

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson



Juan David Arango Paredes
Yoseth Jesualdo Ariza Araújo
Andrés Navarro Cadavid
(compiladores)

***AUTOMATIZACIÓN DE PRUEBAS CLÍNICAS
PARA EL DIAGNÓSTICO Y MONITOREO DE
LA ENFERMEDAD DE PARKINSON***

AUTOMATIZACIÓN DE PRUEBAS CLÍNICAS PARA EL DIAGNÓSTICO Y MONITOREO DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON

*Juan David Arango Paredes
Yoseth Jesualdo Ariza Araújo
Andrés Navarro Cadavid
(Compiladores)*

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson
© Juan David Arango, Yoseth Jesualdo Ariza y Andrés Navarro Cadavid [Compiladores] y varios autores.

1 ed. Cali, Colombia. Universidad Icesi, 2019

92 p., 19x24 cm

Incluye referencias bibliográficas

ISBN: 978-958-8936-89-5 / 978-958-8936-90-1 (PDF)

<https://doi.org/10.18046/EUI/iys.1.2019>

1. Parkinson Disease 2. Early Diagnosis 3. Medical Informatics Application (MeSH) I.Tit
616.28 – dc22

© Universidad Icesi, 2019

Facultad de Ingeniería

Facultad de Salud

Colección Ingeniería & Salud

Rector: Francisco Piedrahita Plata

Decano Facultad de Ingeniería: Gonzalo Ulloa Villegas

Decana Facultad de Salud: Yuri Takeuchi

Coordinador editorial: Adolfo A. Abadía



Producción y diseño: Claros Editores SAS.

Editor: José Ignacio Claros V.

Ilustraciones: David Baeza, Juan David Arango, Victor Adrián Hernández

Impresión: Carvajal Soluciones de Comunicación.

Impreso en Colombia / *Printed in Colombia.*

La publicación de este libro se aprobó luego de superar un proceso de evaluación doble ciego por dos pares expertos.

El contenido de esta obra no compromete el pensamiento institucional de la Universidad Icesi ni le genera responsabilidades legales, civiles, penales o de cualquier otra índole, frente a terceros.



Calle 18 #122-135 (Pance), Cali-Colombia

editorial@icesi.edu.co

www.icesi.edu.co/editorial

Teléfono: +57(2) 555 2334

La Universidad Icesi y la Fundación Clínica Valle del Lili vienen desarrollando desde 2012 un trabajo de investigación enfocado en la construcción de instrumentos tecnológicos que permitan valoraciones objetivas, tanto en los procesos de detección de la enfermedad de Parkinson en estadios tempranos, como en el monitoreo de la evolución de la enfermedad. En este proceso se han desarrollado proyectos de pequeña escala, financiados con recursos de la Universidad y de la Fundación, y un proyecto de mayor escala, financiado primordialmente por el Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación (Colciencias), cada uno de ellos ha aportado a la construcción del conocimiento y a la obtención de los resultados presentes. Los proyectos mencionados son: “Evaluación de dos sistemas, (PDaily y e-Motion), desarrollados para apoyar el seguimiento de pacientes con enfermedad de Parkinson en la consulta especializada de neurología de la Fundación Valle del Lili”; “Desarrollo de una versión mejorada del sistema e-Motion, de apoyo para diagnóstico seguimiento clínico y estudio de la enfermedad de Parkinson”; “Evaluación de la magnitud en el balanceo de los brazos y la asimetría de la marcha en pacientes con EP en estadios tempranos”; y “Validación de una cámara de profundidad para el análisis del movimiento”. Los autores agradecen a las tres entidades.

Juan David Arango Paredes

Ingeniero de Sistemas y Máster en Informática y Telecomunicaciones de la Universidad Icesi (Cali, Colombia). Como estudiante miembro del Grupo de Investigación en Informática y Telecomunicaciones (i2t), participó activamente en el desarrollo de sistemas computacionales aplicados al diagnóstico de enfermedades neurodegenerativas, con énfasis en el uso del Kinect como auxiliar para el diagnóstico temprano de la enfermedad de Parkinson. homero379@gmail.com

Yoseth Jesualdo Ariza Araújo

Médico de la Universidad Nacional de Colombia (Bogotá), con Maestría en Epidemiología de la Universidad del Valle (Cali, Colombia). Es profesor de tiempo completo, adscrito al departamento de Salud Pública y Medicina Comunitaria de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Icesi (Cali). Sus áreas de interés en investigación incluyen: e-Health, epidemiología, enfermedades neurológicas y salud pública. yjariza@icesi.edu.co

Andrés Navarro Cadavid

Doctor Ingeniero en Telecomunicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia (España), Máster en Gestión Tecnológica e Ingeniero Electrónico de la Universidad Pontificia Bolivariana (Medellín, Colombia). Es profesor de tiempo completo y Director del Grupo de Investigación en Informática y Telecomunicaciones (i2t) de la Universidad Icesi (Cali, Colombia). Es: investigador senior (Colciencias), miembro senior del IEEE, presidente del capítulo Comunicaciones del IEEE Colombia, consultor internacional y miembro de Grupo de Estudio 1 de la Unión Internacional de Telecomunicaciones. anavarro@icesi.edu.co

Jorge Luis Orozco

Médico de la Universidad del Cauca (Popayán, Colombia); Neurólogo del Instituto Neurológico de Colombia / Pontificia Universidad Javeriana; Máster en Parkinson y Trastornos del Movimiento de la Universidad de Murcia (España). Es profesor de Neurología de la Universidad ICESI, Coordinador del Grupo de Investigación en Parkinson y Trastornos del Movimiento (Clínica Fundación Valle del Lili, FVL/ Universidad Icesi), Director del Departamento de Neurología de la FVL y Director de la Alianza Parkinson Cali. jlorozcovelez@gmail.com

Beatriz Elena Muñoz Ospina

Psicóloga, Magister en Psicología y candidata a Doctora en Ciencias Biomédicas de la Universidad del Valle (Cali, Colombia). Trabaja con la Fundación Valle del Lili FVL (Cali), donde se desempeña como neuropsicóloga clínica del área de Neurología y Neurocirugía. Es docente del departamento de Ciencias Sociales de la Universidad Javeriana de Cali. Sus intereses en investigación están focalizados en las neurociencias, con énfasis en las enfermedades neurodegenerativas. Formó parte del equipo del proyecto e-Motion, desarrollado por las Facultades de Ingeniería y Salud de la Universidad Icesi y la FVL. bmospina@javerianacali.edu.co

Wilfredo Agredo

Candidato a Doctor en Ciencias Biomédicas y Médico Cirujano de la Universidad del Valle (Cali, Colombia); Especialista en Pedagogía y Didáctica del Entrenamiento Deportivo y en Actividad Física Terapéutica de la Escuela Nacional del Deporte, END (Cali, Colombia); Máster en Fisiología de la Universidad del Valle y en Análisis Clínico de la Marcha de la University of Salford (Manchester, UK); y Tecnólogo en Sistema del Centro Colombiano de Estudios Profesionales (Cali, Colombia). Es profesor investigador de la Universidad Autónoma de Occidente (Cali, Colombia) y Coordinador del Laboratorio de Biomecánica de la END. Sus áreas de interés en investigación son: Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación, e Ingeniería Clínica. wagredo@uao.edu.co

Yor Jaggy Castaño

Ingeniero Telemático, estudiante de la Maestría en Informática y Telecomunicaciones y miembro del Grupo de Investigación en Informática y Telecomunicaciones (i2t) de la Universidad Icesi (Cali, Colombia). Sus intereses en investigación están focalizados en aplicaciones de e-Health. Su tesis de grado, actualmente en curso, consiste en el desarrollo de un prototipo de software para determinar el riesgo de caída mediante el análisis de la postura corporal. yorjaggy@gmail.com

Tabla de contenido

Nota del editor	17
Presentación	19
Enfermedad de Parkinson y análisis de marcha	23
Resumen	23
Enfermedad de Parkinson	24
Análisis de marcha	28
Instrumentos de medición de la marcha	30
Conclusiones	34
Referencias	34
Confiabilidad del uso de Kinect como complemento de la evaluación clínica	41
Resumen	41
Introducción	42
Descripción del sistema	43
Procedimiento de la prueba	44
Resultados	47
Discusión, conclusiones y trabajo futuro	50
Referencias	51
Análisis automatizado de marcha usando Kinect™ y Wavelets	53
Resumen	53
Introducción	54
Estado del arte	55
Recursos y métodos	57
Resultados y discusión	60

Conclusiones	63
Referencias	63
Sistema de apoyo a la evaluación clínica de la marcha para personas con EP	67
Resumen	67
Problemática	68
Diseño de la solución	69
Desarrollo de la solución	72
Evaluación de la solución	76
Conclusiones y trabajo futuro	78
Referencias	80
Anexos. Interfaces gráficas de usuario	83
Anexo 1. e-Motion - Interfaz gráfica de usuario	85
Anexo 2. Pdaily (v0.9, iOS) - Interfaz gráfica de usuario	87
Anexo 3. SND - Interfaz gráfica de usuario	89

Índice de tablas

Tabla 1. Progresion de la enfermedad y requisitos del sistema de salud	26
Tabla 2. Variables asociadas con el análisis de marcha	30
Tabla 3. Datos generales en cada paso del proceso de filtrado	48
Tabla 4. Resultados de la descomposición antes y después de la corrección de errores	61
Tabla 5. Variables espaciotemporales promedio (\bar{x}) y su desviación estándar (σ)	62
Tabla 6. Valores p obtenidos en la prueba Mann-Whitney	62
Tabla 7. Variables espaciotemporales (tobillo derecho)	77
Tabla 8. Variables espaciotemporales (tobillo izquierdo)	77

Índice de figuras

Figura 1. Ciclo de la marcha compuesto por los periodos, las tareas y las fases desde el punto de observación de la extremidad derecha	31
Figura 2. Punto de vista de Kinect™ generado por Microsoft® Kinect™ Studio (a) Esquema del corredor: trayecto BA válida seleccionada para el análisis (b)	45
Figura 3. Para el análisis se seleccionaron los tobillos porque en el sistema de referencia tenían el mismo punto anatómico	46
Figura 4. Triplete final luego de la sincronización en el eje de profundidad (Ecuación 5)	49
Figura 5. Corredor utilizado para la captura de información con el Kinect™ ..	58
Figura 6. Secuencias binarias para cada descomposición de Wavelet	59
Figura 7. Subdominios y su interacción	72
Figura 8. Diagrama de despliegue de alto nivel de los microservicios desarrollados en contenedores de Docker	75
Figura 9. Diagrama de despliegue e-Motion services y Analysis	76

Acrónimos

AMQP	Advanced Message Queuing Protocol
API	Application Programming Interface
CRUD	Create, Read, Update and Delete
DDD	Domain-Driven Design
DGI	Dynamic Gait Index
EEG	Electroencefalografía
eMC	e-Motion Capture
EMG	Electromiografía
EP	Enfermedad de Parkinson
FVL	Fundación Valle del Lili
HCI	Human-Computer Interface
H&Y	Hoehn y Yahr
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
HTTPS	Hypertext Transfer Protocol Secure
IC	Interclass Correlation
MC	Movement Capture
M-EVD	Aspectos Motores de las Experiencias de la Vida Diaria
NIH	National Institute of Health
nM-EVD	Aspectos No-Motores de las Experiencias de la Vida Diaria

OMS	Organización Mundial de la Salud
pdaily	Parkinson's Daily
PIGD	Postural Instability and Gait Difficulty
RGB-D	Red Green Blue – Depth
sEMG	Electromiografía de superficie.
SND	System of Neurological Diseases
SOA	Services Oriented Architecture
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale

Nota del editor

Desde 2012, los grupos de investigación i2t y Biomédica de las Facultades de Ingeniería y Salud de la Universidad Icesi, en asociación con la Fundación Valle del Lili, han realizado investigaciones dirigidas a comprobar si un dispositivo tradicional de juegos, el Kinect™, puede ser utilizado como un dispositivo de captura de movimiento capaz de aportar información que complementa de manera acertada, oportuna y relevante, a la evaluación clínica de personas con enfermedad de Parkinson, que realizan los profesionales de la salud.

Sus avances han sido notables y así se ha reportado a la comunidad científica internacional a través de la presentación de ponencias en reconocidos eventos científicos internacionales. Este libro se publica, primordialmente, como una compilación de ellos y tiene varios fines: el primero, recoger en un solo documento esos trabajos, de tal manera que sirvan como una guía ordenada para los estudiosos del tema; el segundo, hacer una entrega de estos avances y resultados a la comunidad de habla hispana; y el tercero, darle a estos trabajos un mejor contexto, a través de la preparación de textos complementarios.

El libro inicia con un capítulo inédito “Enfermedad de Parkinson y análisis de marcha”, preparado pensando en la necesidad de contar con una base que le entregue al lector un punto de partida uniforme, con los elementos necesarios para abordar “lo que viene”. El segundo capítulo es una adaptación de “A reliability assessment software using Kinect to complement the clinical evaluation of Parkinson’s disease”, ponencia presentada en Milán (Italia), durante la 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); el tercer capítulo es una adaptación de dos ponencias: “Spatiotemporal gait variables using wavelets for an objective analysis of Parkinson disease”, presentada en Gjøvik (Noruega) durante la 15th

Nota del editor

International Conference on Wearable, Micro and Nano Technologies for Personalized Health (pHealth 2018), y “Automated gait analysis using Kinect and Wavelets”, presentada en Ostrava (República Checa) durante la IEEE International Conference on E-health Networking, Application & Services. El libro finaliza con un capítulo inédito: “Sistema de apoyo a la evaluación clínica”, que pretende darle un cierre adecuado al material presentado.

Si bien uno de los propósitos declarados es el de armar una obra completa, los autores reconocen que el interés de un lector –en particular de quienes están más familiarizados con esta materia– puede estar limitado a un tema en particular, y por ello cada capítulo conserva un cuerpo independiente y es completo en sí mismo, y tiene su propio resumen y su lista de referencias.

Presentación

El envejecimiento y las enfermedades relacionadas con él, incluyendo la Enfermedad de Parkinson (EP), se han convertido en un problema de salud pública en todo el mundo, primordialmente porque al ser crónicas tienen un alto impacto en el costo de la atención de salud.

En la población de edad avanzada las alteraciones en la marcha y en la postura aumentan el riesgo de caídas y tienen, en consecuencia, el potencial de limitar o impedir su movilidad y con ello de reducir o eliminar su nivel de independencia para el desarrollo de sus actividades cotidianas.

El patrón de marcha en las personas con EP se caracteriza por la reducción de la velocidad al caminar, el aumento de la fase de apoyo, la disminución de la longitud de la zancada y la disminución de la amplitud en las extremidades inferiores. Las variaciones en el patrón de marcha no se pueden medir de manera objetiva en la exploración clínica, por lo que se requiere del uso de dispositivos que arrojen medidas válidas y reproducibles, que permitan detectar dichos cambios e indicar así la evolución de la enfermedad o de la farmacoterapia.

Los métodos disponibles para realizar estas mediciones están basados en costosos y complejos sistemas de captura de movimiento, por lo que el acceso a ellos, para su uso en la práctica clínica, es muy limitado, aún más en los sistemas de salud de los países en desarrollo.

El interés en el uso de Kinect™ como un sensor de captura de movimiento en diferentes contextos existe desde cuando el sensor fue liberado con la consola. Se ha usado, no solo para videojuegos, sino también en “temas serios”, como la identificación de nuevos métodos para el seguimiento del cuerpo en tiempo real y la realización de mediciones ergonómicas del lugar de trabajo.

Presentación

Los grupos de investigación i2t y Biomédica de las facultades de Ingeniería y Salud de la Universidad Icesi, en asocio con la Fundación Valle del Lili, vienen investigando este tema desde 2012, con dos propósitos centrales: el primero, comprobar si un Kinect™ utilizado como dispositivo de captura de movimiento puede aportar a la medición y el análisis de las variables asociadas con la marcha en personas con EP y permite agregar información acertada, oportuna y relevante que se pueda usar como complemento en la evaluación clínica que realizan los profesionales de la salud; y el segundo, crear un sistema con la capacidad de ejecutar pruebas clínicas asociadas con el análisis dinámico de la marcha en personas con EP.

Tal como ocurre en los casos reportados de adaptación de este tipo de dispositivos para usos distintos del juego –que cuentan con una evaluación formal de su rendimiento frente al de un método de referencia, y de una definición de si se trata de métodos intercambiables o complementarios–, en éste su validez, replicabilidad y objetividad se ha evaluado tomando como patrón de referencia a la evaluación clínica, y sus resultados han sido comparados con los de un laboratorio de marcha comercial, el *gold standard* de esta actividad (ver capítulo 2).

Este libro está organizado así: en el primer capítulo se describe la EP con énfasis en sus características, síntomas e instrumentos de medición, y se presenta al Kinect™ como una alternativa tecnológica con la que se podrían obtener resultados clínicamente aceptables, con menor complejidad, a menor costo, para el análisis de la marcha; en el segundo capítulo se presenta la validación de la estrategia e instrumentos propuestos por el grupo investigador –la combinación del uso de Kinect™ y e-Motion, un software desarrollado por ellos–, a partir de la comparación de sus resultados con los obtenidos usando una sofisticada referencia comercial con múltiples cámaras de captura de movimiento 3D para el seguimiento del patrón de marcha; en el tercero, se muestra un avance significativo, se propone y valida un método novedoso de bajo costo y escasa complejidad para obtener automáticamente las fases de la marcha –un tema fundamental para el monitoreo de la EP–, el cual alcanzó una precisión de 96 % y tiene el potencial de permitir a los expertos clínicos diagnosticar y evaluar personas con EP en un tiempo corto sin usar tecnologías invasivas; en el último capítulo se propone una alternativa de software de apoyo a procesos esenciales de la evaluación clínica de la EP basado en microservicios –un enfoque de arquitectura de software que permite disponer de componentes autónomos

capaces de apoyar procesos clínicos en diferentes enfermedades—, y se definen los siguientes pasos en este continuo de investigación.

Para cerrar esta presentación, cabe mencionar que la dinámica del trabajo conjunto desarrollado por los grupos i2t y Biomédica fue útil para evidenciar la importancia de esta línea de investigación y destacar las bondades de la estrategia de unir capacidades y perspectivas diversas para la solución de los retos que ella implica. El producto tangible de esta evidencia es el Centro de Investigación en Tecnologías (CENIT) –creado al interior de la Universidad Icesi con la participación de i2t, Biomédica y los grupos de investigación Leonardo (Diseño Industrial) e iCubo (Ingeniería Industrial)–, el cual responde a la dinámica del uso de tecnologías en salud, dentro del contexto colombiano. CENIT es además el responsable técnico de la colección editorial “Ingeniería y Salud”, de la que hace parte este libro.

CAPÍTULO I

Enfermedad de Parkinson y análisis de marcha

Juan David Arango, Yoseth Ariza Araújo, Andres Navarro Cadavid

Universidad Icesi / Cali, Colombia

Resumen

La enfermedad de Parkinson (EP) es el segundo desorden neurodegenerativo más frecuente en el mundo, su incidencia aumenta después de los sesenta años, un hecho que sumado al progresivo envejecimiento de la población explica por qué su prevalencia se viene incrementado. El deterioro de la marcha es uno de sus síntomas de mayor importancia, su impacto negativo es significativo ya que reduce la independencia de las personas en la medida en que limita el desarrollo autónomo de sus actividades cotidianas y las hace dependientes de la ayuda de terceros. La comprensión de la marcha le permite a los profesionales de la salud diseñar mejores estrategias terapéuticas, lo que implica una mejor calidad de vida de sus pacientes. Si bien existen en el mercado alternativas tecnológicas que proveen análisis de la marcha y sus variables con alta calidad, ellas corresponden a sistemas poco viables para su uso en el contexto clínico de la consulta, no solo por su complejidad, sino por el estrés que su uso genera sobre el paciente. Además, estos sistemas, por su costo y complejidad operativa, están fuera del alcance de buena parte de las instituciones de salud de los países en desarrollo. En este capítulo se describe la EP, con énfasis en sus características, síntomas e instrumentos de medición, y se presenta al Kinect™ como una alternativa tecnológica con la que se podrían obtener resultados clínicamente aceptables, con menor complejidad, a menor costo.

Enfermedad de Parkinson

La Enfermedad de Parkinson (EP) es el segundo desorden neurodegenerativo más común después de la enfermedad de Alzheimer. Por sus características y su asociación con la edad, se espera que represente un aumento de la carga económica en las sociedades a medida que la población envejece. El interés por la investigación en la EP ha aumentado principalmente por el descubrimiento de sus causas genéticas, sin embargo, estas mutaciones representan solo una pequeña proporción, pues el 90% parece corresponder a casos esporádicos [1].

La EP se incrementa levemente con la edad y puede presentar diferencias significativas según el género entre personas de 50 a 59 años, con una prevalencia de 41 y 134 por cada cien mil habitantes, en mujeres y hombres, respectivamente. Según la localización geográfica, la prevalencia en personas de 70 a 79 años es de 1.601 por cada cien mil habitantes en Norteamérica, Europa y Australia, y de 646 por cada cien mil habitantes en Asia [2].

La mayoría de los estudios que informaron la prevalencia bruta general (incluidos hombres y mujeres de todas las edades) es de 100 y 200 por cada cien mil habitantes [3]. Se ha sugerido que las diferencias en la prevalencia están relacionadas con factores de riesgo ambiental y con diferencias en los antecedentes genéticos de la población estudiada. No hay evidencia de que un aumento en el número de pacientes nuevos que se diagnostican cada año tenga que ver con variaciones en los factores causales, pero probablemente sí con una mayor conciencia y un reconocimiento más temprano de la enfermedad.

Aunque por lo general la EP comienza en la quinta o sexta década de vida, la evidencia reciente muestra una mayor incidencia con el avance de la edad [4]. Durante mucho tiempo se ha reconocido que una pequeña proporción de personas desarrolla la enfermedad a una edad temprana. Cuando la enfermedad inicia antes de los cuarenta años se denomina “EP de inicio temprano”; cuando comienza entre los veintiuno y los cuarenta, “EP de comienzo juvenil”; y cuando lo hace antes de los veinte años, “parkinsonismo juvenil”.

Los datos disponibles de incidencia de la EP en Colombia fueron recolectados entre septiembre de 1995 y agosto de 1996 mediante el Estudio Neuroepidemiológico Nacional (EPINEURO), del cual se destaca que la EP fue detectada en personas mayores de sesenta años y que más de la mitad de las personas con EP vivía en la región noroccidental del país. La prevalencia en Colombia para la EP fue de 4.7 por cada mil habitantes, ajustada por edad y

sexo (IC 95 %: 2.2 a 8.9) [5]. Otros investigadores han estimado la prevalencia en regiones específicas de Colombia, en un estudio desarrollado por Sánchez et al., [6] en el departamento de Antioquia, entre 1996 y 2000, se encontró una prevalencia general de la EP de 30.7 por cada cien mil habitantes (IC 95 %: 29.2 a 32.2), y de 176.4 por cada cien mil habitantes (IC 95 %: 166.6 a 186.3) en sujetos mayores de cincuenta años. No existen datos más actuales sobre la incidencia, la expresión y el comportamiento de la EP en la población colombiana.

Se estima que el progreso de la enfermedad puede darse en una ventana de tiempo de entre tres y veinte años y que los síntomas no motores anteceden en al menos veinte años a los síntomas motores [7]. Recientemente se han descrito síntomas no motores que anticipan o acompañan la enfermedad, tales como: pérdida del olfato, dolor, alteraciones del sueño, depresión y estreñimiento [4] - [6], [8] - [10]. Adicionalmente, se presentan alteraciones cognoscitivas que pueden ir, desde una disfunción ejecutiva, hasta un síndrome demencial con alto impacto funcional [11], [12].

ETAPAS DE LA ENFERMEDAD

La EP se puede subdividir en cuatro etapas, de acuerdo con el nivel de discapacidad que provoca, así: temprana, intermedia, avanzada y final. En cada una de ellas etapas, tanto cuidadores y familiares, como los servicios de salud, deben considerar un tratamiento diferencial. La Organización Mundial de la Salud (OMS) en el capítulo tres de su “Neurological disorders: Public health challenges” [13] proporciona un algoritmo acerca de los cambios en los requisitos de los sistemas de salud dependiendo del nivel de avance de la enfermedad (ver TABLA 1).

PRINCIPALES SÍNTOMAS

La bradiquinesia o bradicinesia se refiere a la lentitud en los movimientos y a la dificultad para iniciarlos y mantenerlos voluntariamente. La rigidez se caracteriza por una mayor resistencia al estiramiento pasivo de los músculos esqueléticos y aunque es menos común que el temblor, se presenta al inicio de la enfermedad.

El temblor en reposo es uno de los más comunes y cardinales síntomas motores iniciales y se presenta con una frecuencia de oscilación de 4 a 6 Hz [14]-[16]. Sin embargo, 25 % de los pacientes con EP nunca desarrolla este síntoma [14].

Enfermedad de Parkinson y análisis de marcha

Tabla 1. Progresión de la enfermedad y requisitos del sistema de salud

Etapa	Recursos en Salud	Impacto de la enfermedad
Inicial	Controles médicos periódicos. Clínica ambulatoria, puede ser administrado por un especialista. Requisitos de tratamiento simples.	Autonomía preservada e independencia. Puede retener su trabajo.
Intermedia	Se requiere control médico más frecuente. Puede necesitar atención especializada. Los requisitos de tratamiento son más complejos: terapia física y del habla, en algunos casos cirugía.	Discapacidad motriz más evidente. Complicaciones motoras: fluctuaciones y discinesias.
Avanzada	Puede requerir ingresos hospitalarios y la participación de otras especialidades médicas: urólogo, clínico, gastroenterólogo, ortopedista, psiquiatra; enfermera especializada, trabajadores sociales. Puede requerir cirugía de EP.	Complicaciones motoras más pronunciadas; complicaciones no motoras: deterioro urinario, autonómico, cognitivo. Trastornos de la deglución.
Final	Institucionalización como último recurso.	Discapacidad mayor: el paciente puede quedarse postrado en la cama o necesitar un grado significativo de asistencia (sonda de alimentación, gastrectomía).

El temblor en la EP es normalmente supinación / pronación, asimétrico y más prominente en la parte distal de una extremidad; se pierde durante el sueño, se reduce en la acción y empeora por la excitación, ansiedad o aprensión.

Los síntomas axiales, incluidas la inestabilidad postural y la alteración del habla, no son típicos del inicio de la enfermedad, pero se convierten en una complicación común de la EP avanzada. La inestabilidad postural y las dificultades en la marcha (PIGD, *Postural Instability and Gait Difficulty*) se incrementan desde 53.8 % hasta 88.1 % durante los primeros ocho años [17]. Un factor relevante de la PIGD es el riesgo de caídas, pues ellas pueden conducir a la pérdida de la movilidad y su consecuente reducción de la independencia. El 70 % de los pacientes con EP presenta al menos una caída al año, de ellos el 16.9 % ha sufrido fracturas en los huesos, con un tiempo promedio de nueve años desde el inicio de la enfermedad [17], [18]. Las alteraciones de la marcha son uno de los principales problemas de los pacientes con EP, se presentan con la reducción de la velocidad al caminar, la menor longitud de paso y un decremento en la amplitud de los miembros inferiores [19], [20].

HERRAMIENTAS DIAGNÓSTICAS

Una de las principales herramientas clínicas diagnósticas es la Escala de Evaluación de la Enfermedad de Parkinson (UPDRS, *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) [21], la misma que se divide en las siguientes cuatro partes:

- Aspectos No-Motores de las Experiencias de la Vida Diaria (nM-EVD), relacionados con preguntas como deterioro cognitivo, alucinaciones y psicosis, problemas de sueño, etc.;
- Aspectos Motores de las Experiencias de la Vida Diaria (M-EVD), relacionados con problemas de habla, masticación y deglución, darse la vuelta a la cama, temblor y marcha y equilibrio, entre otros;
- Exploración motora, evaluación por medio de la observación simple del golpeteo de los dedos, la agilidad en las piernas, el temblor y su amplitud, el congelamiento en la marcha, la postura, etc.; y
- Complicaciones motoras: evaluación de la presencia de eventos tales como distonías, discinesias y alteraciones entre estados *on* y *off*, etc.

En el tercer ítem se hace énfasis en los componentes específicos de la marcha, lo que en teoría evalúa varios aspectos: amplitud de la zancada, velocidad de la zancada, altura a la que se levantan los pies, taloneo al caminar y giro y balanceo de los brazos. Sin embargo las opciones de respuesta para el numeral son categorías ordinales de severidad, que sólo corresponden a características cualitativas de la marcha en general, como un todo, y que no consideran la naturaleza de las variables cuantitativas evaluadas ni la contribución de cada una de ellas.

La evaluación de la marcha para identificar las alteraciones específicas de la enfermedad es realizada por el profesional clínico a través de la observación, que es la mejor herramienta en la actualidad para la atención de estos pacientes.

Sin embargo, esta aproximación tiene dos grandes limitaciones:

- la dificultad para valorar con precisión la magnitud del compromiso, y
- la alta variabilidad inter/intra observadores [22]-[24].

Esta última limitación, cobra mayor importancia porque podría generar criterios o valoraciones diferenciales entre los profesionales que intervienen desde diversas disciplinas a los pacientes.

Análisis de marcha

EVALUACIÓN CLÍNICA DE LA MARCHA

El proceso clínico para la atención a pacientes está dividido en tres fases: la primera consiste en el diagnóstico de la enfermedad, busca clasificar e identificar a qué categoría clínica pertenece la dolencia del paciente mediante la realización de pruebas clínicas o paraclínicas; a partir de la fase de diagnóstico se desarrolla una estrategia terapéutica o de tratamiento de la enfermedad, cuyo tiempo de duración depende directamente de la complejidad y dificultad de la enfermedad; la última consiste en el seguimiento a la enfermedad lo que en el caso de la EP, por ser crónica, varía en años o décadas, lapso durante el que se ajustan las estrategias terapéuticas a los pacientes para minimizar el impacto en sus actividades diarias.

El amplio espectro de las manifestaciones clínicas y de los síntomas de la enfermedad requiere de la aplicación estratégica de pruebas clínicas complementarias que permitan determinar la magnitud del compromiso motor y cognitivo. Esta información es necesaria para el seguimiento y permite evaluar la respuesta a las conductas terapéuticas instauradas [7]. No obstante, durante el proceso de evaluación clínica existe variabilidad ínter/intra evaluadores u observadores, aún en grupos de expertos.

COMPONENTES DE LA MARCHA

Caminar o marchar es una de las más básicas y ubicuas formas del movimiento humano, su unidad básica es el ciclo de la marcha, el que se define como el primer contacto de talón con el suelo y el segundo contacto de talón con el mismo pie. Durante un ciclo el cuerpo atraviesa una distancia llamada zancada; cada zancada se compone de un paso por cada pie, estos dos pasos normalmente se presentan de forma simétrica. La frecuencia de los pasos se conoce como cadencia (pasos/minuto). La velocidad de la marcha se calcula como la cadencia multiplicada por la longitud del paso. En la práctica, la velocidad se calcula registrando el tiempo necesario para atravesar una distancia medida [25].

El ciclo de la marcha está dividido en segmentos que representan diferentes funciones, limitada por el tiempo de duración del ciclo. Cuando una extremidad inferior da soporte al cuerpo durante el ciclo se le llama fase de soporte y cuando deja el piso se le llama fase de balanceo. La relación entre las fases

de soporte y balanceo es de 60 % y 40 % respectivamente. En la FIGURA 1 se observa el ciclo completo de la marcha y cada uno de sus componentes.

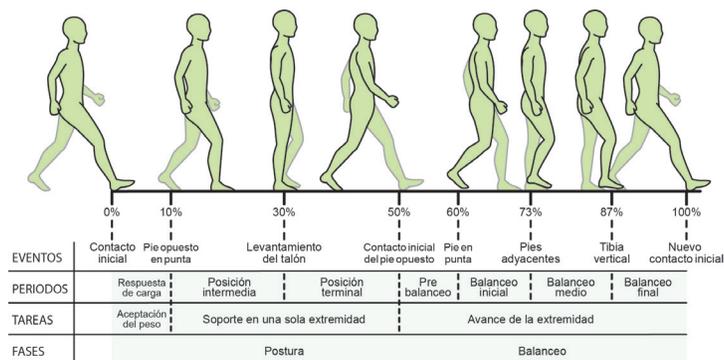


Figura 1. Ciclo de la marcha: periodos, tareas y fases desde el punto de observación de la extremidad derecha [25]

La fase de soporte está compuesta por las tareas de recepción de carga y soporte de sólo una extremidad. La recepción de carga se da cuando la extremidad en observación comienza a recibir todo el peso del cuerpo, mientras que la tarea de soporte se presenta cuando todo el peso del cuerpo recae sobre esa misma extremidad. Estas tareas están compuestas por los siguientes periodos:

- recepción de carga, que va desde el contacto inicial del pie hasta el despegue del pie contrario (relación aproximada del 10 % del ciclo);
- soporte medio, que se da hasta cuando el pie de apoyo inicia el levantamiento del talón (relación aproximada del 30 % del ciclo);
- soporte final, que es cuando el pie aún está en contacto con el suelo y el talón del pie contrario hace contacto (relación aproximada del 50 % del ciclo); y
- pre-balanceo, que va desde el inicio del despegue del pie de apoyo y la transferencia del peso a la otra extremidad y es conocido también como periodo de doble soporte (relación aproximada del 60 % del ciclo).

La fase de balanceo está compuesta por la tarea avance de la extremidad y se presenta cuando la extremidad se encuentra desplazándose sin contacto alguno con el suelo. Esta tarea está compuesta por los siguientes periodos:

- balanceo inicial, que va desde el pre-balanceo hasta que el pie adyacente realiza el contacto con el suelo (relación aproximada del 73 % del ciclo);

Enfermedad de Parkinson y análisis de marcha

- balanceo medio, que se da hasta que la tibia está posición vertical (relación aproximada del 87 % del ciclo); y
- balanceo final, que llega hasta cuando se reinicia el ciclo con el contacto inicial (relación aproximada del 100 % del ciclo).

VARIABLES DE LA MARCHA

En el análisis de la marcha se puede construir variables útiles para cuantificar el movimiento relativo a un sujeto de observación, las que se clasifican como espaciotemporales y cinemáticas. En la TABLA 2 se describen las variables más comunes para el análisis.

Tabla 2. Variables asociadas con el análisis de marcha

Variable	Descripción	Unidad
Distancia	Distancia recorrida: normalmente al inicio de una prueba de marcha se define una distancia promedio fija (e.g., 5 metros).	Metros
Duración	Tiempo transcurrido para recorrer la distancia fija predefinida.	Segundos
Número de ciclos	Definida como la mitad del número de contactos de la articulación durante todo el recorrido.	n.a
Tiempo de ciclo ₁	Duración de cada ciclo.	Segundos (promedio)
Longitud de zancada	Distancia promedio de la diferencia entre el contacto inicial y el siguiente contacto de todas las fases de soporte.	Metros (promedio)
Número de zancadas	Definida como la mitad del número de contactos de la articulación durante toda la captura.	n.a
Balanceo porcentual	Porcentaje del tiempo de balanceo.	%
Tiempo de balanceo	Tiempo total que la articulación se encuentra en balanceo.	Segundos
Soporte porcentual	Porcentaje del tiempo de apoyo.	%
Tiempo de soporte	Tiempo total en que la articulación se encuentra en apoyo.	Segundos
Tiempo de paso ₂	Duración promedio del periodo en que la articulación está en balanceo.	Segundos (promedio)
Longitud de paso ₃	Distancia promedio de la diferencia entre el contacto inicial y el siguiente contacto de todas las fases de soporte.	Metros (promedio)
Número de pasos ₄	Número total de balanceos	n.a
Cadencia	Total de pasos dados durante un minuto.	Pasos / minuto
Velocidad	Distancia total (metros) dividido entre el tiempo total (segundos).	Metros / segundo

Notas: 1. El tiempo de ciclo también se conoce como tiempo de zancada / 2. El tiempo de paso en la práctica se calcula como la mitad del tiempo de ciclo / 3. La longitud de paso se puede calcular como la mitad de la longitud de zancada / 4. El número de pasos se puede calcular como dos veces el número de zancadas

Instrumentos de medición de la marcha

Para el cálculo de las variables asociadas al ciclo de la marcha existen diferentes instrumentos de medición, desde la cuantificación observacional que realiza el profesional de la salud, hasta instrumentos altamente especializados, como los laboratorios de captura de movimiento.

Entre las escalas clínicas más comunes para medición de las variables de marcha se encuentra la UPDRS [21] y el Índice Dinámico de la Marcha (DGI, *Dynamic Gait Index*). Este último corresponde a una escala clínica que busca evaluar la probabilidad de caídas en adultos mayores [27]. Aunque ambas son ampliamente usadas por los profesionales de la salud, son susceptibles a la variación ínter/intra observador debido a que su calificación depende de la experiencia clínica del observador.

En contraste con las escalas clínicas, existen instrumentos de medición tecnológicos que evitan la variación ínter/intra observador. Estos instrumentos varían en complejidad, tiempo de uso, costo –tanto en tecnología, como en personas– y efectividad en la medición de las variables de la marcha. La tecnología que apoya el análisis del movimiento humano ha tenido avances importantes en las últimas tres décadas, sin embargo, a pesar de ser considerada clínicamente útil, el acceso a ella y su aplicación rutinaria son limitadas [28].

Se pueden medir varios parámetros de la marcha utilizando cámaras tridimensionales de análisis de movimiento, como los sistemas de Vicon® [29], [30], los interruptores de pie, los sensores inerciales montados en el cuerpo, las plataformas de fuerza, los sistemas de pasillo instrumentados como GAITRite® [31] y los acelerómetros colocados sobre el cuerpo. Aunque estos instrumentos pueden proporcionar datos cuantitativos precisos sobre muchas variables, los requisitos de tiempo, preparación del paciente, costo, accesibilidad, requisitos de espacio y experiencia técnica hacen difícil su implementación rutinaria en entornos clínicos [32]-[34].

El uso de herramientas tecnológicas –particularmente de las tecnologías de juegos y sistemas 3D en salud, especialmente en rehabilitación–, no son una novedad. El desarrollo de nuevas plataformas con alta interactividad a través de dispositivos, tales como Wii y Kinect™, y su masificación, permiten utilizar aplicaciones de juegos como herramientas de apoyo a la labor de los profesionales de la salud, a un nivel más elevado, una alternativa de mediana complejidad y de costos más bajos.

Fukamoto [35] describe una herramienta basada en juegos para procesos de rehabilitación de pacientes con problemas neurológicos; Geurts et al [36] describen el desarrollo de cuatro juegos orientados al tratamiento de pacientes con espasticidad (músculos tensos y rígidos) y pérdida del control motor, usando dispositivos como el Nintendo Wii y el Kinect™; Salivia y Hourcade [37] analizan el comportamiento de pacientes con la EP al manipular dispositivos de Interfaz Humano Computador (HCI, *Human Computer Interface*); y Göbel et al [38] se orientan hacia temas de entrenamiento y ejercicios físicos usando plataformas de juegos.

Existe otra línea de trabajos orientada al cuidado de ancianos desde el punto de vista de la terapia física, en ella se destacan los de Jung et al., [39] y Rice et al. [40]. En esa misma línea, Annema et al., [41] describen el proceso de diseño de juegos terapéuticos desde las necesidades del terapeuta, quienes asumen estos elementos tecnológicos como un complemento a su trabajo.

Uno de los pocos trabajos que reporta un posible diagnóstico de Parkinson a partir de herramientas computacionales es el de Pogorelc y Gams [42], quienes reportan un sistema que utiliza sensores para detectar anomalías en la marcha de ancianos; se trata de un sistema bastante complejo, dado el número de sensores que se requieren, tanto en el cuerpo, como en el lugar donde se hace el análisis.

La gran mayoría de las referencias que se encuentran sobre el uso de plataformas de juegos en aplicaciones de salud están orientadas a la rehabilitación de pacientes que han sufrido algún trauma (e.g., Accidente Cerebro Vascular, ACV), es el caso de las investigaciones desarrolladas por Alankus et al., Balaam et al., y Burke et al., [43]-[45]. Rajan et al., por su parte, abordan el uso de la telemedicina para el cuidado en casa a pacientes.

El dispositivo Microsoft Kinect™ for Windows® entró al mercado a inicios de 2012. Es una mejora de su antecesor el Kinect™ para XBOX 360® que entró al mercado a fines de 2010. Su principal diferencia, frente a otros dispositivos, como Wii Remote Plus® y Play Station Move®, es la denominada Interface Natural, gracias a la cual el usuario no necesita tener ningún dispositivo en sus manos para interactuar con la máquina, pues sus sensores capturan los movimientos del cuerpo e identificar las diferentes extremidades, lo que ofrece la posibilidad de realizar análisis de movimiento en 3D con una gran precisión. Este tipo de sensores combinado con algoritmos de análisis de movimientos – que se han desarrollado a lo largo de los años [42], [47]– permiten analizar de manera cuantitativa los movimientos de un paciente.

Algunos estudios han llevado a cabo análisis comparativos entre referencias comerciales de laboratorios de marcha y Kinect™. Uno de los primeros evaluó la postura estática de los pies y encontró que el uso de las mediciones Kinect™ era más fiable que la evaluación visual tradicional del Índice de Postura del Pie [48]-[50]. En la evaluación de control postural de alcance y el equilibrio de pie, Kinect™ se comparó con el sistema de referencia y los resultados mostraron una excelente validez, concurrente con un valor de $p > 0.9$ [50].

En una prueba de caminar en una caminadora, las mediciones de Kinect™ mostraron que no eran confiables para el análisis de la medición clínica debido a la variabilidad en las caderas, aunque para la rodilla y el paso mejoraba la correlación con el índice de referencia, por lo que se considera que Kinect™ puede ser una herramienta clínicamente aceptable [51]. La razón de los resultados no tan positivos de este último estudio puede ser que el Kinect™ se encontraba en un posición lateral (45 grados) y no en una posición frontal (90 grados), como sucede en otros estudios con mejores números.

Con el fin de discriminar entre sujetos con y sin EP se evaluó la marcha utilizando Kinect™, los resultados mostraron que la varianza de la velocidad del hombro-central (una articulación de referencia) representa el valor más alto para diferenciarlos [52].

Kinect™ para Windows® tiene algunas funcionalidades que justifican su selección como dispositivo. La promesa central de Microsoft® lo explica muy bien “de la misma manera en que Kinect™ cambió la forma de interacción de las personas con sus consolas de juego ... tiene el potencial de cambiar la manera en que las personas pueden interactuar con sus computadores y con aparatos con sistemas embebidos, en múltiples industrias, como la de la salud, entre otras”. El sensor y el software para desarrollo (SDK for Commercial Applications) ofrecen grandes posibilidades para desarrollar aplicaciones que impliquen interacción. Kinect™ es un instrumento de bajo costo –comparado con otros sistemas–, con mediana complejidad en su utilización y la capacidad de proveer una interacción más natural. Por todo ello, se puede considerar su valoración como un instrumento de evaluación y calificación de la marcha.

Conclusiones

La EP es un desorden neurodegenerativo crónico de alto impacto en la calidad de vida de los pacientes, sus cuidadores y los profesionales de la salud. Sus

causas son poco conocidas, aunque se asocian, en algunos casos, a condiciones medio ambientales y genéticas.

La presencia de alteraciones en la marcha es uno de sus muchos síntomas, su impacto es negativo en el desempeño de las actividades de la vida diaria de las personas con EP. Durante el desarrollo de la enfermedad es importante medir el correcto deterioro de la marcha, ello le permite a los profesionales de la salud mejorar y ajustar sus estrategias terapéuticas y medir con anticipación factores de riesgo (e.g., de caídas) y cambios en los niveles de autonomía de los pacientes.

Aunque existen herramientas clínicas y tecnológicas que permiten comprender y evaluar el compromiso motor, en especial de la marcha, su relación costo-precisión puede ser elevada y por ello poco viable para el contexto de Colombiano –y el de países con sistemas similares de salud–. El uso de herramientas como Kinect™, de menor costo que otras tecnologías existentes, puede proveer acceso real a mediciones de variables de la marcha útiles para el diagnóstico y seguimiento de la EP.

Referencias

- [1] L. M. de Lau y M. M. Breteler, “Epidemiology of Parkinson’s disease,” *Lancet Neurol.*, vol. 5, no. 6, pp. 525-535, 2006.
- [2] T. Pringsheim, N. Jette, A Frolkis, y T. D. L Steeves, “The prevalence of Parkinson’s disease: A systematic review and meta-analysis,” *Movement Disorders*, vol. 29, no. 13, pp. 1583–1590, 2014. <https://doi.org/10.1002/mds.25945>
- [3] C. M. Tanner y S. M. Goldman, “Epidemiology of Parkinson’s disease,” *Neurol Clin*, vol. 14, no. 2, pp. 317–335, 1996.
- [4] S. K. Van Den Eeden, C. M. Tanner, A. L. Bernstein, R. D. Fross, A. Leimpeter, D. A. Bloch, y L. M. Nelson, “Incidence of Parkinson’s disease: variation by age, gender, and race/ethnicity,” *Am J Epidemiol*, vol. 157, no. 11, pp. 1015–1022, 2003.
- [5] A. G. Pradilla, A. B. Vesga, y F. E. Leon-Sarmiento, “National Neuroepidemiological Study in Colombia (EPINEURO),” *Rev Panam Salud Pública*, vol. 14, no. 2, pp. 104–111, 2003.

- [6] J. L. Sánchez, O. Buriticá, D. Pineda, C. S. Uribe, y L. G. Palacio, “Prevalence of Parkinson’s disease and parkinsonism in a Colombian population using the capture-recapture method,” *International Journal of Neuroscience*, vol. 114, no. 2, pp. 175–182, 2004. <https://doi.org/10.1080/00207450490269444>
- [7] C. H. Hawkes, K. Del Tredici, y H. Braak, “A timeline for Parkinson’s disease,” *Parkinsonism Relat Disord*, vol. 16, no. 2, pp. 79–84, 2010.
- [8] O. Suchowersky, S. Reich, J. Perlmutter, T. Zesiewicz, G. Gronseth, y W. J. Weiner, “Practice parameter: diagnosis and prognosis of new onset Parkinson disease (an evidence-based review): Report of the quality standards subcommittee of the American Academy of Neurology,” *Neurology*, vol. 66, no. 7, pp. 968–975, 2006.
- [9] J. F. Morley y H. I. Hurtig, “Current understanding and management of Parkinson disease: Five new things,” *Neurology*, vol. 75, no. 18, Suppl 1, pp. S9–15, 2010.
- [10] A. Bayés-Rusiñol, “Diagnóstico de la enfermedad de Parkinson la en fase premotora. identificación de marcadores fiables,” *RevNeurol*, vol. 50, no. S04, p. 8, 2010.
- [11] B. Perfetti, S. Varanese, P. Mercuri, E. Mancino, A. Saggino, y M. Onofrj, “Behavioural assessment of dysexecutive syndrome in Parkinson’s disease without dementia: A comparison with other clinical executive tasks,” *Parkinsonism Relat Disord*, vol. 16, no. 1, pp. 46–50, 2010.
- [12] D. L. Harrington, G. N. Castillo, P. A. Greenberg, D. D. Song, S. Lessig, R. R. Lee, y S. M. Rao, “Neurobehavioral mechanisms of temporal processing deficits in Parkinson’s disease,” *Plos One*, vol. 6, no. 2, pp. 1–14, 2011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017461>
- [13] World Health Organization, *Neurological disorders: Public health challenges*. Geneva: Switzerland, 2006.
- [14] A. Hughes, S. Daniel, y A. Lees, “The clinical features of Parkinson’s disease in 100 histologically proven cases,” *Adv Neurol*, vol. 60, pp. 595–599, 1993.
- [15] J. Jankovic, M. McDermott, J. Carter, S. Gauthier, C. Goetz, L. Golbe, S. Huber, W. Koller, C. Olanow, I. Shoulson, M. Stern, C. Tanner, y W. Weiner, “Variable expression of Parkinson’s disease: A base-line analysis of the datatop cohort,” *Neurology*, vol. 40, no. 10, pp. 1529–1534, 1990.

- [16] A. Schrag, Y. Ben-Shlomo, y N. Quinn, “How valid is the clinical diagnosis of Parkinson’s disease in the community?” *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 73, no. 5, pp. 529–534, 2002.
- [17] G. Alves, J.P. Larsen, M. Emre, T. Wentzel-Larsen, y D. Aarsland, “Changes in motor subtype and risk for incident dementia in Parkinson’s disease,” *Mov Disord*, vol. 21, no. 8, pp. 1123–1130, 2006.
- [18] D.R. Williams, H.C. Watt, y A.J. Lees, “Predictors of falls and fractures in bradykinetic rigid syndromes: a retrospective study”, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 77, no. 4, pp. 468–473, 2006.
- [19] R. J. Reed-Jones, S. Dorgo, M. K. Hitchings, and J. O. Bader, “Wiifit plus balance test scores for the assessment of balance and mobility in older adults,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 430–433, 2012.
- [20] M. E. McNeely, R. P. Duncan, and G. M. Earhart, “Medication improves balance and complex gait performance in Parkinson disease,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 144–148, 2012.
- [21] Movement Disorder Society, “The unified Parkinson’s disease rating scale (UPDRS): Status and recommendations,” *Mov Disord*, vol. 18, no. 7, pp. 738–750, 2003.
- [22] A. Siderowf, M. McDermott, K. Kieburtz, K. Blindauer, S. Plumb, and I. Shoulson, “Test-retest reliability of the unified Parkinson’s disease rating scale in patients with early Parkinson’s disease: Results from a multicenter clinical trial,” *Mov Disord*, vol. 17, no. 4, pp. 758–763, 2002.
- [23] B. Post, M. P. Merkus, R. M. de Bie, R. J. de Haan, and J. D. Speelman, “Unified Parkinson’s disease rating scale motor examination: Are ratings of nurses, residents in neurology, and movement disorders specialists interchangeable?” *Mov Disord*, vol. 20, no. 12, pp. 1577–1584, 2005.
- [24] J. L. Palmer, M. A. Coats, C. M. Roe, S. M. Hanco, C. Xiong, and J. C. Morris, “Unified Parkinson’s disease rating scale-motor exam: Inter-rater reliability of advanced practice nurse and neurologist assessments,” *J Adv Nurs*, vol. 66, no. 6, pp. 1382–1387, 2010.
- [25] W. S. Pease, B. L. Bouyer y B. L. B. Kadyan, “Human Walking,” In *Physical medicine and rehabilitation: Principles and practices*, J. A. Delisa y S. O. Their, Eds 2005, Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- [26] D. Magee, *Orthopedic physical assessment*, St Louis, MI: Elsevier, 2007.
- [27] S. L. Whitney, M. T. Hudak, y G. F. Marchetti, “The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction,” *J Vestib Res*, vol. 10, no. 2, pp. 99–105, 2000.
- [28] S. R. Simon, “Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems,” *J Biomech*, vol. 37, no. 12, pp. 1869–1880, 2004.
- [29] Vicon Ltd. (2016). *Vicon motion system* [online]. Disponible en: <http://www.vicon.com/>
- [30] Polhemus. (2015). *Polhemus / Medical applications / Motion tracking* [online]. Disponible en: <http://www.polhemus.com>
- [31] E. Viehweger, L. Z. Pfund, M. Helix, M. A. Rohon, M. Jacquemier, D. Scavarda, J. L. Jouve, G. Bollini, A. Loundou, y M. C. Simeoni, “Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh gait score reliability),” *Ann Phys Rehabil Med*, vol. 53, no. 9, pp. 535–546, 2010.
- [32] R. Clark, K. Bower, B. Mentiplay, K. Paterson, y Y. Pua, “Concurrent validity of the microsoft kinect for assessment of spatiotemporal gait variables,” *J Biomech*, vol. 46, no. 15, pp. 2722–2725, 2013.
- [33] R. Baker, “Gait analysis methods in rehabilitation”, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(1), 4, 2006.
- [34] D. J. Geerse, B. H. Coolen, y M. Roerdink, “Kinematic validation of a multi-kinect v2 instrumented 10-meter walkway for quantitative gait assessments,” *Plos One*, vol. 10, no. 10, p. e0139913, 2015.
- [35] T. Fukamoto, “Neurorehab + the ”fun”factor,” in *Proceedings of the 5th ACM SIGGRAPH Symposium on Video Games*, pp. 69–78, 2010.
- [36] L. Geurts, V. Vanden, J. Husson, F. Windey, M. Van Overvelde, J. H. Annema, y S. Desmet, “Digital games for physical therapy: Fulfilling the need for calibration and adaptation,” in *Proceedings of the fifth international conference on Tangible, embedded, and embodied interaction* (pp. 117-124). ACM.
- [37] G. Salvia y J. P. Hourcade, “Identification of pointing difficulties of two individuals with Parkinson’s disease via a sub-movement analysis,” in *Proceedings of the 2011 Annual Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pp. 137–140, 2011.

- [38] S. Göbel, S. Hardy, V. Wendel, F. Mehm, y R. Steinmetz, “Serious games for health: Personalized exergames”, in *Proceedings of the 18th ACM International Conference on Multimedia*, pp. 1663–1666, 2010.
- [39] Y. Jung, K. J. Li, N. S. Janissa, W. L. C. Gladys, y K. M. Lee, “Games for a better life: Effects of playing wii games on the well-being of seniors in a long-term care facility,” in *Proceedings of the Sixth Australasian Conference on Interactive Entertainment, IE’09*. New York, NY: ACM, 2009, pp. 5:1–5:6. [online]. <http://doi.acm.org/10.1145/1746050.1746055>
- [40] M. Rice, M. Wan, M.-H. Foo, J. Ng, Z. Wai, J. Kwok, S. Lee, y L. Teo, “Evaluating gesture-based games with older adults on a large screen display,” *Proceedings of the 2011 ACM SIGGRAPH Symposium on Video Games*, pp. 17–24, 2011.
- [41] J.-H. Annema, M. Verstraete, V. V. Abeele, S. Desmet, y D. Geerts, “Videogames in therapy: a therapist’s perspective,” *Proceedings of the 3rd International Conference on Fun and Games*, pp. 94–98, 2010.
- [42] B. Pogorelc y M. Gams, “Discovery of gait anomalies from motion sensor data,” in, vol. 2, Oct 2010, pp. 331–336.
- [43] G. Alankus, A. Lazar, M. May, y C. Kelleher, “Towards customizable games for stroke rehabilitation,” in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2113–2122, 2010.
- [44] M. Balaam, S. R. Egglestone, G. Fitzpatrick, T. Rodden, A.-M. Hughes, A. Wilkinson, T. Nind, L. Axelrod, E. Harris, I. Ricketts, S. Mawson, y J. Burrige, “Motivating mobility: designing for lived motivation in stroke rehabilitation,” in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 3073–3082, 2011.
- [45] J. W. Burke, M. McNeill, D. Charles, P. Morrow, J. Crosbie, y S. McDonough, “Serious games for upper limb rehabilitation following stroke,” in *2009 Conference in Games and Virtual Worlds for Serious Applications*, March 2009, pp. 103–110.
- [46] B. Rajan, A. Seidmann, E. Dorsey, K. Biglan, y J. Reminick, “Analyzing the clinical and competitive impact of telemedicine -experience with treating Parkinson disease patients via telemedicine,” in *2011 44th Hawaii International Conference on System Sciences*, Jan 2011, pp. 1–10.

- [47] A. Hazell y S. Smith, “Towards an objective assessment of Alzheimer’s disease: The application of a novel evolutionary algorithm in the analysis of figure copying tasks,” in *Genetic and Evolutionary Computation Conference, Proceedings*, 2008, pp. 2073–2080. <http://doi.acm.org/10.1145/1388969.1389024>
- [48] B. F. Mentiplay, R. A. Clark, A. Mullins, A. L. Bryant, S. Bartold, y K. Paterson, “Reliability and validity of the microsoft kinect for evaluating static foot posture,” *J Foot Ankle Res*, vol. 6, no. 1, p. 14, 2013.
- [49] A. C. Redmond, J. Crosbie, y R. A. Ouvrier, “Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The foot posture index”, *Clin Biomech*, vol. 21, no. 1, pp. 89-98, 2006.
- [50] R. A. Clark, Y. H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, y A. L. Bryant, “Validity of the microsoft kinect for assessment of postural control,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–7, 2012.
- [51] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, y J. A. Noah, “Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis,” *J Med Eng Technol*, vol. 38, no. 5, pp. 274–80, 2014.
- [52] A. P. Rocha, H. Choupina, J. M. Fernandes, M. J. Rosas, R. Vaz, y J. P. Silva Cunha, “Parkinson’s disease assessment based on gait analysis using an innovative RGB-D camera system,” in *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2014, pp. 3126–9, 2014.

CAPÍTULO 2

Confiabilidad del uso de Kinect™ como complemento de la evaluación clínica

Juan David Arango¹, Beatriz Muñoz², Wilfredo Agredo³, Yoseth Ariza Araújo¹,
Jorge Luis Orozco^{1,2}, Andres Navarro Cadavid.¹

(1) Universidad Icesi (2) Fundación Valle del Lili (3) Universidad Autónoma de Occidente / Cali, Colombia

Resumen

La Enfermedad de Parkinson (EP) se caracteriza por alteraciones en el patrón de marcha, estas son parte de la evolución natural de la enfermedad y de la terapia farmacológica. Dichas variaciones no pueden ser medidas objetivamente durante la valoración clínica, por lo que es necesario adaptar dispositivos que puedan hacerlo de manera objetiva, válida y replicable. Un grupo interdisciplinario desarrolló e-Motion Capture System, un software que permite calcular variables motoras (cadencia, longitud de zancada y paso) y variables espacio-temporales (velocidad y aceleración), las cuales afectan la calidad de vida de las personas con EP. En este capítulo se presentan los resultados de comparar los valores obtenidos utilizando e-Motion y los obtenidos usando una referencia comercial con múltiples cámaras de captura de movimiento 3D para el seguimiento del patrón de marcha. En este análisis se comparó la ubicación espacial de los tobillos de un voluntario en condiciones controladas bajo techo. Los resultados muestran un nivel de acuerdo excelente entre los dos sistemas.

Introducción

El envejecimiento y las enfermedades relacionadas con él, incluida la EP, se han convertido en un problema mundial de salud pública debido a su impacto negativo en los costos de la atención médica. En la población de edad avanzada, las alteraciones en la marcha y la postura pueden aumentar el riesgo de caídas y conducir a la discapacidad de movilidad que, lo que a su vez afecta su independencia para realizar sus actividades cotidianas [1], [2]. El patrón de marcha en pacientes con EP se caracteriza por una velocidad reducida, una mayor fase de postura y una disminución, tanto de la longitud de la zancada, como de la amplitud de las extremidades inferiores [3].

Las variaciones de la marcha no se pueden medir objetivamente durante el examen clínico para rastrear el curso de la enfermedad y tomar decisiones de manera efectiva. Los métodos disponibles consisten en sistemas complejos de captura de movimiento que tienen limitaciones de acceso y uso en el entorno clínico, por lo que es necesario adaptar los dispositivos para medir objetivamente los cambios sutiles en los patrones de la marcha. El interés en el uso de Kinect™ como sensor de captura de movimiento en diferentes contextos, como los videojuegos, se puede identificar en las publicaciones desde que se lanzó el sensor con la consola. Se han publicado algunos estudios que informan aplicaciones, como nuevos métodos para el seguimiento corporal en tiempo real [4] y mediciones ergonómicas en el lugar de trabajo [5]. Después de adaptar este tipo de dispositivos para diferentes aplicaciones, es necesario evaluar su desempeño con respecto de un método de referencia, a través de validaciones formales y definir si se trata de métodos intercambiables o complementarios

Algunos estudios han llevado a cabo un análisis comparativo entre referencias comerciales y Kinect™. Una evaluación de la postura estática del pie descubrió que el uso de las mediciones Kinect™ era más confiable que la evaluación visual tradicional del índice de postura del pie [6], [7]. En la evaluación del control postural para el equilibrio de alcance y de pie, Kinect™ se comparó con el sistema de referencia y los resultados mostraron una excelente validez concurrente con un valor de $p > 0,9$ [8]. En una prueba de andar en cinta, las mediciones de Kinect™ no fueron confiables para el análisis de medición clínica debido a la variabilidad en la prueba de cadera, sin embargo, para la rodilla y la zancada sus medidas se correlacionaron mejor con el punto

de referencia, por lo que puede ser una herramienta clínicamente aceptable [9]. Los resultados encontrados en el último estudio se pueden deber a que el Kinect™ está ubicado en una vista lateral (45 grados) en contraste con otros estudios en los que Kinect™ se encontraba en vista frontal (90 grados). Finalmente, en una evaluación de marcha para la EP realizada con pacientes y controles de medición usando Kinect™ –para discriminar entre sujetos con y sin EP–, los resultados mostraron que la varianza de la velocidad del hombro central representa el valor más alto para diferenciar [10].

En un trabajo interdisciplinario desarrollamos el “e-Motion Capture System”, un software capaz de calcular las variables motoras (cadencia, zancada y longitud de paso) y espaciotemporales (velocidad y aceleración) de la marcha, usando la posición del tobillo. El interés fue determinar y comparar la confiabilidad del sistema e-Motion Capture, incorporando Kinect™ como el dispositivo de captura principal y un sistema de captura de movimiento 3D de múltiples cámaras en el laboratorio de marcha durante una prueba de caminar.

Descripción del sistema

Un equipo interdisciplinario, compuesto por especialistas en neurología, neuropsicología, epidemiología y tecnología de la información y las comunicaciones, desarrolló el proyecto.

e-Motion CAPTURE SYSTEM

Este sistema está basado en Kinect™ y puede calcular variables motoras (cadencia, longitud de zancada y paso de longitud) y espaciotemporales (velocidad y aceleración) de la marcha. e-Motion forma parte de la plataforma del Sistema de Enfermedades Neurológicas (SND, *System of Neurological Diseases*), la cual almacena toda la información del sistema y es responsable de la integridad y disponibilidad de los datos y proporciona un informe resumido sobre los registros detallados acerca del inicio y la finalización de los síntomas y su relación temporal con el tratamiento.

El sistema e-Motion se compone de cuatro elementos: un dispositivo sensor de movimiento Kinect™; una computadora cargada con el software e-Motion; un área de captura libre de interferencia; y una persona que maneje el sistema (médico o personal de salud).

Confiabilidad del uso de Kinect™ como complemento de la evaluación clínica

El Kinect™ es un dispositivo de entrada de detección de movimiento desarrollado por Microsoft para la consola de videojuegos Xbox 360® y el sistema operativo Windows. Basado en una cámara de infrarrojos, el Kinect™ le permite a los usuarios controlar e interactuar con la PC sin la necesidad de tocar un controlador [11]. Este dispositivo fue validado para la evaluación del control postural frente a una referencia de comercial [8].

LABORATORIO DE MARCHA DE REFERENCIA COMERCIAL

El sistema de captura de movimiento 3D de cámara múltiple de referencia comercial especializado en el análisis de la marcha consta de cinco elementos: un conjunto de dieciocho cámaras infrarrojas optoelectrónicas; marcadores reflectivos pasivos para cada punto de interés para analizar (entre treinta y cuarenta marcadores para representar todas las articulaciones antropométricas para el seguimiento de la marcha); computadoras y software especializado para procesar todos los cuadros (*frames*) de datos; una LAN (*Local Area Network*) de 1 Gbps; al menos un servidor para procesar todas las imágenes 3D y Visual3D®; un área de captura libre de interferencias; y al menos dos empleados calificados para manejar todo el sistema [12].

ÁREA DE CAPTURA LIBRE DE INTERFERENCIA

Tanto el sistema de referencia, como el e-Motion necesitan de un área de captura libre de interferencias. Las dimensiones de la zona son de al menos 4x4 metros para el sistema de referencia y 4x1.5 metros para e-Motion, sin objetos y con condiciones interiores (luces y viento controlado).

Procedimiento de la prueba

CONFIGURACIÓN DEL ÁREA DE CAPTURA

En cada prueba un voluntario camina por un pasillo de aproximadamente 4 metros de largo por 1.5 metros de ancho. Cada voluntario está ubicado en el punto lejano, justo delante del Kinect™ –llamado punto B–, y camina directamente al Kinect™ –llamado punto A, a 5 metros de distancia–. Al final del pasillo gira su propio eje y vuelve al punto B. Una ruta tiene dos trayectos: el primero es BA, hacia Kinect™ y el segundo es AB, hacia el punto de partida. Se realizaron tres pruebas de ruta para un total de dieciocho trayectos y las

capturas simultáneas correspondientes con el e-Motion y con el sistema de referencia. Los trayectos AB se descartaron porque el rendimiento de Kinect™ [13] es mejor cuando las personas caminan hacia él, con lo que quedaron nueve trayectos BA válidos, como se muestra en la sección (a) de la FIGURA 2.

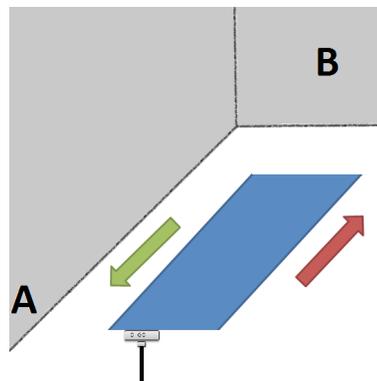
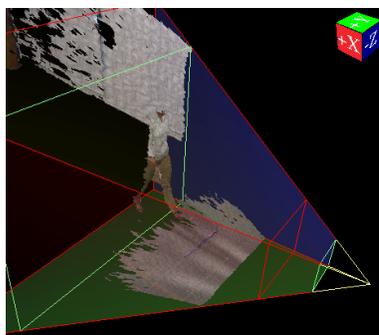


Figura 2. Punto de vista de Kinect™ generado por Microsoft® Kinect™ Studio (a) y esquema del corredor: trayecto BA válido seleccionado para el análisis (b)

CONFIGURACIONES DE MARCADORES REFLECTIVOS

Los marcadores para el sistema de captura de referencia se configuraron anatómicamente y corresponden al modelo de cuerpo utilizado por Kinect™ (FIGURA 3). Estos marcadores se representan en el modelo de análisis como las articulaciones del cuerpo humano. Para esta comparación se seleccionó a los tobillos como puntos de interés porque la posición del marcador no difiere entre el modelo antropométrico estándar utilizado en el sistema de captura de referencia y en el e-Motion.

VOLUNTARIOS

Un miembro del equipo se ofreció como voluntario: mujer, 34 años, 60 kg de masa corporal y 1.70 metros de altura, practica actividad física regularmente y no tiene síntomas o enfermedad neurológica que pueda afectar el control voluntario de sus movimientos. Debido a que el objetivo principal de este trabajo es comparar el sistema basado en Kinect™ con el sistema de captura de referencia, un sujeto saludable es suficiente para la prueba.

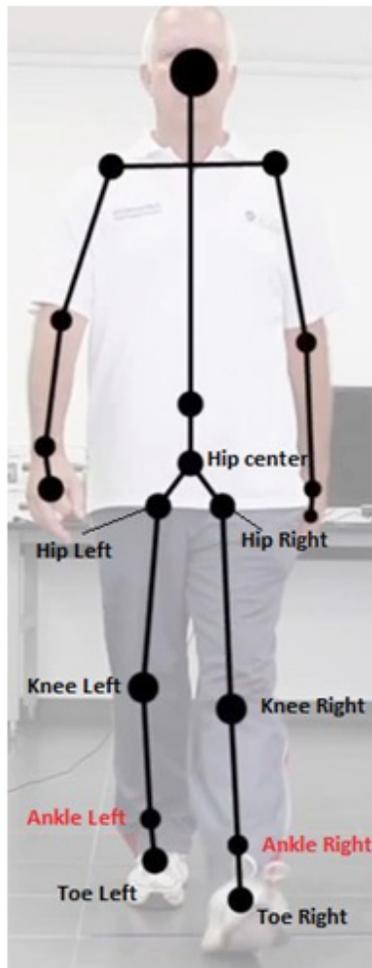


Figura 3. Para el análisis se seleccionaron los tobillos porque en el sistema de referencia tenían el mismo punto anatómico

PROCESO DE FILTRADO DE DATOS

Los datos de Kinect™ se recopilaron a través del sistema e-Motion y se exportaron en formato C3D, que es respaldado por un laboratorio de marcha de referencia. En el análisis preliminar se utilizaron ejes XYZ para el espacio 3D correspondiente. Para el análisis se seleccionó el eje Z porque representa la profundidad (distancia desde un punto capturado al sistema de coordenadas de origen) y porque los sus valores permiten que se construyan las variables de interés que calcula el e-Motion.

Para el sistema de captura de referencia, los criterios de almacenamiento consisten en verificar si los marcadores reflectantes están en el rango de

visión o no. La frecuencia de muestra fue de 120 Hz. Los criterios para el almacenamiento de datos para el e-Motion son:

- los datos sobre el eje de profundidad deben estar entre 1.5 metros y 3.5 metros, lo que corresponde a las especificaciones técnicas del fabricante de Kinect™ y al rango de visualización óptimo del dispositivo [11];
- se toma una muestra cada 0.0167 segundos, lo que corresponde a 60 Hz y 30 FPS;
- e-Motion puede reconocer si una articulación en particular puede ser capturada o no, para este análisis se determinó que el estado de captura del cuerpo debería ser verdadero, es decir, que todas las articulaciones se han capturado y se almacenan en el sistema.

DISEÑO DEL ESTUDIO PARA MEDIR LA CONFIABILIDAD

La unidad de análisis corresponde a la ubicación de los puntos espaciales que pertenecen a cada ubicación conjunta analizada. Este análisis tiene como objetivo obtener la variación entre los dos sistemas de medición. Las ubicaciones en el espacio de cada una de las articulaciones de interés obtenidas de cada sistema se exportaron a una base de datos que se analizó utilizando el software estadístico Stata12® . Como el movimiento es una variable continua, se estimaron los coeficientes de correlación intraclase para toda la trayectoria y para cada una de las etapas de la marcha (equilibrio y soporte). De los tres tipos de modelos de análisis de varianza considerados para el estudio de confiabilidad, se eligió el de efectos mixtos bidireccionales, donde cada objetivo (ubicación en el espacio) está calificado por el mismo conjunto de k calificadores independientes (e-Motion y sistema de referencia).

Resultados

A los cerca de 42,000 registros individuales recopilados se les aplicó un filtro con el que finalmente se obtuvo un total de 1.200 registros. El filtrado de los datos consistió en dos procesos, descritos a continuación.

En primer lugar se realizó un ajuste para el número de voluntarios, el número de sistemas, el número de pruebas realizadas, el número de rutas válidas para la prueba realizada, el número de ejes que se analizaron, el número de juntas para capturar ambos tobillos y el número promedio de líneas de muestras,

Confiabilidad del uso de Kinect™ como complemento de la evaluación clínica

es decir, con cada sistema se realizaron tres pruebas y para cada prueba se tomaron tres trayectos válidos; para cada línea de registro se seleccionaron datos de Z para cada articulación: tobillo izquierdo y derecho (la TABLA 3 muestra la cantidad de datos después de cada proceso de filtrado).

Tabla 3. Datos generales de cada paso del proceso de filtrado

	Todos los datos	Filtrado 1	Filtrado 2
Voluntario	1	1	1
Sistemas	2	2	2
Pruebas	3	3	3
Trayectos válidos por prueba	18	1	1
Ejes	3	1	1
Articulaciones corporales	20	2	2
Promedio de muestras	194	194	100
Total de datos	1,257,120	2,328	1,200

En segundo lugar, debido a que ambos sistemas tienen diferentes frecuencias de muestreo y sistemas de coordenadas, se sincronizaron sus escalas para el tiempo y la profundidad, para la sincronización en el tiempo se seleccionó 60 Hz, haciendo un proceso de diezmado en el sistema de referencia. Esta sincronización significa que para cada t hay un triplete (X, Y, Z) ; entonces:

$$\begin{aligned}
 & \text{Si } t = t_{eMotion} = t_{benchmark} \\
 & (X_{ieMotion}, Y_{ieMotion}, Z_{ieMotion}) \\
 & \cong (X_{ibenchmark}, Y_{ibenchmark}, Z_{ibenchmark}) \\
 & \Rightarrow (t, Z_{ieMotion}, Z_{ibenchmark}) \quad (1)
 \end{aligned}$$

Para la sincronización en los ejes de profundidad se ajustaron los datos del sistema de captura de referencia (2)

$$Z'_{ibenchmark} = Z_{ibenchmark} \times -1 \quad (2)$$

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson

luego, como el rango de visión óptimo de Kinect™ está entre 1.5 y 3.5 metros en el eje de profundidad, el punto cero fue ajustado (3)

$$P_{zero} = Z_{i_{benchmark}} - Z_{i_{eMotion}} \quad (3)$$

donde,

$$1,49 \leq Z_{i_{eMotion}} \leq 1,50$$

entonces,

$$Z'_{i_{eMotion}} = Z_{i_{eMotion}} + P_{zero} \quad (4)$$

finalmente, se construyó un nuevo triplete:

$$(t, Z'_{i_{eMotion}}, Z'_{i_{benchmark}}) \quad (5)$$

La FIGURA 4 muestra los mismos datos luego de este proceso de sincronización.

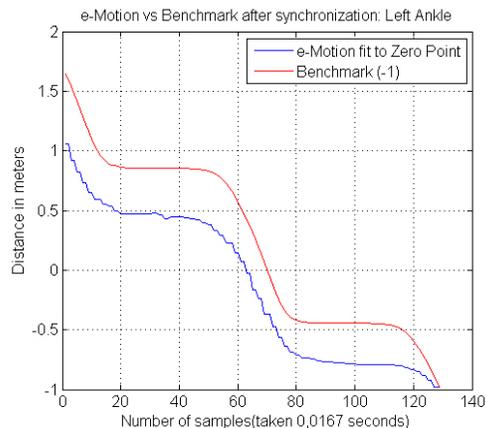


Figura 4. Triplete final luego de la sincronización en el eje de profundidad (Ecuación 5)

En la línea de tiempo los sistemas se configuraron a 60 Hz. Desde el laboratorio de marcha de referencia se obtuvieron datos correspondientes a 60 Hz, es decir, cada 0,0167 segundos. Debido a que cada sistema localiza el origen de las coordenadas de una manera diferente, fue necesaria una traducción coordinada para hacerlas comparables y sincronizarlas espacialmente. Para los propósitos de este análisis, se seleccionaron datos para: uno de los tres caminos incluidos en la prueba, uno de los tres ejes de análisis (*z*) y dos articulaciones de interés (tobillos). En el trayecto seleccionado se exploró el acuerdo general entre los dos métodos, así como el acuerdo entre los métodos para el tobillo izquierdo y el tobillo derecho.

Los índices de fiabilidad y lateralidad ($N = 599$) de ambos sistemas se promediaron juntos 0,96 (IC 95 % 0,94 0,97). Para el tobillo izquierdo ($N = 103$) el índice fue de 0,96 (IC 95 % 0,88 0,98) y para el derecho ($N = 112$) de 0,97 (IC 95 % 0,85 0,99). De acuerdo con las directrices para la evaluación de los coeficientes de correlación intraclase, el acuerdo entre evaluadores entre e-Motion y el sistema de referencia es excelente [14].

Discusión, conclusiones y trabajo futuro

Este análisis se realizó para comparar las ubicaciones espaciales de los tobillos de un voluntario en condiciones controladas de interior. La importancia de comparar cada ubicación espacial radica en que el cálculo de variables espacio-temporales requiere que cada punto de ubicación sea conocido en un intervalo de tiempo.

Cada punto obtenido con e-Motion se comparó con un punto equivalente obtenido con un laboratorio de marcha de referencia del sistema de captura de movimiento 3D de cámaras múltiples, cuyas características se basan en estándares internacionales. Con este análisis espacial, es claro que el e-Motion puede estimar variables de interés para cuantificar el análisis de la marcha de manera confiable. La información sobre la evaluación entre e-Motion y los laboratorios de marcha de referencia proporciona evidencia útil sobre el impacto real de la rápida evolución de las oportunidades de m-Health en la atención de la salud.

Estos resultados contribuyen y brindan información útil para mejorar el uso de Kinect™ y los métodos de procesamiento para el seguimiento de pacientes con EP en el contexto clínico.

El sistema e-Motion es una opción rentable para complementar la evaluación clínica de pacientes con EP en contextos clínicos y de investigación. Su potencial en el análisis de la marcha es reconocido como una poderosa herramienta para la toma de decisiones durante el seguimiento y la evaluación en ellos [15].

El sistema e-Motion Capture podría desarrollar y cuantificar mediciones de variables motoras y espaciales-temporales que son sensibles al cambio en la línea de tiempo de la enfermedad. Este innovador sistema encaja en las condiciones establecidas en clínicas de neurología en países de bajos y medianos ingresos, ya que el sensor Kinect™ –comparado con el análisis de marcha de referencia–, tiene como ventajas: su bajo costo, la portabilidad, no necesitar del uso de un punto de referencia para la captura, y requerir configuraciones menos complejas.

Referencias

- [1] B. E. Maki y W. E. McIlroy, “Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance,” *Neurol Clin*, vol. 23, no. 3, pp. 751–783, 2005.
- [2] G. F. Marchetti y S. L. Whitney, “Older adults and balance dysfunction”, *Neurol Clin*, vol. 23, no. 3, pp. 785–805, 2005.
- [3] D. Grabli, C. Karachi, M. Welter, B. Lau, E. Hirsch, M. Vidailhet, y C. Francois, “Normal and pathological gait: What we learn from Parkinson’s disease,” *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 83, no. 10, pp. 979–985, 2012.
- [4] T. Helten, M. Muller, H.-P. Seidel, y C. Theobalt, “Real-time body tracking with one depth camera and inertial sensors,” in *IEEE International Conference on Computer Vision*, pp. 1105–1112, 2013.
- [5] T. Dutta, “Evaluation of the Kinect™ sensor for 3D kinematic measurement in the workplace,” *Applied Ergonomics*, vol. 43, no. 4, pp. 645–649, 2012.
- [6] B. Mentiply, R. Clark, A. Mullins, A. Bryant, S. Bartold, y K. Paterson, “Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture,” *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 6, no. 1, p. 14, 2013.
- [7] A. C. Redmond, J. Crosbie, y R. A. Ouvrier, “Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index, *Clinical biomechanics*, 21(1), 89–98.

- [8] R. A. Clark, Y. H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, y A. L. Bryant, “Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–377, 2012.
- [9] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, y J. A. Noah, “Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis,” *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 38, no. 5, pp. 274–280, 2014.
- [10] A. P. Rocha, H. Choupina, J. M. Fernandes, M. J. Rosas, R. Vaz, y J. P. Silva-Cunha, “Parkinson’s disease assessment based on gait analysis using an innovative RGB-D camera system,” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2014, pp. 3126–3129, 2014.
- [11] Microsoft Corporation (2016). “Kinect for Windows sensor components and specifications / Kinect for Windows software development kit [online]. Disponible en <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>
- [12] Vicon Motion System Ltd. (2016). “Vicon motion system [online]. Disponible en: <http://www.vicon.com/>
- [13] Microsoft Corporation (2015). “Kinect for Windows human interface guidelines v1.8.0 [online]”. Disponible en: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973074.aspx>
- [14] D. V. Cicchetti y S. A. Sparrow, “Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior,” *Am J Ment Defic*, vol. 86, no. 2, pp. 127–137, 1981.
- [15] B. Galna, G. Barry, D. Jackson, D. Mhiripiri, P. Olivier, y L. Rochester, “Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson’s disease,” *Gait and Posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1062–1068, 2014.

CAPÍTULO 3

Análisis automatizado de marcha usando Kinect™ y wavelets

Yor-Jaggy Castaño¹, Juan David Arango¹,
Andrés Navarro Cadavid¹, Beatriz Muñoz²

(1) Universidad Icesi (2) Fundación Valle del Lili / Cali-Colombia

Resumen

La Enfermedad de Parkinson (EP) genera un interés especial en factores como los patrones de la marcha y la postura y el riesgo de caídas. El patrón humano de la marcha tiene una unidad básica llamada ciclo de marcha, compuesta por dos fases: soporte y balanceo. En el análisis de la marcha es posible obtener variables espacio-temporales como la velocidad, la cadencia y la longitud de la zancada, todas ellas derivadas de las fases de soporte y balanceo. En este capítulo se presenta el uso de un sistema portátil, de bajo costo y bajo tiempo de configuración para capturar señales asociadas con el análisis de la marcha y propone un método novedoso para obtener automáticamente las fases de la marcha usando wavelets. Con base en el juicio clínico experto, el método desarrollado fue capaz de clasificar las fases de la marcha con una precisión del 96 %, utilizando como umbral Hamming valores menores o iguales a 15 %. Este resultado permite a los expertos clínicos diagnosticar y evaluar fácilmente a los pacientes con EP, en un tiempo de evaluación corto y usando una tecnología no invasiva.

Introducción

El envejecimiento tiene una importancia creciente para la salud pública debido al aumento del tamaño de la población y al crecimiento de la esperanza de vida. A medida que la población envejece, la prevalencia de las condiciones crónicas aumenta y las necesidades de salud de las personas se vuelven más complejas. La EP es una enfermedad crónica que se puede diagnosticar y monitorear con análisis de patrones de marcha y postura, elementos que pueden aumentar el riesgo de caídas. Estas variables afectan directamente la autonomía e independencia de los pacientes y su salud en general [1]-[3].

La evaluación clínica de la marcha realizada por médicos u otros profesionales de la salud utiliza pruebas, escalas o índices que evalúan variables clave, pero que tienen una precisión muy baja. A menudo, el valor de la escala se basa en observaciones tomadas “a simple vista”, sin las medidas detalladas que permitirían una evaluación cuantificable. Por ejemplo, variables como la velocidad, la cadencia, el giro o la longitud de la zancada se evalúan con la parte III de la Escala de Calificación de la Enfermedad de Parkinson Unificada (UPDRS, *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) y con el Índice Dinámico de la Marcha (DGI, *Dynamic Gait Index*), que establecen valores en una escala de 0 a 4 (0, normal; 4, severo) y 0 a 3 (3, normal; 0, severo), respectivamente. La UPDRS-III y la DGI se usan comúnmente para la evaluación clínica de la EP en consultorios médicos, en entornos más sofisticados, como los laboratorios, se utilizan sistemas de captura de movimiento (e.g., Vicon Motion Systems y GAITRite) que permiten registrar datos cuantitativos sobre patrones de marcha con alta precisión, lo que ayuda con el análisis complejo de temas como: marcha, postura, rehabilitación física y deportes [4]-[6]. Estos sistemas son muy costosos y requieren de mayor: tiempo de examen, preparación del paciente, accesibilidad, espacio y experiencia técnica.

Recientemente han ingresado al mercado sistemas de captura de movimiento de complejidad media, que ofrecen variables clínicamente útiles a un costo y tiempo de preparación lo suficientemente bajos como para poder ser utilizados en entornos clínicos de rutina. El sensor de Microsoft Kinect™ está en pruebas para su uso como sensor primario de captura de movimiento en contextos clínicos. Varios estudios sobre el análisis de la marcha han demostrado que este sensor, usado en combinación con el software apropiado, ofrece una precisión suficiente para la evaluación de la EP [7]-[13].

El patrón humano de la marcha se puede cuantificar en términos del tiempo y la distancia entre los momentos en que cada talón está en el suelo. El ciclo de la marcha se compone de fases de soporte y balanceo. La fase de soporte es el tiempo durante el cual un talón permanece en contacto con el suelo, mientras que la fase de balanceo es el tiempo durante el cual el mismo talón está fuera del suelo. Las fases de marcha se utilizan para calcular la velocidad de marcha, la cadencia y la longitud de la zancada, las cuales le permiten a los médicos caracterizar, en términos cuantitativos, las anomalías del patrón de la marcha causadas por la EP [14–16].

El uso de Kinect™ para el análisis de la marcha debería permitir registrar medidas espaciotemporales que puedan distinguir cuantitativamente entre las fases de postura y balanceo. Aplicando esta técnica de análisis para procesar datos del Kinect™, un médico pueda usar el dispositivo para detectar de manera automática y rápida anomalías en el patrón de marcha de un paciente.

Una wavelet es una oscilación que se comporta como una onda, con una amplitud que comienza en cero, aumenta y luego vuelve a cero. El grupo investigador exploró la posibilidad de utilizar técnicas de este tipo en las señales de la marcha, lo que representa un método novedoso para clasificar automáticamente las fases de balanceo y postura. Esta clasificación fue guiada por expertos clínicos y debería permitir obtener variables clínicas asociadas con la marcha para diferenciar entre pacientes con EP y controles. En este capítulo se presentan los resultados de este abordaje.

Estado del arte

Las técnicas de procesamiento de señales wavelet se usan ampliamente para compresión, reducción de ruido y detección de bordes. En 1996 Unser [17] propuso aplicaciones de técnicas wavelet a señales biomédicas buscando: reducir el ruido, mejorar la imagen y detectar microcalcificaciones en mamografías; obtener esquemas de reconstrucción y adquisición de imágenes en tomografía y resonancia magnética; y conseguir métodos multiresolución para el registro y análisis estadístico de imágenes funcionales del cerebro, y concluyó que las transformadas wavelet no son la “panacea” para el procesamiento de señales y que por lo tanto deben usarse con precaución.

Chau et al. [18] discutieron las principales aplicaciones de las transformadas wavelet en el análisis de la marcha, incluido el suavizado y la discriminación

de señales y concluyeron que aún cuando ellas han sido útiles para decodificar señales electromiográficas (EMG), se necesita mayor investigación para comprender su uso para analizar señales de otras fuentes. Sin embargo, indican que las transformadas de wavelet podrían ofrecer información sobre los datos de la marcha y la locomoción humana que no se entienden fácilmente con los métodos existentes.

Desde ese trabajo, muchos estudios han aplicado transformaciones de wavelets al análisis de la marcha. Se ha propuesto un algoritmo basado en transformaciones wavelet de señales de giroscopio para identificar movimientos de despegue y tacón de los datos de velocidad angular de la espiga. Este sistema pretende ser una herramienta para diagnosticar anomalías de la marcha y controlar el progreso de la rehabilitación [19].

Las transformadas wavelet también se han usado para el diagnóstico clínico de la EP. La congelación de la marcha es un indicador de EP y se ha detectado con un sistema de electroencefalografía (EEG) inalámbrico de cuatro canales con valores promedio de precisión y sensibilidad, y especificidad del 75 % [20]. En 2005, Lauer et al., emplearon técnicas wavelet para explorar la posibilidad de desarrollar una escala de evaluación cuantitativa para la función motora con base en información de la frecuencia de tiempo, y aplicaron transformadas wavelet a datos de electromiografía de superficie (sEMG); su trabajo les permitió concluir que el análisis wavelet con señales EMG podría mejorar los tratamientos clínicos para la parálisis cerebral [21].

Las transformadas wavelet tienen muchas aplicaciones en señales biomédicas, tales como: la compresión de señal biomédica [22]; el reconocimiento de patrones cardíacos [23]; la clasificación y decodificación de señales EMG [18], [22]; la detección y extracción de características en ECG [24] y PPG [25]; y el diagnóstico de la epilepsia [26].

Si bien la literatura menciona la posibilidad de utilizar otras técnicas de procesamiento diferentes a wavelet para analizar señales biomédicas –análisis de picos [27], transformaciones Hilbert [28], etc.– y muestra estudios de aprendizaje automático [29], [30], las pruebas realizadas por el grupo a cargo de esta investigación, específicamente para el reconocimiento de fases de la marcha, han mostrado que las ondeletas o wavelets son la mejor opción.

En el capítulo anterior y en [10] se presentó: el desarrollo de una herramienta de software (e-Motion Capture, eMC) que utiliza un Kinect™ como dispositivo

principal de captura de movimiento; y los resultados de las pruebas de confiabilidad de los datos de Kinect™, mediante la comparación de sus valores frente a un sistema de captura de movimiento 3D de cámara múltiple. En ese experimento se capturaron señales de marcha con ambos dispositivos y se estimaron coeficientes de correlación intraclase (IC) para toda la ruta y para cada una de las etapas de caminar, los índices de fiabilidad y lateralidad (N = 599) de ambos sistemas se promediaron juntos 0,96 (IC95 % 0,94-0,97); para el tobillo izquierdo (N = 103), índice de 0,96 (IC95 % 0,88-0,98); y para el tobillo derecho (N = 112), índice de 0,97 (IC95 % 0,85-0,99).

Se considera relevante aplicar wavelet porque tiene baja complejidad algorítmica y bajos tiempos de ejecución y porque no requiere recursos especializados para obtener resultados; además, es una técnica bien conocida, bien posicionada de procesamiento de señales en diferentes áreas, que no requiere de un conjunto de datos previos y, por tanto, permite obtener resultados inmediatamente después de su aplicación.

Aunque las técnicas de análisis de movimiento se han explorado ampliamente, no se encontró evidencia del uso de wavelet en combinación con el Kinect™ como método independiente para identificar rápidamente fases de balanceo y postura en personas con probable EP. A continuación se describe la aplicación y los resultados de aplicar transformadas wavelet a los datos de la marcha de un Kinect™ para distinguir automáticamente entre sus dos fases.

Recursos y métodos

DATOS

Para obtener el mejor rendimiento de Kinect™, registramos mediciones en un corredor de 1,5 metros de ancho por 4 metros de largo. Con base en un criterio de experto clínico, cada voluntario debe caminar la longitud del corredor hacia el Kinect™ tres veces. El esqueleto de Kinect™ incluye veinte puntos que representan la mayoría de las articulaciones en una forma humana básica. El trabajo se centró en las articulaciones del tobillo porque sus posiciones no difieren del modelo antropométrico estándar utilizado en los sistemas de referencia [10], [16].

Doce voluntarios de entre 53 y 73 años participaron en el estudio, seis mujeres y seis hombres; tres sujetos de cada género tenían EP en etapa temprana y tres

Análisis automatizado de marcha usando Kinect™ y Wavelets

estaban sanos y caminaban normalmente. La EP en etapa temprana se definió como Hoehn y Yahr (H&Y) etapas I o II. Los participantes con EP se trataron con un agonista dopaminérgico y se evaluaron mientras estaban en el estado *on*.

El e-Motion devuelve la distancia entre el Kinect™ y el sujeto, lo que representa la distancia a cada unión en metros. Con base en la evaluación informada en un estudio preliminar [10], se decidió probar las trayectorias del tobillo para el presente trabajo. La FIGURA 5 muestra un ejemplo de la señal de marcha utilizada en este estudio.

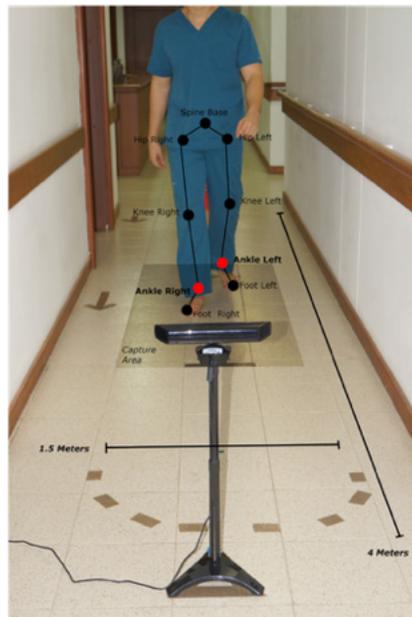


Figura 5. Corredor utilizado para la captura de información con el Kinect™

PROCESAMIENTO DE SEÑAL USANDO WAVELETS

Se probó el algoritmo de procesamiento de señales con cada señal de marcha utilizando doce descomposiciones de wavelets, lo que permitió obtener información sobre los dominios espectrales y temporales. Se probaron cuatro familias de wavelets: Coiflets, Daubechies, Biorthogonal y Symlets, cada una de ellas tiene propiedades particulares y genera señales distintas.

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson

Se utilizó el criterio clínico experto de las fases de la marcha para juzgar la precisión de las transformadas wavelet. Los algoritmos de procesamiento se implementaron en Matlab® y se asignó un identificador (id) y un valor de descomposición para cada transformada probada, por ejemplo, en “db3”, “db” se refiere a la familia de wavelets de Daubechies y 3 al momento de desaparición. Las doce transformadas wavelet que se probaron son:

- Daubechies: db1, db2, db3, db4, db5, db6, db7, db8 y db9.
- Coiflets: coif1”, coif2”, coif3”, coif4” y coif5.
- Symlets: sym2, sym3, sym4, sym5 y sym6.
- Biorthogonal: bior1.1, bior1.3, bior1.5, bior2.2 y bior2.4.

Para el análisis de señal se aplicó una descomposición para cada señal de tobillo (izquierda y derecha), es decir que se ejecutó el algoritmo de procesamiento con un total de 864 señales: doce sujetos, cada uno con dos tobillos, recorriendo el pasillo tres veces, y doce descomposiciones wavelet aplicadas a cada conjunto de datos de tobillo.

EXTRACCIÓN DE FASES DE MARCHA

Para establecer el umbral para distinguir fases separadas, se calcularon los valores medios para cada una de las doce descomposiciones wavelet; el valor medio se estableció como umbral para distinguir las fases, como se muestra con la línea roja en la parte b de la FIGURA 6.

Para obtener las fases de soporte y balanceo de la señal del tobillo utilizando los medios de las descomposiciones de wavelet, se determinó que los valores

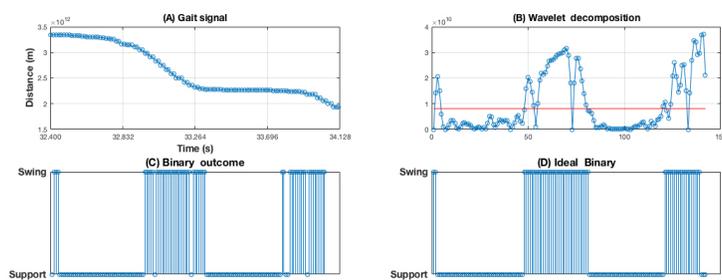


Figura 6. Secuencias binarias para cada descomposición de wavelet

por encima de la media indican la fase de balanceo y los valores por debajo de ella indican la fase de soporte. A las señales de balanceo se les asignó valores verdaderos (1) binario y a las señales de soporte el valor falso (0). Este procedimiento arrojó una secuencia binaria para cada descomposición de wavelet, como se muestra en sección c de la FIGURA 6. En dicha figura se muestra: en la sección a, la secuencia de señales de tobillo izquierdo de un sujeto, quien cubrió aproximadamente dos metros en alrededor de dos segundos; en la sección b, un ejemplo de descomposición wavelet, donde la línea roja es la media utilizada como umbral para clasificar las fases de la marcha; en la sección c, la señal binaria antes de la corrección de errores; y en la sección d, la clasificación de la fase de marcha ideal. Estas fases se identificaron manualmente de acuerdo con los criterios clínicos de los expertos.

DETECCIÓN Y CORRECCIÓN DE ERRORES

Para evaluar el rendimiento y el error promedio de las descomposiciones wavelet, un experto clínico generó una secuencia binaria ideal a partir de los juicios sobre el tiempo del golpe de talón en cada señal de marcha. Luego, las doce secuencias binarias se compararon con la secuencia binaria ideal. Las secciones c y d de la FIGURA 6 muestran ejemplos de las diferencias entre la secuencia binaria ideal y la secuencia binaria obtenida automáticamente a partir de la descomposición de wavelet. Las señales se compararon en términos de la métrica de distancia de Hamming [31]. Para corregir estos errores, se diseñó un algoritmo que considera el número mínimo de valores que representan una fase de marcha, detecta el inicio y el final de cada fase y corrige las fases anormales.

Resultados y discusión

SELECCIÓN DE WAVELET Y PROCESAMIENTO

Para seleccionar una descomposición wavelet se compararon todas las señales de la marcha binaria en términos de la distancia de Hamming, la que cuantifica el grado en que dos señales son similares y permite así comparar la precisión de diferentes descomposiciones wavelet en términos cuantitativos.

Las señales se compararon antes y después de aplicar la corrección de errores. Como se puede apreciar en la TABLA 4, antes de la corrección el error promedio

Tabla 4. Resultados de la descomposición antes y después de la corrección de errores

Wavelet	Antes		Después)	
	Error promedio	Desviación estandar	Error promedio	Desviación estandar
Bior2.2	13 %	4 %	7 %	4 %
Bior2.4	16 %	4 %	11 %	4 %
Coif1	14 %	5 %	8 %	5 %
Coif2	17 %	5 %	11 %	4 %
Db3	13 %	4 %	7 %	4 %
Db4	13 %	4 %	7 %	4 %
Db5	13 %	4 %	7 %	4 %
Db6	14 %	5 %	8 %	5 %
Db7	14 %	5 %	7 %	4 %
Db8	14 %	5 %	7 %	4 %
Sym2	14 %	5 %	8 %	5 %
Sym3	13 %	4 %	7 %	4 %

más bajo fue de 13 %; las wavelets llevaron a identificaciones tan cercanas a la señal ideal como db3, db4, db5, bior2.2 y sym3, todas con una desviación estándar del 4 %. Después de la corrección de errores, el error promedio más bajo fue 7 %, con una desviación estándar de 4 %. Este error promedio se generó con las wavelets db3, db4, db5, db7, db8, bior2.2 y sym3.

Con la corrección de errores, los algoritmos de descomposición wavelet pueden identificar automáticamente las fases de postura y balanceo en las señales de marcha con una tasa de éxito del 93 %, medido con base en el juicio clínico experto. En ambos momentos, antes y después de la corrección de errores, bior2.4 y coif2 presentaron el mayor error promedio. Es claro que no son efectivas para los propósitos de este estudio y por ello fueron excluidas para estudios futuros.

ESTIMACIÓN DE LAS VARIABLES ESPACIO-TEMPORALES

Una vez analizadas diferentes wavelets como alternativas para estimar el ciclo de la marcha, se seleccionó la db8 para obtener variables espaciotemporales del grupo de voluntarios. Aunque esta selección de db8 no obedeció a un análisis particular, se validó con la significación estadística de los resultados, como se muestra en la siguiente sección.

Las variables obtenidas de este análisis son importantes en un contexto clínico, donde el experto realiza una evaluación para diagnosticar y seguir la evolución de la EP, pues proporcionan una medida objetiva para evaluar y diagnosticar la progresión de la enfermedad, como se puede observar en la TABLA 5. Por ejemplo, la velocidad es menor en pacientes con EP que en controles, diferencia que está asociada con las afecciones de la marcha que sufren los pacientes; asimismo, el número de pasos es más alto en las personas con EP que en los controles, un efecto bien conocido relacionado con las alteraciones de la marcha generadas por la enfermedad. En la TABLA 5 se incluyen las variables espaciotemporales promedio obtenidas y su desviación estándar. Las variables se discriminan por lateralidad debido a que la EP es asimétrica.

Se realizó también una prueba de Mann-Whitney (ver TABLA 6) para evaluar las diferencias significativas entre las variables izquierda y derecha de pacientes con y sin EP, en ella se encontraron diferencias significativas entre las variables espaciotemporales evaluadas.

Tabla 5. Variables espaciotemporales promedio (\bar{x}) y su desviación estándar (σ)

Variables	Personas con EP		Personas sin EP	
	Izquierda $\bar{x}(\sigma)$	Derecha $\bar{x}(\sigma)$	Izquierda $\bar{x}(\sigma)$	Derecha $\bar{x}(\sigma)$
Tiempo Soporte (s)	2.24 (0.31)	2.17 (0.23)	0.91 (0.10)	1.06 (0.10)
Tiempo Balanceo (s)	1.33 (0.14)	1.33 (0.18)	0.76 (0.09)	0.76 (0.06)
Numero Pasos	10.0 (0.55)	9.67 (0.19)	6.83 (0.36)	6.17 (0.29)
Duración prueba (s)	3.70 (0.41)	3.65 (0.32)	1.72 (0.07)	1.89 (0.09)
Velocidad (m/s)	0.63 (0.06)	0.65 (0.05)	1.20 (0.05)	1.04 (0.07)

Tabla 6. Valores p obtenidos en la prueba Mann-Whitney

	Izquierda	Derecha
Tiempo Soporte (s)	0.01	0.04
Tiempo Balanceo (s)	0.02	0.03
Numero Pasos	0.04	0.03
Duración prueba (s)	0.01	0.01
Velocidad (m/s)	0.01	0.01

Conclusiones

En este estudio se utilizaron wavelets para la detección automática de fases de marcha y el análisis de la marcha utilizando un sensor RGB-D (*Red Green Blue – Depth*). Las pruebas con este algoritmo de procesamiento de señales mostraron que puede identificar si el sujeto tiene o no EP. Un diagnóstico clínico completo incluiría un análisis de marcha complementario utilizando dicha tecnología.

e-Motion clasifica con éxito las trayectorias de tobillo desde los datos RGB-D del sensor Kinect™ a las fases de soporte y balanceo. El software autónomo de identificación de la fase de la marcha permite calcular automáticamente las variables espaciotemporales clínicamente relevantes, como el número de ciclos, el tiempo de ciclo, el número de pasos, la cadencia, la longitud de la zancada, el porcentaje de soporte y el equilibrio, lo que apoya su uso en un contexto de telemedicina .

En este estudio se mide la factibilidad de utilizar técnicas wavelet en las señales de la marcha, sin embargo, este no debería ser el único método capaz de realizar este análisis. Como trabajo futuro, se debería explorar otras alteraciones de la marcha, como pasos cortos y marcha arrastrando los pies, así como y otras técnicas, como el análisis de picos, con el fin de sugerir un punto de referencia para analizar las señales de la marcha.

Se usó el sensor Kinect™ como herramienta de captura y wavelets para estimar algunas variables espaciotemporales y distinguir las fases de la marcha. Este enfoque tiene baja complejidad algorítmica, bajos tiempos de ejecución y no requiere recursos especializados para obtener resultados. Además, por ser una técnica de procesamiento de señales madura, no requiere un conjunto de datos anterior, lo que permite utilizar la técnica sin datos previos y obtener resultados inmediatos.

Referencias

- [1] Organización Mundial de la Salud, “Resumen: informe mundial sobre el envejecimiento y la salud [WHO/FWC/ALC/15.01],” Ginebra, Suiza: OMS, 2015.
- [2] B. E. Maki y W. E. McIlroy, “Change-in-support balance reactions in older persons: An emerging research area of clinical importance,” *Neurol Clin*, vol. 23, no. 3, pp. 751–783, 2005.

- [3] G. F. Marchetti y S. L. Whitney, “Older adults and balance dysfunction,” *Neurol Clin*, vol. 23, no. 3, pp. 785–805, 2005.
- [4] Movement Disorder Society. “The Unified Parkinson’s Disease Rating Scale (UPDRS): Status and recommendations”, *Mov Disord*, vol. 18, no. 7, pp. 738–750, 2003.
- [5] Vicon Motion System Ltd. (2017, febrero). “Vicon: Markers and suits [online]. Disponible en: <https://www.vicon.com/products/vicon-devices/markers-and-suits>
- [6] GAITRite. (2017, febrero). GAITRite systems: The one and only [online]. Disponible en: <http://gaitrite.com>
- [7] A. P. Rocha, H. Choupina, J. M. Fernandes, M. J. Rosas, R. Vaz, y J. P. Silva-Cunha, “Parkinson’s disease assessment based on gait analysis using an innovative RGB-D camera system,” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2014, pp. 3126–3129, 2014.
- [8] Microsoft Corp. (2017, febrero). Kinect for Windows sensor components and specifications [online]. Disponible en: <https://msdn.microsoft.com/enus/library/jj131033.aspx>
- [9] D. V. Cicchetti y S. A. Sparrow, “Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior,” *Am J Ment Defic*, vol. 86, no. 2, pp. 127–137, 1981.
- [10] J. D. Arango, B. Muñoz, W. Agredo, Y. Ariza-Araújo, J. L. Orozco, y A. Navarro, “A reliability assessment software using Kinect to complement the clinical evaluation of Parkinson’s disease,” in *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 6860–6863, 2015.
- [11] B. Galna, G. Barry, D. Jackson, D. Mhiripiri, P. Olivier, y L. Rochester, “Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson’s disease.” *Gait & Posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1062–1068, 2014.
- [12] B. R. Bloem, J. Marinus, Q. Almeida, L. Dibble, A. Nieuwboer, B. Post, E. Ruzicka, C. Goetz, G. Stebbins, P. Martinez-Martin, y A. Schrag, “Measurement instruments to assess posture, gait, and balance in Parkinson’s disease: Critique and recommendations,” *Mov Disord*, vol. 31 no. 9, pp.1342–1355. doi: 10.1002/mds.26572. 2016.

- [13] O. Tupa, A. Prochazka, O. Vysata, M. Schatz, J. Mares, M. Valis, y V. Marik, “Motion tracking and gait feature estimation for recognising Parkinson’s disease using MS Kinect,” *Biomed Eng Online*, vol. 14, no. 1, p. 97, 2015.
- [14] D. Grabli, C. Karachi, M. L. Welter, B. Lau, E. C. Hirsch, M. Vidailhet, y C. Francois, “Normal and pathological gait: what we learn from parkinson’s disease,” *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 83, no. 10, pp. 979–985, 2012.
- [15] W. S. Pease, B. L. Bouyer y B. L. B. Kadyan, “Human Walking,” In *Physical medicine and rehabilitation: Principles and practices*, J. A. Delisa y S. O. Their, Eds 2005, Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [16] M. D. Network. (2015) Kinect for Windows human interface guidelines v1.8.0. [online]. Disponible en: <https://msdn.microsoft.com/enus/library/hh973074.aspx>
- [17] M. Unser y A. Aldroubi, “A review of wavelets in biomedical applications,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 84, no. 4, pp. 626–638, 1996.
- [18] T. Chau, “A review of analytical techniques for gait data. Part 2: Neural network and wavelet methods,” *Gait & Posture*, vol.13, no. 2, pp.102-120, 2001.
- [19] K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P. Leyvraz, y P. Robert, “Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 5, pp. 689–699, 2002.
- [20] A. M. A. Handojoseno, J. M. Shine, T. N. Nguyen, Y. Tran, S. J. G. Lewis, y H. T. Nguyen, “The detection of freezing of gait in Parkinson’s disease patients using EEG signals based on wavelet decomposition,” in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 69–72, 2012.
- [21] R. T. Lauer, C. Stackhouse, P. A. Shewokis, B. T. Smith, M. Orlin, y J. J. McCarthy, “Assessment of wavelet analysis of gait in children with typical development and cerebral palsy,” *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 6, pp. 1351–1357, 2005.
- [22] D. Gradolewski, P. M. Tojza, J. Jaworski, D. Ambroziak, G. Redlarski, y M. Krawczuk, “Arm emg wavelet-based denoising system,” in *Mechatronics*

- Ideas for Industrial Application*, , pp. 289–296, J. Awrejcewicz, R. Szewczyk, M. Trojnecki, y M. Kaliczynska, Eds. Cham, Suiza: Springer, 2015.
- [23] L. Senhadji, G. Carrault, J. J. Bellanger, y G. Passariello, “Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 14, no. 2, pp. 167–173, 1995.
- [24] Cuiwei Li, Chongxun Zheng, and Changfeng Tai, “Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 1, pp. 21–28, 1995.
- [25] D. Cvetkovic, E. D. Übeyli, e I. Cosic, “Wavelet transform feature extraction from human PPG, ECG, and EEG signal responses to ELF PEMF exposures: A pilot study,” *Digital Signal Processing*, vol. 18, no. 5, pp. 861–874, 2008.
- [26] M. Akin, M. A. Arserim, M. K. Kiymik, e I. Turkoglu, “A new approach for diagnosing epilepsy by using wavelet transform and neural networks,” in *Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 1596–1599 vol.2, 2001.
- [27] H. S. Shin, C. Lee, y M. Lee, “Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 39, no. 12, pp. 1145 – 1152, 2009.
- [28] K. Fu, J. Qu, Y. Chai, y T. Zou, “Hilbert marginal spectrum analysis for automatic seizure detection in eeg signals,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, pp. 179–185, 2015.
- [29] S. Aich, K. Younga, K. Hui, A. Al-Absi, y M. Sain, “A nonlinear decision tree based classification approach to predict the Parkinson’s disease using different feature sets of voice data,” in *20th International Conference on Advanced Communication Technology (ICACT)*, pp. 638–642, 2018.
- [30] A. Zhan, S. Mohan, C. Tarolli, R. B. Schneider, J. L. Adams, S. Sharma, M. J. Elson, K. L. Spear, A. M. Glidden, M. A. Little, A. Terzis, E. R. Dorsey, & S. Saria, “Using smartphones and machine learning to quantify Parkinson disease severity,” *JAMA Neurology*, vol. 75, no. 7, p. 876, 2018.
- [31] R. Md Saad, M. Ahmad, M. Abu, y M. Jusoh, “Hamming distance method with subjective and objective weights for personnel selection,” *ScientificWorld Journal*, Art. ID 865495, 2014. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/865495>

CAPÍTULO 4

Sistema de apoyo a la evaluación clínica de la marcha para personas con EP

Juan David Arango, Yoseth Ariza Araújo, Andres Navarro Cadavid

Universidad Icesi, Cali- Colombia

Resumen

La clasificación objetiva de la marcha y la gestión de la información asociada con los diferentes síntomas de la Enfermedad de Parkinson (EP) permiten la generación de estrategias terapéuticas ajustadas a la condición clínica de cada paciente. En este capítulo se propone una alternativa en software para apoyar los procesos esenciales en la evaluación clínica de la EP a partir de la clasificación automática de marcha y de la gestión de la información asociada, tanto a la clasificación, como a los demás síntomas desarrollados en el transcurso de la EP. El software desarrollado e implementado durante este trabajo está fundamentado en el enfoque arquitectónico de microservicios, bajo el modelo de *Domain-Driven Design*, como resultado de este enfoque, se cuenta con componentes de software autónomos que pueden apoyar procesos clínicos a diferentes enfermedades, no solo crónicas, sino también agudas. El capítulo presenta además una relación entre las diferentes partes del libro y menciona el trabajo a futuro, incluyendo iniciativas que actualmente están en desarrollo.

Problemática

La Enfermedad de Parkinson (EP) es un desorden neurodegenerativo crónico que se desarrolla por años o décadas y se manifiesta clínicamente con síntomas motores como bradicinesia (movimiento lento), temblor en reposo, rigidez e inestabilidad postural [1], [2]. Estos síntomas, altamente variables, son solamente susceptibles de exploración subjetiva e imprecisa a partir del examen clínico [3].

Cada día los pacientes de EP generan una enorme cantidad de información útil para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento de la enfermedad. La recuperación de esta información no cuenta con herramientas de gestión ajustadas a la condición médica del paciente y a la consulta clínica especializada, limitándose a una descripción narrativa de los síntomas por parte del paciente o sus cuidadores. Esta descripción narrativa de los síntomas se convierte en insumos subjetivos, no siempre válidos, para ajustar las estrategias terapéuticas que impactarán la calidad de vida de los pacientes y sus familiares.

Algunas herramientas complementarias al proceso de diagnóstico clínico permiten disminuir la subjetividad y la variabilidad en las hipótesis sobre el estado de la enfermedad, estas son pruebas como el análisis de marcha, que son ejecutadas por sistemas de captura de movimiento (MC, *Movement Capture*), sistemas complejos y de alto costo, tanto en requerimientos de personal capacitado para su manipulación, como en equipos computacionales de gran potencia [4], [5].

En el seguimiento a lo largo del tiempo, algunas estrategias consisten en el registro de los síntomas, junto con la estimación de los horarios de consumo de medicamentos, que hacen los pacientes o sus cuidadores en una bitácora. En ella, bajo el criterio del paciente se expresa el impacto de los síntomas en las actividades de la vida diaria, usando valores como: alto, medio o bajo. Estos registros de bitácora no representan una norma o un estándar en el ejercicio clínico, por lo tanto, los especialistas en neurología no están obligados a implementar estrategias similares de recolección de información.

Las necesidades descritas pueden encontrar en la ingeniería un punto de convergencia en los sistemas de automatización de recolección de datos en ambientes no estructurados. Los ambientes no estructurados son aquellos que no han sido diseñados para ser autónomos o semiautónomos (e.g., casas,

parques). Las tecnologías de asistencia a la población adulta mayor, la provisión de cuidados de salud a distancia y el monitoreo de señales vitales a partir de sensores remotos, entre otras, se conoce como e-Salud.

Es válido entonces plantear desde la ingeniería la pregunta ¿es posible crear un sistema de apoyo al diagnóstico y evaluación que aporte pruebas clínicas cuantificables y replicables, capturando datos de variables que permitan realizar un seguimiento más objetivo a lo largo del tiempo?

Diseño de la solución

El diseño de una solución depende de factores como la aproximación a la lógica del negocio, la tecnología disponible, los usuarios e involucrados y los desafíos técnicos a resolver, entre otros. La evaluación de estos factores determina la arquitectura a implementar y define la mejor aproximación. Los factores clave se clasifican de acuerdo con el dominio de conocimiento sobre la problemática que se pretende solucionar:

La lógica de negocio está mediada por el contexto clínico en el cual se va a implementar la solución. Este contexto impone al sistema restricciones con base en los procesos institucionales de los servicios médicos y en el proceso mismo de evaluación clínica ejecutado por los profesionales de salud a sus pacientes con EP. Las principales restricciones del sistema son:

- El tiempo de consulta clínica en el sistema de salud en Colombia es de aproximadamente veinte minutos, en ese lapso el profesional de salud realiza el seguimiento de los principales síntomas de la enfermedad aplicando las diferentes escalas clínicas.
- El espacio físico para ejecutar las pruebas clínicas, tanto de diagnóstico, como de seguimiento, está limitado al consultorio médico. Si existen laboratorios de captura de movimiento al paciente se le asigna una cita que puede suceder en un tiempo y lugar diferentes; de lo contrario, se ejecutan pruebas clínicas como el DGI (*Dynamic Gait Index*) o el UPDRS (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) usando, de ser necesario, los pasillos disponibles, los cuales deben contar con accesos y servicios a personas con discapacidad debido a la naturaleza de EP.
- Para el sistema de salud colombiano, el costo de los MC comerciales es elevado. Aunque existen múltiples instituciones en Colombia con estos

Sistema de apoyo a la evaluación clínica de la marcha para personas con EP

sistemas, para la gran mayoría no es viable tenerlos, por ello, la manera de hacer seguimiento a la EP sigue siendo la exploración clínica.

La usabilidad y la portabilidad son factores que van más allá de evaluar lo intuitivo de las aplicaciones de software. La revisión de sistemas de referencias comerciales de alta y mediana complejidad, como Vicon y GaitRite [4] y [5], permite tener un marco de referencia en el diseño de la solución en hardware y en software. Los elementos críticos de estos sistemas son:

- espacios físicos (señalización, metros cuadrados mínimos requeridos, accesos amigables para discapacitados y la ecología de la prueba);
- uso del tiempo para la utilización del sistema;
- usuarios expertos y sujetos del sistema (en ocasiones con vestuario especial);
- dispositivos (cámaras, trípodes, servidores, cableado, etc.); y
- software altamente especializado y propietario de los fabricantes.

Los desafíos técnicos se plantearon en dos ámbitos: la clasificación de la marcha y la gestión de la información.

- Clasificación de la marcha: la marcha es uno de los factores de riesgo y de mayor impacto en la calidad de vida de los pacientes con EP y sus cuidadores; la función principal de los MC en este aspecto es determinar variables clave para medir el impacto de la enfermedad y así proponer estrategias terapéuticas ajustadas.
- Gestión de la información: los MC, sin importar su complejidad, generan un alto volumen de datos que deben ser correctamente procesados y administrados; además de los datos de las capturas de movimiento, la información asociada al estado clínico de la EP en el paciente requiere la creación, modificación, eliminación y búsqueda de registros para efectos de la administración de la EP. Estas dos fuentes de datos requieren de procesos adicionales de análisis de información que permitan a los profesionales de la salud obtener indicadores claves en la evaluación de la enfermedad y apoyen la tomen de decisiones en las estrategias terapéuticas.

De acuerdo con estos dos ámbitos de desafío, la solución propuesta se planteó con dos aproximaciones: en lo físico (hardware) y en la gestión (software). La aproximación en hardware requiere de un dispositivo de captura de movimiento que permita ajustarse a las restricciones de la lógica del negocio y la usabilidad

y portabilidad. La aproximación en software debe resolver las dificultades técnicas planteadas por el dispositivo de captura y satisfacer las necesidades impuestas por la lógica del negocio.

Para la aproximación en hardware, el Kinect™ se presenta como un candidato sólido para responder a estas necesidades. Los elementos físicos necesarios para realizar una captura con Kinect™ son: un computador con los requisitos mínimos descrito por el fabricante y un área de captura mínima óptima de 6 m², 1,5 m de ancho por 4 m largo, con 2 m óptimos de medición, es decir, entre 1.5 m y 3.5 m desde el punto de visión del Kinect™ (esta área está determinada por el rango de visión infrarroja del Kinect™). El tiempo promedio de captura es de cinco minutos o menos, el usuario no requiere un alto nivel de especialización ni el sujeto de evaluación una vestimenta especial o preparación previa a la captura [6].

La aproximación en software se debe resolver en los dos ámbitos de desafío mencionados, para ello se plantea una arquitectura de software orientada a servicios (SOA, *Services Oriented Architecture*), llamada de microservicios. Esta arquitectura busca descomponer en pequeñas unidades (microunidades) de lógica-procesamiento, dividiendo y distribuyendo el control, y logrando así un bajo acoplamiento y una alta cohesión entre cada uno de los componentes.

Estos componentes de software generalmente cuentan con un estándar de intercambio de información (HTTP, *Hypertext Transfer Protocol*; HTTPS, *Hypertext Transfer Protocol Secure*; WebSockets; o AMQP, *Advanced Message Queuing Protocol*) e interfaces de programación (API, *Application programming interface*) para su reutilización y extensión de funcionalidades. Esta arquitectura o enfoque de microservicios se puede desarrollar bajo dos modelos de diseño: DDD (*Domain-Driven Design*) [7] y Business Capability [8]-[11].

Las características de la problemática en cuestión, la naturaleza de los desafíos técnicos planteados del orden de investigación y variabilidad tecnológica y la dificultad en definir un dominio único de solución es el escenario ideal para el modelo DDD, donde el dominio general de la solución se separa en subdominios de lógicas muy específicas que combinadas representan la lógica general del negocio. Cada uno de estos subdominios puede estar compuesto por varias unidades o componentes de software con al menos las operaciones básicas de creación, búsqueda, actualización y eliminación (CRUD, *Create, Read, Update, Delete*).

Desarrollo de la solución

Como se indicó, la aproximación de la solución en software tiene asociados los desafíos técnicos de clasificación de la marcha y gestión de la información – que a su vez está asociada a la clasificación y a la evaluación clínica de la EP–, por lo que la arquitectura en software planteada identificó subdominios de análisis autónomos basados en los principios del DDD. La FIGURA 7 muestra la abstracción de los subdominios propuesta y su respectiva interacción.

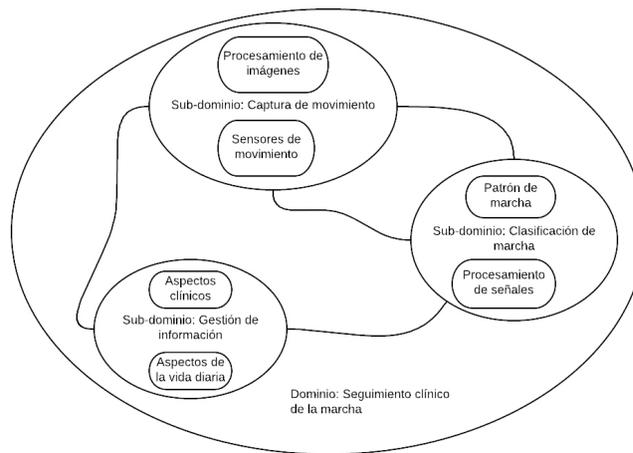


Figura 7. Subdominios y su interacción

SUB-DOMINIO PARA LA CAPTURA DE MOVIMIENTO

Este subdominio busca identificar los elementos principales para obtener una captura óptima del movimiento usando Kinect™. Se planteó el desarrollo de aplicaciones de software que resuelven la captura y almacenamiento:

- e-Motion Capture, aplicación de escritorio orientada a profesionales de la salud que permite a los usuarios interactuar con el Kinect™ y efectuar las capturas que se requieran para un usuario específico;
- e-Motion Windows Services, aplicación de escritorio diseñada como una tarea de sistema operativo que permite la sincronización de los datos generados por e-Motion directamente al servidor remoto para su almacenamiento y gestión; y

- e-Motion Services, aplicación de *back-end*, exclusiva para el almacenamiento con las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información de la aplicación de escritorio.

SUB-DOMINIO PARA LA CLASIFICACIÓN DE LA MARCHA

El análisis de la marcha en humanos se describe como un ciclo compuesto por dos fases (soporte y balanceo) de donde se derivan variables asociadas a la cinemática (distancia, duración, longitudes y velocidad) y a las medidas relativas del ciclo de la marcha. En la FIGURA 1 (capítulo 1, página 31) está descrito el ciclo de la marcha en detalle y en la TABLA 2 (capítulo 1, página 30) las principales variables asociadas al análisis de marcha. Para determinar las variables susceptibles de identificación, clasificación y automatización usando un Kinect™, y la clasificación automática de la marcha, se realizó una evaluación de la fiabilidad comparando los valores obtenidos con un Kinect™ y los que arroja un MC de referencia. Los resultados (ver capítulo 2) establecieron una fiabilidad de 96 % (IC 95 % 0,94 0,97) en comparación con el MC de referencia, lo que permite establecer la línea base de trabajo, al poder identificar al eje Z como la señal que representa la cinemática de la marcha (ver FIGURA 4 en la página 49 del capítulo 2).

En el capítulo 3 se establece el uso de wavelets para la identificación de las fases de la marcha. La FIGURA 6 (página 60) muestra cómo es clasificada la marcha en sus fases por medio de una señal resultante binaria-tiempo con una estimación de error del 7 % y una desviación estándar de 4 % con la familia de Daubechies, la mejor candidata para aplicar la descomposición wavelet.

Este subdominio planteó el desarrollo de las siguientes aplicaciones:

- Python Wavelet, aplicación de *back-end* que permite aplicar, bajo demanda, la descomposición wavelet deseada a la señal de entrada, y retorna como resultado una señal binaria-tiempo. Tanto la señal de entrada como la resultante deben corresponder a un fenómeno conocido para obtener la correcta interpretación.
- e-Motion Analysis, aplicación de *back-end* que permite obtener, bajo demanda, un conjunto de señales de marcha para ser procesadas de acuerdo con el análisis de variables de la marcha que se desee. Está desarrollada con el patrón arquitectónico de pipeline, tiene cuatro *stages* básicos, en el primero consume el servicio de búsqueda de e-Motion Services del

documento que se quiere analizar; en el segundo, se organizan los datos; en el tercero, se consume Python Wavelet para la transformación de los datos; y en el cuarto se genera el cálculo y el reporte de las variables de marcha (tiempo de soporte y balanceo, número de pasos y velocidad).

SUB-DOMINIO PARA LA GESTIÓN DE LA INFORMACIÓN

El proceso de anamnesis consiste en el registro de la estrategia terapéutica, los síntomas diarios de la enfermedad y su desarrollo, los resultados de las escalas y de las evaluaciones clínicas y los resultados de pruebas paraclínicas, entre otras. Este proceso tiene lugar en el consultorio del profesional de salud, donde el paciente acude generalmente acompañado por un cuidador. En las enfermedades –crónicas y agudas–, es de vital importancia el registro de esta información para apoyar las decisiones a lo largo del desarrollo de la enfermedad. En este subdominio se desarrollaron aplicaciones de apoyo a estos procesos, así:

- Medical Records, aplicación de *back-end* y *front-end* para almacenamiento, con las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información asociada al concepto de historia clínica y el proceso de anamnesis;
- Clinical Tests, aplicación de *back-end* y *front-end* para almacenamiento, con las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información asociada a las pruebas clínicas y el análisis de marcha;
- People, aplicación de *back-end* y *front-end* diseñada para ser el directorio general de todas las personas que se han registrado –como usuario, paciente, médico, evaluador u otro rol– que permite las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información;
- pdaily (*Parkinson's Daily*), aplicación para dispositivo móvil diseñada para recopilar los principales síntomas que impactan las actividades diaria de los pacientes (e.g., temblor), permite las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información;
- pdaily Services, aplicación de *back-end* exclusiva para almacenamiento, con las operaciones básicas CRUD para la gestión de la información de la aplicación de pdaily;
- SND Web, aplicación de *front-end* que integra las interfaces gráficas de usuario de las aplicaciones de Medical Records, Clinical Test, People y User Manager; y

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson

- User Manager, aplicación de *back-end* y *front-end* que permite la creación de usuarios, contraseñas cifradas y roles de acceso para las aplicaciones, y es responsable de sincronizar, en todas las aplicaciones mencionadas, el perfil de usuario y los usuarios que pueden acceder a la información almacenada y a las operaciones de lectura o escritura.

En resumen, se han diseñado y desarrollado doce aplicaciones en tres subdominios específicos y autónomos para satisfacer las necesidades de los desafíos técnicos planteados. La FIGURA 8 muestra, en alto nivel, la interacción de las diferentes aplicaciones diseñadas como microservicios desplegados en contenedores Docker [12], [13].

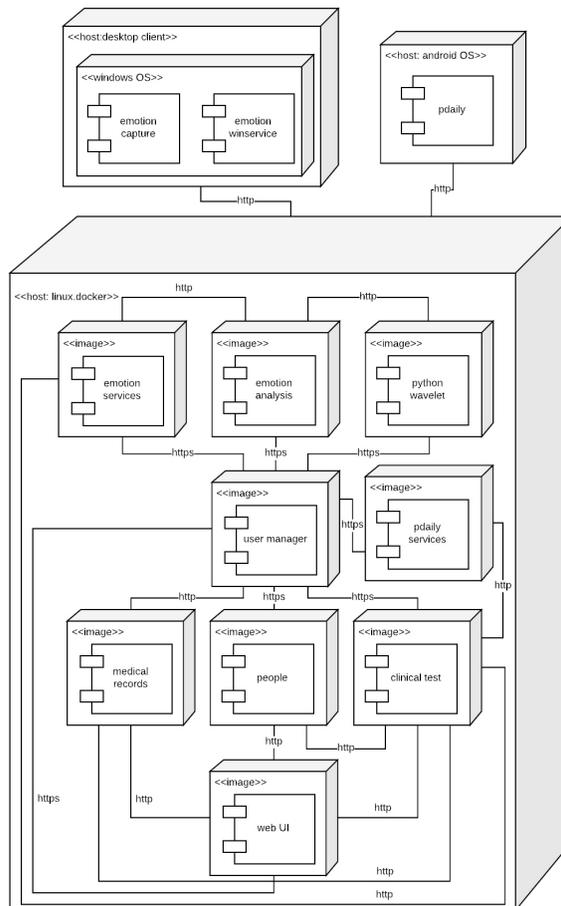


Figura 8. Diagrama de despliegue de alto nivel de los microservicios desarrollados en contenedores de Docker

Sistema de apoyo a la evaluación clínica de la marcha para personas con EP

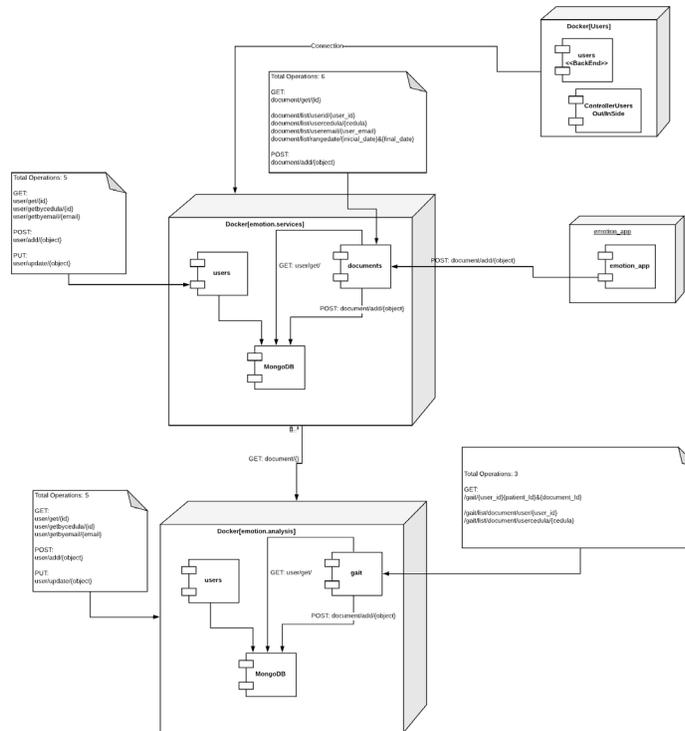


Figura 9. Diagrama de despliegue e-Motion services y Analysis

La FIGURA 9, por su parte, muestra el diagrama de despliegue en detalle de las aplicaciones desarrolladas. En los Anexos 1, 2 y 3, respectivamente, se presentan las interfaces gráficas de usuario de las aplicaciones para usuario final, e-Motion, pdaily y SND.

Evaluación de la solución

CLASIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE LA MARCHA

El Kinect™ como dispositivo de captura principal de señales de marcha alcanzó una fiabilidad del 96 % con respecto de los sistemas de referencia evaluados. Con el uso de wavelets se logró la identificación de las fases de soporte y balanceo con un error del 7 % ($\sigma \pm 4$ %). Con lo anterior, se crearon e-Motion y las demás aplicaciones, para calcular las variables seleccionadas de tiempo de soporte y balanceo, número de pasos y velocidad, las que no solo

son las variables básicas en el análisis de la marcha, sino que son las de mayor impacto en las actividades de la vida diaria del paciente y son susceptibles de la evaluación clínica de la EP.

RELEVANCIA CLÍNICA

En el capítulo 3 se evalúan las variables de marcha seleccionadas. El uso de e-Motion para calcular las variables descritas mostró significancia estadística para diferenciar entre pacientes y controles. Los resultados descritos en la TABLA 6 (página 63), muestran la relevancia clínica de las variables seleccionadas, que permiten identificar pacientes y realizar la evaluación clínica del estado de la marcha en el tiempo.

PUNTOS DE CORTEY E-MOTION

Las variables espaciotemporales tienen una sensibilidad de hasta 70 % y una especificidad de entre 43,3 y 66,6 % para diferenciar sujetos sanos de personas con EP. Con lo anterior, se establecieron los puntos de corte (umbrales) para cada variable, para tamizar los sujetos evaluados. En las TABLAS 7 y 8 se describen las variables, sus puntos de corte y la sensibilidad, especificidad y área bajo la curva, para los tobillos derecho e izquierdo.

Tabla 7. Variables espaciotemporales (tobillo derecho)

Articulación ₁	Punto de corte	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	LR (+) ₂	LR (-) ₂	CC ₃	AUC (+) ₄
Tiempo de soporte	1,20	66,6%	50,00	1,33	0,667%	58,3%	0,61(0,46-0,75)
Tiempo de balanceo	0,84	70,0%	50,00	1,40	0,600%	60%	0,65 (0,50-0,78)
Velocidad	0,92	70%	43,30	1,56	0,944%	56,6%	0,65 (0,50-0,78)

Tabla 8. Variables espaciotemporales (tobillo izquierdo)

Articulación ₁	Punto de corte	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	LR (+) ₂	LR (-) ₂	CC ₃	AUC (+) ₄
Tiempo de soporte	1,22	70%	70,00	2,33	0,429%	70%	0,77 (0,66-0,89)
Tiempo de balanceo	0,82	70%	56,67	1,61	0,529%	63,3%	0,68 (0,54-0,81)
Velocidad	0,92	70%	66,67	2,17	0,465%	68,3%	0,77 (0,65-0,88)

EVALUACIÓN DEL SOFTWARE

Los atributos de calidad determinantes para la construcción de SND (*System for Neurological Disease*) fueron: interoperabilidad, mantenibilidad, modificabilidad, recuperabilidad, usabilidad, confiabilidad, seguridad y disponibilidad. Estos atributos y la selección de la arquitectura orientada a microservicios le permite ser una solución transversal a diferentes problemas en salud, útil, en consecuencia, no solo en la EP.

Conclusiones y trabajo futuro

Actualmente no hay consenso en la definición técnica para las variables de paso, ciclo de marcha y longitud de paso. Se definió a las variables espaciotemporales de la marcha de la forma más ajustada a lo observado en el contexto clínico. Dicha definición requiere de condiciones mínimas para generar datos de las variables. La mayor condición observada es que por ambas articulaciones debe existir al menos un ciclo de marcha completo, es decir, al menos una fase de soporte y balanceo completa.

Dadas algunas condiciones antropométricas, el Kinect™ tiene dificultades con la captura de datos completos para el ciclo de marcha, por lo tanto, se recomienda mejorar la calidad de la captura aumentando las propiedades técnicas del Kinect™, eliminando las capturas incompletas o ajustando la definición técnica del ciclo de marcha.

A inicios de 2018, el Kinect™ ha sido discontinuado, sin embargo, existen alternativas con características similares en hardware, software y precio, de otras compañías como RealSense™ de Intel. La serie D400 las versiones D415 y D435 cuentan con un rango de entre 0.2 y 0.3 hasta los 10 m [14]. Siena et al., [15] hacen una revisión detallada de esta tecnología como alternativa al Kinect™ calificándola como robusta y capaz de permitir un seguimiento preciso de los efectos de las estrategias terapéuticas.

Otras alternativas al Kinect™ son: el sensor Xtion Pro de Asus (con un rango de operación de entre 0.8 m y 3.5 m) [16], el sensor Astra Pro de Orbbec (con un rango de operación de entre 0.6 m y 8 m) [17]; y Zed Camera de StereoLabs (0.520 m) [18]. Aunque estas alternativas no han sido validadas con el rigor que lo fue Kinect™, sus fabricantes prometen atributos iguales o superiores a costos similares.

Automatización de pruebas clínicas para el diagnóstico y monitoreo de la enfermedad de Parkinson

La arquitectura seleccionada para la solución en software permite la reutilización y extensión de componentes con un mínimo impacto en toda la solución. En el futuro, se ha planteado el desarrollo de componentes que permitan la integración de estas nuevas cámaras o de diferentes dispositivos de captura (e.g., acelerómetros).

La EP, al igual que otras enfermedades, crónicas y agudas, requiere de datos que provean información veraz y oportuna a los expertos, profesionales de la salud, pacientes, cuidadores e investigadores. La calidad de estos datos puede verse afectada por diferentes factores, como la enfermedad en sí misma, las deficiencias en el sistema de salud o la complejidad de los contextos donde cada paciente desarrolla su vida. No obstante, las estrategias de estos profesionales de la salud buscan de la mejor manera sobrellevar estos retos con innovación en procesos, software y hardware.

Existen diferentes esfuerzos para la gestión de procesos administrativos en las instituciones de salud. Sin embargo, es imperativo el desarrollo de más herramientas software que apoyen los procesos clínicos específicos para el seguimiento y diagnóstico. SND y e-Motion son una solución tecnológica que provee de herramientas útiles y ajustadas al sistema de salud en Colombia.

En 2011, durante el inicio de este proyecto, se formalizó la línea de investigación en e-salud y ciber salud en el grupo de investigación i2t (informática y telecomunicaciones) y Biomédica de la Universidad Icesi. La conformación de la línea de investigación permitió la ejecución de proyectos que tienen a SND como la base tecnológica de nuevas aplicaciones, los cuales han permitido la recolección de datos de vital importancia y la generación de nuevas técnicas y tecnologías para apoyo al seguimiento de enfermedades.

Al momento de la publicación de este libro, está en desarrollo el proyecto “Evaluación de la magnitud en el balanceo de los brazos y la asimetría de la marcha en pacientes con EP en estadios tempranos” [Colciencias, convocatoria 777-2017, cuya ejecución se espera completar en 2020]. Este proyecto arrojará nuevos elementos a la incorporación de tecnología efectiva de bajo costo y reducida complejidad para el usuario, en el diagnóstico temprano de la EP. Adicionalmente, se espera avanzar con la incorporación de nuevas técnicas (e.g., *machine learning* y análisis de picos) para el análisis de la marcha y del balanceo de los brazos, y para el procesamiento de grandes volúmenes de información e imágenes que permitan obtener diagnósticos más ajustados.

Referencias

- [1] L. M. De-Lau y M. M. Breteler, “Epidemiology of Parkinson’s disease,” *The Lancet Neurology*, vol. 5 no. 6, pp. 525–535, 2006.
- [2] C. H. Hawkes, K. Del Tredici, y H. Braak, “A timeline for Parkinson’s disease,” *Parkinsonism Relat Disord*, vol. 16, no. 2, pp. 79–84, 2010.
- [3] C. H. Adler, “Relevance of motor complications in Parkinson’s disease,” *Neurology*, vol. 58, no. 4 Suppl 1, pp. S51–6, 2002.
- [4] Vicon Motion System Ltd. (2016). “Vicon motion system [online]. Disponible en: <http://www.vicon.com/>
- [5] “GaitriteOR” [online] (2016), Disponible en: <http://www.gaitrite.com/>
- [6] Microsoft Corp. (2017, febrero). Kinect for Windows sensor components and specifications [online]. Disponible en: <https://msdn.microsoft.com/enus/library/jj131033.aspx>
- [7] D. M. Le, D. Dang, y V. Nguyen, “Domain-driven design patterns: A metadata-based approach,” en *2016 IEEE RIVF International Conference on Computing Communication Technologies, Research, Innovation, and Vision for the Future (RIVF)*, pp. 247–252, 2016.
- [8] C. Richardson y F. Smith, *Microservices from design to deployment* [eBook]. NGINX, 2016.
- [9] C. Richardson. (2017). Pattern: Decompose by subdomain [online]. Disponible en: <http://microservices.io/patterns/decomposition/decompose-bysubdomain.html>
- [10] *Pattern: Microservice architecture* [online], (2017), Disponible en: <http://microservices.io/patterns/microservices.html>
- [11] B. de la Torre, C. Wagner y M. Rousos, “NET Microservices: Architecture for containerized .NET Application, v2.01 [online] Microsoft Corporation, 2017. Disponible en: <https://docs.microsoft.com/enus/dotnet/standard/microservices-architecture/>
- [12] E. N. Preeth, J. Mulerickal, B. Paul, y Y. Sastri, “Evaluation of docker containers based on hardware utilization,” en *2015 International Conference on Control Communication Computing India (ICCC)*, Nov 2015, pp. 697–700.

- [13] *Docker Documentation* [online], disponible en: <https://docs.docker.com/>
- [14] Mouser Electronics. *Intel real sense depth camera d400 series* [online], disponible en: <https://co.mouser.com/new/Intel/intel-realsense-camera-400/>
- [15] F. L. Siena, B. Byrom, P. Watts, y P. Breedon, “Utilising the Intel realsense camera for measuring health outcomes in clinical research,” *Journal of Medical Systems*, vol. 42, no. 3, p. 53, 2018.
- [16] *Xtion pro* [Online], 2018. available: <https://www.asus.com/3D-Sensor/Xtion PRO/specifications/>
- [17] *Astra Pro* [Online], 2018, available: <http://shoporbbec3d-com.3dcartstores.com/Orbbec-Astra-Pro p 35.html>
- [18] Stereolabs. (2018). *Zed camera* [online], disponible en: <https://www.stereolabs.com/zed/>

Anexos

Interfaces gráficas de usuario

Anexo I. e-Motion - Interfaz gráfica de usuario

Identificación de la persona

The screenshot shows the 'Identificación de la persona' form in the e-Motion application. The form is titled 'Identificación de la persona' and includes a sub-header 'Datos generales'. It contains several input fields: 'Fecha de la prueba' (with 'Fecha de inicio' and 'Fecha de fin' sub-fields), 'Nombre', 'Apellido', 'Edad', 'Sexo', and 'Fecha de nacimiento'. Below this is a section for 'Observaciones del evaluador' with a 'Comentarios' text area. At the bottom left is a 'Salir' button and at the bottom right is a 'Guardar identificación' button. Annotations with arrows point to these elements: the 'Salir' button is annotated with 'Permite cerrar la sesión actual y regresar al inicio en cualquier momento (sin guardar cambios).'; the 'Guardar identificación' button is annotated with 'Una vez ingresados los datos de la persona, se debe hacer clic en este botón para guardar la información y continuar con la captura de movimiento.'; the 'Fecha de la prueba' fields are annotated with 'En estos campos se debe ingresar la fecha de la prueba y la información básica de la persona a evaluar.'; and the 'Comentarios' text area is annotated with 'Se deben ingresar las notas médicas o comentarios relevantes sobre la condición de la persona a evaluar.'

Permite cerrar la sesión actual y regresar al inicio en cualquier momento (sin guardar cambios).

Una vez ingresados los datos de la persona, se debe hacer clic en este botón para guardar la información y continuar con la captura de movimiento.

En estos campos se debe ingresar la fecha de la prueba y la información básica de la persona a evaluar.

Se deben ingresar las notas médicas o comentarios relevantes sobre la condición de la persona a evaluar.

Identificación de la persona

This is a duplicate of the screenshot above, showing the 'Identificación de la persona' form with the same annotations. The annotations describe the 'Salir' button, the 'Guardar identificación' button, the date and basic information fields, and the comments section.

Permite cerrar la sesión actual y regresar al inicio en cualquier momento (sin guardar cambios).

Una vez ingresados los datos de la persona, se debe hacer clic en este botón para guardar la información y continuar con la captura de movimiento.

En estos campos se debe ingresar la fecha de la prueba y la información básica de la persona a evaluar.

Se deben ingresar las notas médicas o comentarios relevantes sobre la condición de la persona a evaluar.

Anexo 1. e-Motion: interfaz gráfica de usuario

Captura de movimiento

El menú **Persona** muestra los datos (solo lectura) de la persona a evaluar ingresados en la sección **Identificación de la persona**.

Aquí el evaluador no puede reingresar ni editar datos. Eso lo podrá hacer al momento de guardar y finalizar la prueba.

Permite cerrar la sesión actual y regresar al inicio en cualquier momento (sin guardar cambios).

Las capturas son grabaciones de video. Los botones y permiten marcar el inicio y fin de una captura respectivamente.

Resumen de la prueba

Resumen de la prueba
A continuación se muestran los datos obtenidos durante la captura de movimiento. Por favor realice detalladamente y haz clic en **Finalizar prueba** para guardar el registro.
Si desea modificar algún campo sólo debes hacer clic en él y editar la información correspondiente.

Datos generales de la persona

Fecha de la prueba	Nombres	Apellidos	Cédula	Fecha de nacimiento
02/02/2017	Juan Andrés	López Valencia	3044232	06/11/94

Observaciones del evaluador

Comentarios:
El paciente presenta problemas de equilibrio significativos.

Datos de captura

Resolución	Capturas obtenidas
1080 x 1080	<ul style="list-style-type: none"> #1 10:21:04 0:36 seg #2 10:40:10 0:35 seg #3 10:40:58 0:29 seg #4 10:40:54 0:22 seg #5 10:38:44 0:37 seg

Estos campos corresponden a los datos previamente ingresados de la persona a evaluar en la sección de identificación.

Aquí el evaluador puede verificar dichos datos y editarlos si es necesario.

En este espacio se muestran las capturas obtenidas durante la prueba y su respectiva resolución de grabación.

Permite cerrar la sesión actual y regresar al inicio en cualquier momento (sin guardar cambios).

El botón **Finalizar prueba** permite guardar todos los datos recogidos durante la prueba y regresa al evaluador a la sección de identificación de la persona.

Anexo 2. pdaily (v0.9, iOS) - Interfaz gráfica de usuario



Anexo 3. SND - Interfaz gráfica de usuario

The screenshot shows the 'MIS PACIENTES' section of the SND application. At the top, there is a navigation bar with the SND logo and links for 'Hola, Dr. Usuario', 'Acera de', 'Contacto', and 'Salir'. Below this is a search bar for 'Nombre o cédula paciente' and a 'Cancelar' button. The main area is titled 'NUEVO PACIENTE' and contains a form with the following fields:

- Nombre (obligatorio)
- Apellido (obligatorio)
- Edad
- UPDRS
- Contacto
- Estado pruebas último episodio
- Cuidador o familiar
- Cédula de ciudadanía
- Número id (obligatorio)
- Seguro de salud (obligatorio)
- Teléfono
- Celular
- Profesión
- Empresa
- Cargo
- Profesional
- Imagen
- Estado de mano (obligatorio)
- Información de la enfermedad (obligatorio)
- Información cuidador (Número completo (obligatorio), Teléfono o celular (obligatorio))

Below the form is a table listing existing patients:

Nombre	Apellidos	Edad	UPDRS	Contacto	Estado pruebas último episodio	Cuidador o familiar
Pepito	Pérez García	75 años	2 (0)	032 175 1566	Realizada	Pendiente Ana Pérez García
Claudia	Vera Herrera	60 años	1 (0)	032 175 1566	Pendiente	No programada
Ramiro	Uribe Salamanca	54 años	8 (0)	032 175 1566	Pendiente	Pendiente Danilva Uribe Salamanca

The screenshot shows the patient profile for 'Pepito Pérez García'. The header includes the SND logo and navigation links. The profile card displays:

- Nombre:** Pepito Pérez García
- Edad:** 75 años
- UPDRS:** 2 (0)
- Contacto:** 032 175 1566
- Estado pruebas último episodio:** Realizada
- Cuidador o familiar:** Ana Pérez García

Below the profile card, there is a section for 'NUEVA PRESCRIPCIÓN' with a form containing:

- Medicamento
- Dosis
- Frecuencia
- Inicio
- Fin
- Botón: Agregar prescripción

At the bottom, there is a 'PROGRAMAR PRUEBA CLÍNICA' section with options for 'Pfully' and 'e-motion'.

Anexo 3: SND: interfaz gráfica de usuario

SND Salud y Bienestar Digital

Hola, Dr. Usuario | Acerca de | Contacto | Salir

MIS PACIENTES + Agregar paciente 🔍 Nombre o cédula paciente

Pepito Pérez García

	ID: Cédula 1143828170 Edad: 75 años Género: Masculino Estado Civil: Soltero Enfermedad: Parkinson Uso Mano: Izquierda Seguro: Seguros NN	Teléfono: 3305620 Celular: 312 562 2010 Email: peperez@gmail.com Ciudad Actual: Cali Profesión: Empresario Empresa: N/A Cargo: N/A	Información cuidador Nombre: Carla Pérez Ruiz Teléfono: 314 985 4712
--	---	---	---

[Cambiar idioma](#)

Episodios por fecha

- 2013
 - Ana Milena Carrón (04/04/2014)
 - Jorge García (15/04/2014)
- 2014
 - Enero
 - Abril
 - Julio
 - Octubre

[+ Nuevo episodio](#)

SND Salud y Bienestar Digital

Hola, Dr. Usuario | Acerca de | Contacto | Salir

MIS PACIENTES + Agregar paciente 🔍 Nombre o cédula paciente

Pepito Pérez García

	ID: Cédula 1143828170 Edad: 75 años Género: Masculino Estado Civil: Soltero Enfermedad: Parkinson Uso Mano: Izquierda Seguro: Seguros NN	Teléfono: 3305620 Celular: 312 562 2010 Email: peperez@gmail.com Ciudad Actual: Cali Profesión: Empresario Empresa: N/A Cargo: N/A	Información cuidador Nombre: Carla Pérez Ruiz Teléfono: 314 985 4712
--	---	---	---

[Cambiar idioma](#)

Último Episodio (01203565)

Fecha Creación: Jueves, 23 de octubre de 2014
Médico: Dr. Ana María Barragán (Neurología)

ANÁLISIS DE CONSULTA

Quisque ac massa eget risus suscipit, rutrum eu at arcu. Duis malesuada dicitur non sagitta lobortis. In mollis vulputate nibh eu posuere. In parturit massa in est commodo, nec vulputate quam lacinia. In at sodales sem. Sed massa magna, laoreet ut amet erat sit amet, blandit officitur sapien. Hic enim, nec nisi at leo pulvinar commodo. Donec, lobortis, eue nisi non est pulvinar, sed semper enim malesuada.

Etsam sagitta egetas mi et commodo. Donec etiam feneq qui eue, quib maleq. Nulla non maximus nec sed leo parat, pellentesque eu varius diam, corpor, mollis, dictum talibus. Suspendisse venenatis, nulla vel euequm gravida, magna dui sollicitudin nibh, et molestie erat risus ut amet magna.

Aenean posuere ligula lobortis diam viverra luctus. Donec venenatis commodo magna, vel rutrum ante rutrum pretibus. Maecenas lacinia turpis in semper vestibulum. Curabitur malesuada luctus mattis. Nullam eu libero laoreet. Sed in dicitur maximus laoreet. Ut euequm justo ac lectus congue, eget aliquet urna aliquam. Etsam sagitta egetas mi et commodo.

Anexo
Examen.docx
Documento.pdf

PRESCRIPCIÓN

[Ver reporte](#)

Carbidopa Frecuencia: 1 vez al día Duración: 1 mes	Dosis: 10mg
Levodopa Frecuencia: 1 vez al día Duración: 6 meses	Dosis: 500mg
Aspirine Frecuencia: 1 vez al día Duración: indefinido	Dosis: 250mg
Atorvastatin Frecuencia: 1 cada 2 días Duración: 1 año	Dosis: 10mg

PRUEBAS CLÍNICAS

[Ver reporte](#)

P-fally e-mosion

[+ Nuevo Episodio](#)

Este libro se terminó de imprimir y encuadernar en abril de 2019 en los talleres de Carvajal Soluciones de Comunicación, en la ciudad de Bogotá D.C. En su preparación, realizada desde la Editorial Universidad Icesi, se emplearon los tipos Gill Sans MT de 8, 10, 14 y 26 puntos, Baskerville MT Std de 9, 10, 12 y 30 puntos, Times New Roman de 10 puntos y Cambria Math de 12 puntos. La edición, que consta de 50 ejemplares, estuvo al cuidado de Claros Editores S.A.S.

Este libro compila los resultados obtenidos por los grupos de investigación i2t y Biomédica de la Universidad Icesi, en asocio con la Fundación Valle del Lili, en sus investigaciones sobre las posibilidades y formas de uso de un dispositivo electrónico de juegos (Kinect™) aplicado como herramienta de captura de movimiento que complementa de manera acertada, oportuna y relevante –y le aporta elementos cuantitativos–, a la evaluación clínica que realizan los profesionales de la salud para diagnosticar la enfermedad de Parkinson o monitorear aspectos propios de evolución. Los investigadores, no solo han probado la utilidad del dispositivo, sino que han desarrollado una serie de herramientas que hacen posible su aprovechamiento. Su trabajo representa un aporte significativo a los sistemas de salud pública de los países en desarrollo, pues pone a su alcance herramientas tecnológicas adecuadas para su uso en la consulta clínica, que son de baja complejidad operativa y no requieren de grandes inversiones.



ISBN: 978-958-8936-89-5



9 789588 936895