la recepción de los datos. Una vez se establece la comunicación serial y se verifica que el sistema esté realizando la recepción de datos a través del puerto serial se establecen los valores de umbrales para las diferentes patologías (normal, taquicardia, bradicardia) como se muestra en la tabla (4-11). Estos se comparan constantemente con los valores de entrada que al detectar un valor anormal realiza la activación de la alarma y en caso de detectar valores normales el sistema continúa realizando el análisis de los datos. En la figura 4-23, se muestra un diagrama de flujo del sistema de monitorización de signos vitales (FC).

Figura 4-23: Diagrama de flujo del sistema de monitorización de signos vitales.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Tabla 4-11: Rangos de valores para cada patología.

Patología	Rango de datos
Normal	80-106
Taquicardia	Valores mayores a 110
Bradicardia	Valores menores de 80

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Dependiendo del tipo de pacientes (niños, jóvenes, adultos), el sistema puede ser recalibrado con los datos normales y anormales para cada tipo de población en el que vaya a ser utilizado.

4.4.3 Validación del sistema de monitorización de la fc

Para la validación del sistema se realiza una serie de actividades con las que se puede generar las variaciones cardiacas necesarias en la medición del sensor polar h7, comprobando la efectividad del sistema al clasificar las diferentes patologías. Las actividades propuestas se muestran en la tabla 4-12 y en las figuras 4-24, 4-25.

Tabla 4-12. Pruebas experimentales.

Actividad 1. Mantenerse en reposo y caminar.	
Descripción	Se le pide al paciente que se mantenga en reposo y camine por 5 minutos.
Objetivo	Verificar que el sistema no realiza la activación de la alarma.
Actividad 2. Correr por un determinado tiempo.	
Descripción	Se le pide al paciente que corra durante 8 minutos.
Objetivo	Generar un ritmo cardíaco elevado simulando una taquicardia y verificar la activación de la alarma.
Actividad 3. Simulación de la patología por medio de códigos en LabVIEW.	
Descripción	Simular valores de frecuencia cardiaca bajos directamente en el programa.
Objetivo	Generar un ritmo cardiaco bajo simulando una bradicardia y verificar la activación de la alarma.

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-24: Paciente en reposo.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-25: Paciente realizando actividad física (caminar, correr).



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Los datos utilizados para la validación del sistema se tomaron para pacientes entre 25 y 50 años.

Para generar una bradicardia no se realiza una actividad que permita identificar el descenso de la frecuencia cardiaca en una persona considerando que este tipo de pruebas pueden ser riesgosas para el paciente poniendo en peligro la integridad física del mismo ya que al presentarse esta alteración provoca mareos, fatiga, pérdida de memoria temporal, entre otros. Este tipo de patologías pueden simularse con algunos dispositivos de manera segura, pero en el desarrollo de este trabajo no se cuenta con este tipo de dispositivos que permitan realizar estas pruebas. Aun así, se realiza la simulación de esta condición directamente en el programa enviando una serie de valores de entrada inferiores a los determinados en el umbral por medio de una perilla, logrando identificar la correcta clasificación de la patología, además se implementa el código para la activación de la alarma que va a ser enviada al detectar esta anomalía verificando su activación.

La perilla se configura en un rango de cero a ochenta, permitiendo simular valores bajos de frecuencia cardiaca como se muestra en la figura 4-26.

Figura 4-26: Sistema de simulación para bradicardia

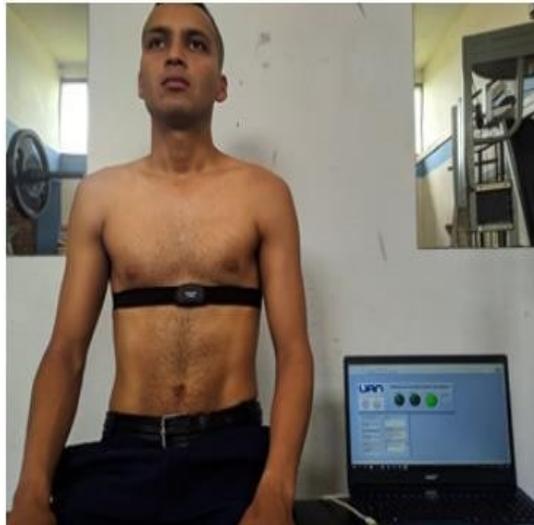


Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

El sistema es validado con una persona de 30 años de edad, en este proceso no se realizan las pruebas con personas mayores de cincuenta años ya que pueden presentarse cambios bruscos en su frecuencia cardiaca poniendo en riesgo su salud, por ello las pruebas son realizadas en un paciente joven al cual se le pide realizar 10 veces las diferentes actividades mencionadas anteriormente en la tabla 12 con un tiempo de descanso de 20 minutos, permitiendo estabilizarse antes de realizar nuevamente la prueba como se muestra en las figuras 4-27, 4-28. Para el caso de la bradicardia los datos serán extraídos desde el simulador enviando diez valores diferentes sin sobrepasar el rango en el que se encuentra

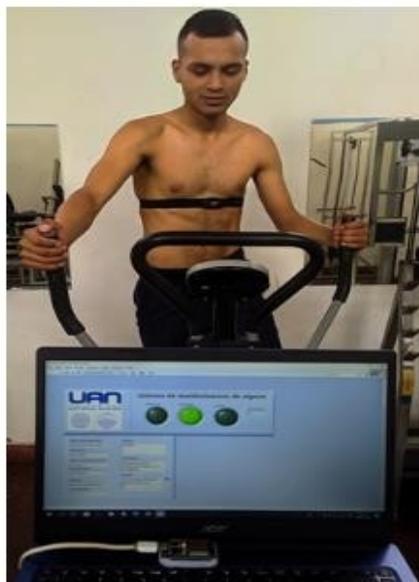
la patología. A partir de estas pruebas fue posible determinar la efectividad del sistema en la detección de cada una de las patologías. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 4-13.

Figura 4-27: Estado de reposo y monitorización de los datos obtenidos



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020

Figura 4-28: Actividad física (caminar, correr) y monitorización de los datos obtenidos



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Tabla 4-13: Resultados obtenidos de las actividades de validación del sistema

Actividad	Detección correcta			Detención Errónea		
	Normal	Taquicardia	Bradicardia	Normal	Taquicardia	Bradicardia
Caminar y reposo	10	0	0	0	0	0
Correr	0	10	0	0	0	0
Simulación	0	0	10	0	0	0

Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Además, se realiza la validación del envío de la alarma al detectar un valor anormal en la medición de los valores de FC (bradicardia, taquicardia) comprobando que el sistema realiza la notificación de una alteración cardíaca al personal encargado del cuidado del paciente por medio del correo electrónico como se observa en las figuras 4-29, 4-30. Los datos obtenidos se muestran en la tabla 4-14.

Tabla 4-14: Resultados obtenidos de las pruebas de validación del sistema de la alarma.

Actividad	Detección correcta			Envío de la alarma		
	Normal	Taquicardia	Bradicardia	Normal	Taquicardia	Bradicardia
Caminar y reposo	10	0	0	0	0	0
Correr	0	10	0	0	10	0
Simulación	0	0	10	0	0	10

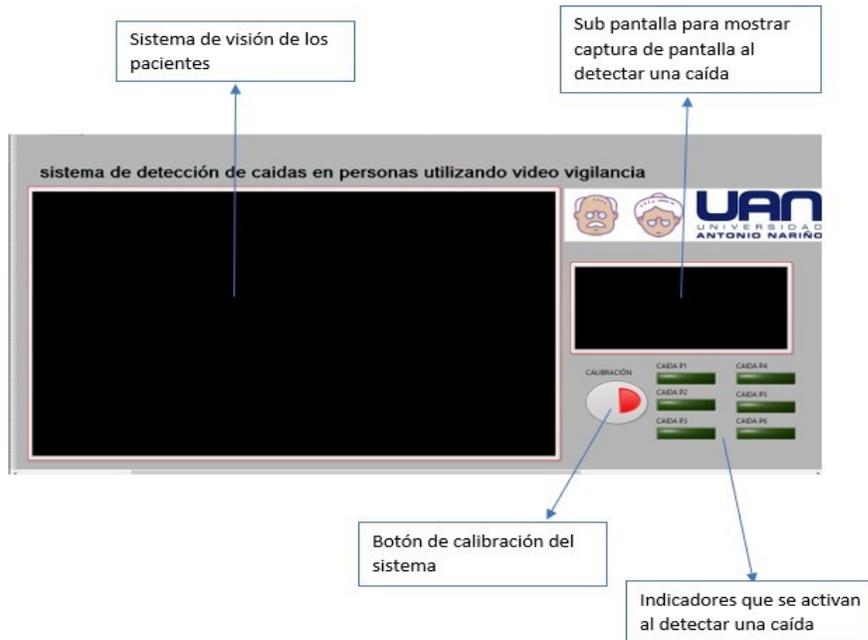
Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos se logra evidenciar que el sistema clasifica correctamente todas las patologías destacando que no se presentó ningún error en este proceso, también se verifica que la activación de la alarma y la notificación al personal encargado se realiza de manera adecuada al detectar una anomalía en la frecuencia cardíaca.

4.4.4 Diseño de la interfaz

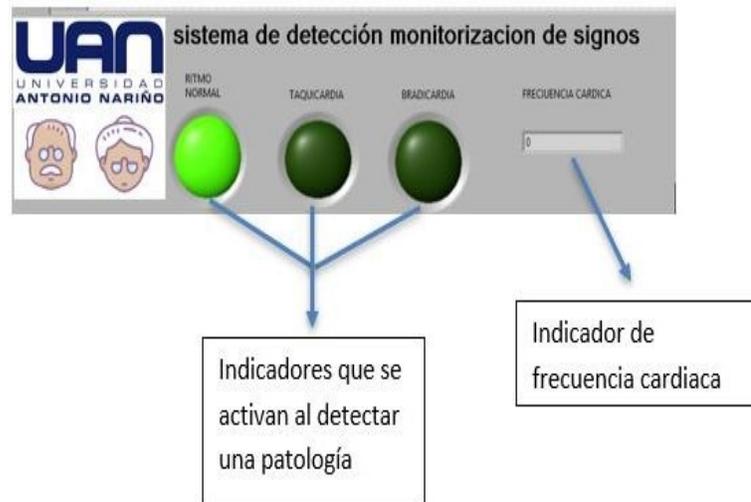
Después de realizar la programación del software, se desarrolla el diseño de una interfaz en LabVIEW para el usuario permitiéndole controlar algunos datos del programa, en este caso, la interfaz cuenta con un botón para la realizar la calibración del sistema si así lo requiere. Con los bloques de texto se configura los datos de la persona a cargo del paciente para el envío de la alarma, los cuales pueden ser modificados de manera constante de ser requerido. Además, cuenta con un sistema de visión la cual permite visualizar al paciente y la esqueletización del mismo, y una subpantalla en la cual se visualiza la captura de pantalla que se toma al paciente al detectar una caída y la cual será enviada con el correo a la persona encargada. Los indicadores dispuestos se activan cada vez que el sistema detecta una caída como un medio de apoyo a la alarma Para el sistema de signos vitales (FC) se implementa un indicativo numérico, el cual muestra el número de pulsaciones por minuto del paciente, además los leds se activan al detectar cada una de las patologías brindándole mejor información del paciente al personal encargado. Las interfaces diseñadas se muestran en las figuras (4-31, 4-32, 4-33).

Figura 4-31. Interfaz gráfica para el sistema de detección de caídas.



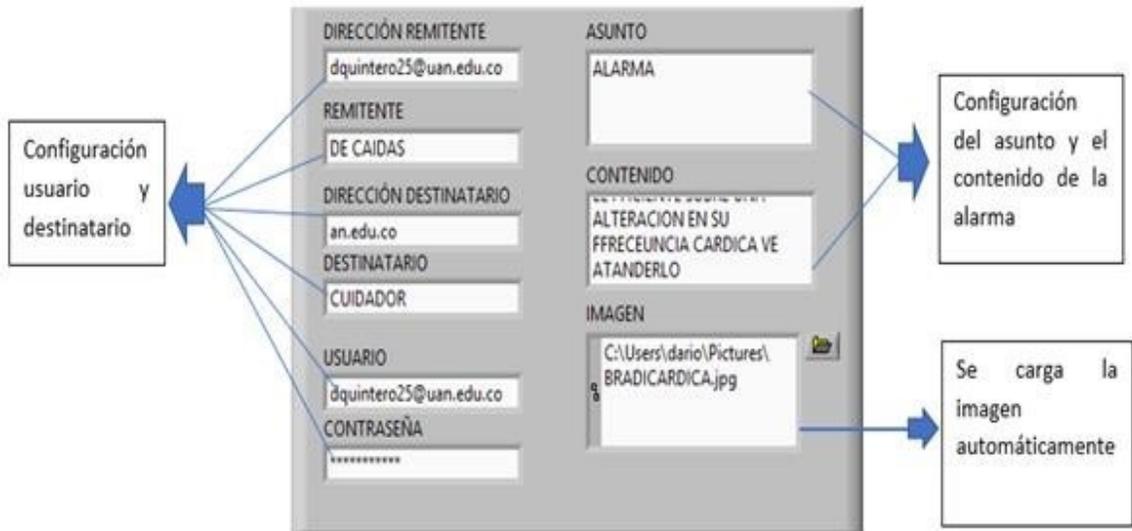
Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-32: Interfaz gráfica para el sistema de detección de monitorización de signos vitales.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

Figura 4-33: Panel de control para la configuración de datos.



Fuente: Ruiz, E. Quintero, D. Grupo investigador 2020.

4.4.5 Discusión del sistema de monitorización de la fc

Una vez terminadas las pruebas de validación se logró determinar que el sistema de monitorización de signos vitales (FC) se comporta de manera óptima, logrando identificar y clasificar de manera correcta todas las patologías propuestas alcanzando la misma efectividad que los demás sistemas diseñados para el mismo fin. Es importante resaltar que, aunque se realizaron pruebas simuladas y no con pacientes para la detección de la bradicardia, el sistema mostró un buen resultado en el análisis y clasificación de los datos con una efectividad bastante alta. Además, este sistema es diseñado con el fin de apoyar al software de detección de caídas proporcionando un sistema más robusto mejorando la monitorización y atención oportuna a los pacientes brindando información importante acerca de la salud cardiovascular al presentarse alguna anomalía tras reportarse una caída o algún evento adverso en la frecuencia cardíaca permitiendo brindar una atención oportuna.

4.5 Justificación del por qué no se realizó el sistema de manera conjunta

Vale la pena resaltar que Inicialmente para este trabajo se propuso el diseño de un software unificado en el cual los dos sistemas trabajan en conjunto, pero debido a la complejidad de acceder a los lugares idóneos para la realización de las pruebas requeridas para su validación de manera articulada se decide presentar los sistemas de manera independiente dada la existencia de un trabajo anterior (sistema de detección de caídas), el cual ya había sido validado comprobando su efectividad. Sin embargo, se realiza la unificación de estos dos softwares sin presentar ningún tipo de problemas al hacer su diseño dado que los dos son desarrollados en el mismo lenguaje de programación (LabVIEW), permitiendo validar la contabilidad de estos dos sistemas. Al no contar con todo el proceso de pruebas y al no poder aplicar los sistemas de experimentación diseñados para este de manera conjunta el sistema final continúa en etapa de prueba hasta poder realizar su validación.

5. Capítulo 5

5.1 Conclusiones

El sistema de inferencia utilizando lógica difusa permitió realizar la clasificación de las diferentes acciones o movimientos y la activación de la alarma de manera correcta. Fue posible monitorear correctamente hasta seis pacientes, al mismo tiempo. Se evidenció que las condiciones de luz no afectaron la respuesta del sistema por lo cual el buen funcionamiento y la atención oportuna del paciente, por parte de la persona a cargo al detectar una caída, está garantizada, aún en condiciones adversas de iluminación.

Vale la pena resaltar que se logró realizar la detección de caídas con una precisión del sistema del 95.8%, la activación del sistema de alarma se realizó inmediatamente, creando un asistente tecnológico de ayuda adecuada y confiable que garantiza la integridad del paciente. Los anteriores resultados sugieren que la implementación de este sistema podría realizarse para cualquier tipo de ambiente, con o sin iluminación, y para monitorear varios pacientes al mismo tiempo.

En el desarrollo del algoritmo para la monitorización de signos vitales (FC) se logró comprobar que al realizar la comunicación serial y aplicar el código de procesamiento de datos no se presentan variaciones en los valores obtenidos desde el sensor polar h7, permitiendo realizar de manera correcta la clasificación de las diferentes patologías propuestas para este trabajo, además de comprobar la activación de la alarma al detectar un evento adverso creando un asistente óptimo para la monitorización de signos vitales.

A pesar de que los datos para la validación de la patología de bradicardia fueron obtenidos a partir de una simulación y no de un paciente se logra determinar que el sistema de simulación desarrollado ofrece todos los requerimientos necesarios para la validación de esta patología.

Aunque el software no se valida en conjunto se resalta que los dos sistemas son preciosos de manera independiente y son completamente compatibles al unificarse ya que son realizados en el mismo lenguaje de programación, permitiendo estimar que su funcionamiento sería el esperado en conjunto tras carecer de pruebas que validen su funcionamiento.

Bibliografía

- ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Caídas. [en línea]. Centro de prensa. 16 de enero de 2018. Notas descriptivas.” 2019. [Online]. Available: <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>. [Accessed: 27-May-2019]
- A Amini, K. Banitsas, and W. R. Young, “Kinect4FOG: monitoring and improving mobility in people with Parkinson’s using a novel system incorporating the Microsoft Kinect v2,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, pp. 1–8, May 2018. DOI: 10.1080/17483107.2018.1467975.
- P. Van Thanh et al., “Development of a Real-Time, Simple and High-Accuracy Fall Detection System for Elderly Using 3-DOF Accelerometers,” *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 44, no. 4, pp. 3329–3342, Apr. 2019. DOI: 10.1007/s13369-018-3496-4
- L. P. Malasinghe, N. Ramzan, and K. Dahal, “Remote patient monitoring: a comprehensive study,” *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, vol. 10, no. 1, pp. 57–76, Jan. 2019. DOI: 10.1007/s12652-017-0598-x
- D. N. Olivieri, I. Gómez Conde, and X. A. Vila Sobrino, “Eigenspace-based fall detection and activity recognition from motion templates and machine learning,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 5, pp. 5935–5945, Apr. 2012. DOI: 10.1016/j.eswa.2011.11.109
- A K. Bourke, P. W. J. van de Ven, A. E. Chaya, G. M. O’Laighin, and J. Nelson, “Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly,” in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, pp. 2844–2847. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649795
- A, K. Bourke, J. V. O’Brien, and G. M. Lyons, “Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm,” *Gait Posture*, vol. 26, no. 2, pp. 194–199, Jul. 2007. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.012

Paola A Quiceno Bedoya, Patricia Solarte v, "CALIDAD DE VIDA EN PACIENTES DEL PROGRAMA DE REHABILITACIÓN CARDIACA". Fundación universitaria del área andina seccional pereira facultad ciencias de la salud CALI, VALLE, 2016

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Op. cit.

DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICA – DANE. Reloj de población. [en línea]. Población proyectada a la fecha. 10 de julio de 2018. Notas descriptivas, c. [citado el 10 de julio de 2018]. Disponible en internet: <http://www.dane.gov.co/reloj/>.

A, Amini, K. Banitsas, and W. R. Young, "Kinect4FOG: monitoring and improving mobility in people with Parkinson's using a novel system incorporating the Microsoft Kinect v2," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, pp. 1–8, May 2018. DOI: 10.1080/17483107.2018.1467975

P. Van Thanh et al., "Development of a Real-Time, Simple and High-Accuracy Fall Detection System for Elderly Using 3-DOF Accelerometers," *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 44, no. 4, pp. 3329–3342, Apr. 2019. DOI: 10.1007/s13369-018-3496-4

L. P. Malasinghe, N. Ramzan, and K. Dahal, "Remote patient monitoring: a comprehensive study," *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, vol. 10, no. 1, pp. 57–76, Jan. 2019. DOI: 10.1007/s12652-017-0598-x

N. Lu, Y. Wu, L. Feng, and J. Song, "Deep Learning for Fall Detection: Three-Dimensional CNN Combined With LSTM on Video Kinematic Data," *IEEE J. Biomed.*

Heal. Informatics, vol.23,no.1,pp.314323,Jan.2019.DOI:10.1109/JBHI.2018.280828

O. Kerdjidj, N. Ramzan, K. Ghanem, A. Amira, and F. Chouireb, "Fall detection and human activity classification using wearable sensors and compressed sensing," *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, Jan. 2019. DOI: 10.1007/s12652-019-01214-4

MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL. Resolución número 1446 de 8 mayo de 2006. [en línea]. Ministerio de salud, 2006. Monitoria del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención en Salud. [citado el 28 de julio de 2018]. Disponible en internet: https://www.minsalud.gov.co/normatividad_nuevo/resolución_1446_de_2006_-_anexo_técnico.pdf

OMS, O. Y. (julio, 2007). Clasificación Estadística Internacional de Enfermedades y Problemas Relacionados con la Salud. Washington: ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)

ENSE4 CARE. (31 de agosto de 2018). Detector de caídas angel 4

KOMARIĆ, Božidar. El dispositivo FallWatch Vigi'Fall. [en línea]. croacia :17 junio del 2013. Disponible en internet: <http://www.racunalo.com/fallwatch-vigifall-uredaj-uz-pomoc-tehnologije-i-eu-olaksava-zivot-starijih-ljudi/>

topasistencia. (2018). detector-de-caídas

SENO CARE. (17 septiembre del 201). sensores Optiscan de prevención de caídas durante la noche. Madrid: SENOCARE

Technology, I. o. (2018). Proyecto de la School of Electrical and Computer Engineering. Georgia.

RAJABI, H. y. (marzo 11 del 2015). An Intelligent Video Surveillance System for Fall and Anesthesia Detection for Elderly and Patients. IEEE

BAUER, Paul, et al. Modeling Bed Exit Likelihood In A Camera-Based Automated Video Monitoring Application. En: IEEE. 2017. P. 1-6

BRUNETE, Alberto, et al. Home Camera-Based Fall Detection System for the Elderly. [en línea]. En: MDPI. 2017. P. 1-20. [citado el 10 de julio del 2018]. Disponible en internet: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2864>. ISSN: 1424-8220.

SignosVitales.(2018).Recuperadode<https://www.importancia.org/signos-vitales.p>.

clustersalud.(2019).vita-data-la-pulsera-que-rastrea-lossignos-vitales-en-tiempo-real.
americaeconomia

care, I. (s.f.). Liip Smart Monitor

MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL, et al. Op. cit.

JOUR, Marcela, Judy, Ospina, Moreno, Sánchez, Manuel, Castilla Nevis, Wanumen, Luis, 2014/07/09, SISTEMA DE ALERTAS DE SIGNOS VITALES Y DE UBICACIÓN A TRAVÉS DE DISPOSITIVOS MÓVILES, CICOMER.

González, Marvin, Amelia M Brugiati, Carlos R Barría, and Cristian Pinzón. 2018. "Diseño de Un Sistema Experto Para La Monitorización de Signos Vitales En Adultos Mayores." 16 th LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education, and Technology(1):19–21.http://www.laccei.org/LACCEI2018-Lima/student_Papers/SP132.pdf.

Galera, Alberto, and David Girbau Sala. 2009. "Sistema de Monitorización Remota de Signos Vitales Por Microondas."

Osorio Ochoa, Celina et al. 2011. "Análisis de La Marcha Mediante Plataforma Kinect."(NOVEMBER):17–21.<https://www.researchgate.net/publication/235427731>

Rodríguez-Marroyo., J. G.-L. (2012). Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física. cap 5, Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. Barcelona: Paidotribo, Barcelona.

FRIAS CARRILLO, Laura. Kinect para Windows V2. Microsoft. [en línea]. México. 2014. [citado el 10 de octubre del 2018]. Disponible en internet: <http://blogs.msdn.com/b/laurafrias/>.

R. Pérez, "Procesado y Optimización de Espectros Raman mediante Técnicas de Lógica Difusa: Aplicación a la identificación de Materiales Pictóricos," 2015.

C. González M., "Lógica Difusa: Una introducción práctica." 2011.

J. (2016, noviembre 14). Bluetooth en Arduino. Recuperado de <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/13/bluetooth-en-arduino/>

University of Rochester Medical Center Rochester, NY

Desarrollo de un Sistema Experto Basado en Logica Fuzzy para la Dosificacion de Sevoflorane (Cardioinfantil n.d.)

Cambios en los signos vitales con la edad. (2020, mayo 7). Recuperado de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/004019.htm>

Y. Nizam, M. N. Haji and M. M. Abdul, "Human Fall Detection from Depth Images using Position and Velocity of Subject," Procedia Computer Science, vol. 105, pp. 131-137, 2017. DOI: 10.1016/j.procs.2017.01.191

IPI SOFT LLC. IPi Recorder. Ipi docs. [en línea]. 2018. [citado el 5 de octubre de 2018]. Disponible en internet: http://docs.ipisoft.com/iPi_Recorder

La frecuencia cardiaca máxima disminuye con la edad porque se reduce la actividad eléctrica del nodo sinusal. (2013, octubre 15). Recuperado de <https://elmedicointeractivo.com/frecuencia-cardiaca-maxima-disminuye-edad-poue-reduce-actividad-electrica-nodo-sinusal-20131015151121045787/>

Internacional Electrotechnical Commission (IEC), IEC 1131 Programmable Controllers. Part 7: Fuzzy Control Programming IEC 1131-7, 1997.

Technologies, A. W. (2018). Oxímetro de Mano Edan H100B. Recuperado de <https://sinebi.com/productos/oximetro-de-mano-edan-h100b.htm>