

# MAGNIFICACIÓN DE PATRONES ESPACIO-TEMPORALES PARA LA CARACTERIZACIÓN DE MOVIMIENTOS ASOCIADOS AL PARKINSON

SERGIO ANDRÉS CONTRERAS CORREDOR

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA

2019



# MAGNIFICACIÓN DE PATRONES ESPACIO-TEMPORALES PARA LA CARACTERIZACIÓN DE MOVIMIENTOS ASOCIADOS AL PARKINSON

SERGIO ANDRÉS CONTRERAS CORREDOR

*Una tesis presentada en cumplimiento de los requisitos  
para el grado de Ingeniero de Sistemas e Informática*

Director:  
FABIO MARTÍNEZ CARRILLO, PH.D  
Profesor escuela de Ingeniería de Sistemas e informática

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA

2019



## **AGRADECIMIENTOS**

El autor expresa su agradecimiento:

A Dios y a mis padres, Rodrigo y Matilde por su amor, entrega y enorme apoyo en todo este tiempo dentro y fuera de la academia, sin duda este trabajo no habría sido posible sin ellos.

Al grupo de investigación Biomedical Imaging, Vision and Learning Laboratory (BivL2ab) y al semillero de investigación en análisis de movimiento y visión por computador (MACV), a mi codirector Isail y cada uno de sus miembros. Principalmente quiero agradecer al profesor Fabio Martínez Carrillo por ser mi guía, mi mentor y maestro, por su infinita paciencia y su esfuerzo para que este trabajo fuese un hecho, además por su preocupación y sus consejos en pro de mi formación profesional y personal.

A la Fundación Adulto Mayor y Párkinson Santander (FAMPAS) por su admirable labor en beneficio de la comunidad del Párkinson, además por su colaboración y cooperación en el desarrollo de este trabajo.

A todos mis verdaderos amigos y personas especiales que conocí en esta alma máter, gracias por su fiel amistad y sus palabras de aliento cuando más lo necesitaba, este trabajo también es por ustedes.

Finalmente a la escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática (EISI) y a la Universidad Industrial de Santander (UIS) por la formación íntegra que me han brindado.

# CONTENIDO

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>11</b>
<b>1 PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA</b>	<b>13</b>
<b>2 OBJETIVOS</b>	<b>14</b>
2.1 OBJETIVO GENERAL . . . . .	14
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS . . . . .	14
<b>3 MAGNIFICACIÓN DEL MOVIMIENTO</b>	<b>15</b>
3.1 MAGNIFICACIÓN DE MOVIMIENTO: ENFOQUE EULERIANO . . . . .	16
3.1.1 Representación del movimiento de primer orden . . . . .	16
3.1.1.1 Magnificación de la representación de movimiento . . . . .	17
3.1.2 Magnificación Euleriana: Límites . . . . .	19
<b>4 MÉTODO PROPUESTO</b>	<b>22</b>
4.0.1 Magnificación de video secuencias sobre manos . . . . .	22
4.0.2 Perfiles de velocidad en temblor: Análisis de Varianza . . . . .	24
4.0.2.1 Análisis cuantitativo del temblor . . . . .	26
4.0.2.2 Análisis observacional del temblor . . . . .	26
4.0.3 Data Set . . . . .	28
<b>5 EVALUACIÓN Y RESULTADOS</b>	<b>30</b>
<b>6 CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS</b>	<b>37</b>
<b>CONTRIBUCIONES</b>	<b>38</b>
<b>REFERENCIAS</b>	<b>39</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>41</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Representación del filtrado temporal . . . . .	17
Figura 2	Efecto del filtrado temporal en la aproximación de traslación espacial . . . . .	18
Figura 3	Aproximación sobre onda del seno . . . . .	20
Figura 4	Comportamiento de la magnificación de movimiento en una señal unidimensional . . . . .	21
Figura 5	Descomposiciones piramidales que permiten la obtención de bandas de frecuencia espacial . . . . .	23
Figura 6	Amplificación óptica del temblor en una secuencia de video típica	25
Figura 7	Configuraciones en protocolos clínicos . . . . .	27
Figura 8	Configuración experimental . . . . .	27
Figura 9	DataSet para el trabajo propuesto . . . . .	29
Figura 10	Análisis observacional mediante cortes $(y, t)$ . . . . .	31
Figura 11	Valores $\alpha$ con sus correspondientes $F$ -test . . . . .	32
Figura 12	Representación en cuartiles . . . . .	33
Figura 13	Representación de la distribución normal . . . . .	34

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1	Cuantificación de la varianza del temblor . . . . .	35
Tabla 2	Cálculo de la ganancia entre esquemas . . . . .	36

# RESUMEN

**Título:** Magnificación de patrones espacio-temporales para la caracterización de movimientos asociados al Parkinson <sup>1</sup>

**Autor:** Sergio Andrés Contreras Corredor<sup>2</sup>

**Palabras Clave:** Enfermedad de parkinson, temblor en descanso, temblor postural, magnificación de movimiento.

## DESCRIPCIÓN:

El temblor es uno de los más importantes biomarcadores en la Enfermedad de Parkinson (EP). Este indicador está principalmente descrito como un movimiento periódico y oscilatorio cuando las manos se encuentran en reposo, *i.e.*, apoyadas y sin ninguna contracción muscular voluntaria. No obstante, estos movimientos son difíciles de observar debido a sus desplazamientos de baja amplitud, los cuales resultan imperceptibles, incluso para expertos clínicos. Un procedimiento habitual para observar estos patrones de movimiento consiste en la amplificación del temblor a partir de ciertas Configuraciones Posturales (CP) que incrementan la tensión y esfuerzo en las manos. Sin embargo, durante esta práctica clínica otros desplazamientos voluntarios e involuntarios pueden resultar amplificados, lo cual dificulta el análisis de patrones de movimiento relacionados con la EP. En este trabajo se introduce una metodología para la caracterización de patrones de temblor relacionados con la EP utilizando capturas en video de las manos, durante el reposo o frente a cierta tensión postural. En la etapa inicial de procesamiento, los videos se descomponen en diferentes bandas espaciales y temporales, utilizando un banco de filtros en una arquitectura multi-escala. Luego, las bandas de frecuencia espacio-temporales de interés son amplificadas para resaltar los patrones del temblor. Un conjunto de puntos de interés anatómicos fueron seleccionados y seguidos a lo largo de las secuencias de video, los cuales permiten cuantificar los desplazamientos producidos por el temblor. El enfoque propuesto fue evaluado en un total de 80 videos, capturando las manos durante el reposo y sometidas a tensiones posturales. Un análisis de varianza fue realizado para medir las diferencias temporales de la amplitud del temblor en videos de Parkinson y de control. En la validación de la Configuración de Descanso (CD), se evidenció una ganancia de 7.76 dB (basado en métricas de SPNR) comparando los patrones relacionados de la EP y de los sujetos de control, en videos amplificados. Mientras la magnificación física (tensión ejercida sobre las manos utilizando una CP) obtiene un  $F$ -test de 5.19, la magnificación óptica propuesta logra obtener

un  $F$ -test de 8.19, permitiendo una mejor cuantificación de la enfermedad.

---

<sup>1</sup> Trabajo de Grado

<sup>2</sup> Facultad de Ingenierías Físicomecánicas. Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática. Director: Fabio Martínez Carrillo, Ph.D.

# ABSTRACT

**Title:** Spatio-temporal patterns magnification for motion characterization related to Parkinson<sup>1</sup>

**Author:** Sergio Andrés Contreras Corredor<sup>2</sup>

**Keywords:** Parkinson's disease, resting tremor, postural tremor, motion magnification.

## DESCRIPTION:

Resting hand tremor is one of the most important biomarkers in Parkinson's disease (PD). This indicator is mainly described as a periodic oscillatory movement when hands are at rest, i.e., supported and without any voluntary muscle contraction. However, these movements are difficult to observe due to their low amplitude displacements, which are imperceptible, even for medical experts. One of the standard procedures to stand out these motion patterns consists on tremor amplification from certain Postural Configurations (PC). Nonetheless, during this clinical practice another voluntary and involuntary displacements could be amplified, which makes it difficult to analyse motion patterns related. This work introduces a methodology for characterizing tremor patterns related to PD using hands video recordings, during resting position or in front of certain postural stress. In the first processing stage, videos are decomposed into different spatial and temporal bands, using a bank of filters in a multi-scale architecture. The space-time frequency bands of interest are then amplified to highlight the tremor patterns. A set of anatomical points of interest were fixed and followed along the video sequences, which allow to quantify the displacements produced by the tremor. The proposed approach was evaluated in a total of 80 videos, capturing hands during the resting position and subjected to postural stresses. Variance analysis was herein performed to measure temporal differences in tremor amplitude in PD and control subjects videos. In the Resting Configuration (RC) validation, a gain of 7.76 dB was achieved comparing the related patterns of PD and control subjects in amplified videos. While the physical magnification (stress exerted on hands using a PC) obtains a  $F$ -test of 5.19, the proposed optical magnifications obtains a  $F$ -test of 8.19, allowing a better quantification of the disease.

---

<sup>1</sup> Research Work.

<sup>2</sup> School of Physical-Mechanical Engineering. Department of Systems Engineering and Informatics. Advisor, Fabio Martínez Carrillo, Ph.D.

## ***INTRODUCCIÓN***

La enfermedad de Parkinson (EP) es la segunda enfermedad neurodegenerativa más común, afectando millones de personas en todo el mundo [1]. La principal causa de EP es la pérdida progresiva del neurotransmisor conocido como dopamina, lo cual produce alteraciones motoras tales como el temblor, desbalance en la postura, rigidez, bradikinesia, entre otros [2]. Particularmente, el temblor en posición de descanso es un biomarcador natural de la EP, que permite dar soporte al diagnóstico y el análisis de la progresión de la enfermedad, desde etapas iniciales hasta avanzadas [3]. En protocolos clínicos, este tipo de temblor se manifiesta cuando las manos están sobre un soporte y completamente relajadas, sin presencia de contracciones musculares voluntarias. En las primeras etapas de la enfermedad, el temblor puede exhibir amplitudes leves o sutiles, siendo un desafío la obtención de un diagnóstico correcto desde las observaciones clínicas tradicionales [4]. Por otra parte la inter e intra variabilidad intrínseca del temblor de cada sujeto dificulta una evaluación apropiada de la enfermedad.

En la rutina clínica, una magnificación física es típicamente desarrollada para revelar manifestaciones de temblor. Esta magnificación se conoce como una Configuración Postural (CP). En este caso, las manos no cuentan con un apoyo fijo, por tanto la fuerza de la gravedad actúa como una sobrecarga que incrementa el movimiento de las manos [5]. Sin embargo, esta configuración postural introduce contracciones musculares voluntarias, que se consideran como señales ruidosas respecto al temblor relacionado con el Parkinson. De igual manera, amplificaciones físicas adicionales son comúnmente usadas, tales como la CP por sobrecarga, en la cual a las manos de los pacientes se les adiciona peso externo para magnificar la amplitud de su temblor. Esta técnica introduce movimientos voluntarios y tensión externa en los brazos que dificulta la cuantificación de la enfermedad. Además, en la literatura se ha reportado que en un gran número de pacientes estas evaluaciones resultan contraproducentes [6]. Por otra parte, la evaluación clínica del temblor está principalmente basada en protocolos observacionales que comúnmente se basan en la UPDRS (Parkinson's Disease Rating Scale) [7] y que son dependientes de la experticia de los médicos para

acertar en un apropiado diagnóstico y evaluación de la enfermedad.

Hoy en día, existen herramientas tecnológicas que soportan las observaciones y decisiones de diagnóstico, obteniendo medidas cuantitativas tomadas de la acelerometría, la electromiografía (EMG) y los espirogramas [8]. Los acelerómetros están basados en sensores piezoeléctricos y de capacitancia que capturan las variaciones de la aceleración, asociadas al temblor. La electromiografía por otro lado, captura estímulos eléctricos musculares por medio de electrodos superficiales. Por otra parte, un espirograma es un análisis de tareas guiadas y controladas, donde los pacientes dibujan espirales en una tableta digitalizadora. Estas herramientas cuantitativas son en su mayoría invasivas, requieren protocolos específicos e introducen artefactos externos que dificultan el modelamiento y caracterización de la enfermedad [9]. Otras técnicas se han especializado en el monitoreo del temblor a largo plazo usando datos de sensores cinemáticos. Por ejemplo, sistemas basados en el rastreo de unidades de detección de luz [10], o sensores de movimiento en los talones [11]. En el trabajo de Uhríková *et al*, [12]. Una herramienta óptica sin marcadores fue propuesta para analizar las variaciones en la intensidad de color, asociadas con las partes del cuerpo oscilantes con relación a su fondo. No obstante, estos métodos cinemáticos tienen limitaciones relacionadas con la detección de movimientos sutiles del temblor, los cuales pueden ser decisivos para caracterizar la enfermedad en etapas iniciales.

La principal contribución de este trabajo es una novedosa caracterización del temblor parkinsoniano mediante el uso de secuencias de video aumentadas. La magnificación óptica es usada para hacer énfasis en patrones relevantes del temblor sin la necesidad de CP por sobrecarga. Recientemente, técnicas emergentes de visión por computador han permitido el análisis de movimientos sutiles en video. Por ejemplo, pequeños desplazamientos de píxeles pueden ser exagerados, para representar varios patrones de movimiento en secuencias de video para el seguimiento de patrones cardiacos o para una mejor observación del ritmo respiratorio [13] [14]. Particularmente en este trabajo, cada video está representado como un banco de filtros espaciotemporales, donde bandas de frecuencia específicas son amplificadas para hallar patrones del temblor. Una vez aumentado los patrones de movimiento relevantes, se localizaron un conjunto de puntos de referencia en los dedos. Estos puntos fueron manualmente anotados en el primer cuadro de cada secuencia y seguido a lo largo de la secuencia. Estos puntos seleccionados permiten evidenciar una alta variación temporal de la intensidad de los píxeles, lo cual está relacionado con el temblor. Las trayectorias resultantes en cada dedo, son evaluados dentro de un análisis de varianza temporal para caracterizar patrones de control y parkinsonianos.

# **Capítulo 1**

## **PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA**

El parkinson es una enfermedad neurodegenerativa que se origina por la carencia de un neurotransmisor conocido como dopamina, esto provoca síntomas de tipo motor como el movimiento involuntario de extremidades, rigidez, problemas con la postura, alteraciones en la marcha, entre otros. A nivel mundial es conocida como la segunda enfermedad neurodegenerativa, afectando a millones de personas.

Durante la rutina clínica de diagnóstico, el primer análisis es desarrollado de forma observacional, donde un experto clínico evalúa los patrones motores del paciente e intenta identificar síntomas específicos de la enfermedad. Este análisis puede estar soportado principalmente en el análisis de marcha, antecedentes clínicos, exámenes fisiológicos y neurológicos, entre otros. Sin embargo, el diagnóstico de esta enfermedad en fases tempranas puede tener una alta variabilidad y es altamente subjetiva, pues depende de la experiencia del profesional clínico.

Por otra parte, una dificultad notoria yace en la alta variabilidad de los patrones de movimiento característicos del párkinson, ya que esencialmente pueden depender de características particulares de cada sujeto, como lo son la edad, el peso, la morfología, entre otras. Además, los movimientos anormales pueden presentarse en magnitudes muy bajas en fases tempranas de la enfermedad, lo que los hace imperceptibles a la vista y por lo tanto, imposibilitando un apropiado análisis observacional por parte del experto clínico.

En la literatura, se reportan diferentes herramientas para la caracterización y cuantificación de las alteraciones motoras de la EP, sin embargo muchas de ellas son invasivas, requieren protocolos específicos y pueden introducir artefactos externos que dificultan esta cuantificación. Por otra parte, en visión por computador, existen enfoques no invasivos basados en sistemas de monitoreo del movimiento [12], sin embargo, no cuentan con el reconocimiento de patrones de movimiento sutil y de baja amplitud, además de los problemas de iluminación, oclusión, cambios de apariencia, entre otros, que son comunes en estos enfoques.

## ***Capítulo 2***

### **OBJETIVOS**

#### **2.1 OBJETIVO GENERAL**

Amplificar patrones espacio-temporales en vídeo para la caracterización de sujetos control y de pacientes diagnosticados con parkinson.

#### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- ❖ Capturar un conjunto de vídeos de sujetos control y diagnosticados con párkinson para el desarrollo y evaluación del trabajo.
- ❖ Seleccionar un conjunto de regiones de interés para la amplificación y cuantificación de patrones espacio-temporales.
- ❖ Implementar una estrategia para magnificar movimientos en las regiones seleccionadas de las secuencias de vídeo.
- ❖ Cuantificar los patrones de movimiento seleccionados en los espacios amplificados.
- ❖ Evaluar la representación de los patrones espacio-temporales en un conjunto de vídeos.

## **Capítulo 3**

# **MAGNIFICACIÓN DEL MOVIMIENTO**

Un componente fundamental de este trabajo es la representación de pequeños movimientos, relacionados con el temblor en estadios tempranos del Parkinson. Para lograr una apropiada representación de estos movimientos, sin métodos invasivos, en este trabajo se evaluó e implementó un método de magnificación óptica, en secuencias convencionales de video. En este trabajo se describen detalladamente las hipótesis asumidas para la amplificación de estos desplazamientos y las diferentes técnicas reportadas en la literatura.

Dos grandes corrientes han sido propuestas en el estado del arte para la representación y amplificación de pequeños movimientos: la perspectiva Lagrangiana y la perspectiva Euleriana. Por una parte, el modelamiento Lagrangiano concibe una perspectiva global que observa a distancia el desplazamiento del objeto de interés [15]. En este caso, el movimiento se representa por un conjunto de trayectorias durante la secuencia de video, las cuales codifican los patrones dinámicos de la escena. Utilizando un algoritmo de agrupamiento se pueden segmentar el objeto tanto en el espacio como en el tiempo, y las trayectorias correspondientes son amplificadas en su norma. Estos enfoques resultan provechosos en desplazamientos largos, con objetos bien definidos con respecto al fondo, pero con deficiencia en términos computacionales. Además la representación de movimiento depende en gran medida del cálculo del flujo óptico.

Por otra parte, el enfoque Euleriano parte desde una perspectiva local, donde los patrones de movimiento están representados por los cambios históricos de intensidad de un pixel particular, a través del tiempo. Este enfoque permite resaltar pequeños movimientos en configuraciones estáticas, siendo más apropiado para la representación del temblor en manos, frente a protocolos de reposo y configuraciones posturales. En esta perspectiva Euleriana se han propuesto diferentes trabajos que toman en cuenta diversos ordenes cinemáticos, así como también representaciones en diferentes espacios para lograr una mejor codificación de las secuencias de video. Por ejemplo en [14] se usan representaciones de segundo orden temporal, relacionados con las aceleraciones características de los pixeles durante

el tiempo. También en [16] se utiliza una representación en fase de la secuencia espacio temporal para la codificación de diversos patrones temporales en la escena. Estas técnicas resultan sin embargo costosas computacionalmente y pueden introducir artefactos debido al tipo de movimiento que se busca caracterizar en este trabajo. Como es bien sabido el temblor esta constituido por patrones periódicos, de velocidad relativamente constante con movimientos representados en pocas bandas de frecuencia. Teniendo en cuenta lo anterior, se optó por una representación piramidal con filtros pasabandas en tiempo para obtener una representación amplificada de los patrones del temblor. A continuación detallamos las hipótesis teoricas y restricciones prácticas del método utilizado.

## 3.1 MAGNIFICACIÓN DE MOVIMIENTO: ENFOQUE EULERIANO

El enfoque Euleriano utilizado en este trabajo, permite magnificar intensidades de los pixeles, asumiendo que son señales temporales a lo largo del video. Estas señales están representadas en distintas bandas de frecuencias al igual que los diferentes movimientos asociados al párkinson. La esencia de esta propuesta radica en la identificación y selección de dichas bandas de frecuencia de interés particulares que afecten propiedades de movimiento y color para posteriormente amplificarlos [13].

### 3.1.1 Representación del movimiento de primer orden

En esta sección se ilustra la hipótesis de magnificación de movimiento utilizando el caso más simple, que resulta en una señal unidimensional sometida a un movimiento translacional. Sea  $I(x, t)$  la intensidad de un pixel  $x$  que cambia sutilmente durante un tiempo  $t$ , con un desplazamiento  $\delta(t)$ . Entonces podemos representar su cambio de intensidad como:  $I(x, t) = f(x + \delta(t))$

(1), asumiendo en  $t = 0$  el valor original de la función, es decir:  $I(x, 0) = f(x)$ . Entonces, el propósito de la magnificación es obtener la señal con un desplazamiento magnificado, expresado como:  $\hat{I}(x, t) = f(x + (1 + \alpha)\delta(t))$ , para algún factor de amplificación  $\alpha$ .

Numéricamente esta señal  $f(x)$  puede ser representada por medio de las series de expansión de Taylor de primer orden sobre  $x$ , tal que se representa como:  $I(x, t) = f(x) + \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$ . Entonces, se asume que  $B(x, t)$  es el resultado de aplicar un filtro temporal pasabanda donde idealmente, la función de desplazamiento  $\delta(t)$  se encuentra dentro del espacio de filtrado. De esta forma se puede describir, el movimiento sutil que se requiere amplificar, como:  $B(x, t) = \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$ . En este caso, la hipótesis está enmarcada en supuestos de filtros ideales, donde las frecuencias de interés pueden ser filtradas en el intervalo  $\delta(t)$

Por otra parte, en condiciones reales, la función de desplazamiento a filtrar  $\delta(t)$  no puede

ser considerada como una única banda filtrada, sino como un conjunto de bandas  $\delta_k(t)$ , atenuada debido al filtrado temporal, por medio de un factor  $\gamma_k$ . descrito como:  $B(x, t) = \sum_k \gamma_k \delta_k(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$ . Una ilustración de los conceptos anteriormente expuestos, son ilustrados en la figura 1

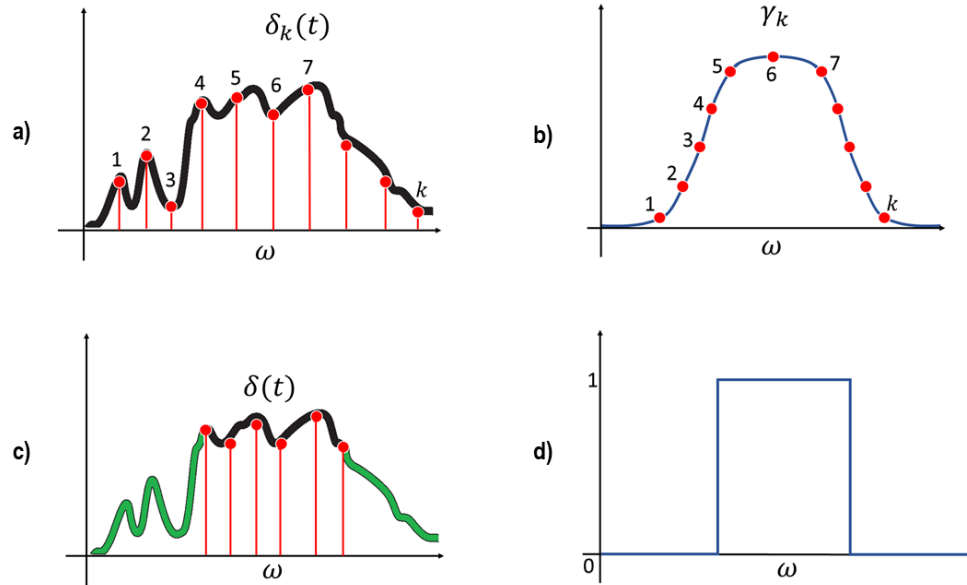


Figure 1. Representación del filtrado temporal.(a) Señal en el dominio de la frecuencia, representada por  $\delta_k(t)$  y sus componentes respectivos:  $\delta_1(t), \delta_2(t), \dots, \delta_k(t)$ , ubicados en una banda (línea oscura). (b) Filtro pasabanda no ideal. El filtrado en frecuencia de esta señal, requiere multiplicar la función  $\delta_k(t)$  por su filtro pasabanda  $\gamma_k$ , componente a componente. (c) Señal en el dominio de la frecuencia representada por  $\delta(t)$ , donde sólo basta con multiplicar los valores de la señal  $\delta(t)$  por 1 para obtener la banda de frecuencias de interés (línea oscura). Una vez la banda de interés sea obtenida, se descartan demás bandas de frecuencia (línea verde). (d) Filtro pasabanda ideal

### 3.1.1.1 Magnificación de la representación de movimiento

Idealmente, la magnificación se logra amplificando el componente de interés, resultante del filtrado. En este caso, se multiplica el componente de interés por un factor  $\alpha$  y luego se suma el resultado a la señal original:  $\tilde{I}(x, t) = I(x, t) + \alpha B(x, t)$  y por lo tanto la señal se puede escribir, en series de Taylor, como:  $\tilde{I}(x, t) \approx f(x) + \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} + \alpha \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$ , que luego de una factorización y agrupación de términos, nos da:  $\tilde{I}(x, t) \approx f(x) + (1 + \alpha) \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$ .

Asumiendo que la aproximación de primer orden de Taylor se ajusta a la expresión  $\hat{I}(x, t)$

(señal real con movimiento magnificado), existe una relación con la señal amplificada mediante filtrado temporal pasabanda, descrito como:  $\tilde{I}(x, t) \approx f(x + (1 + \alpha)\delta(t))$ . Esta expresión representa una apropiada magnificación del movimiento pues la función de desplazamiento sutil  $\delta(t)$  ha sido amplificada en una proporción  $(1 + \alpha)$ . Este proceso se ilustra en la Figura 2, donde se tiene una onda coseno de baja frecuencia y con desplazamiento sutil  $\delta(t)$ . De esto se resume que la expansión de Taylor de primer orden se ajusta bien como una aproximación de la señal trasladada en el tiempo  $t + 1$ , donde la señal filtrada temporalmente aumenta por un factor  $\alpha$  y luego, es añadida de nuevo a la señal original  $I(x, t)$ . Mostrando una señal trasladada  $(1 + \alpha)\delta$ .

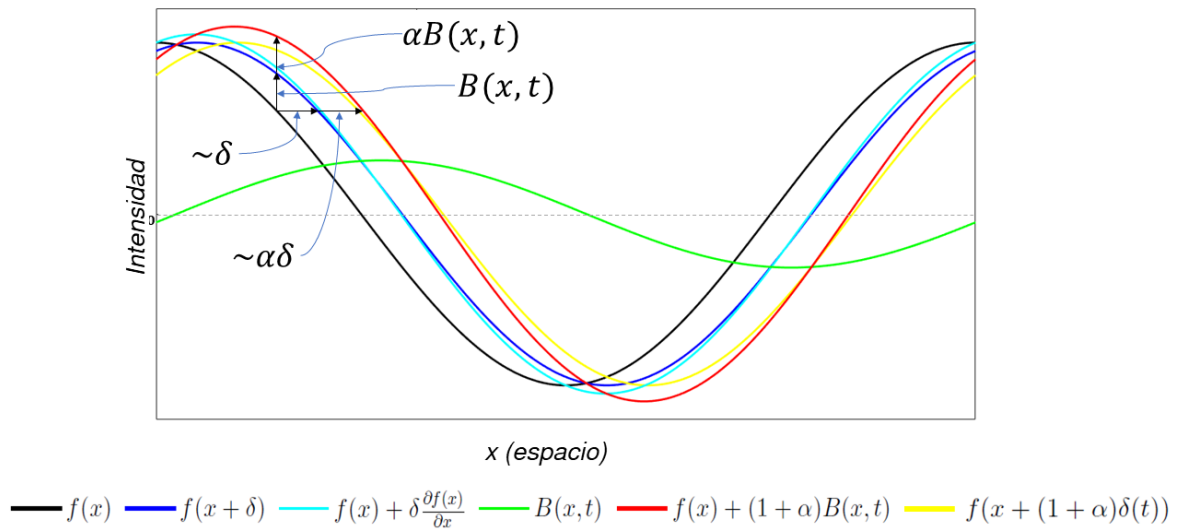


Figure 2. Efecto del filtrado temporal en la aproximación de traslación espacial. Se demuestra en una señal unidimensional pero de igual manera se extiende para una bidimensional. La señal de entrada está mostrada en dos instantes de tiempo:  $I(x, t) = f(x)$  para un tiempo  $t = 0$  (negro) y  $I(x, t + 1) = f(x + \delta)$  para un tiempo  $t + 1$  (azul). El método de series de expansión de Taylor de primer grado para  $I(x, t + 1)$ , realiza una buena aproximación de la señal trasladada (cyan). El resultado del filtrado pasabanda es amplificado y añadido nuevamente a la señal original, originando una mayor traslación. En este ejemplo  $\alpha = 1$ , lo cual implica una magnificación del 100%. La señal (amarillo), indica la magnificación de movimiento real, claramente similar a la magnificación mediante filtrado temporal (rojo), lo cual indica nuevamente, que la expansión de Taylor de primer orden sirve como una buena aproximación

Teniendo en cuenta condiciones no ideales, donde el factor  $\alpha$  es multiplicado por  $B(x, t)$ , el factor de magnificación de movimiento es dependiente de frecuencia  $\alpha_k = \alpha \gamma_k$ , describiendo la aproximación de Taylor, como:  $\tilde{I}(x, t) \approx f(x) + \sum_k (1 + \alpha_k) \delta_k(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}$  y por lo tanto se puede encontrar que:  $\tilde{I}(x, t) \approx f(x + \sum_k (1 + \alpha) \delta_k(t))$ .

**3.1.2 Magnificación Euleriana: Límites** Las premisas descritas anteriormente se ajustan únicamente a movimientos sutiles, la aproximación de Taylor se vuelve poco precisa en movimientos en los cuales la función de desplazamiento  $\delta(t)$  o el factor de amplificación  $\alpha$  hacen que la expresión  $(1 + \alpha)\delta(t)$  sea muy grande. Una aproximación del factor de amplificación puede ser descrito en función de la frecuencia espacial  $\omega$  durante un  $\delta(t)$ .

Partiendo que  $\tilde{I}(x, t) \approx \hat{I}(x, t)$ , donde  $\tilde{I}(x, t)$  es la magnificación de movimiento por filtrado temporal y  $\hat{I}(x, t)$  es la magnificación de movimiento real, se puede descomponer la relación como:  $\tilde{I}(x, t) \approx \hat{I}(x, t)$

$f(x) + (1 + \alpha)\delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} \approx f(x + (1 + \alpha)\delta(t))$ . Por ejemplo, sea  $f(x) = \cos(\omega x)$  para una frecuencia espacial  $w$  y  $\beta = 1 + \alpha$ . Entonces la premisa anterior se puede escribir como:  $\cos(\omega x) - \beta\omega\delta(t)\sin(\omega x) \approx \cos(\omega x + \beta\omega\delta(t))$ .

Usando la ley de adición de los cosenos y asumiendo:  $\cos(\beta\omega\delta(t)) \approx 1$ ,  $\sin(\beta\omega\delta(t)) \approx \beta\omega\delta(t)$ , los valores están dados por la relación  $\sin(\beta\omega\delta(t)) \leq \frac{\pi}{4}$ , como se ilustra en la figura 3. En términos de la longitud de onda espacial  $\lambda = \frac{2\pi}{\omega}$ , de la señal en movimiento, se obtiene

$$\beta\omega\delta(t) \leq \frac{\pi}{4}, \text{ donde } \beta = (1 + \alpha) \text{ y } \omega = \frac{2\pi}{\lambda}$$

Luego

$$(1 + \alpha) \frac{2\pi}{\lambda} \delta(t) \leq \frac{\pi}{4}.$$

$$(1 + \alpha)\delta(t) \leq \frac{\lambda}{8}.$$

La ecuación anterior la provee base en la que se desea demostrar esta premisa, dado el factor de amplificación de movimiento más grande  $\alpha$ , compatible con una magnificación precisa dado un video con movimiento  $\delta(t)$  y una longitud de onda espacial  $\lambda$ . La Figura 4 muestra el comportamiento de la magnificación para una senoidal cuando se llega al límite de uso del factor  $\alpha$ . Esta aproximación es sin embargo tomada de una señal ideal, bajo ciertas restricciones y por lo tanto en ciertas frecuencias temporales del video, puede resultar poco ajustado, pudiendose acotar a otros valores el factor  $\lambda$ .

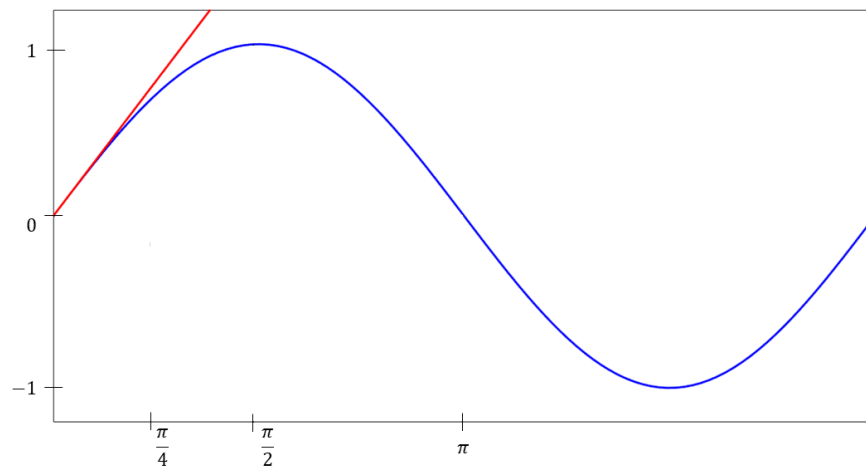


Figure 3. Se propone una aproximación sobre la onda del seno para ángulos pequeños, usando un ángulo máximo de 45 grados (o  $\frac{\pi}{4}$ ), tal que  $\sin(x) = x$ , siguiendo la expresión  $\sin(\beta\omega\delta(t)) \approx \beta\omega\delta(t)$

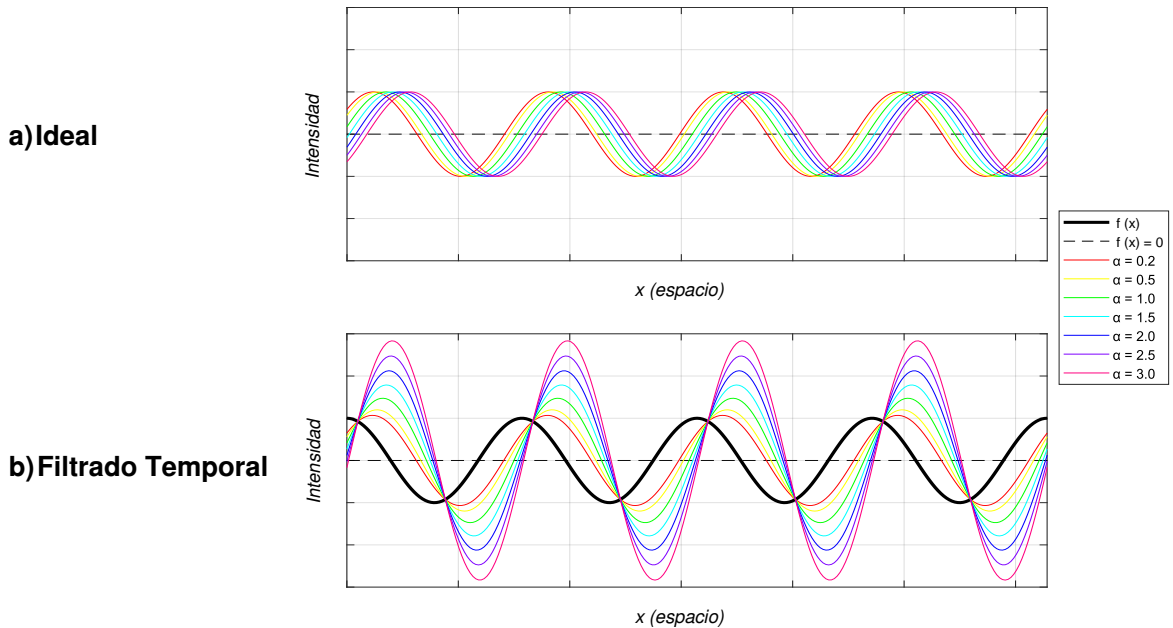


Figure 4. Comportamiento de la magnificación de movimiento en una señal unidimensional. (a) Magnificación ideal dada por la expresión  $\hat{I}(x, t) = f(x + (1 + \alpha)\delta(t))$  con un desplazamiento real de  $I(x, 0)$  dado como  $(1 + \alpha)\delta(t)$  en un tiempo  $t = 1$ , dibujado en rojo (factor de amplificación pequeño) y fucsia (factor de amplificación alto). (b) Magnificación por filtrado temporal dado por la expresión  $\tilde{I}(x, t) = I(x, t) + \alpha B(x, t)$  donde los colores corresponden a las señales desplazadas correctamente en (a). Ambas gráficas presentan un  $\lambda = \pi$  y  $\delta(1) = \frac{\pi}{8}$ . Además, la curva fucsia en (b) corresponde a  $(1 + \alpha)\delta(t) = \frac{\lambda}{4}$ , reemplazando con los valores dados se tiene que  $(1 + \alpha)\frac{\pi}{8} \leq \frac{\pi}{4}$ , finalmente despejando:  $\alpha \leq 3$ , de acuerdo a esto, la introducción de artefactos es evidente en (b), incrementando notablemente a medida que  $\alpha$  se acerca al valor límite.

## **Capítulo 4**

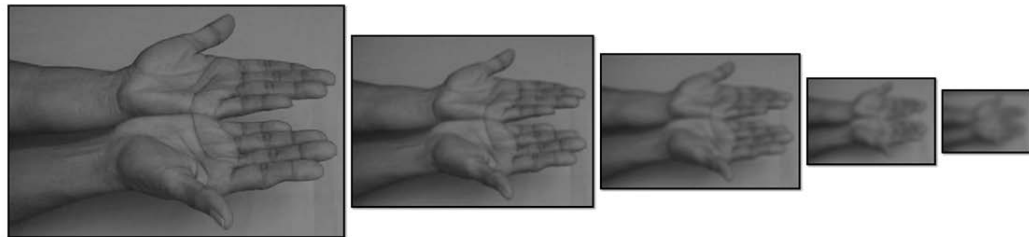
### **MÉTODO PROPUESTO**

En este trabajo se introduce una nueva metodología para obtener y cuantificar patrones de temblor parkinsoniano, donde se procesan secuencias de video, magnificándolas desde una perspectiva euleriana [13] y lineal. Esta magnificación es producida por medio de descomposición espacial y filtrado temporal, permitiendo amplificar bandas de interés específicas. Este aspecto es fundamental para especificar las bandas de frecuencia, asociadas al temblor de la EP. Una vez obtenidas las secuencias de video amplificadas, un conjunto de puntos de referencia son manualmente inscritos en el primer frame de cada secuencia de video y posteriormente, rastreados a lo largo del tiempo. Estas trayectorias son usadas como parámetros de entrada dentro de un análisis de varianza temporal asociado con patrones de temblor. La metodología propuesta fue evaluada tanto en configuración de descanso como postural. Una descripción más detallada de la metodología propuesta está explicada en las siguientes subsecciones.

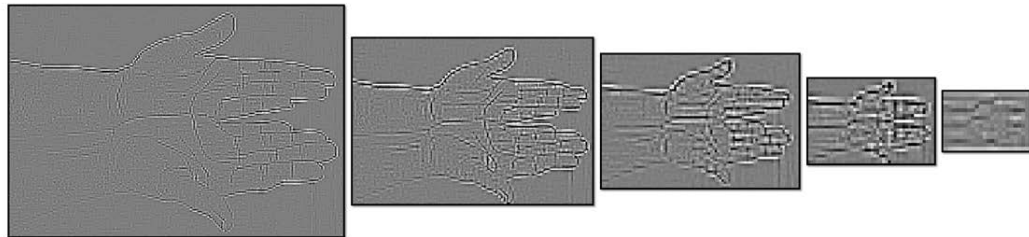
**4.0.1 Magnificación de video secuencias sobre manos** Una limitación particular del análisis del temblor en la Configuración de Descanso (CD) se basa en la cuantificación de movimientos sutiles, esto con frecuencia, puede confundirse con el temblor natural. El enfoque propuesto realiza una amplificación óptica espacio-temporal para destacar tales patrones de temblor. Para hacer esto, fue implementada una magnificación Euleriana que revela movimientos sutiles, los cuales, están presentes en ciertos rangos de frecuencia. Para esto, una descomposición por pirámide Laplaciana [17] fue implementada para descomponer los diferentes frames del video en diferentes bandas de frecuencia espacial (ver Figura 5. Esta representación se define como la diferencia entre escalas Gausianas consecutivas:  $L(I_t^i(x, y)) = (G_{\sigma_{i+1}} * I_t(x, y)) - (G_{\sigma_i} * I_t(x, y))$ , donde  $i$  y  $t$  representan cada escala y frame respectivamente.

Cada una de las escalas calculadas son usadas para codificar frecuencias espaciales independientes mediante el uso de la transformada discreta del coseno (DCT). En este caso, los

Figure 5. Descomposiciones piramidales que permiten la obtención de bandas de frecuencia espacial. (a) Pirámide Gaussiana obtenida en base al kernel de la forma  $w = [\frac{1}{4} - \frac{a}{2}, \frac{1}{4}, a, \frac{1}{4}, \frac{1}{4} - \frac{a}{2}]$  (b) Pirámide Laplaciana obtenida a partir de la diferencia de las escalas gaussianas expuestas en a)



**a)**



**b)**

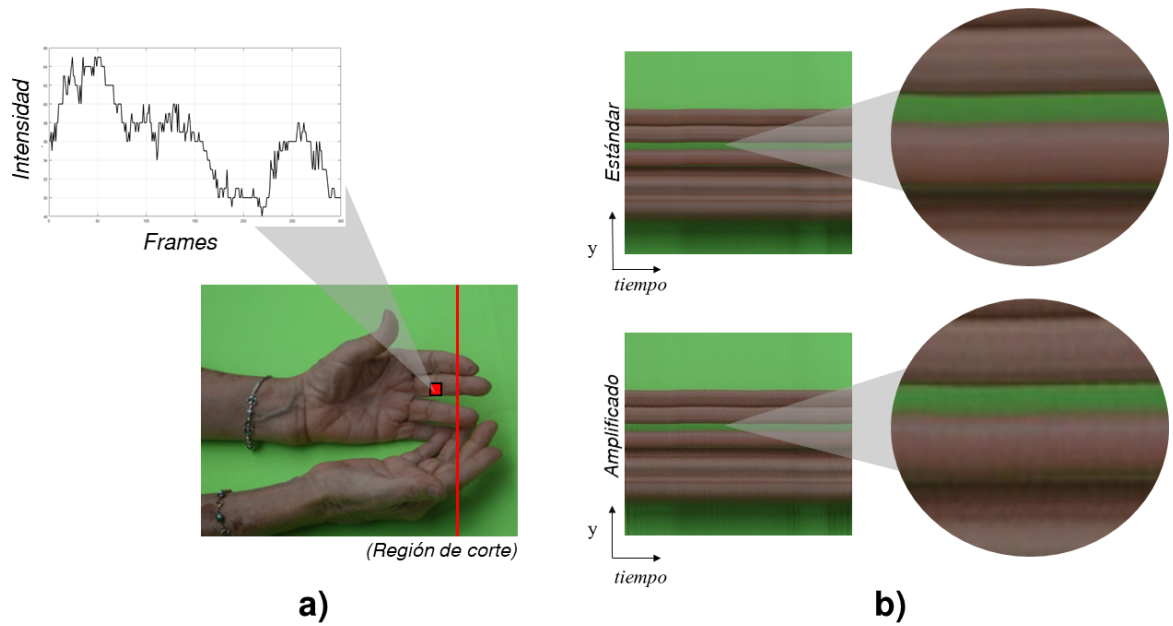
componentes reales de las frecuencias espaciales son codificadas como coeficientes DCT, representando cada banda.

Posteriormente, todas las bandas espaciales son procesadas mediante filtros temporales pasabanda, estos filtros consideran las series de valores a través del tiempo de todos los píxeles. Evidencia experimental muestra que una aproximación de filtro ideal desde los índices DCT, arroja magnificaciones más coherentes y libres de ruido, muy probablemente por el requerimiento de una banda exacta presente en las frecuencias del temblor en manos que aparece en la literatura [18]. Ya que los frames están codificados como componentes DCT, un filtro de frecuencia es aplicado, permitiendo una descomposición más fácil y compacta de las frecuencias requeridas. En ese modo, en el enfoque propuesto, es posible amplificar los movimientos oscilatorios conocidos en pacientes con EP (entre [4-6] Hz) [3]. El video amplificado resultante en algunos videos capturados, puede ser sensible a algunos artefactos debido a posibles movimientos voluntarios y el ruido obtenido por la cámara. Para mitigar esta limitación, el factor de amplificación  $\alpha$  es saturado en áreas de altas frecuencias espaciales (bordes), Un límite adecuado con la relación  $(1 + \alpha) \delta(t) < \frac{\lambda_c}{8}$ , donde  $\delta(t)$  es la función de desplazamiento del pixel sobre el tiempo y  $\lambda_c$  es el corte de la longitud de onda espacial. Esta premisa, explicada en el capítulo anterior, se reporta en la literatura para una señal periódica e ideal que tiene una expresión determinística bien definida. En nuestro caso, el temblor puede ser modelado como movimientos espaciotemporales repetitivos, con frecuencia y amplitud regular, esto sugiere que la premisa anterior puede ser adoptada. Un ejemplo de una magnificación típica es ilustrada en la Figura 6, donde un corte sobre los ejes  $(y, t)$  permiten observar el incremento del temblor en los dedos, desde una configuración de descanso. Además, una medida de velocidad es capturada para un punto visual de los dedos. Las trayectorias obtenidas pueden mostrar el cambio en el tiempo asociado con el temblor, como se explica después.

#### **4.0.2 Perfiles de velocidad en temblor: Análisis de Varianza**

El temblor es el trastorno del movimiento más común para caracterizar desordenes ligados a la EP. Este patrón de movimiento puede ser modelado como una oscilación involuntaria y rítmica, observada principalmente en las manos. La Configuración de Descanso (CD) es el protocolo ideal para la captura del temblor natural, ya que los brazos y manos están apoyados completamente, Figura 7-a, restringiendo otros movimientos voluntarios (Una analogía estructural es presentada en la Figura 7-b). Esta configuración es sin embargo limitada para observar movimientos sutiles en etapas tempranas de la enfermedad. En la rutina clínica, el temblor puede ser exagerado por medio de otras configuraciones mecánicas estructurales. Por ejemplo en la figura 7-b las configuraciones de postura y postura con sobrecarga, son ilustradas en un punto de vista estructural. En estos casos, la fuerza de gravedad

Figure 6. Amplificación óptica del temblor en una secuencia de video típica. (a) Intensidad en escala de grises del pixel en cada cuadro. Esta señal representa la captura de perfiles de velocidad de las manos, respecto a un solo punto de referencia (un sólo dedo). (b) Corte  $(y, t)$ , esta herramienta permite una visualización más clara de los resultados de la magnificación



así como fuerzas externas permiten incrementar los patrones de temblor pero introduce a la vez, movimientos voluntarios que afectan el sistema dinámico de forma inherente.

En este trabajo, fue usada magnificación óptica para cuantificar patrones de temblor relacionados con el Parkinson, al contrario de la magnificación física, que lleva a introducir artefactos por las contracciones voluntarias repetitivas, la magnificación óptica aquí propuesta cuantifica patrones naturales del temblor, previamente capturados en video. Para hacer esto, un conjunto de puntos de referencia anatómicos fueron manualmente fijados en el primer cuadro del video amplificado, tanto para configuraciones de descanso y posturales (ver Figura 8-c). Estos puntos capturan información de los bordes, que permiten modelar las variaciones de intensidad como patrones de temblor, sujetas sin embargo, a una alta sensibilidad dependiendo de las regiones de interés seleccionadas. Esto es, que los puntos de referencia apropiados, deben evidenciar el movimiento de interés a evaluar, dependiendo sin embargo de una buena selección de estos puntos por el usuario. Posteriormente estos puntos de referencia serán seguidos a través del tiempo discreto  $t$ , donde cada valor del tiempo representa cada cuadro del video. Este procedimiento permite obtener trayectorias del movimiento del pixel expresadas como  $\{P_i(t)\}_{i=1\dots L}$ , donde  $i$  representa una trayectoria particular y  $L$  el número total de trayectorias, cada una variando a través de  $N$  cuadros del video. Luego, las señales obtenidas son guardadas y tomadas en cuenta para caracterizar la enfermedad. Para lograr invariancia a la apariencia, estas trayectorias fueron derivadas respecto al tiempo:  $\frac{\partial P_i(t)}{\partial t}$ , i.e., para todo  $i$  valor a lo largo de  $\tau$  cuadros, obteniendo entonces perfiles de velocidad para cada punto de referencia en cada dedo.

**4.0.2.1 Análisis cuantitativo del temblor** Las trayectorias de los dedos obtenidas en los videos aumentados, hicieron posible la cuantificación aproximada de los patrones del temblor de la EP. Una contribución importante de este trabajo, es la definición de varianza temporal como una expresión cuantitativa del temblor. Para este propósito, el temblor es resumido como la varianza temporal de la velocidad promedio en los puntos de referencia fijados, tal que:  $\sigma^2 \left( \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \frac{\partial P_i(t)}{\partial t} \right)$ , i.e., cada video de temblor en las manos define un valor de varianza para las trayectorias de velocidad capturadas. En consideración de esta premisa, las trayectorias para los sujetos de control, expresan baja varianza temporal, mientras que los sujetos parkinsonianos deberían expresar patrones de varianza exagerados.

**4.0.2.2 Análisis observacional del temblor** Adicionalmente, los videos magnificados pueden ser tomados como un soporte para análisis clínicos observacionales. En este caso los cortes  $(y, t)$  muestran un patrón aparente de movimiento durante la secuencia de cada cuadro. Por ejemplo, en la Figura 6 una línea vertical roja es dibujada y

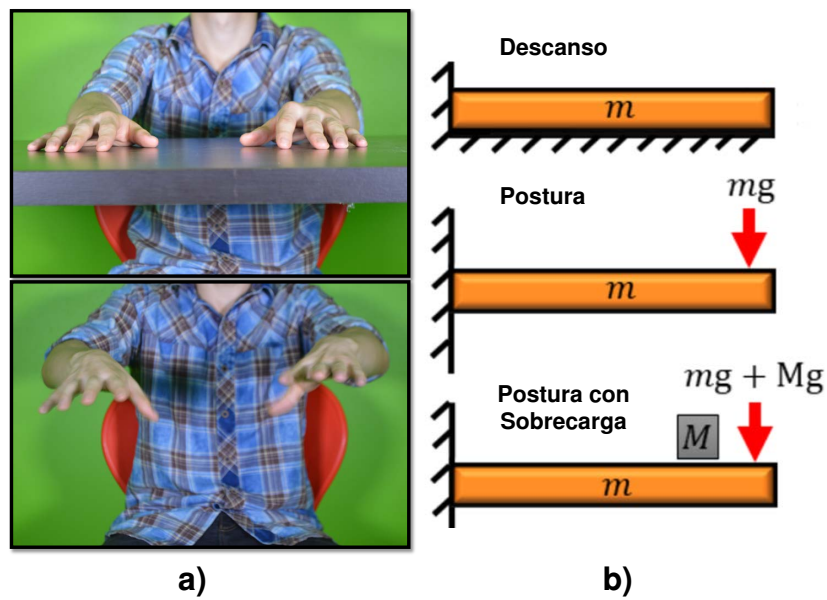


Figure 7. Configuraciones en protocolos clínicos. (a) Arriba: Configuración de Descanso (CD). Abajo: Configuración de Postura (CP). (b) Modelo físico ilustrando una aproximación mecánica de las diferentes configuraciones usadas para capturar temblor.

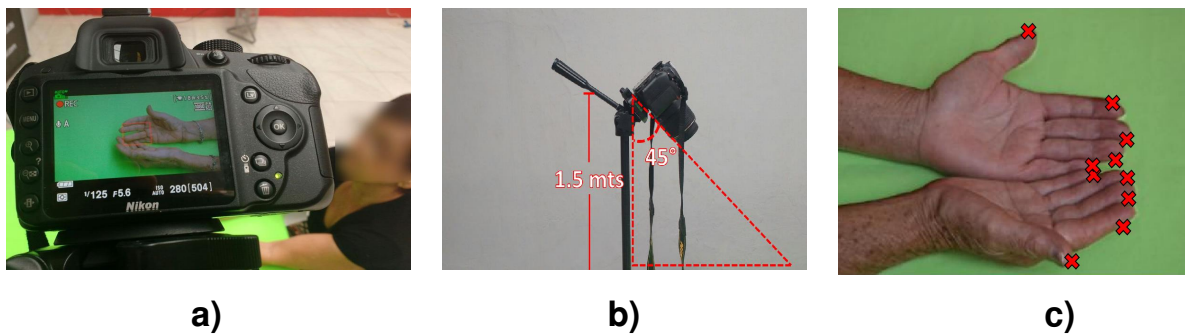


Figure 8. Configuración experimental. (a) Protocolo de captura. (b) Montaje de cámara. Configuración del ambiente usado para la captura de secuencias de video de las manos. (c) Puntos de referencia anotados para el cálculo del enfoque propuesto.

seguida a través de todo el video. Para los especialistas médicos puede ser un resultado útil para el análisis del temblor en regiones específicas de las manos. El contraste temporal de apariencia en los bordes de los dedos u otro segmento del cuerpo, podría ser usado para identificar patrones anormales de movimiento. Igualmente, desde estos cortes  $(y, t)$  fue posible medir la frecuencia de las crestas en apariencia, las cuales curiosamente tienen una relación con las frecuencias de temblor parkinsoniano, i.e., desde 4-6 Hz en ambas configuraciones posturales y de descanso [18] [19].

**4.0.3 Data Set** Un conjunto de 80 secuencias de video fueron creadas capturando temblor en las manos, en configuraciones de descanso y postura. Este Dataset fue posible gracias a la fundación **FAMPAS** (*Fundación del Adulto Mayor y Parkinson Santander*). Este estudio fue avalado por el Comité de Ética en Investigación Científica (CEINCI) de la Universidad Industrial de Santander (UIS), adicionalmente fue redactado un documento de consentimiento informado para su posterior firma por parte de los participantes de este estudio. En total, participaron 5 pacientes diagnosticados con EP y 5 sujetos de control. Los pacientes parkinsonianos fueron diagnosticados previamente en estadios 2 y 3 de la enfermedad por un experto clínico usando protocolos estándar. El dataset propuesto consiste en un conjunto de videos en los cuales cada paciente fue grabado 4 veces para cada una de las 2 configuraciones CP y CD. Para mitigar el estrés muscular que pudiese afectar la postura natural, fueron asignados intervalos de descanso de 5 a 10 minutos dependiendo del estado de cansancio del participante. Para cada captura, los sujetos debían mantener las palmas de las manos hacia arriba, de la manera más relajada posible, por aproximadamente 12 a 15 segundos (ver Figura 8-a). Respecto al escenario, una cámara fue puesta estáticamente a 45 grados del trípode como se ilustra en la Figura 8-b. Adicionalmente, un fondo verde fue empleado para resaltar específicamente las manos fuera de cualquier otro objeto, ver Figura 9, finalmente se tuvo en cuenta un ambiente semicontrolado para evadir artefactos externos de luminosidad.

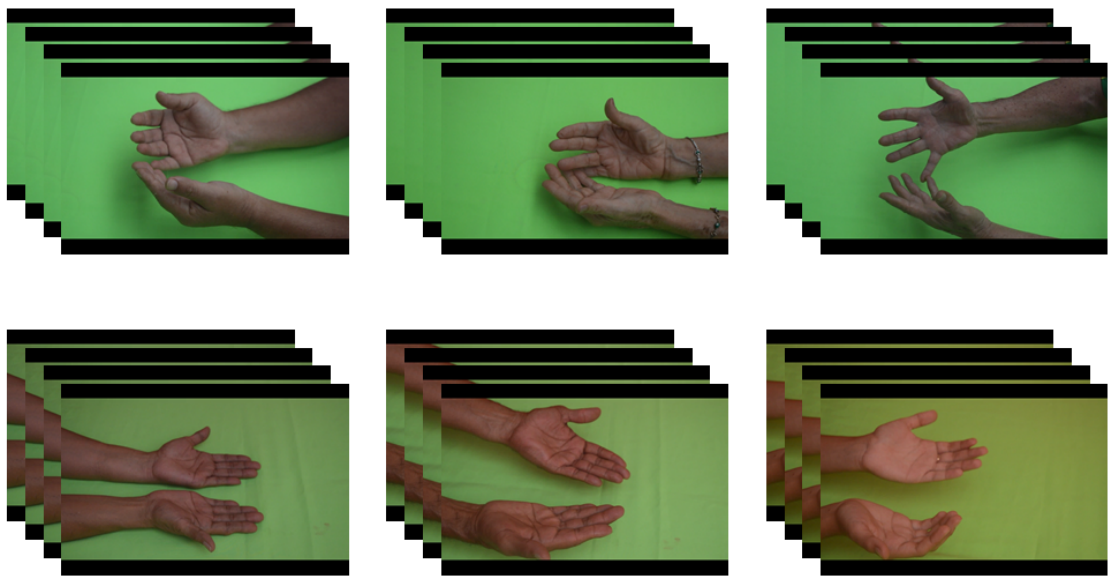


Figure 9. DataSet para el trabajo propuesto. Las secuencias de video fueron capturadas sobre un croma, facilitando la diferenciación entre zonas de interés en las manos, adicionalmente, ambientes semicontrolados fueron escogidos para evadir el ruido externo.

## **Capítulo 5**

# **EVALUACIÓN Y RESULTADOS**

La evaluación del comportamiento del método propuesto fue basado en la capacidad de distinguir entre población parkinsoniana y de control mediante el uso de la cuantificación de patrones de temblor en las manos. En este enfoque, el temblor está definido como una variación temporal de las trayectorias de las manos, capturadas en video. Por lo tanto, la comparación es principalmente basada en un análisis de la variación de los patrones espacio temporales capturados en video. Para hacer esto, una comparación de la interpoblación fue llevada a cabo usando videos convencionales y magnificados. Además, una comparación de la magnificación física y óptica fue realizada dentro de la población evaluada. En la configuración experimental, las variables de la magnificación Euleriana fueron elegidas como:  $\alpha = 10$  y  $\lambda_c = 5$ . En medio de diferentes experimentos, estos parámetros mostraron una mejor magnificación del temblor. Adicionalmente, un parámetro de atenuación para destacar los tonos de color predominantes, fue establecido al valor de cero para evadir artefactos de color.

En primer lugar, un análisis observacional fue obtenido mediante la computación de cortes  $(y, t)$  del temblor, correspondientes a las líneas verticales de cada cuadro, seguidas a lo largo del tiempo. Los resultados más significantes fueron obtenidos en configuraciones de descanso, cuando no existen signos voluntarios en el movimiento que actuen como artefactos y ruido. Como se ilustra en la Figura 10, los cortes capturados resultan bastante útiles para analizar visualmente el temblor en las grabaciones de video correspondientes. Por un lado, el cálculo de los perfiles temporales en los dedos de pacientes de control, permanecen planos a lo largo del tiempo tanto en videos estándar como en videos amplificados. (Ver Figura 10-a). Por otro lado, para pacientes con párkinson (Figura 10-b), estos perfiles cambian dramáticamente en videos estándar y amplificados. Los movimientos sutiles no son capturados apropiadamente para los videos estándar, mientras que en su magnificación, los patrones del temblor son resaltados. En este caso particular, es incluso posible corroborar que la frecuencia de las crestas se encuentran dentro de el rango esperado en los patrones

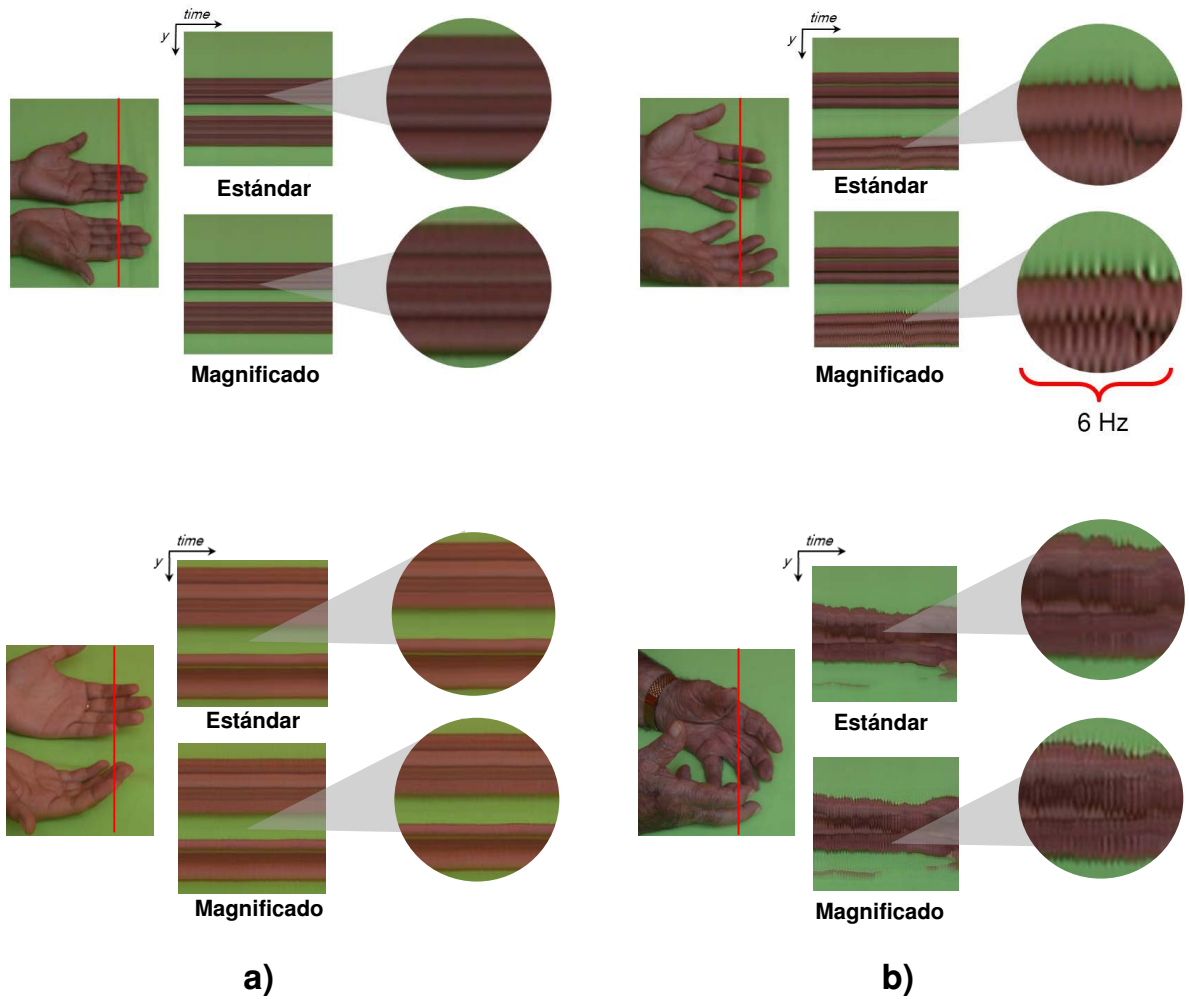


Figure 10. Análisis observacional mediante cortes  $(y, t)$ . (a) Cortes resultantes para un paciente de control. En este caso, tanto el video estándar como amplificado permanecen planos y no se evidencian signos visuales del temblor. (b) Corte para un video estándar y amplificado para un paciente parkinsoniano, siendo evidente el patrón senoidal del temblor (aproximadamente 6 hz), dato consistente con los reportados en el estado del arte para la enfermedad de Parkinson.

del párkinson referenciados en el estado del arte. En consecuencia, el temblor parkinsoniano puede ser descubierto mediante cámaras convencionales, haciendo que este método propuesto sea más atractivo para su uso en una típica rutina clínica.

Además, en este trabajo fue realizada una exploración del mejor valor de  $\alpha$  para videos de temblor en manos fue realizado. Para esto, un subconjunto aleatorio de puntos de referencia fueron seleccionados para ajustar el parámetro  $\alpha$  con respecto a la sensibilidad de la varianza para producir magnificaciones más grandes y coherentes. En términos de la sensibilidad de la varianza, un  $F$ -test( $\sigma(P), \sigma(C)$ ) para la población parkinsoniana (P) y de control (C) fue seleccionado en secuencias de video para la posición de descanso. El rendimiento del enfoque propuesto para diferentes valores  $\alpha$  es ilustrado en la Figura 11, encontrando que el mejor valor se ajusta en un  $\alpha = 10$ . El pico más alto, confirma la idoneidad de esta elección, dentro del cual, la magnificación del temblor conlleva la gran diferenciación dentro de patrones de control y parkinsoniano.

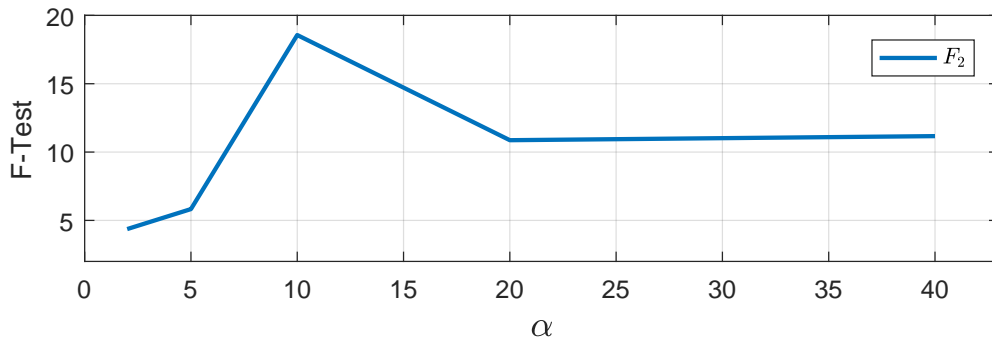


Figure 11. Valores  $\alpha$  con sus correspondientes  $F$ -test. Un subconjunto de trayectorias sobre los puntos de referencia, fueron calculados en los videos magnificados a diferentes valores alpha. Luego un análisis de varianza  $F$ -test fue utilizado para determinar la mejor configuración del parámetro alfa que permitiera exhibir patrones del temblor. El mejor  $F$ -test fue obtenido con un valor  $\alpha$  de 10

Un análisis cuantitativo de varianza fue desarrollado para medir las diferencias temporales de la amplitud del temblor entre videos de párkinson y de control. Como un resumen de la variación para patrones parkinsonianos y de control, la Figura 12 muestra una representación en cuartiles para configuraciones de postura y de descanso, así como también para videos estándar y magnificados en toda la población. Las representaciones ilustradas fueron trazadas en base a las trayectorias derivadas  $\frac{\partial P_i(t)}{\partial t}$ , promediadas para todos los pacientes y todas sus muestras en video, en 4 configuraciones correspondientes: control en descanso, control en postura, párkinson en descanso y párkinson en postura. En este caso particular, los cuartiles representan la magnitud del temblor que alcanzan las manos, siendo los cuartiles mas grandes, los que representan mejor el temblor. Tal como se esperaba, los

perfiles en pacientes de control permanecen con poca varianza en videos estándar y magnificados. De manera interesante, los videos magnificados de pacientes parkinsonianos, representados como varianzas más grandes, permiten una mucho mejor cuantificación de la enfermedad, especialmente en posición de descanso, cuando el temblor es naturalmente capturado. Igualmente, la magnificación óptica muestra patrones del párkinson en grabaciones del temblor en posición de postura, permitiendo una mejor discriminación entre patrones de temblor para ambas poblaciones.

En la tabla 1 se muestra la varianza resultante para cada población, siendo más grande en los patrones magnificados de la enfermedad que en los de control, lo cual resulta favorable para la caracterización del temblor.

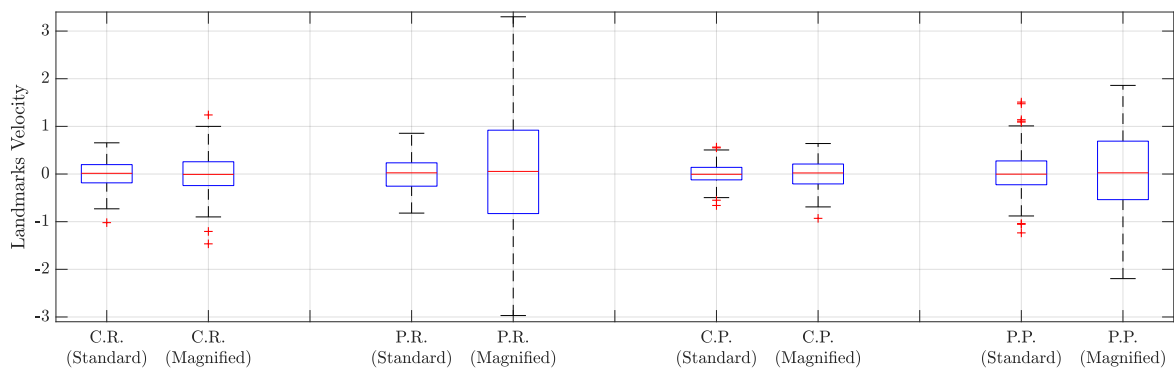


Figure 12. Representación en cuartiles que muestran los diferentes perfiles poblacionales en párkinson y de control. Los diagramas correspondientes a poblaciones de control en configuraciones de descanso (C.R) permanecen pequeños en secuencias de video estándar y magnificadas. Para configuración de descanso en párkinson (P.R) una clara discriminación es obtenida en secuencias magnificadas. Además, una diferencia despreciable se evidencia entre población de control-postura (C.P) y población párkinson-postura (P.P), lo cual limita la caracterización de la enfermedad. En contraste, la población magnificada P.P obtiene una representación significativa de la enfermedad.

Una propuesta básica para definir la distribución de los datos, fue la obtención de una distribución representativa mediante un histograma, creado a partir de las trayectorias de los puntos de referencia (ver en la Figura 13-a). Como se puede observar, la forma de los datos corresponden fuertemente a la distribución normal (línea oscura) con parámetros  $P \sim \mathcal{N}(\mu = \hat{P}, \sigma)$ , donde  $\sigma$  es la desviación estándar de los datos de los puntos de referencia, este resultado arrojó una idea intuitiva de la tendencia estadística y a su vez condujo a un análisis más robusto.

En un experimento más formal, fue tomado un subconjunto aleatorio de puntos de referencia (N=4) y el teorema del límite central fue implementado desde una distribución desconocida

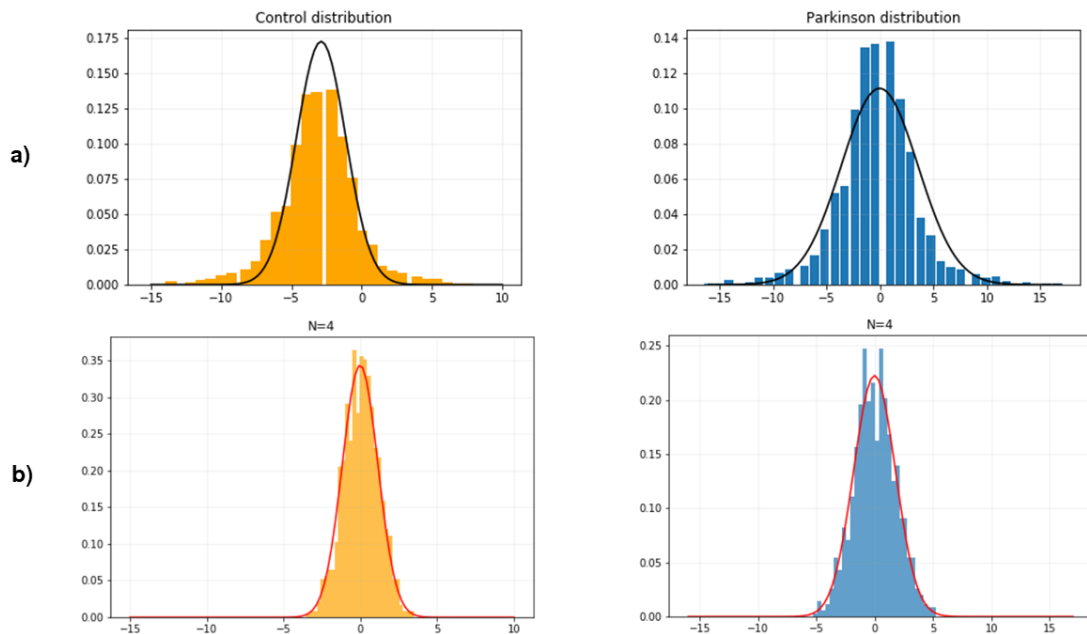


Figure 13. Representación de la distribución normal de nuestros datos. (a) Representación básica para sujetos de control y parkinsonianos. Esto muestra una distribución normal bien definida que puede darnos una idea clara sobre la normalidad de los datos. (b) Representación para  $N = 4$ , en este caso asumimos que no conocemos la distribución, entonces realizamos grupos aleatorios para  $n = 3, 4$  y  $10$ . En cada grupo, números aleatorios son generados centralmente basado en el promedio de los datos y la desviación estándar. Este análisis se apoya en el Teorema Central del Límite para concluir que nuestros datos tienden a una distribución normal.

de estas muestras. Tras un conjunto de 1000 experimentos, podemos observar en la Figura 13-b la convergencia de la forma de los datos a una distribución normal. Desde este análisis, se asume que los puntos de referencia tienen variaciones normales y por lo tanto un  $F$ -test estándar estadístico es completamente justificado para llevar a cabo una validación de los patrones de temblor. Este  $F$ -test calcula la proporción entre dos modelos de varianza estáticos  $F(\sigma_i^2(\text{Parkinson}), \sigma_j^2(\text{Control}))$  bajo una suposición de hipótesis nula. En la tabla 1 se resume el  $F$ -test obtenido en videos estándar y magnificados. Bajo la suposición de que las observaciones en video se sustentan en la misma hipótesis, i.e, patrones de movimiento del temblor, un mayor  $F$ -test representa una mejor discriminación entre patrones de control y parkinsonianos. Esto debería ser evidenciado en que la magnificación física en posición de postura solo logra un  $F$ -test de 5.2, mientras que la magnificación óptica obtiene un  $F$ -test de 8.2 en posición de descanso. La configuración postural fue adicionalmente magnificada ópticamente, logrando un  $F$ -test de 8.961, lo cual permite una mejor diferencia entre las dos clases de sujetos. Adicionalmente, es relevante la presencia de mayor diferencia entre las dos poblaciones consideradas mediante el uso de ampliaciones ópticas, en lugar de las estrategias de ampliación física.

Table 1. Cuantificación de la varianza del temblor para pacientes parkinsonianos y de control tanto en configuraciones de descanso como de postura. Las iniciales representan, R.S: Resting Standard (videos estándar en posición de descanso), R.M: Resting Magnified (videos magnificados en posición de descanso), P.S: Postural Standard (videos estándar en posición de postura) y P.M: Postural Magnified (videos magnificados en posición de postura). Valores de varianza más grandes son obtenidos en la población parkinsoniana cuando la ampliación óptica es implementada. El  $F$ -test ilustra la relación de discriminación entre conjuntos de control y parkinsonianos, usando diferentes conjuntos de videos.

	R.S.	R.M.	P.S.	P.M.
Parkinson	0.1139	1.4037	0.2331	0.8100
Control	0.0829	0.1713	0.0449	0.0904
$F$ -test	$F_1$	$F_2$	$F_3$	$F_4$
	1.3728	8.1964	5.1962	8.9606

Para determinar la cantidad de ganancia comparando el  $F$ -test en ambas poblaciones, se adoptó la unidad de decibel logaritmico por la regla  $10\log$ , definida como la siguiente:  $G_k = 10\log_{10}(F_i/F_j)$  dB, donde  $F_i$  y  $F_j$  representan dos categorías diferentes de temblor. Dos ganancias diferentes fueron tomadas en cuenta: 1) Respecto a la cuantificación de la

Table 2. Cálculo de la ganancia entre los esquemas de amplificación óptica y física para evaluar la diferenciación obtenida entre patrones de control y párkinson.

	R.M. vs R.S.	P.S. vs R.S.	R.M. vs P.S.	P.M. vs P.S.
<i>F</i> -test Ratio	$F_2/F_1$	$F_3/F_1$	$F_2/F_3$	$F_4/F_3$
Decibel Gain	7.76	5.78	1.98	2.37

enfermedad y 2) Respecto a las técnicas de amplificación. En terminos de la cuantificación de la enfermedad, se logró una ganancia de 7.76 dB mediante el uso de magnificación óptica en condición de descanso, mientras que una ganancia de 5.78 dB se obtuvo para la magnificación física clásica. En cuanto a las técnicas de amplificación, la estrategia propuesta logra una ganancia de 2.37 dB con respecto a las técnicas físicas de postura. La tabla 2 resume los resultados de ganancia para lo dicho anteriormente.

Este trabajo constituye una primera aproximación a la magnificación óptica del temblor para caracterizar la enfermedad de Parkinson. En esta etapa preliminar de investigación, se decidieron agrupar los videos en condiciones de pacientes control y con la EP. Sin embargo, se espera en futuros trabajos explorar esta herramienta computacional entre estadios de la enfermedad, explorando de esta manera la sensibilidad del método. En esta fase de desarrollo, también se requieren anotaciones en el primer cuadro de la secuencia para desarrollar el análisis de varianza temporal, lo cual puede evolucionar en un análisis de forma mas robusto.

## **Capítulo 6**

### **CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS**

En este trabajo se presentó una novedosa estrategia de amplificación y cuantificación del temblor en las manos. Esta estrategia permite exhibir patrones del temblor en las manos en configuraciones de descanso y de postura. En la primera etapa del proyecto se creó un DataSet formal de captura de sujetos de control y pacientes con EP, permitiendo seleccionar diferentes conjuntos de regiones de interés para su posterior procesamiento en video. A continuación se seleccionó e implementó una estrategia Euleriana para magnificar estas regiones seleccionadas y se consolidó el uso de un filtro característico dentro de esta estrategia, pues presentó un mejor desempeño respecto a los registrados en la literatura.

Un análisis de varianza temporal, sobre un conjunto de trayectorias de los extremos de las manos, permitió cuantificar los patrones del temblor en las secuencias de video. La evaluación y resultados muestran ventajas competitivas de la estrategia propuesta para ser implementada como parte del protocolo clínico. Cuantitativamente, para las configuraciones de descanso se obtuvo una ganancia de 7.76dB en la relación Control/Parkinson. En estudios entre técnicas, la magnificación física obtuvo un  $F - Test$  de 5.19, mientras que nuestra propuesta óptica logró un  $F - Test$  de 8.19, evidenciando una mejor cuantificación de la enfermedad. Este trabajo representa una metodología novedosa para el soporte del diagnóstico y seguimiento de la enfermedad, además de la propuesta de métricas para la cuantificación del temblor parkinsoniano.

Como perspectiva, trabajos futuros incluyen una evaluación exhaustiva del enfoque propuesto en diferentes estadios de la enfermedad, utilizando una mayor población de videos capturados. También se busca consolidar el modelo de análisis de varianza sobre modelos geométricos robustos que segmenten las manos y las sigan a través del tiempo.

## ***CONTRIBUCIONES***

- ❖ Contreras S., Salazar I., Martínez F. (2018, December). Parkinsonian hand tremor characterization from magnified video sequences. In Proceedings Of Spie - The International Society For Optical Engineering, ISSN: 0277-786X, Vol. 10975, DOI: 10.1117/12.2512109.
- ❖ Creación DataSet BivL2ab-DHT (Hand Tremor) con la colaboración de la Fundación Adulto Mayor y Parkinson Santander (FAMPAS).

## **REFERENCIAS**

- [1] SHARMA, S., MOON, C. S., KHOGALI, A., HAIDOUS, A., CHABENNE, A., OJO, C., JELEBINKOV, M., KURDI, Y., AND EBADI, M. Biomarkers in parkinson's disease (recent update). *Neurochemistry international* 63, 3 (2013), 201–229.
- [2] CHENG, H.-C., ULANE, C. M., AND BURKE, R. E. Clinical progression in parkinson disease and the neurobiology of axons. *Annals of neurology* 67, 6 (2010), 715–725.
- [3] PASQUINI, J., CERAVOLO, R., QAMHAWI, Z., LEE, J.-Y., DEUSCHL, G., BROOKS, D. J., BONUCCELLI, U., AND PAVESE, N. Progression of tremor in early stages of parkinson's disease: a clinical and neuroimaging study. *Brain* 141, 3 (2018), 811–821.
- [4] DUVAL, C., SADIKOT, A. F., AND PANISSET, M. The detection of tremor during slow alternating movements performed by patients with early parkinson's disease. *Experimental brain research* 154, 3 (2004), 395–398.
- [5] ZHANG, J., XING, Y., MA, X., AND FENG, L. Differential diagnosis of parkinson disease, essential tremor, and enhanced physiological tremor with the tremor analysis of emg. *Parkinson's Disease 2017* (2017).
- [6] HWANG, S., LIN, C.-C. K., AND WU, P.-S. Tremor modulation in patients with parkinson's disease compared to healthy counterparts during loaded postural holding. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 6 (2009), e520–e528.
- [7] GREFFARD, S., VERNY, M., BONNET, A.-M., BEINIS, J.-Y., GALLINARI, C., MEAUME, S., PIETTE, F., HAUW, J.-J., AND DUYCKAERTS, C. Motor score of the unified parkinson disease rating scale as a good predictor of lewy body–associated neuronal loss in the substantia nigra. *Archives of neurology* 63, 4 (2006), 584–588.
- [8] MANSUR, P. H. G., CURY, L. K. P., ANDRADE, A. O., PEREIRA, A. A., MIOTTO, G. A. A., SOARES, A. B., AND NAVES, E. L. A review on techniques for tremor recording and quantification. *Critical Reviews<sup>TM</sup> in Biomedical Engineering* 35, 5 (2007).

- [9] HAUBENBERGER, D., ABBRUZZESE, G., BAIN, P. G., BAJAJ, N., BENITO-LEÓN, J., BHATIA, K. P., DEUSCHL, G., FORJAZ, M. J., HALLETT, M., LOUIS, E. D., ET AL. Transducer-based evaluation of tremor. *Movement Disorders* 31, 9 (2016), 1327–1336.
- [10] SALARIAN, A., RUSSMANN, H., WIDER, C., BURKHARD, P. R., VINGERHOETS, F. J., AND AMINIAN, K. Quantification of tremor and bradykinesia in parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 2 (2007), 313–322.
- [11] HELDMAN, D. A., FILIPKOWSKI, D. E., RILEY, D. E., WHITNEY, C. M., WALTER, B. L., GUNZLER, S. A., GIUFFRIDA, J. P., AND MERA, T. O. Automated motion sensor quantification of gait and lower extremity bradykinesia. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (2012), IEEE, pp. 1956–1959.
- [12] UHRIKOVÁ, Z, E. A. Validation of a new tool for automatic assessment of tremor frequency from video recordings. *Journal of neuroscience methods* 198, 1 (2011), 110–113.
- [13] WU, H.-Y., RUBINSTEIN, M., SHIH, E., GUTTAG, J., DURAND, F., AND FREEMAN, W. T. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Transactions on Graphics (Proc. SIGGRAPH 2012)* 31, 4 (2012).
- [14] ZHANG, Y., PINTEA, S. L., AND VAN GEMERT, J. C. Video acceleration magnification. In *Computer Vision and Pattern Recognition* (2017).
- [15] LIU, C., TORRALBA, A., FREEMAN, W. T., DURAND, F., AND ADELSON, E. H. Motion magnification. *ACM transactions on graphics (TOG)* 24, 3 (2005), 519–526.
- [16] WADHWA, N., RUBINSTEIN, M., DURAND, F., AND FREEMAN, W. T. Phase-based video motion processing. *ACM Trans. Graph. (Proceedings SIGGRAPH 2013)* 32, 4 (2013).
- [17] ADELSON, E. H., ANDERSON, C. H., BERGEN, J. R., BURT, P. J., AND OGDEN, J. M. Pyramid methods in image processing. *RCA engineer* 29, 6 (1984), 33–41.
- [18] HESS, C. W., AND PULLMAN, S. L. Tremor: clinical phenomenology and assessment techniques. *Tremor and other hyperkinetic movements* 2 (2012).
- [19] DICK, O., AND NOZDRACHEV, A. Features of parkinsonian and essential tremor of the human hand. *Human Physiology* 42, 3 (2016), 271–278.

## **BIBLIOGRAFIA**

ADELSON, E. H., ANDERSON, C. H., BERGEN, J. R., BURT, P. J., AND OGDEN, J. M. Pyramid methods in image processing. *RCA engineer* 29, 6 (1984), 33–41.

CHENG, H.-C., ULANE, C. M., AND BURKE, R. E. Clinical progression in parkinson disease and the neurobiology of axons. *Annals of neurology* 67, 6 (2010), 715–725.

DICK, O., AND NOZDRACHEV, A. Features of parkinsonian and essential tremor of the human hand. *Human Physiology* 42, 3 (2016), 271–278.

DUVAL, C., SADIKOT, A. F., AND PANISSET, M. The detection of tremor during slow alternating movements performed by patients with early parkinson's disease. *Experimental brain research* 154, 3 (2004), 395–398.

GREFFARD, S., VERNY, M., BONNET, A. M., BEINIS, J. Y., GALLINARI, C., MEAUME, S., PIETTE, F., HAUW, J.-J., AND DUYCKAERTS, C. Motor score of the unified parkinson disease rating scale as a good predictor of lewy body associated neuronal loss in the substantia nigra. *Archives of neurology* 63, 4 (2006), 584–588.

HAUBENBERGER, D., ABBRUZZESE, G., BAIN, P. G., BAJAJ, N., BENITO LEÓN, J., BHATIA, K. P., DEUSCHL, G., FORJAZ, M. J., HALLETT, M., LOUIS, E. D., ET AL. Transducer based evaluation of tremor. *Movement Disorders* 31, 9 (2016), 1327–1336.

HELDMAN, D. A., FILIPKOWSKI, D. E., RILEY, D. E., WHITNEY, C. M., WALTER, B. L., GUNZLER, S. A., GIUFFRIDA, J. P., AND MERA, T. O. Automated motion sensor quantification of gait and lower extremity bradykinesia. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE (2012)*, IEEE, pp. 1956–1959.

HESS, C. W., AND PULLMAN, S. L. Tremor: clinical phenomenology and assessment techniques. *Tremor and other hyperkinetic movements* 2 (2012).

- HWANG, S., LIN, C.-C. K., AND WU, P.-S. Tremor modulation in patients with parkinson's disease compared to healthy counterparts during loaded postural holding. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 6 (2009), e520–e528.
- LIU, C., TORRALBA, A., FREEMAN, W. T., DURAND, F., AND ADELSON, E. H. Motion magnification. *ACM transactions on graphics (TOG)* 24, 3 (2005), 519–526.
- MANSUR, P. H. G., CURY, L. K. P., ANDRADE, A. O., PEREIRA, A. A., MIOTTO, G. A. A., SOARES, A. B., AND NAVES, E. L. A review on techniques for tremor recording and quantification. *Critical Reviews<sup>TM</sup> in Biomedical Engineering* 35, 5 (2007).
- PASQUINI, J., CERAVOLO, R., QAMHAWI, Z., LEE, J.-Y., DEUSCHL, G., BROOKS, D. J., BONUCCELLI, U., AND PAVESE, N. Progression of tremor in early stages of parkinson's disease: a clinical and neuroimaging study. *Brain* 141, 3 (2018), 811–821.
- SALARIAN, A., RUSSMANN, H., WIDER, C., BURKHARD, P. R., VINGERHOETS, F. J., AND AMINIAN, K. Quantification of tremor and bradykinesia in parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 2 (2007), 313–322.
- SHARMA, S., MOON, C. S., KHOGALI, A., HAIDOUS, A., CHABENNE, A., OJO, C., JELEBINKOV, M., KURDI, Y., AND EBADI, M. Biomarkers in parkinson's disease (recent update). *Neurochemistry international* 63, 3 (2013), 201–229.
- UHRIKOVÁ, Z, E. A. Validation of a new tool for automatic assessment of tremor frequency from video recordings. *Journal of neuroscience methods* 198, 1 (2011), 110–113
- WADHWA, N., RUBINSTEIN, M., DURAND, F., AND FREEMAN, W. T. Phase-based video motion processing. *ACM Trans. Graph. (Proceedings SIGGRAPH 2013)* 32, 4 (2013).
- WU, H.-Y., RUBINSTEIN, M., SHIH, E., GUTTAG, J., DURAND, F., AND FREEMAN, W. T. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Transactions on Graphics (Proc. SIGGRAPH 2012)* 31, 4 (2012).