



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

**Escola Superior d'Enginyeries Industrial,
Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa**

Titulació:

Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

Alumno:

Sergio Renato Cuadros Ibargüen

Enunciado TFG:

**Estudio de viabilidad de sensores inerciales (IMUs) para el análisis
de Timed Up & Go test**

Director del TFG: Raúl Fernández García

Convocatoria de Entrega: Febrero - Junio de 2020



Abstract

Reaching very advanced ages, therefore, the elderly, implies changes in physical and mental performance. These changes naturally translate into deterioration of physical functions and may develop disabilities or diseases. The phenomenon of the continuous increase in the quality of life in recent times has caused life expectancy to lengthen, which is significant, but as we move into the last years of life, the evolution of these motor functions becomes more accentuated in a negative way. Many times, the symptoms related to frailty may not present with visible symptoms until much later. Early detection of such conditions has therefore taken on an important role in the care of older people by professionals. For this reason, in this final project, a reporting application is developed for the analysis of the locomotor movement of the elderly through an inertial sensory device (IMU). This inertial measurement unit is portable and attached to the individual's chest.

MATLAB computer software was used for the identification study of the signals obtained from the integrated sensor. Through this software, certain questions about signal processing are tested, such as the intrinsic nature of the signals and the transition of physical and continuous signals to the digital world through discretization. Numerical methods are then used to achieve the objectives. All of this is followed by automation of the signal identification processes based on the M programming language, which is specific to MATLAB.

Resumen

Alcanzar a edades muy avanzadas, por ende, la tercera edad, implica cambios de rendimiento físico y mental. Esos cambios naturalmente se traducen en deterioro de las funciones físicas llegando a convertirse en incapacidades. El fenómeno del aumento continuo de calidad de vida en los últimos tiempos ha hecho que la esperanza de vida se alargue, lo cual es significativo, pero al adentrarse en los últimos años de vida se acentúan más la evolución de dichas funciones motoras de manera negativa. Muchas veces los síntomas relacionados con la fragilidad pueden no presentarse con síntomas visibles hasta mucho más tarde. Por lo que la detección a tiempo de tales condiciones ha tomado un papel importante en el cuidado de personas mayores por parte de los profesionales. Para ello, en este proyecto final de carrera se elabora una aplicación de reporte para el análisis del movimiento locomotor de los ancianos a través de un dispositivo sensorial inercial (IMU). Esta unidad de medida inercial es portátil y va unida al pecho del individuo.

Para el estudio identificativo de las señales obtenidas del sensor integrado, se ha usado el software informático de MATLAB. A través de este software se ensaya ciertas cuestiones sobre el procesamiento de señales como lo son la naturaleza intrínseca de las señales y el paso de las señales físicas y continuas al mundo digital por medio de la discretización. Luego, se emplean métodos numéricos para la consecución de los objetivos planteados. Todo ello para después automatizar los procesos de identificación de señales en base al lenguaje de programación M, que es propio del programa MATLAB.

A mi abuela, diagnosticada de Parkinson, fue el motor y la chispa que me impulsó a hacer este trabajo especial, y a las personas que tienen la misma condición que ella.

Agradecimientos

Me gustaría expresar a las personas y entidades que han contribuido su pequeño grano de arena en mi proyecto. Por un lado, quiero agradecer profundamente a mi padre a quien le consulte por los detalles técnicos de mi proyecto. A mi vecino de piso, David Pascual que me asesoró sobre los detalles matemáticos y me proporcionó técnicas de escritura matemática. A mi compañera de piso, Minerva Lao, que me daba ánimos en las buenas y en las malas durante mi proyecto. A mi tutor del trabajo final de carrera, Raúl Fernández García, que me proporcionó, ideas claves, técnicas claves de recerca de investigación, y consejos de redacción del presente escrito. A la entidad de residencia *Gerontology & Geriatric Research Group del Department of Physiotherapy, Medicine & Biomedical Sciences. University of la Coruña*, que me proporcionó datos valiosos para la consecución de mis objetivos. Por último, y no menos importante, a mi familia que estuvo siempre presente en mi consecución de mis metas, gracias hermana, hermano, madre, abuela, tío y tía.

Índice

Lista de Figuras	11
Lista de Tablas	15
Lista de Ecuaciones	17
1. Introducción.....	18
1.1. Requerimientos	18
1.2. Estructura del estudio	18
1.3. Motivación	19
1.4. Objeto.....	19
1.5. Alcance	19
1.6. Plan de trabajo	20
2. Fundamentos teóricos.....	25
2.1. Timed Up And Go	25
2.1.1. Parámetros del TUG/QTUG.....	27
2.2. Unidad de medida inercial.....	29
2.2.1. Errores de medidas.....	29
2.2.2. Ventajas e inconvenientes entre los tipos de IMU	30
2.2.3. Calibraciones	30
2.2.4. Aplicaciones en relación a la salud.....	32
2.2.5. Revista de las características de las IMUs en el mercado	33
2.3. Funciones de Fourier	33
2.4. Fenómenos en el procesado de señales	35
2.5. Filtros digitales	36
3. Estado del arte	39
3.1. Propuestas actuales.....	39
3.1.1. Modelo de abstracción.....	40
3.1.2. Modelo de marcha humana	41

3.1.3.	Método de integración directa.....	42
4.	Metodología y desarrollo del estudio.....	45
4.1.	Materiales.....	45
4.2.	Acoplamiento de la IMU binaria en el individuo	48
4.3.	Procedimiento de procesado de señales	48
4.4.	Ensayo previo al estudio real	49
4.5.	Desarrollo del estudio real	52
4.5.1.	Estado de la fuente de datos	52
4.5.2.	Visualización de los datos.....	54
4.5.3.	Hipótesis	59
4.5.4.	Determinación de los parámetros QTUG.....	59
4.5.5.	Identificación de la frecuencia dominante.....	61
4.5.6.	Remuestreo de la señal	62
4.5.7.	Detección de intervalos estacionarios en el tiempo	63
4.5.8.	Diseño de filtro y determinación de las condiciones iniciales para el filtrado 65	
4.5.9.	Filtrado y re-filtrado de la señal.....	66
4.5.10.	Cronómetro	67
4.5.11.	Determinación de la frecuencia dominante (paso) en la señal	71
4.5.12.	Determinación del resto de parámetros	73
5.	Resultados	77
6.	Presupuesto	85
7.	Conclusiones.....	87
7.1.	Conclusiones técnicas	87
7.2.	Trabajos futuros	88
8.	Referencias bibliográficas	89
9.	Anexos	91

Lista de Figuras

Ilustración 1- Duración de las actividades y exposición de hitos.....	22
Ilustración 2- Esquema espacial del test TUG	25
Ilustración 3- Fases temporales de la marcha humana.....	26
Ilustración 4- Esquema general de un sistema sensorial calibrado	31
Ilustración 5- Ejes de coordenadas locales de la IMU y sus rotaciones.....	32
Ilustración 6- Proceso de transformación entre dominios temporal y de frecuencia	34
Ilustración 7- Una clase de filtro pasabanda cuya frecuencia central está en 0 rad/s.....	37
Ilustración 8- Diseño de Filtro FIR con ventana tipo cuadrado.....	38
Ilustración 9- Marcha equina	40
Ilustración 10- Arquitectura de una red neural de dos capas, el conteo de capas se empieza desde la capa interna hasta la capa de salida	41
Ilustración 11- Modelo de péndulo invertido de la marcha humana	42
Ilustración 12- Diferentes marcos y la relación entre ellos	43
Ilustración 13- Velocidad angular en el eje Y	43
Ilustración 14- Apariencia de la IMU LSM9DS1	45
Ilustración 15- Registro de medidas inerciales. Distribución en columnas normalizada ..	45
Ilustración 16- Anotaciones de medidas por parte del gerocultor	46
Ilustración 17- Espacio de prueba TUG en Department of Physiotherapy, Medicine & Biomedical Sciences. University of La Coruña.....	46
Ilustración 18- Pizarra de escritorio	47
Ilustración 19- Acelerómetro integrado en el móvil	47
Ilustración 20- Acoplamiento de la IMU y el modo de dirección de los ejes.....	48
Ilustración 21- Serie de Fourier de 3 funciones simples.....	50
Ilustración 22- Espectro de magnitud de la serie de 3 funciones simples	50
Ilustración 23- Espectro de magnitud normalizada	51
Ilustración 24- Espectro de fase de la serie de tres funciones simples	52

Ilustración 25- Algoritmo de recolección y preprocesado de datos (ver función dataCollection en Anexo N° 03)	53
Ilustración 26- Muestreo irregular por parte de la fuente de datos. (Columna 1: tiempo; Columna 2: etiquetas de sensores; Columnas 3, 4 y 5: componentes X, Y, y Z respectivamente)	54
Ilustración 27: Señal del acelerómetro expresada en unidades m/s^2	55
Ilustración 28: Señal del giróscopo expresada en unidades $^{\circ}/s$	55
Ilustración 29: Señal del magnetómetro expresada en unidades G	56
Ilustración 30- Señal cruda del giróscopo perteneciente al sujeto {V}	57
Ilustración 31- Señal cruda del giróscopo perteneciente al sujeto {W}	57
Ilustración 32: Respuesta dinámica en la aceleración dada por el participante {W}. Se muestran los tres ejes de la magnitud dada	58
Ilustración 33: Comportamiento dinámico en la aceleración dado por el participante {U}.	58
Ilustración 34- Vector velocidad angular, perpendicular al plano del papel y vector normal en punto de apoyo PA	59
Ilustración 35- Señales separadas de velocidades angulares X, Y, y Z (giróscopo) perteneciente al sujeto {W}.....	60
Ilustración 36- Offset con ruido, ampliado y marcado con línea horizontal naranja, perteneciente al sujeto {W}.....	60
Ilustración 37- Densidad espectral expresada en magnitud $^{\circ}/s$	61
Ilustración 38- Espectro de energía expresada en Joules	62
Ilustración 39- Algoritmo y cálculo del resampleo (re-discretización).....	63
Ilustración 40- Algoritmo de detección de offset (ver función constDtction en Anexo N° 03)	64
Ilustración 41- Algoritmo y cálculo del diseño de filtro (ver función filtreDesign en Anexo N° 03)	65
Ilustración 42- Extremo final acortada de la señal filtrada (la señal con curvas suaves es la señal filtrada).	66
Ilustración 43- Tres eventos tomados en la señal componente (eje) X expresada en $^{\circ}/s$	68
Ilustración 44- Un evento tomado en la señal componente (eje) Z expresada en $^{\circ}/s$	68
Ilustración 45- Algoritmo del cronómetro, parte 1 (ver funciones timeTest y chronoBlock en Anexo N° 03)	69
Ilustración 46- Algoritmo del cronómetro, parte 2 (ver funciones timeTest y chronoBlock en Anexo N° 03)	70
Ilustración 47- Primer paso en el cálculo de la frecuencia dominante que depende de la orientación del sensor.	72
Ilustración 48- Relación del ángulo Lambda entre la gravedad y los componentes Z e Y	72

Ilustración 49- Cálculo de promediado matricial de la frecuencia dominante	73
Ilustración 50- Parámetros espaciales	74
Ilustración 51- Parámetros temporales.....	74
Ilustración 52- Diferencias entre señal original y señal filtrada	80

Lista de Tablas

Tabla 1- Dependencia entre distintas tareas	21
Tabla 2- Eventos importantes para la realización del proyecto	22
Tabla 3- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el estado de la fuente de datos	52
Tabla 4- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la identificación de la frecuencia dominante	61
Tabla 5- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el remuestreo de la señal	62
Tabla 6- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la detección de valores constantes	64
Tabla 7- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación de condiciones iniciales	65
Tabla 8- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el filtrado	66
Tabla 9- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el cronómetro	67
Tabla 10- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación de la frecuencia dominante	71
Tabla 11- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación del resto de parámetros	73
Tabla 12- Reporte sobre el usuario {A, hombre}	77
Tabla 13- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {A, hombre}	78
Tabla 14- Reporte sobre el usuario {B, hombre}	78
Tabla 15- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {B, hombre}	79
Tabla 16- Reporte sobre el usuario {C, mujer}	79
Tabla 17- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {C, mujer}	80
Tabla 18- Reporte sobre el usuario {D, hombre}	81
Tabla 19- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {D, hombre}	81

Tabla 20- Reporte sobre el usuario {E, hombre}	82
Tabla 21- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {E, hombre}	82
Tabla 22- Reporte sobre el usuario {F, mujer}	83
Tabla 23- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {F, mujer}	83
Tabla 24- Presupuesto del proyecto.....	86

Lista de Ecuaciones

Equation 1	34
Equation 2	34
Equation 3	34
Equation 4	34
Equation 5	35
Equation 6	35
Equation 7	35
Equation 8	38

1. Introducción

1.1. Requerimientos

La presente investigación trata sobre la viabilidad de una adaptación tecnológica en un test de salud, por lo cual las especificaciones técnicas que se requieren en dicho estudio son:

1. Como plataforma de desarrollo numérico y algorítmico, el software de computación integrado: MATLAB
2. Como fuente de magnitudes físicas (dinámicas y cinemáticas): un grupo de personas, concretamente de tercera edad, que están internados en una residencia llamada *Gerontology & Geriatric Research Group* y acuden a revisiones de estado de salud, entre las que se hacen, el TUG test.
3. Como fuente de datos procedentes de señales eléctricas muestreadas: el sensor integrado IMU LSM9DS1, conformado por un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro. En particular se aprovecha un dispositivo inercial desarrollado previamente por una persona graduada en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática. El desarrollo de tal dispositivo inercial se muestra en [1].

En lo que concierne a especificaciones económicas se prevé que los costes vendrán mayoritariamente de la mano de obra calificada:

1. Programación
 - Desarrollo de tratamiento de datos
 - Elaboración de la aplicación
2. Redacción de la memoria

En cuanto a las especificaciones legales, se ha tocado el ámbito de privacidad, que es la solicitud del consentimiento por parte de los usuarios de la residencia para obtener los datos de forma anónima.

1.2. Estructura del estudio

Para el análisis de los datos y su posterior procesado en pos de comprender la información que encierra dentro estos, la estructura del estudio consta de tres partes bien diferenciadas:

1. Acceso: recolección de datos a través de archivos (textos), softwares (aplicaciones en tiempo real) o hardwares (unidad de adquisición).
2. Explorar, descubrir y clasificar: el procesado se realiza mediante descubrimiento de patrones, posibles modelados y desarrollo de algoritmos para la clasificación de señales y visualización de información relevante en formato reporte.
3. Publicar: con los resultados obtenidos, se reporta en diferentes formatos digitales que se pueden adaptar en diferentes dispositivos que usan los usuarios finales, ya sea vía offline u online.

El grueso del análisis de datos se ve reflejado en el segundo punto de la lista anterior, el cual consta de varias subpartes y son detalladas en el apartado de 'Procedimiento de experimentación' del capítulo 4 'Metodología y desarrollo del estudio'.

1.3. Motivación

La motivación personal por la que se lleva a cabo este proyecto es que tengo un gran interés en mejorar las herramientas de medición que emplean los gerocultores en las residencias, mediante una aplicación que monitorea con precisión los movimientos en tiempo real durante la prueba de fragilidad o de riesgo de caída. Otro motivo particular impulsor es que, gracias al sistema sensor-algoritmo integrado, uno es capaz de analizar el movimiento a largas distancias, es decir el empleo de conexión sin hilos, la cual la información llega constantemente actualizada al dispositivo del profesional. La atención a cada usuario estará totalmente cubierta a tiempo, y en caso de recetas a tomar éstas se adaptan a los continuos cambios de valores de los parámetros TUG.

1.4. Objeto

Comprobar la viabilidad de la adaptación tecnológica del test Timed Up and Go (TUG) con una unidad de medida inercial (IMU). En la comprobación se estudia y se construye los parámetros definidos de la marcha humana en el test. Para ello, se analiza tres grupos de señales distintos entre sí pero relacionados por naturaleza dinámica y cinemática. Cada grupo de señales es un conjunto de señales de tres ejes coordinados materializado en sus respectivos sensores: acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. A todo esto, crear una aplicación de reporte con la se pueda probar la utilidad en la gestión de salud de los usuarios.

1.5. Alcance

Para lograr el objetivo, se tiene que conocer y experimentar los siguientes puntos:

En lo que concierne a actividades productivas:

1. Investigar sobre el test TUG con la participación de la entidad de residencia mencionada anteriormente que usa dicho test, siendo proveedor esencial de datos para la consecución del presente trabajo.
2. Conocer la herramienta de software de trabajo: MATLAB.
 - Testeo constante de las funcionalidades de MATLAB.

- Ensayo de tratamiento de señales esbozando funciones prototipos (señales) hechas de por el propio autor del presente trabajo o por funciones predefinidas en la biblioteca de MATLAB.
- 3. Desarrollo del cálculo de cinemática (física), cálculo de análisis frecuencial (funciones de Fourier) y cálculo numérico (métodos numéricos y algoritmos).
- 4. Investigar el funcionamiento del sensor integrado IMU (unidad de medición inercial).
 - Proceso de medida (incluyendo el muestreo).
 - Errores de medida.
- 5. Desarrollo de funciones para la consecución de la aplicación de reporte¹.

Por otra parte, en lo que concierne a actividades administrativas:

- 6. Entrega del Project Charter
- 7. Entrega de seguimiento 1, 2 y 3
- 8. Entrega definitiva de la memoria final

1.6. Plan de trabajo

La estrategia empleada en el desarrollo progresivo del proyecto se refleja a continuación en la lista de actividades asignadas cada una de ellas con un código de identificación:

- *Determinar el funcionamiento del Timed Up & Go =>* 01
- *Testear Matlab con ensayos de tratamiento de señales =>* 02
- *Profundizar en la definición de los parámetros de TUG =>* 03
- *Observar el TUG test en acción =>* 04
- *Estudiar las características del sensor integrado IMU =>* 05
- *Profundizar en el proceso de medición de la IMU (tipos de errores en la medición) =>* 06
- *Profundizar en el campo de procesamiento de señales =>* 07
- *Profundizar en las herramientas gráficas de Matlab =>* 08
- *Repasar los conceptos de cálculo de cinemática =>* 09
- *Dominar técnicas de creación de aplicaciones =>* 10
- *Profundizar en los conceptos de análisis de Fourier =>* 11
- *Repasar el análisis estadístico =>* 12
- *Profundizar en los filtros digitales =>* 13
- *Optimizar cálculos numéricos (métodos numéricos) =>* 14
- *Cálculo de los parámetros TUG =>* 15
- *Revista del estudio y redacción de la memoria =>* 23

Seguidamente, se muestran las relaciones entre actividades y sus respectivas duraciones estimadas de acuerdo con la previsión de carga de trabajo de cada actividad.

¹ La aplicación junto con los artefactos sensoriales que se han integrado en el test, recibe como nombre Quantitative Timed Up & Go (QTUG), una versión 2.0 de la original

Código	Actividad	Actividad predecesora	Duración
01	Determinar el funcionamiento del Timed Up & Go	-	7 días
02	Testear Matlab con ensayos de tratamiento de señales	-	12 días
03	Profundizar en la definición de los parámetros de TUG	01	10 días
04	Observar el TUG test en acción	-	Intermitente
05	Estudiar las características del sensor integrado IMU	03	7 días
06	Profundizar en el proceso de medición de la IMU (tipos de errores en la medición)	05	14 días
07	Profundizar en el campo de procesamiento de señales	09	29 días
08	Profundizar en las herramientas gráficas de Matlab	06	17 días
09	Repasar los conceptos de cálculo de cinemática	05	19 días
10	Dominar técnicas de creación de aplicaciones	13	22 días
11	Profundizar en los conceptos de análisis de Fourier	07	28 días
12	Repasar el análisis estadístico	-	5 días
13	Profundizar en los filtros digitales	11	19 días
14	Optimizar cálculos numéricos (métodos numéricos)	06	Intermitente
15	Cálculo de los parámetros TUG	05	Intermitente
23	Revista del estudio y redacción de la memoria	10	7 días

Tabla 1- Dependencia entre distintas tareas

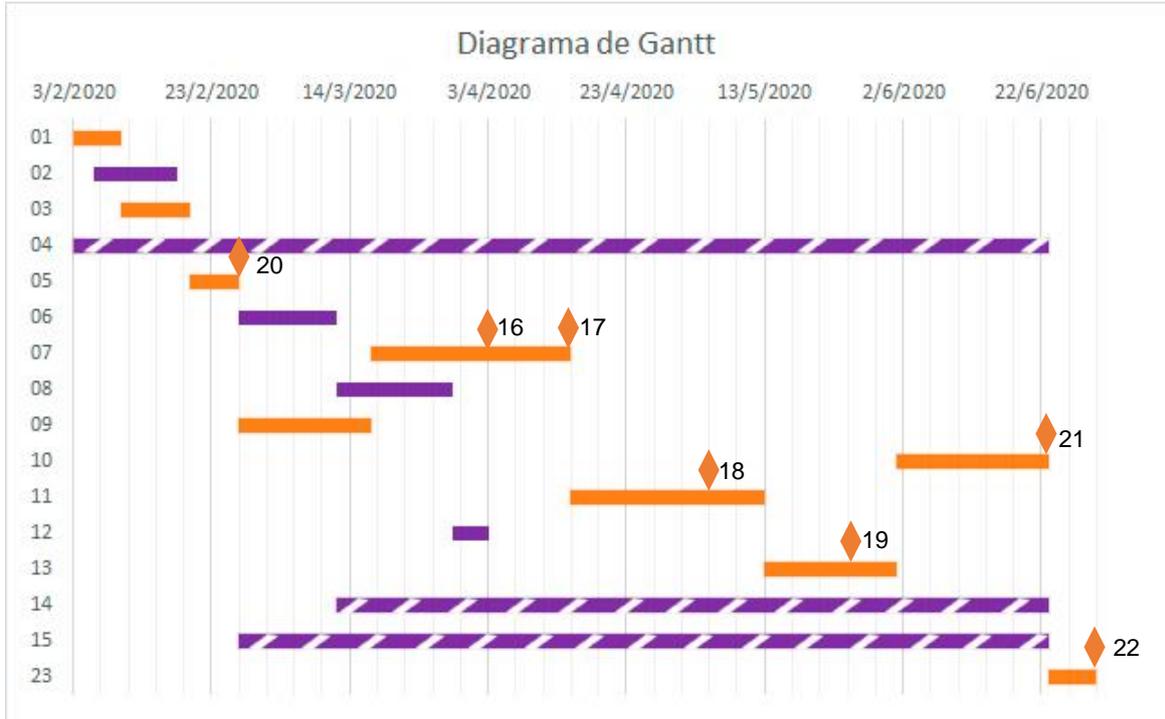


Ilustración 1- Duración de las actividades y exposición de hitos

El camino crítico hacia la consecución del objetivo se muestra en color naranja. Los hitos, posteriormente detallados, se presentan en forma de rombos. Las barras troceadas son actividades de duración intermitente que se complementan con las demás actividades. La escala del tiempo es de **4 días por unidad de división**.

A continuación, se presenta los hitos con sus respectivos códigos que se reflejan en el diagrama de Gantt anterior

Código	Hito	Fecha de alcance
16	Project Charter	03/04/2020
17	Seguimiento I	14/04/2020
18	Seguimiento II	05/05/2020
19	Seguimiento III	26/05/2020
20	Fase Inicial	27/02/2020
21	Fase final	23/06/2020
22	Memoria definitiva	30/06/2020

Tabla 2- Eventos importantes para la realización del proyecto

En su mayoría se ha conseguido cumplir todos los subobjetivos excepto en uno, que es la elaboración sofisticada de una aplicación en formato reporte (actividad 10) que se pudiera implementar en cualquier dispositivo y comprobar su utilidad en la gestión de salud. El motivo por lo no se ha cumplido ese subobjetivo viene dado por la gestión emocional y familiar durante la situación excepcional causada por el virus SARS-CoV-2 (COVID-19) y la falta de recursos excepcionales para llevarlo a cabo.

2. Fundamentos teóricos

2.1. Timed Up And Go

Esta prueba consiste en medir el tiempo que tarda el usuario en recorrer a velocidad preferida un tramo de 3 metros completos, ida y vuelta, empezando en posición sentado y terminando en posición de inicio. En la siguiente imagen se muestran las principales características que definen el test TUG.

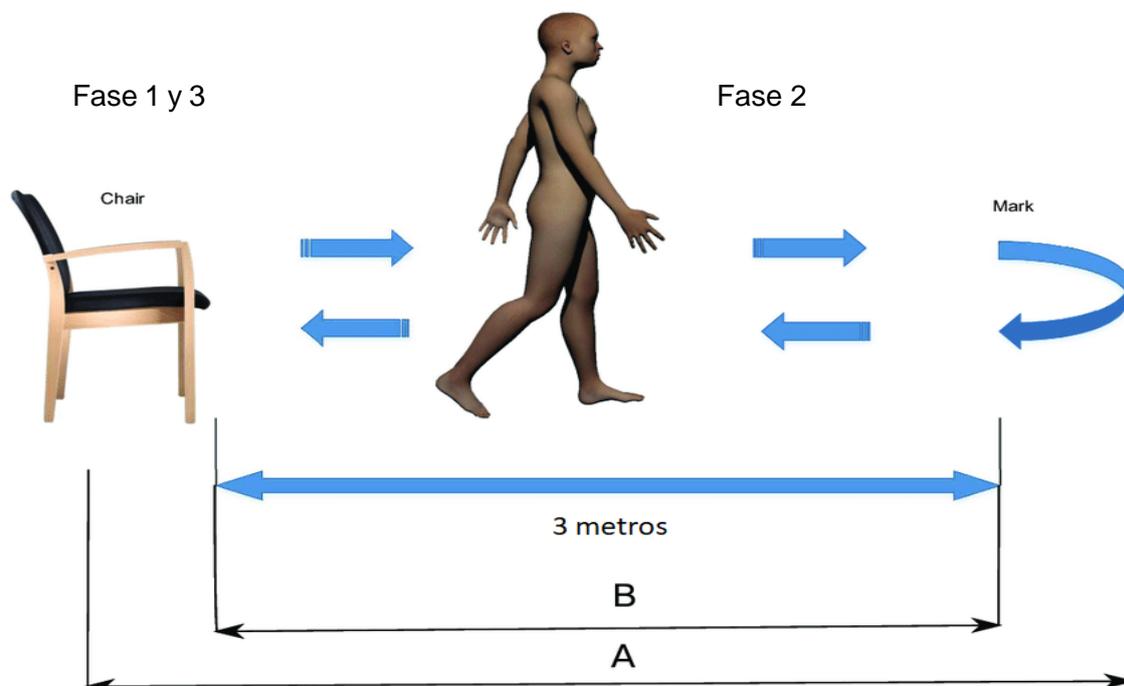


Ilustración 2- Esquema espacial del test TUG

La fase 1 es una fase en la que el participante debe superar el obstáculo de su propio peso cuando se compromete a levantarse.

La fase 2 es una fase en la que ocurre la marcha del usuario. Este debe primero superar el obstáculo de distancia establecido por una marca lejos de la posición inicial. Una vez superado la marca debe girar para luego trazar el mismo camino por donde vino. En total la persona hace un recorrido de 6 metros idealmente.

La fase 3 es una etapa en la que el participante debe controlar primero su rotación dando de espaldas a la silla y efectuar la acción de sentado con sumo control.

Este método tiene en cuenta el modo en que se ejecuta las acciones en las diferentes fases por parte del usuario y el tiempo que le ha tomado en realizar las mismas. Se han

observado [2] que el deterioro está relacionado principalmente con la velocidad de marcha, y por tanto puede ser uno de los mejores indicadores de declive de función locomotor o en combinación de función neuro-motora.

Los materiales empleados en la prueba son:

1. Silla
2. Cronometro
3. Marca en el suelo a 3 metros de la silla (cinta, cono u objeto que se pueda rodear).

Retomando nuevamente la fase 2, se destaca que en esa fase existe una riqueza de movimientos, sobre todo los movimientos relacionados con las extremidades inferiores. Por esa línea se puede trazar con detalle las características de la marcha humana, que se muestra a continuación:

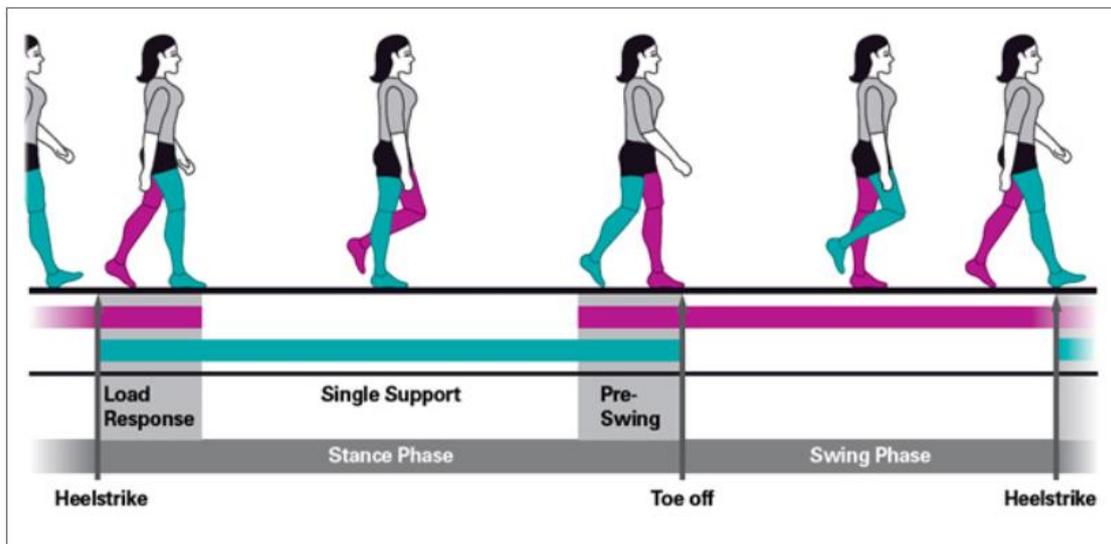


Ilustración 3- Fases temporales de la marcha humana

Como se puede observar en la imagen anterior, se pueden diferenciar dos principales fases que es la fase de *swing* (balanceo) y la fase *stance* (posicionamiento) siempre referenciadas a una de las piernas del individuo. En este caso lo que se muestra en la imagen, las fases están referenciadas a la pierna derecha pintada de color verde.

La fase *swing* consiste en que el pie despegar del suelo, y debido al modo en que se mueve el centro de masas corporal, en analogía al punto extremo superior de un péndulo invertido, la pierna referenciada dispone de un rango de espacio para trazar una curva, modo péndulo, pero con cierta flexión, tal como se nota en la ilustración anterior.

La fase *stance* consiste en que el pie de la pierna en cuestión se apoya sobre el suelo y durante esta fase la misma extremidad actúa como péndulo invertido. Éste gira hasta un cierto ángulo para después dar paso a la fase *swing*. Para más detalle ir a la imagen 3

Cabe destacar que la fase *stance* a su vez presenta 3 subfases: la subfase de respuesta de carga, la de simple apoyo y la subfase pre-*swing*. La primera subfase y la última, realmente comparten muchas similitudes, y muchas veces varios estudios o autores lo tratan como una única subfase y recibe el nombre de doble apoyo. La característica similar

que tiene la subfase respuesta de carga y la *pre-swing* es que durante ese intervalo los dos pies se encuentran en reposo sobre el suelo a grandes rasgos.

Pero viéndolo con más profundidad, durante ese intervalo la distribución de carga sobre el suelo varía de acuerdo a los despegues y contactos de las partes del pie sobre suelo. En el caso de respuesta de carga se habla del golpe (*heelstrike*) de talón al principio del intervalo y al final modo pie plano (*flat feet*), tras lo cual se entra en la subfase de simple apoyo. Y en el caso de *pre-swing*, despegue de talón al principio (*heel off*) y despegue de dedos (*toe off*), tras lo cual se entra en la fase *swing*.

Volviendo a una perspectiva global, la suma de la fase *stance* y *swing* recibe el nombre de zancada² referenciada a una pierna en concreto.

Hasta ahora se ha hablado del test TUG, una prueba que usa solamente el cronómetro, de gran utilidad y sencilla, pero según el estudio [2], hay riesgo considerable de imprecisión en las medidas. Por lo que para mejorar las herramientas de medidas y, de esta manera, facilitar el buen manejo de tales por parte de los profesionales, existe el test llamado Quantitative Timed Up And Go (QTUG), que es el foco del presente estudio. Este test versión 2.0 del original cuenta con herramientas de medidas más sofisticadas, como lo son los sensores portables. Para más detalles, se abarca en el apartado 'Propuestas actuales' del capítulo 3 'Estado del arte'.

2.1.1. Parámetros del TUG/QTUG

En lo que concierne a las mediciones i/o cálculos de parámetros del test TUG standard se trabaja con un único parámetro:

1. Duración test (s): Duración que abarca desde el despegue del cuerpo de la silla hasta volver a sentarse pasando por una marca descrito en el anterior apartado.

En el caso del QTUG se listan los parámetros de mayor uso, además del parámetro de duración test:

Parámetros temporales:

2. Cadencia (pasos/min): la cadencia media que calculada en el rango que dura el test.
3. Tiempo en pararse (s): intervalo de tiempo que le lleva al usuario en intentar pararse.
4. Tiempo en sentarse (s): intervalo de tiempo que le lleva al usuario en sentarse.
5. Tiempo de marcha (s): intervalo de tiempo entre una vez parado y antes de sentarte habiendo pasado por la marca.
6. Tiempo de *swing* (s): Intervalo de tiempo que ocurre entre el despegue de dedos y el golpe de talón. Notar que se mide en referencia a una pierna.
7. Tiempo de *stance* (s): Intervalo de tiempo que ocurre entre el golpe de talón y el despegue de dedos. Lo contrario que el tiempo *swing*.

² Stride, en inglés.

8. Tiempo de zancada (s): Intervalo de tiempo que equivale a la suma de tiempo *swing* y tiempo *stance*.
9. Tiempo de paso (s): Intervalo de tiempo la mitad del tiempo de zancada.
10. Ratio de apoyo doble (%): Ratio entre el tiempo de doble apoyo y el tiempo de zancada.
11. Ratio de simple apoyo (%): Ratio entre el tiempo de simple apoyo y el tiempo de zancada.

Parámetros numéricos:

12. Numero de zancadas: número de zancadas contadas durante el test.
13. Numero de pasos: número de pasos contados durante el test.

Parámetros espaciales/cinemático:

14. Largo de zancada (cm): Longitud media calculada en el rango que dura el test.
15. Velocidad de marcha (cm/s): Velocidad media calculada en el rango que dura el test.

Parámetros de simetría de marcha:

16. Ratio de zancada asimétrica (%): Ratio entre el tiempo de zancada referida a una pierna y el tiempo de zancada referida a la otra pierna.
17. Ratio de paso asimétrico (%): Ratio entre el tiempo de *swing* referida a una pierna y el tiempo de *swing* referida a la otra pierna.

2.2. Unidad de medida inercial

La unidad de medida inercial (IMU) es un dispositivo microelectromecánico relacionado con magnitudes físicas inerciales. Estos detectores, anclados a un punto de acción, son capaces de detectar, por ejemplo, la aceleración que ocurre a lo largo de tres direcciones perpendiculares entre sí, lo que da lugar a un sistema de coordenadas propio del sensor. En los últimos tiempos, las IMUs se han hecho populares en el mercado por la miniaturización del dispositivo, tal es por su bajo consumo de energía, bajo costo y su peso ligero. Se puede encontrar a veces que las IMUs vienen integradas, es decir varios subsistemas unidos entre sí. Uno de esos son los algoritmos de calibración cuya función es afinar más las medidas, reduciendo así los errores de cualquier tipo al mínimo [3].

En vistas al presente estudio, es una herramienta sensorial que puede ayudar al profesional a conocer más sobre los comportamientos dinámicos y cinemáticos de un sistema, y proporcionar un mayor rango de acción, y por ende mayor control por parte del que lo usa.

Existen dos tipos de sensores integrados IMU. El primer tipo consiste en un sensor conformado por dos sensores básicos: acelerómetro y giroscopio. El acelerómetro es usado para medir la aceleración inercial en (g) o (m/s^2), mientras el giroscopio se usa para medir la velocidad angular en ($^\circ/s$). Cada sensor básico tiene 3 Grados de Libertad (GDL) que trabajan sobre los tres ejes del sistema de coordenadas. Juntos suman 6 GDL.

Por otra parte, se tiene la IMU tipo II que consiste en, además de los dos primeros sensores básicos, se añade un tercer sensor elemental llamado magnetómetro. El magnetómetro se usa para medir la dirección en la que se encuentra el propio sensor con respecto al norte magnético terrestre. De esta manera se puede mejorar el cálculo de la orientación en complemento con la lectura del giroscopio. Éste trabaja sobre tres ejes del sistema de referencia del dispositivo, teniendo por tanto 3 GDL. La magnitud de medida añadida en la IMU tipo II es la intensidad del campo magnético de la Tierra que se expresa en unidades de Gauss³ (G). A veces se pueden encontrar la IMU tipo II con otra etiqueta llamada Magnetic and Inertial Measurement Unit (MIMU) [4], que de hecho parece un nombre mucho más apropiado, ya que el magnetómetro no es unidad inercial de por sí.

Puede ocurrir que estos sensores inerciales integrados vengan de mercado con parámetros elementales ya computados en base a las magnitudes primarias. Tales son la velocidad lineal y la orientación con respecto al sensor. Cabe destacar que en todas las IMUs, durante las medidas, siempre hay un valor medido constante en el tiempo, y es la aceleración de la gravedad. Esta gravedad es positiva porque se mide con respecto a las coordenadas del sensor. Para más detalles sobre tipos de coordenadas, se abarca en el apartado 'Propuestas actuales' del capítulo 3 'Estado del arte'.

2.2.1. Errores de medidas

Todos los instrumentos de medida, y en particular los sensores inerciales, traen consigo errores inherentes que no se pueden evitar y que pueden aparecer durante la fabricación o después de ésta. Es de mucha importancia conocerlos cuando se quiera hacer procesamiento de señales. A continuación, se destacan los errores que uno puede encontrarse:

³ 1 Gauss equivale a 0.1 mT

- Error de *offset*: diferencia que existe entre el valor real (ideal) y el valor dado por el sensor en condiciones invariantes en el tiempo.
- Error de sensibilidad: variación de inclinación de pendiente entre la real (ideal) y la dada por el sensor en condiciones invariantes en el tiempo.
- Error de inducción: provocados por medidas parásitas inducidas por los ejes perpendiculares al eje del que se toma la lectura.
- Error de influencia ambiental: cambios de valores en el *offset* o sensibilidad causados por la temperatura i/o presiones.
- Error acumulativo (deriva): acumulación de errores de los ya mencionados. Es un proceso reiterativo que ocurre en cada intervalo de tiempo de muestreo.
- Ruido blanco: ruido aleatorio de potencia espectral uniforme (frecuencias) y amplitud con distribución Gaussiana (estadística). Es un ruido que no se puede determinar.

2.2.2. Ventajas e inconvenientes entre los tipos de IMU

La ventaja que tiene el primer tipo de sensor es que, a la hora de querer obtener los parámetros deseados, el sensor no registra en las medidas un campo magnético que pueda influir en el funcionamiento del dispositivo. Por contra, existen problemas tales como:

- La alta sensibilidad del acelerómetro que atrapa ruido (errores) interno y externo del sistema.
- El error de influencia ambiental del giroscopio provocando la aparición de un *offset* diferente a 0.

Cuando el sensor es usado con los algoritmos pertinentes, éste por sí mismo no es capaz de aislar tales ruidos, y por tanto afectan los resultados de los parámetros que se quiere obtener. Los resultados presentan una mayor variabilidad.

La ventaja que tiene el segundo tipo es que es una mejora del primero, puesto que tiene en cuenta tomar como referencia la orientación del dispositivo con respecto al Norte magnético y usarlo como variable útil, dentro de los cálculos pertinentes de la orientación instantánea. Por contra, si el dispositivo se encuentra dentro de un campo magnético ajeno al campo terrestre magnético, las medidas pueden verse afectadas en buena medida, por el hecho obvio de que el magnetómetro es sensible a cualquier campo que se cruce en su camino, tal como muestra este estudio [5], en el que el simple hecho de estar dentro de unas instalaciones, establecimientos, o incluso hogares el campo magnético terrestre se ve alterado en buen grado.

2.2.3. Calibraciones

Por lo general, la norma estadística que domina en el rendimiento de respuesta de los sensores inerciales es que cuantos más grados de libertad dispone el dispositivo IMU más

preciso es el sensor integrado [3]. La combinación de acelerómetro, giróscopo, magnetómetro y filtros da lugar a un sistema compacto calibrado. Los filtros precisamente hacen esa función de calibración. Las hay de diferentes tipos, pero el más usado es el filtro de Kalman extendido. Este filtro es un filtro recursivo que consiste en los siguientes pasos:

1. Predicción
2. Ganancia de Kalman
3. Actualización
4. Normalización de cuaternarios

Le llegan a la entrada del sensor IMU/MIMU estímulos físicos durante la fase de medida. Después, durante la fase de filtrado se ejecutan cada uno de los cuatro pasos mencionados anteriormente. Finalmente, a la salida se proporciona en forma de una orientación estimada. Una ventaja que tiene el filtro es que se puede implementar para modelizar o estimar sistemas no lineales. Por contra, tiene un carga computacional extra en comparación a otros filtros existentes [4].

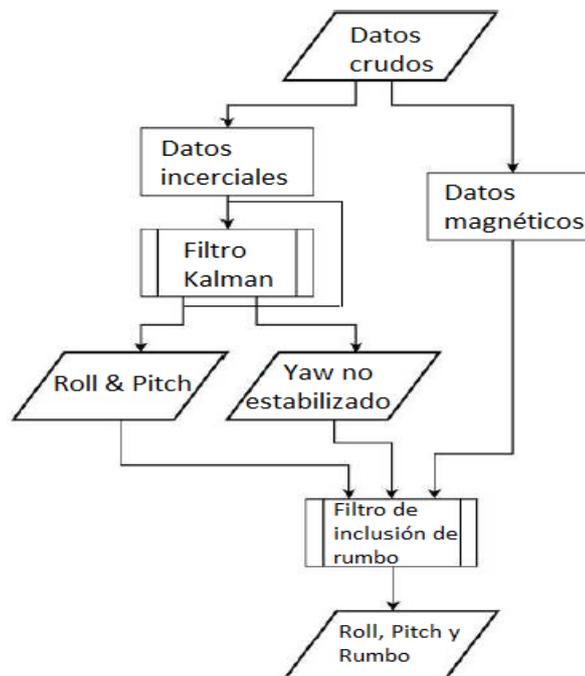


Ilustración 4- Esquema general de un sistema sensorial calibrado

En la imagen de arriba se muestra como el dispositivo integrado procesa la información cruda para obtener los parámetros elementales alabeo (roll), elevación (pitch) y dirección (yaw). Estos parámetros son los ángulos que describen la orientación del sensor. Con la adición de los datos magnéticos se obtienen de manera precisa la dirección (rumbo) del detector inercial.

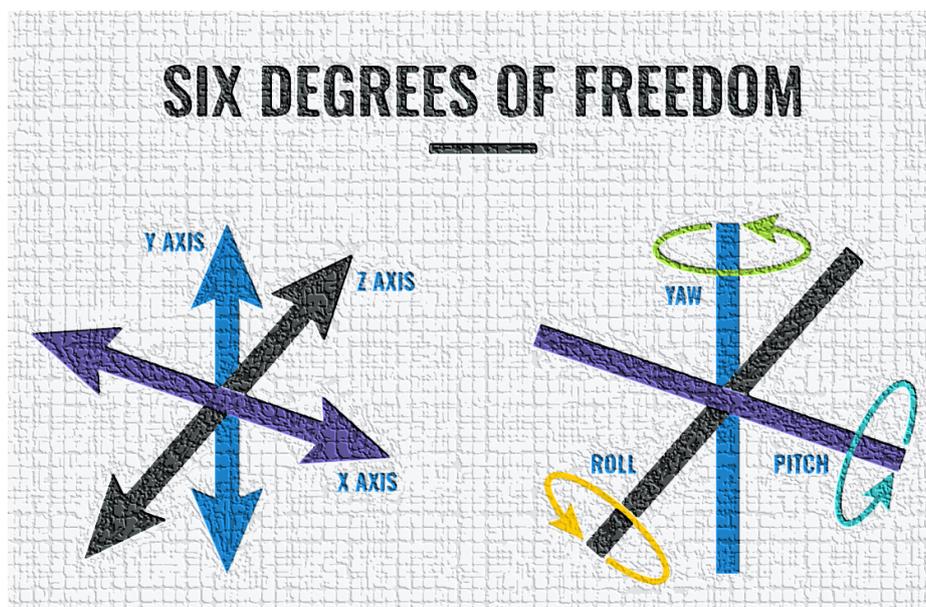


Ilustración 5- Ejes de coordenadas locales de la IMU y sus rotaciones

Un dato a resaltar es que, dependiendo de la aplicación o experimento en el que se está trabajando, hay veces que las IMUs sin filtros cumplen bien sus cometidos sin tener que ajustar algún parámetro interno. Existen ciertas tolerancias de margen de error al respecto.

2.2.4. Aplicaciones en relación a la salud

Los usos de los sensores IMU se dan en varias áreas y actividades tales como:

1. Control de calidad industrial
2. Rehabilitación médica y Telemedicina
3. Robótica
4. Sistema de navegación
5. Aprendizaje deportivo
6. Sistema de realidad aumentada.

Se presta más atención a las aplicaciones dirigidas a la rehabilitación médica, que es información de sumo interés para el desarrollo de la presente investigación QTUG.

En el campo de la medicina, ya sea en la cirugía, la rehabilitación o el análisis médico, se han desarrollado muchos diseños con IMUs, tanto a nivel mecánico como no⁴ mecánico, para ayudar y asistir a los seres humanos. Por ejemplo, la IMU se utiliza para la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares, la corrección de la postura, y la rehabilitación postraumática [3].

El tipo de IMU más usado en dicho ámbito médico es de tipo II (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro). Por otro lado, en los diseños no mecánicos, no se perciben correcciones posteriores a las medidas obtenidas. Con el uso de la IMU tipo II es suficiente para conseguir resultados de exactitud decente. Que, dichos en otras palabras, toleran ciertos márgenes de error en estos casos.

⁴ Únicamente sensor

2.2.5. Revista de las características de las IMUs en el mercado

Los Grados de Libertad (dependiente de la combinación de acelerómetro, giróscopo y magnetómetro sin redundancia), varía desde 1 hasta 9 grados de libertad (9 DOF). Los rangos de medida para el acelerómetro y giróscopo varía con las especificaciones, que van de ± 2 g hasta ± 50 g y de $\pm 150^\circ/\text{s}$ hasta $\pm 1000^\circ/\text{s}$ respectivamente [3]. Para el caso del magnetómetro va de $\pm 550 \mu\text{T}$ hasta $\pm 2500 \mu\text{T}$ para magnetómetros [6].

Las frecuencias de discretización a las que trabajan las IMUs varían en orden centenares de Hz. Hay una relación directa entre la tasa de respuesta del sensor IMU y su frecuencia de discretización [1]. Dependiendo del número de DOF, llámese N (número), y debido a que cada sensor elemental contiene sus 3 ejes de medida, el periodo de obtención de una muestra de un eje en concreto es $3 \cdot N$ veces el intervalo de tiempo que existe entre cada selección de ejes que realiza automáticamente la IMU.

2.3. Funciones de Fourier

Uno de los pilares en el desarrollo del proyecto, se han considerado las señales, concretamente las que se han recopilado, como composición de señales más elementales, con las que uno pueda analizar y procesar en detalle los atributos físicos que forman la señal entera. Sabiendo las particularidades de la señal en cuestión, se puede emplear los cálculos adecuados para la resolución del problema. Para ello, como base del proyecto, se emplea el análisis espectral basada en métodos de Fourier.

Los métodos de Fourier consisten en aproximar infinitamente (ideal) cualquier señal (función) generada por una base de funciones simples que son fáciles de derivar e integrar. Una de las características que presenta estos métodos es la ortogonalidad [7] de las funciones base que los conforman. Tales funciones base son coseno y seno que son linealmente independientes entre sí.

Por tanto, podemos representar las señales como combinación lineal de una suma infinita de componentes armónicos de funciones sinusoidales, es decir, una colección de senos y cosenos con sus coeficientes “ponderados”, y que son capaces de representar cualquier señal física. Los atributos de estas funciones son la amplitud “magnitud ponderada”, la frecuencia y la fase inicial de cada componente armónico. Y en base a esto, se han construido herramientas matemáticas, una de las cuales es pasar del dominio temporal de la señal al dominio de frecuencias y viceversa. A la representación o imagen en el dominio de frecuencias se le llama espectro de frecuencias de la señal.

Las funciones mencionadas dos párrafos más arriba, son funciones trigonométricas. Para lo que viene más adelante, estas funciones pasan a ser expresadas como funciones exponenciales complejas. Y como se está trabajando con señales discretas, una amplia representación en este estudio, los cálculos a realizar en esta ocasión están basados en la Transformada Discreta de Fourier (TDF), una versión derivada de la Transformada de Fourier para señales continuas.

Cabe notar que, a nivel de ahorro de cálculo computacional, Matlab proporciona un método de cálculo más rápido reformulando la TDF, surgiendo así una versión del método TDF llamado Transformada Rápida de Fourier (FFT, siglas en inglés)

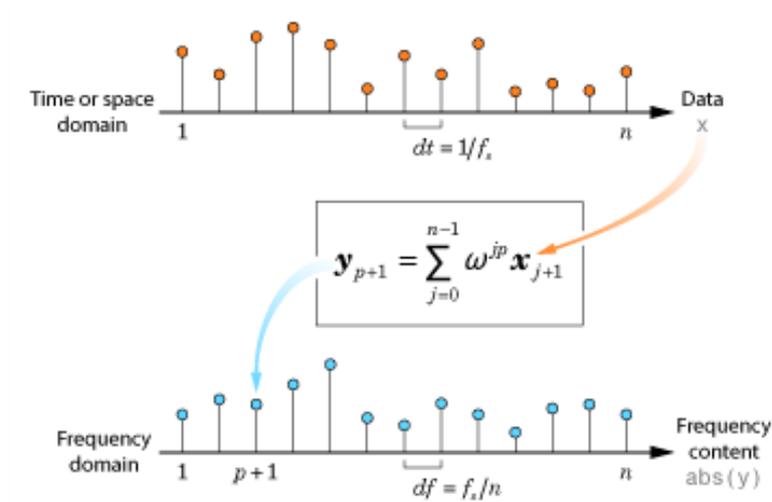


Ilustración 6- Proceso de transformación entre dominios temporal y de frecuencia

Dentro del cálculo de la FFT están involucrados números complejos a consecuencia del uso de la exponencial compleja (fórmula de Euler), que junto con el cálculo infinitesimal de la integración permite pasar de un dominio a otro y viceversa. En las siguientes ecuaciones se muestran la definición de la transformada:

1. Fórmula exponencial compleja usada tanto para funciones continuas como para funciones discretas:

Equation 1

$$e^{i*x} = \cos(x) + i * \sin(x)$$

2. Transformada de Fourier

Equation 2

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) * e^{-i*\omega*x} * dx$$

3. Transformada Inversa de Fourier

Equation 3

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) * e^{i*\omega*x} * d\omega$$

4. Transformada Discreta de Fourier:

Equation 4

$$F[k] = \sum_{n=0}^{N-1} f[n] * e^{-i*\frac{2*\pi*k}{N}*n}$$

5. Transformada Discreta Inversa de Fourier

Equation 5

$$f[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F[k] * e^{-i * \frac{2 * \pi * k}{N} * n}$$

Se observan similitudes en transformadas continuas y discretas, siendo la variable n equivalente a la variable x , $\frac{2\pi * k}{N}$ equivalente a ω [8]. La variable N es el número de muestras.

Haciendo una ampliación más sobre las ecuaciones de Fourier, tenemos por un lado la ecuación de energía espectral total:

Equation 6

$$E = \sum_{n=0}^{N-1} |F[k]|^2 / N$$

Donde N es el número de muestra y $|F[k]|$ la magnitud espectral.

Por otro lado, tenemos la ecuación de potencia espectral total:

Equation 7

$$P = \sum_{n=0}^{N-1} |F[k]|^2 / N^2$$

En el dominio de frecuencias, se trabaja con números complejos que representan dos aspectos importantes. Por una parte, su módulo indica la magnitud de cada componente espectral. Cada uno de ellos en conjunto dominan el rango de frecuencias que va desde el $-\infty$ al $+\infty$. Por otra parte, aplicando la tangente inversa del cociente entre la parte imaginaria y la parte real nos indica la fase (ángulo) en la que se encuentra cada componente de la señal con respecto al punto de inicio de la parte real (parte que domina la función coseno). Este hecho viene de la propiedad de que la exponencial compleja puede expresarse en forma cartesiana (ver ecuación 1). Se tiene el seno que domina la parte imaginaria y el coseno la parte real, y a consecuencia de esto surge la ortogonalidad que permite reubicar los componentes del espectro de la señal original en el plano complejo. Dicho en otras palabras, la imagen de la señal se descompone y se compara cuán parecido es a la función seno o coseno y se define los grados de desfase a partir del semieje real positivo del plano complejo.

2.4. Fenómenos en el procesamiento de señales

Toda señal discreta en el dominio temporal tiene una longitud finita. Y la Transformada de Fourier se define matemáticamente para señales continuas cuyos dominios son toda la recta real. Como se ha mostrado en el apartado anterior, se calcula mediante una integral impropia sin límites. Se ve claramente que por la definición de tal transformada no se puede extrapolar idealmente para señales con longitud finita.

A partir del razonamiento anterior, dos efectos distintos surgen cuando se tratan con señales discretas y finitas. El primero es la frecuencia de Nyquist y el segundo es el fenómeno de Gibbs.

El proceso de discretización crea un límite máximo de frecuencia, a partir del cual se pueden representar los componentes espectrales de la señal en el dominio de frecuencias. Ese límite máximo (frecuencia de Nyquist) depende del periodo o frecuencia de muestreo y se expresa matemáticamente como la mitad de la frecuencia de muestreo. Los convertidores analógico-digitales (ADCs) incorporan normalmente filtros Bessel de hardware para filtrar todas las frecuencias que están por encima de la frecuencia de Nyquist y, por tanto, evitar el efecto 'aliasing' [9]. De lo contrario, frecuencias más altas que el límite de Nyquist serían muestreadas y aparecerían como energía de bajas frecuencias que no están realmente presentes en la señal original.

Por otro lado, el truncamiento de una señal continua de longitud infinita a una discretizada de longitud finita crea otro problema en los bordes de la señal truncada y en cualquier otro punto de transición abrupta conocido como fenómeno de Gibbs. Esto es debido a que dado el rango de frecuencias finitas (dictadas por el límite de Nyquist) no es posible aproximar estrechamente el comportamiento del principio y del final, y cualquier otra transición abrupta dentro de la secuencia temporal (señal). En consecuencia, da lugar a un efecto llamado 'timbre' porque visualmente cerca de las regiones de discontinuidad presentan oscilaciones.

Para contrarrestar tales problemas, existen unas funciones llamadas *ventanas* que las hay de diferentes tipos. Estas ventanas están presentes tanto en el dominio temporal como en el de frecuencias, dependiendo de la aplicación que se quiera dar. Éstas sirven para reducir el fenómeno de Gibbs, especialmente al principio y al final de la secuencia discretizada. Unas de las aplicaciones que más se da es en el diseño de filtros, cuyas principales funciones son reducir el contenido de componentes de fuga (no presentes en la señal original) en frecuencias, y también atenuar con precisión los componentes espectrales no deseados presentes en la señal original.

2.5. Filtros digitales

Los filtros son una consecuencia de los Métodos de Fourier. El filtrado es una operación de procesamiento de señal en el dominio del tiempo dando como resultado un cambio en el contenido espectral de dicha señal.

Previamente a la aplicación, se diseña su estructura generalmente en el dominio de frecuencia con parámetros definidos. Puede abarcar un solo rango o diferentes rangos de frecuencia (a veces se les llama también anchos de banda). Los parámetros principales a definir son: la frecuencia/s crítica/s (o de corte), el orden (pendiente de transición) y clase.

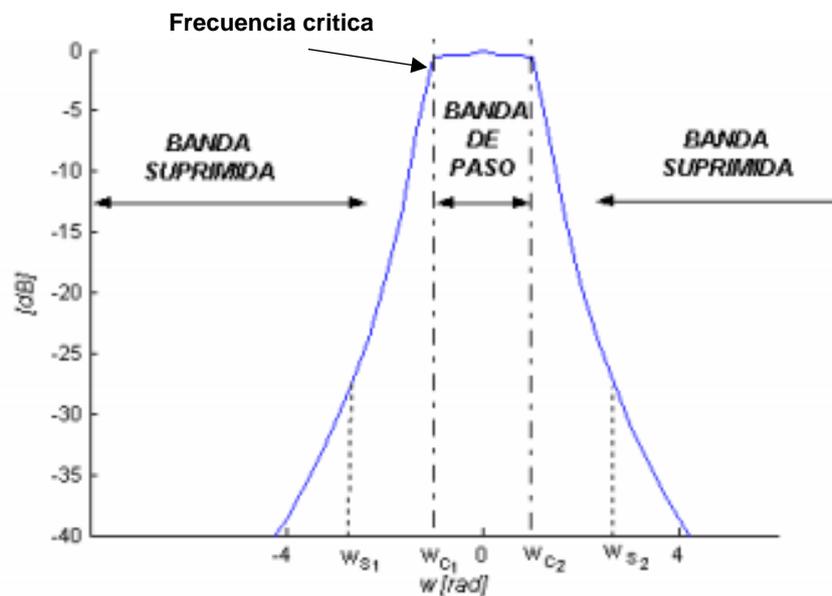


Ilustración 7- Una clase de filtro pasabanda cuya frecuencia central está en 0 rad/s

Se pueden expresar en forma de función de transferencia o en forma de coeficientes llamados ceros (numerador) y polos (denominador) en el dominio Z [10]. Las aplicaciones típicas son, por intuición, la separación de los componentes de la señal o atenuación de los componentes no deseados, y la mejora de la señal en relación con el ruido minimizando sus componentes.

Existen dos tipos de filtros digitales clásicos los cuales son:

- Filtros FIR (Finite Impulse Response)
- Filtros IIR (Infinite Impulse Response)

Los filtros FIR solo usan muestras actuales y pasadas para obtener una salida, es decir no usan la muestra de salida anterior para obtener la muestra de salida actual. Por esta razón también son llamados filtros no-recursivos.

Los filtros IIR son sistemas cuya salida depende de las salidas anteriores además de entradas actuales y anteriores, y que, estando en reposo, al ser estimulados con una entrada impulsional su salida no vuelve al reposo, de ahí el calificativo de filtros de respuesta impulsional infinita (IIR).

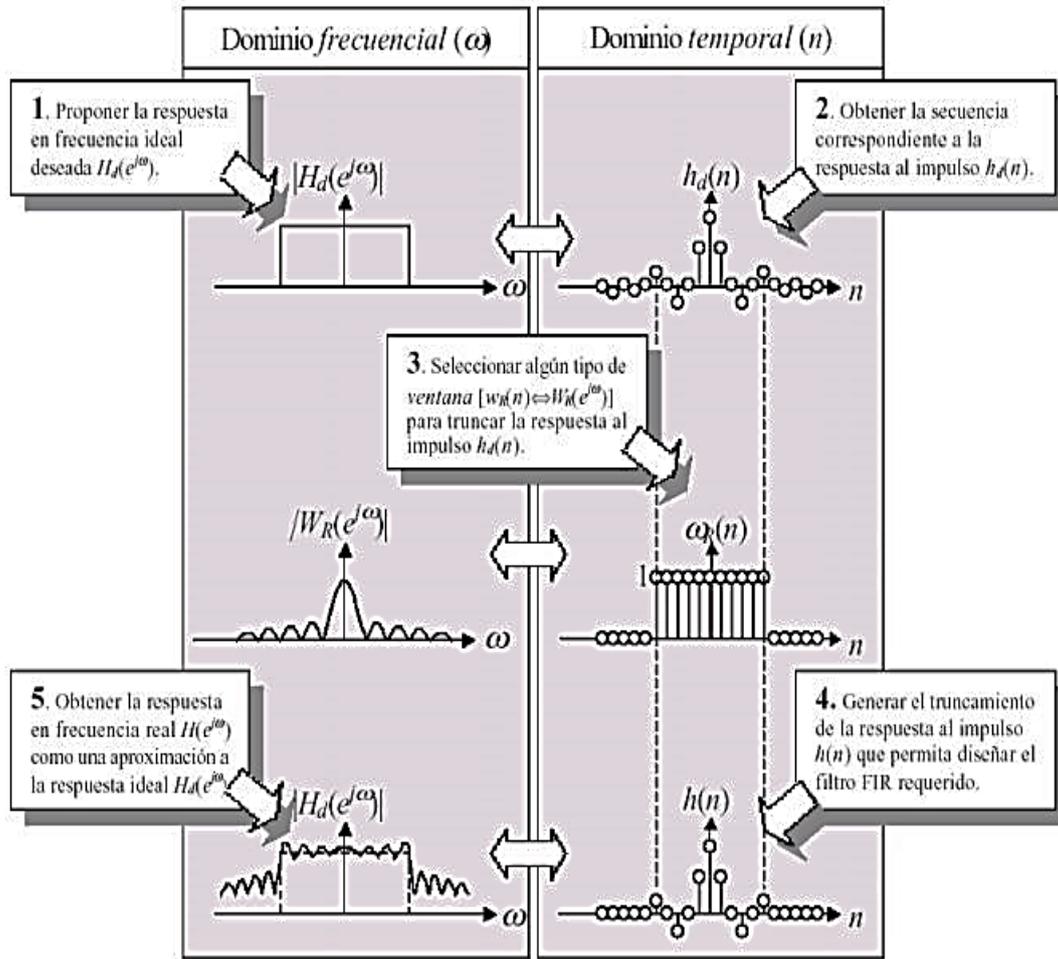


Ilustración 8- Diseño de Filtro FIR con ventana tipo cuadrado

En la ilustración anterior se observa el procedimiento de diseño de un filtro FIR por método de ventanas. Se muestra las funciones temporales y sus funciones equivalentes en frecuencias.

La herramienta matemática que subyace en el filtrado se muestra en la siguiente ecuación:

Equation 8

$$y[n] = \sum_{k=0}^{K-1} h[k] * x[n - k] + \sum_{k=1}^{K-1} m[k] * y[n - k]$$

La ecuación mostrada se llama convolución de dos señales. En el caso del filtrado, la 'x' es la señal a filtrar, y las 'h' y 'm' son los coeficientes de la señal impulsional del filtro. Puede ser al revés, propiedad de conmutación de la convolución.

3. Estado del arte

3.1. Propuestas actuales

Los métodos de medición de nivel de fragilidad se plantean bajo la premisa del mismo concepto de fragilidad. Esta se define como:

- *un estado de vulnerabilidad frente a eventos adversos, debido a la reducción de la capacidad de responder a factores de estrés [11].*

En el campo de geriatría y de enfermedades neurodegenerativas-locomotoras, así como en el mundo de la marcha humana, los profesionales han creado diversos métodos de detección temprana para la prevención de nuevas limitaciones o acentuaciones de las ya existentes. Las pruebas de marcha desde sus inicios empezaron con la simple percepción del observador profesional [12] hasta llegar a adaptar el test con herramientas tecnológicas sofisticadas, unos de los cuales son los sensores portables [13].

El porqué de la cantidad de métodos que existen a día de hoy indica la diversidad y complejidad de detectar a tiempo los condicionantes previos a la discapacidad. Aún hoy en día se mantiene el auge de investigación sobre la cuestión porque aún no existe un sistema perfecto para resolver la salud en la movilidad humana [13]. La mayoría de las veces los métodos publicados recientemente muestran una mejora de los ya existentes.

Como puntos en común a toda esa variedad de técnicas, éstas presentan sistemas de sensor-algoritmos integrados con algoritmos robustos y flexibilidad en la usabilidad. Y como puntos en diferencia, se destaca en el uso final que se les da. Existen aplicaciones como desde el monitoreo a distancia y autoevaluación personal [2] hasta la visita del paciente a su médico referente o viceversa. En este sentido hay una mayor cobertura en cuanto a revisión de salud se refiere.

En lo que respecta a los usos de dispositivos sensoriales, últimamente están de moda las IMUs, cuyo mercado se las presentan con muchas y distintas características. La norma general que guía a los profesionales en la elección del tipo de IMU, es que la elección es dependiente de los algoritmos a implementar. Por ejemplo, para calcular el tiempo entre zancadas, unos usan un algoritmo de detección de picos de fuerzas, por medio de sensor resistivo de fuerza [14], en los instantes de golpe de talón. Otros, en cambio, para calcular la estimación de velocidad de marcha usan el método de integración directa tomando como datos la aceleración y la velocidad [15].

En lo pertinente a los sensores portables, la ubicación de sujeción del sensor juega también un papel importante en la elección. Muchos lo hacen fijando el sensor en los muslos y pantorrillas. Esto es debido a que la mayor fuente de movimiento ocurre en las

extremidades inferiores. Otros pocos intentan capturar la actividad cinética fijándolo en el torso [16]. La relación entre las medidas dadas por el sensor y la velocidad de marcha es fuertemente dependiente de la ubicación del sensor.

Por otra parte, el movimiento relativo entre el sensor y la parte de cuerpo a la que va unido es generado y es inevitable, causando discrepancia entre las medidas de aceleración y velocidad angular, y aquellas cantidades físicas que son propias dinámicamente de la parte del cuerpo. Al final estas diferencias influyen en la precisión de estimación de la velocidad de marcha y la robustez del algoritmo implementado.

Como se mencionado por encima en párrafos anteriores, los algoritmos son la base del funcionamiento del seguimiento cinemático de la persona. Cuando se construye un algoritmo, éste se hace en base a ciertas suposiciones sobre cómo se va a mover la persona. Y aquí es cuando se habla de la calidad de robustez que presenta un algoritmo frente a las perturbaciones. Un claro ejemplo, es el movimiento anormal generado por personas que sufren alguna enfermedad localizada en las extremidades inferiores, como lo es la marcha equina relacionada con una parálisis cerebral [16]. Dependiendo de la población a estudiar, unos algoritmos pueden ser más flexibles que otros, siempre y cuando presente resultados coherentes.

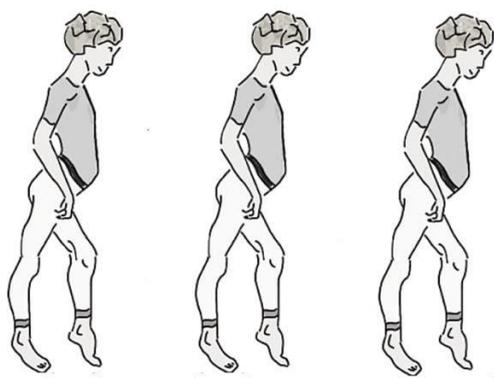


Ilustración 9- Marcha equina

Los algoritmos empleados de acuerdo al tipo de sensor y la ubicación del sensor para estimar los parámetros deseados se clasifican principalmente en 3 categorías:

1. Modelo de abstracción
2. Modelo de marcha humana
3. Método de integración directa

3.1.1. Modelo de abstracción

El modelo de abstracción consiste en abstraer el sistema y crear un modelo de caja negra en la relación compleja entre las medidas del sensor y la velocidad de marcha, por ejemplo. Esto se consigue con la ayuda de las redes neuronales artificiales (ANNs)⁵. Como ejemplo, Aminian et al. [17] propuso un algoritmo de estimación de velocidad de marcha con 4 entradas de medidas de aceleración. En esa investigación, el sistema opera con dos ANNs de dos capas, en las que las entradas son recolectadas desde el lumbar con sensor triaxial

⁵ Artificial neural networks

(3 ejes) y el talón con detector uniaxial. Por tanto, el primer ANN genera estimaciones de inclinación mientras el segundo ANN estima la cinemática de marcha.

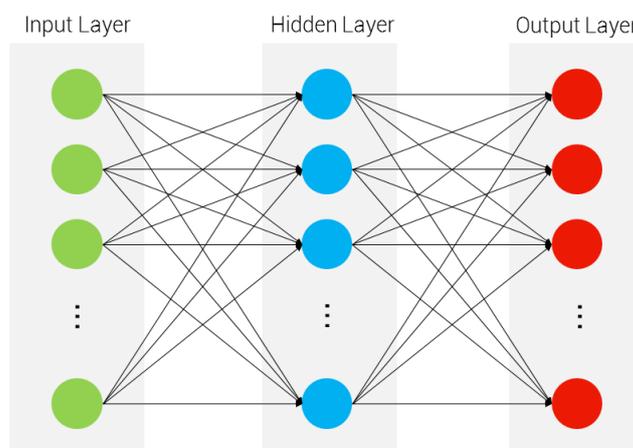


Ilustración 10- Arquitectura de una red neuronal de dos capas, el conteo de capas se empieza desde la capa interna hasta la capa de salida

Observando la imagen anterior, cuando las medidas entran al sistema a través de la capa de entrada, viajan por la capa interna donde se calculan o modifican los valores entrantes en operaciones generalmente de productos y sumas, es decir peso y sesgo establecidos en sus respectivos nodos. Por último, en la última capa se compara los valores modificados con cada valor establecido en sus respectivos nodos de salida y se selecciona el valor que cumple y se lleva el valor final fuera de la caja negra. La particularidad que presentan las ANNs es que los pesos y sesgos de los nodos son moldeables, es decir, se adaptan de acuerdo a los valores de entrada. Para ello, existe una fase llamado proceso de aprendizaje en el que cada ANN usa un conjunto grande de patrones de señales de aceleración, por ejemplo, y trabaja con ellas auto-ajustándose los pesos y sesgos con la herramienta matemática de minimización de la suma de errores cuadráticos. Al final de la fase de entrenamiento, una caja negra se crea con pesos y sesgos establecidos, y pasa a la fase de clasificación para mapear aceleraciones en velocidades de marcha.

3.1.2. Modelo de marcha humana

Este modelo consiste en estimar, por ejemplo, la longitud de paso, basándose en modelos de marcha humana predefinidos. Esta clase de métodos viene motivada por el hecho de que varias características cinemáticas de las extremidades inferiores pueden ser deducidas fácilmente con las medidas del detector sujeto principalmente en el muslo, como lo hace Miyazaki en su estudio [18]. Este autor acude en ayuda al modelo predefinido del péndulo invertido, y es capaz de calcular la longitud de paso. Otros parámetros como la zancada pueden ser calculada en derivación al primero.

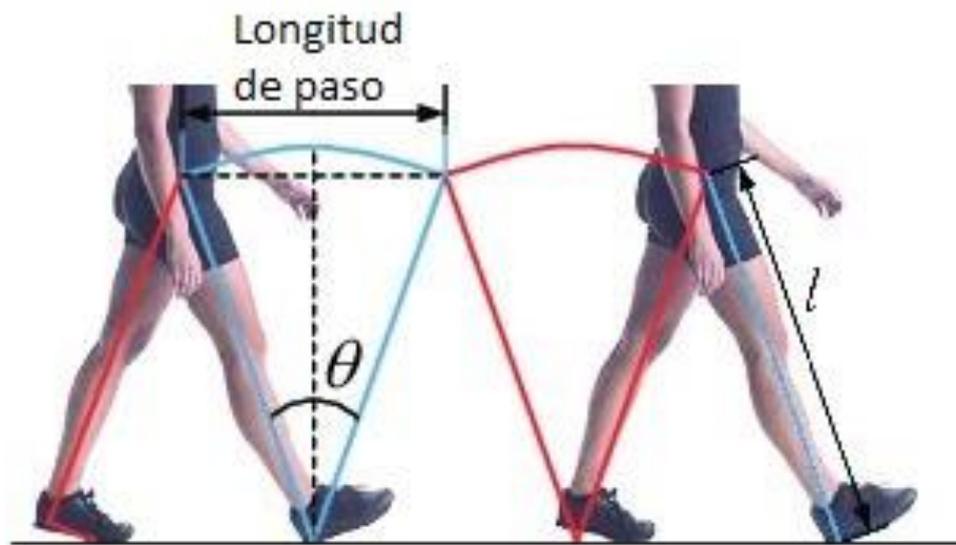


Ilustración 11- Modelo de péndulo invertido de la marcha humana

Como ilustración, el método usado juega mucho con la trigonometría, y calcular los parámetros deseados es relativamente sencillo. Partiendo de la imagen de arriba se tienen dos piernas del sujeto que en suposición ideal son simétricas. Sabiendo la longitud de una de las piernas y el ángulo calculado a través de la medición del giróscopo, se puede calcular la longitud de paso. Nótese que se tiene aquí un triángulo isósceles durante las fases de doble apoyo (contacto de los dos pies a tierra).

Muchos profesionales usan este modelo para simplificar la complejidad de cálculo de la cinemática de marcha humana. Para más información de beneficios y desventajas sobre su uso se describe en [16].

3.1.3. Método de integración directa

Este método hace uso de varias herramientas matemáticas y físicas para calcular la cinemática de la marcha. El modelo cinemático se caracteriza de la siguiente manera: primero se define condiciones iniciales explotando las propiedades cíclicas de la marcha humana. Luego se determina instantáneamente la orientación del sensor con respecto al sistema de coordenadas globales. Después se proyectan los competentes de aceleración coordinados localmente sobre el sistema de coordenadas globales y eliminar la aceleración debido a la gravedad. Y por último integrar la aceleración en el sistema de ejes globales partiendo de las condiciones iniciales obteniendo así la velocidad instantánea del sensor, por ende la velocidad del cuerpo al que va sujeto, la longitud de zancada asociada, y otros parámetros más que se pueden derivar de los cálculos previos. A. M. Sabatini et al. sigue ese procedimiento ubicando el sensor al empeine del pie [15].

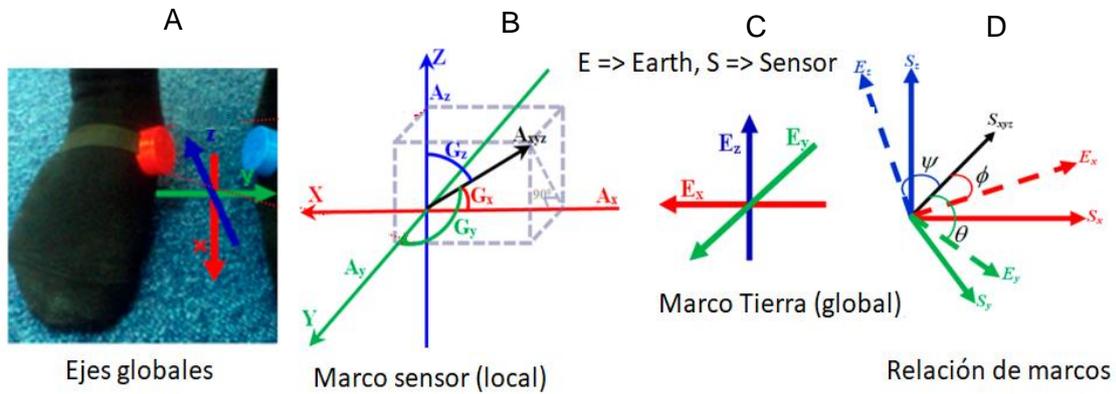


Ilustración 12- Diferentes marcos y la relación entre ellos

Como ilustración sencilla, encima se muestran por un lado el marco sensor {B}, en el que se forman las magnitudes físicas por cada eje como lo son la aceleración y la velocidad angular. Y, por otro lado, tenemos la relación entre marcos {D} por medio de los ángulos theta, phi y psi, es decir la orientación calculada por el sensor, para luego tomar los componentes de la magnitud física generada en el marco local y mapearlo a los ejes globales.

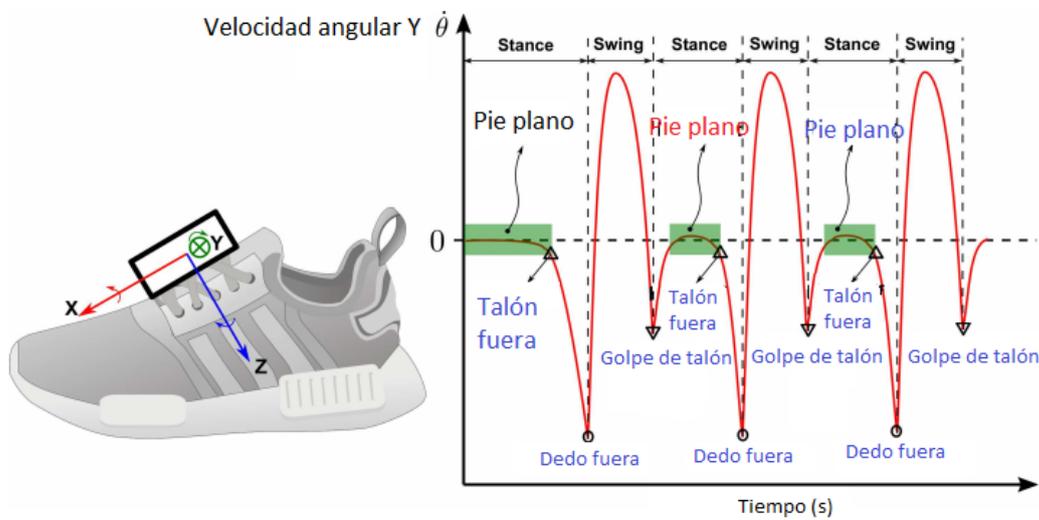


Ilustración 13- Velocidad angular en el eje Y

En la ilustración 13 se muestra la señal característica de la velocidad angular medida en el pie. Aparece una cantidad vectorial paralelo a la superficie de la Tierra cuando el pie rota transversalmente.

3. 1 nota de texto (formato '.txt') donde se recogen las medidas hechas por el profesional de la residencia con el fin de comparar con los resultados de la presente investigación.

```
TUG test_Pacientes_Fecha_Tiempos TUG: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
CARMENARNOSO
- Fecha:30/01/2020
- Hora:11:09
- Tiempo TUG1: 32s ArchivoTUG1: CARAR_20200130_TUG1
- Tiempo TUG2: 35s ArchivoTUG2: CARAR_20200130_TUG2

CONSUELO
- Fecha:30/01/2020
- Hora:10:50
- Tiempo TUG1:?? ArchivoTUG1:CONSUELO_20200130_TUG1

MANUMOSQUERA
- Fecha:06/02/2020
- Hora:10:40
- Tiempo TUG1: 24,69s ArchivoTUG1: MANUMOS_20200206_TUG1
- Tiempo TUG2: 23,47s ArchivoTUG2: MANUMOS_20200206_TUG2
```

Ilustración 16- Anotaciones de medidas por parte del gerocultor

4. Vídeos grabados por el profesional de la residencia en el que se muestran los tests hechos a los usuarios. El número de vídeos recopilados sin duplicados han sido de 8.



Ilustración 17- Espacio de prueba TUG en Department of Physiotherapy, Medicine & Biomedical Sciences. University of La Coruña

5. 1 ordenador personal con el programa de MATLAB de licencia de estudiante. MATLAB es un programa creado por la empresa MathWorks. Ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Desde su creación ha evolucionado hacia niveles superiores en el tratamiento de datos, haciendo que el software incursionara en ámbitos como de

comunicaciones sin hilo, procesamiento de audio y vídeo y control industrial. Entre las prestaciones básicas que ofrece la plataforma informática son la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario (GUI) y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos hardware. Para más detalle en [19].

Los materiales complementarios que se han utilizado para apoyar el estudio son:

6. 1 pizarra para plasmar ideas a lo grande.

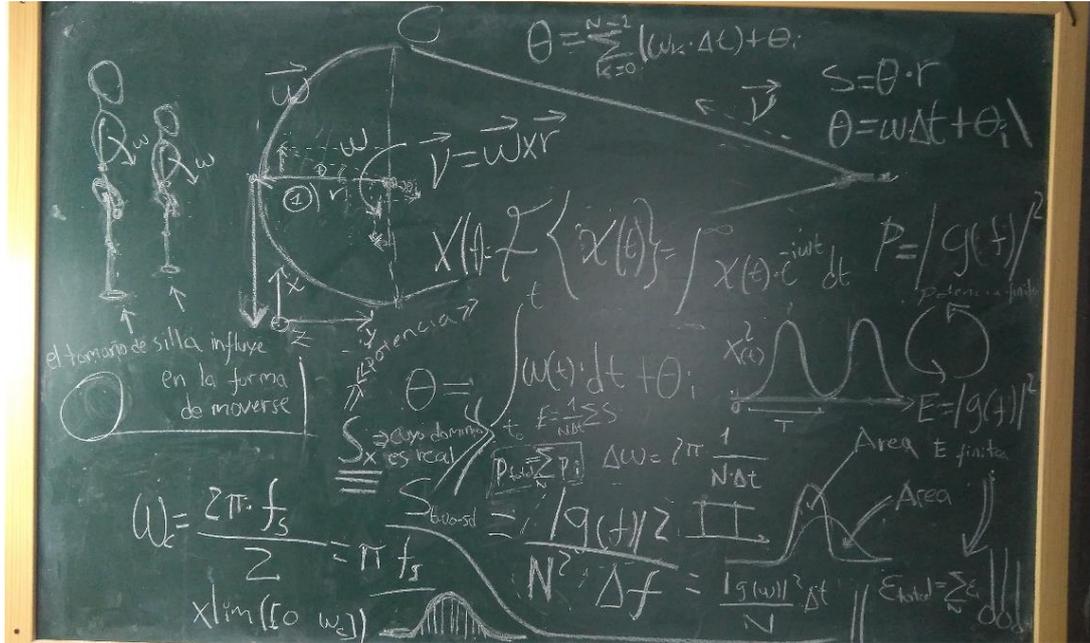


Ilustración 18- Pizarra de escritorio

7. 1 móvil con aplicación llamada *Science Journal* que puede extraer información de los sensores integrados en el móvil. Sirve para aclarar sobre el funcionamiento de los sensores inerciales.

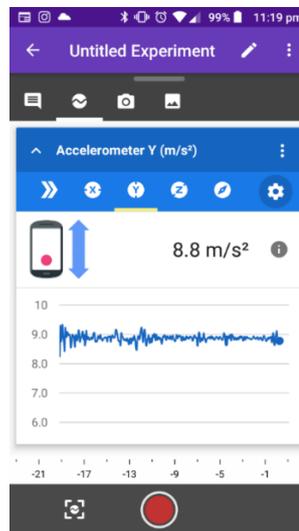


Ilustración 19- Acelerómetro integrado en el móvil

4.2. Acoplamiento de la IMU binaria en el individuo

Cada vez que se hace un test a un/a usuario/a, se acopla la IMU binaria a través de un arnés pectoral.

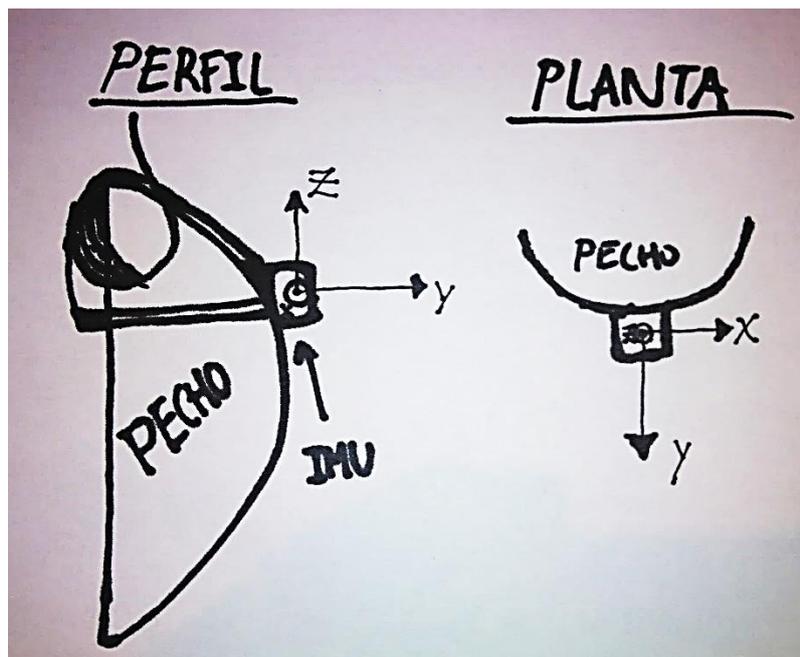


Ilustración 20- Acoplamiento de la IMU y el modo de dirección de los ejes

4.3. Procedimiento de procesamiento de señales

1. Reconocimiento de la fuente de datos y verificación de su estado.
2. Reconocimiento de magnitudes de las señales, ya sea dimensional o adimensional y su escalado natural dada por la fuente.
3. Reconocimiento de relación entre magnitudes por medio de características físicas, o numéricas en caso adimensional.
4. Reconocimiento de patrones en el tiempo, espacio u otra dimensión que presentan las señales.
5. Estado de suposiciones o hipótesis para la interconexión de las distintas variables de acuerdo al objetivo del estudio.
6. En caso de observar respuestas a diferentes estímulos mezcladas en una misma señal, se procede separar las distintas respuestas por medio del filtrado.
7. Siguiendo el punto 6, según lo que se quiera obtener, el filtrado puede constar de cribar por amplitudes, por frecuencias, o simplemente de diseccionar señales puras adyacentes en el tiempo, espacio u otra dimensión en sus unidades más básicas.
8. Empleo de herramientas matemáticas i/o algoritmos para atacar el problema y dar con la solución exacta o aproximada.

9. En caso de soluciones aproximadas con ciertas diferencias apreciables, verificar si la diferencia es debido a un error de cálculo, de algoritmo, o yendo más allá, por error de filtrado por el que se cuelan valores no deseados en los propios cálculos.
10. Siguiendo el punto 9, si no se lograra identificar la causa de la diferencia, se procede a verificar de vuelta el estado de la fuente de datos. Si es posible, comprobar que con otra fuente distinta de medida fiable que mide la misma magnitud, o hablando en plural, concuerda con las medidas del sensor fuente de error. Encontrar que hay sentido físico o numérico con la magnitud que estamos tratando, si cuantitativamente resulta lo que uno podría esperar.
11. Siguiendo el punto 10, en caso de que no se detecte la causa se descarta la fuente y se replantea el estudio para volver al punto 1.
12. Siguiendo el punto 10, en caso de que sí se detecte, recalibrar la fuente de datos teniendo en cuenta los errores asociados. Normalmente los errores más destacados son: errores de offset, de sensibilidad, de inducción y de deriva. Una vez hecho la calibración se vuelve al punto 4.
13. El error por ruido blanco es algo inherente al sistema, y con un tratamiento de filtrado adecuado la mayoría de las veces se logra eliminar. En caso que no y persiste el ruido por su elevada potencia asociada, por ende afecta los resultados, se reemplaza la fuente sensitiva por otra, y es un caso que se hace implícitamente en el punto 7 previo a la ejecución de los cálculos numéricos.
14. Habiendo pasado todas las fases pertinentes, se interpreta los resultados y se concluye el estudio en forma de reporte. Para el caso en el que se replantea el estudio, previamente se hace una valoración crítica de los resultados inesperados, reportándolos públicamente para el intercambio de opiniones y llegar a un consenso.

4.4. Ensayo previo al estudio real

Se realiza un experimento con un par de señales temporales generadas en MATLAB. El ensayo trata de la transformación de una suma de señales en el dominio temporal a una nueva función (espectro) en el dominio de frecuencias.

$$F = (1 \quad 1 \quad 6)$$

Sea las cantidades almacenadas en estos vectores $A = (2 \quad 2 \quad 0)$, donde F es

$$PHI = (90 \quad 180 \quad 0)$$

frecuencia, A amplitud y PHI la fase, se procede a calcular una serie parcial (finita) de

Fourier $S = \sum_i A_i \sin\left(2\pi F_i t + \frac{\pi PHI_i}{180}\right)$ en un intervalo de tiempo de 10 segundos,

obteniendo así una señal mostrada a continuación:

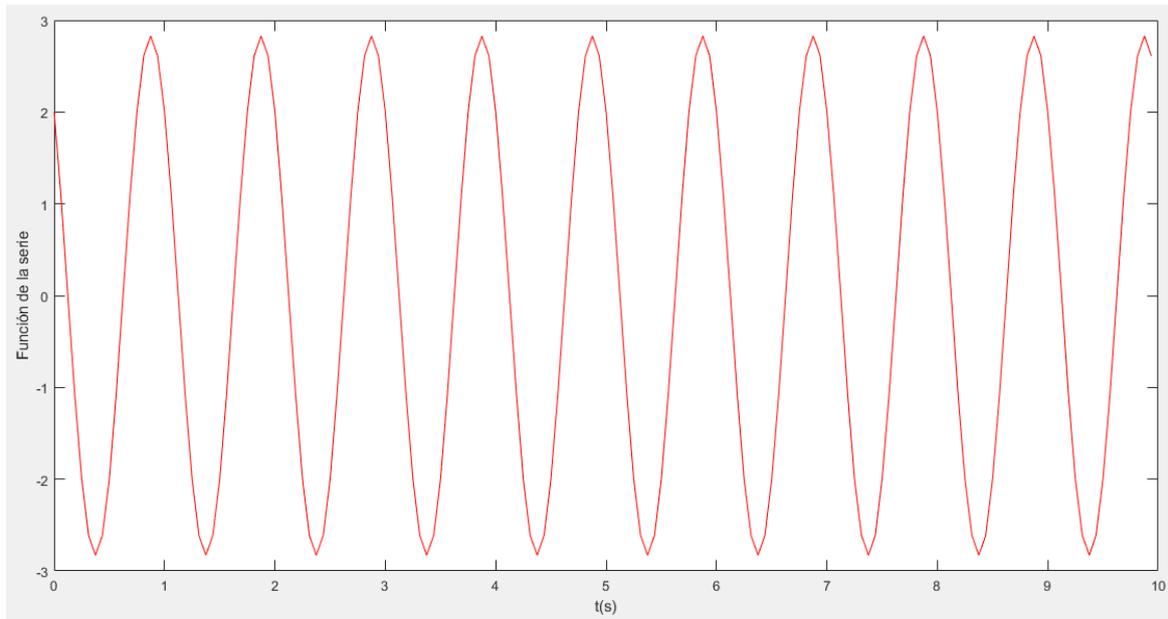


Ilustración 21- Serie de Fourier de 3 funciones simples

Se aprecia que los dos primeros componentes influyen en la suma puesto que el tercer componente cuya amplitud es nula no hace efecto. Los dos componentes involucrados tienen la misma frecuencia, que razonando con más profundidad ambas pueden cancelarse o sumarse dependiendo de la fase inicial en la que se encuentra uno respecto al otro. Este fenómeno se puede describir como interferencia de señales cuando ambas están a la misma frecuencia. En este caso la señal resultante tiene aproximadamente unos 2,8 de amplitud, que debido a la interferencia su amplitud puede adoptar en un rango de entre 0 y 4.

Empleando la FFT obtenemos una función mostrada a continuación:

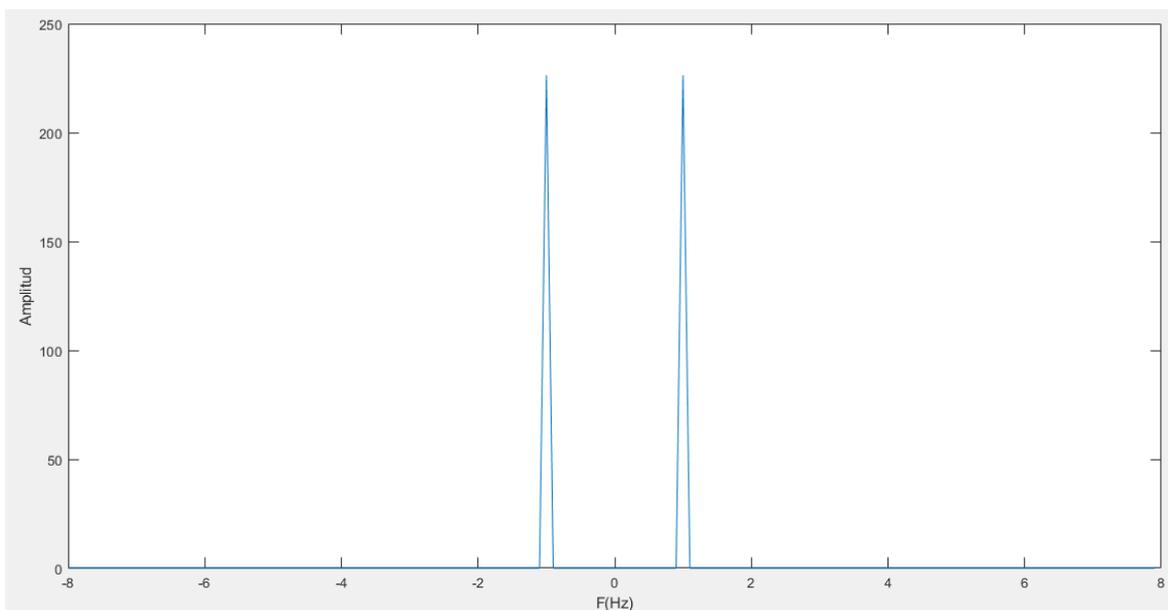


Ilustración 22- Espectro de magnitud de la serie de 3 funciones simples

Si nos fijamos en el pico de la derecha, la densidad espectral se distribuye en torno a la frecuencia de 1 Hz, lo cual es razonable porque los componentes periódicos de la señal

oscilan a la frecuencia de 1 Hz. Cabe destacar que, debido a la forma exponencial compleja que constituye la Transformada de Fourier, se forman dos lados simétricos, ya que incluye frecuencias positivas y negativas. A lo largo del proyecto, se hará referencia al lado positivo del espectro, porque tiene sentido físico. Por otra parte, si queremos calcular la energía o potencia a través del espectro, se debe tener en cuenta que toda la energía de la señal se reparte en los dos lados equitativamente. Por lo que, si queremos saber, por ejemplo, la energía total debemos sumar los dos lados.

Se observa que la interpretación de los valores de los picos mostrados a priori poco podemos intuir acerca de la señal. Esto es porque aún no está normalizado. Se debe escoger el lado positivo de frecuencias (por convención), tomar el módulo del componente espectral, multiplicarlo por 2 y dividirlo cada uno por el número del tamaño de los datos. Esto dará como resultado el valor real de la amplitud de la señal original. Esta normalización es una herramienta ingenieril que nos permite dar con la información buscada en el análisis espectral.

El cálculo de la división hace efecto en la gráfica de amplitud:

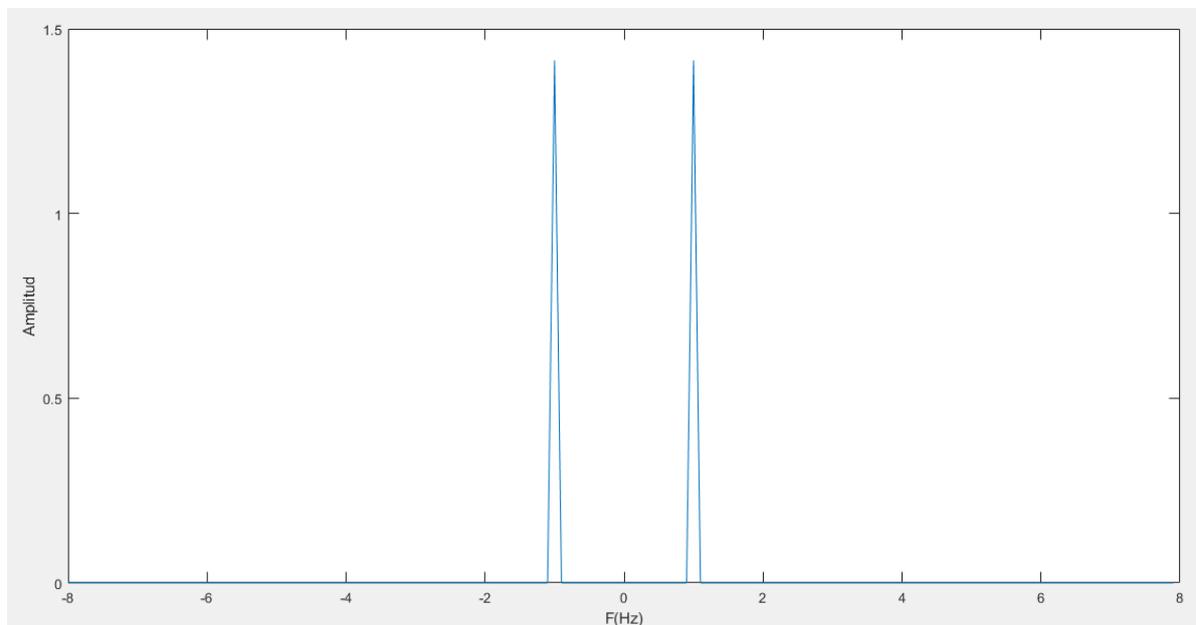


Ilustración 23- Espectro de magnitud normalizada

Cada pico muestra un valor aproximado de 1.4 de amplitud casi normalizada. Que sumando ambas amplitudes nos da un valor de 2.8, lo cual coincide con la amplitud de la señal temporal generada.

Por otro lado, tenemos la fase calculada y mostrada gráficamente a continuación:

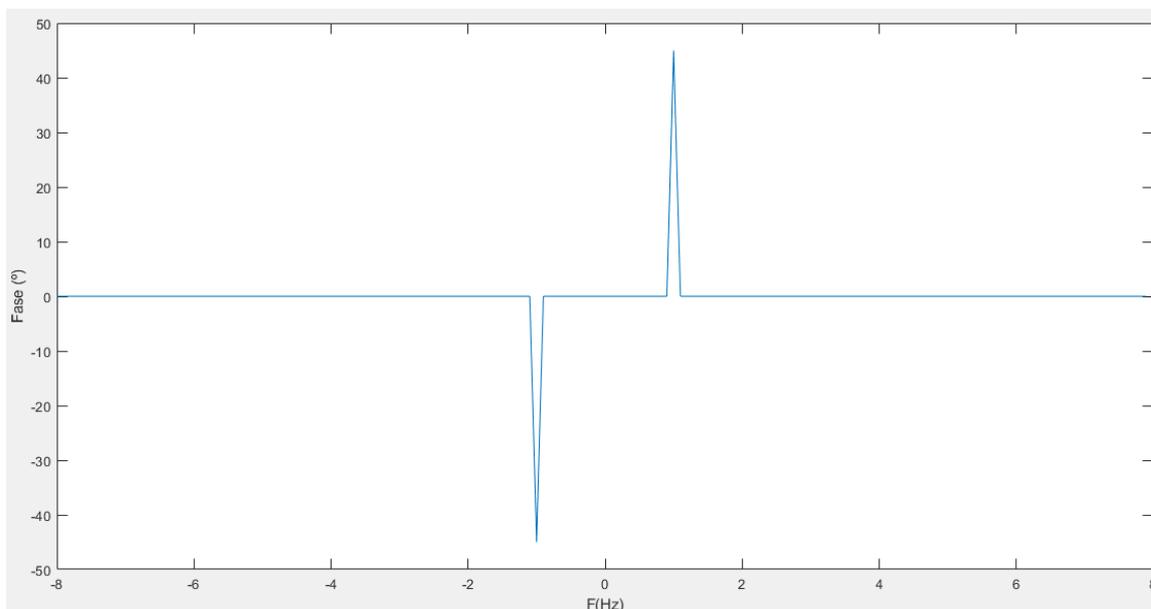


Ilustración 24- Espectro de fase de la serie de tres funciones simples

Como podemos observar en la gráfica, la fase resultante de los componentes armónicos en el lado de frecuencias positivas a 1 Hz es de 45° . Esto quiere decir que la forma o imagen de la señal generada guarda una semejanza entre la función seno y coseno parcialmente. Si la forma hubiese sido un seno puro, la fase resultante sería de -90° en el sentido de las agujas del reloj o, que es lo mismo, 270° en el sentido contrario; siempre mirando con respecto a la semirrecta real positiva.

De esta manera, la interpretación que se ha hecho en este ensayo es aplicable para todo tipo de señales, desde las más simples hasta las más complejas, compuestas de partes elementales con distintas frecuencias y amplitudes asociadas.

4.5. Desarrollo del estudio real

4.5.1. Estado de la fuente de datos

El análisis de las señales provistas por la IMU comienza con un preprocesado de los datos y se comprueba el estado de la fuente de datos.

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
El grupo de señales originales X, Y, y Z del acelerómetro	Recolección y preprocesado de datos. Ver diagrama de flujo (imagen 25).
El grupo de señales originales X, Y, y Z del giróscopo	Recolección y preprocesado de datos. Ver diagrama de flujo (imagen 25).
El grupo de señales originales X, Y, y Z del magnetómetro	Recolección y preprocesado de datos. Ver diagrama de flujo (imagen 25).
El tiempo original de registro asignado para todos los sensores	Recolección y preprocesado de datos. Ver diagrama de flujo (imagen 25).

Tabla 3- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el estado de la fuente de datos

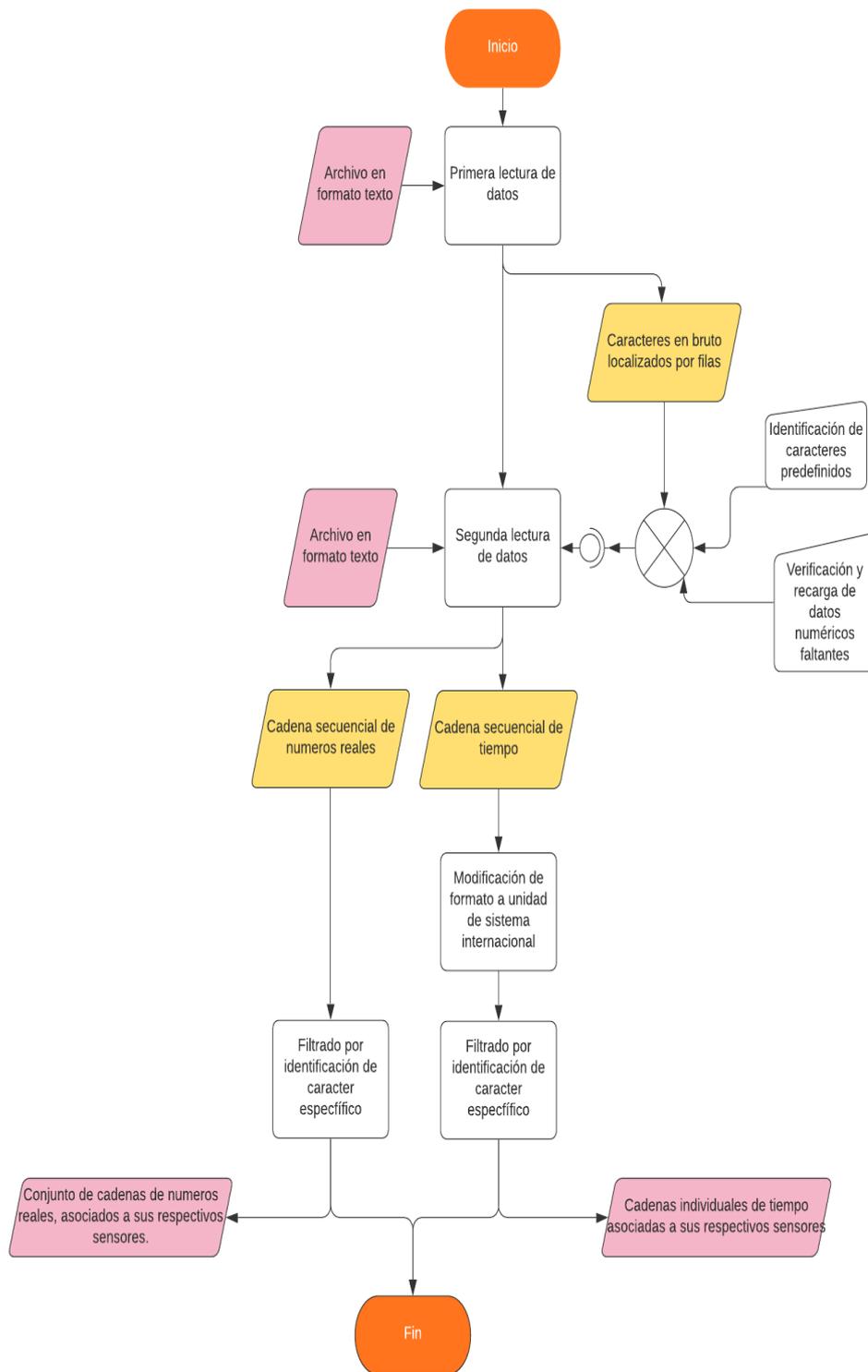


Ilustración 25- Algoritmo de recolección y preprocesado de datos (ver función dataCollection en Anexo N° 03)

Se ha identificado que los datos registrados en los archivos, el periodo de muestreo teórico dado por la IMU (34 ms) no coincide con lo que se muestra en archivos.

```
→ 10:50:06.927 g2: 2.04 -2.91 2.94
   10:50:06.927 a1: 1.28 -1.87 9.35
   10:50:06.929 m1: 0.34 0.00 0.25
   10:50:06.929 g1: 5.27 -2.01 4.11
   10:50:06.932 a2: 1.04 -1.52 9.35
   10:50:06.948 m2: 0.66 0.01 -0.37
→ 10:50:06.948 g2: 1.23 -2.42 2.15
```

Ilustración 26- Muestreo irregular por parte de la fuente de datos. (Columna 1: tiempo; Columna 2: etiquetas de sensores; Columnas 3, 4 y 5: componentes X, Y, y Z respectivamente)

Según [1], el modo de transmisión de datos del módulo general Arduino-IMU es a través de Wireless Bluetooth. El receptor de los datos es un móvil con sistema operativo Android y guarda los datos en su memoria. Analizando la configuración de esa interconexión entre ambos dispositivos, un posible problema con probabilidad alta pudo haber generado la irregularidad del muestreo de los datos. Primero el autor afirma que el periodo de muestreo es constante, y no se ha encontrado frente a esa irregularidad. Por tanto, el problema puede venir del móvil, que independientemente de cómo ha llegado la información en el mismo, el *buffer* (espacio de memoria de corto tiempo) del móvil se ha visto saturado durante la transmisión provocando que muestras recientes no pudieran entrar al *buffer* y se perdieran durante la transmisión. Además, la saturación causa también que las muestras anteriores en el *buffer* se guarden de vez en cuando como si llegasen al mismo tiempo, tal como se aprecia en la imagen 33. Haciendo el promedio del periodo de muestreo irregular (intervalo, por ejemplo, entre primer 'g2' al segundo 'g2') resulta de 52 ms, unos 1.53 veces más que el periodo real (ideal) dado por el sensor. Esto implica que no se pueda trabajar de forma coherente con los datos en mano. Se necesita un periodo de muestreo regular, y para ello en el apartado 'Remuestreo de la señal' hará que la señal sin tratar se aproxime a la señal con periodo de discretización de 34 ms. La aproximación es lo que hubo antes de la transmisión de datos, es decir en el momento en que la IMU binaria estaba muestreando la señal física con periodo de 34 ms.

4.5.2. Visualización de los datos

Una vez obtenido todos los datos preprocesados (cadenas de valores) guardados en el espacio de trabajo de MATLAB, se procede a visualizar los datos, proyectando las cadenas de valores en forma de gráficas (ver función *physicsGraphics* en Anexo N° 03).

Se realizan varias observaciones generales del grupo de señales de cada sensor particular: acelerómetro, giróscopo y magnetómetro. Las señales mostradas en las siguientes figuras son de un participante escogido aleatoriamente. De aquí en adelante, la leyenda que se muestran en las figuras, los nombres 'eje X', 'eje Y', y 'eje Z' son las componentes X, Y, y Z de las magnitudes aceleración, velocidad angular (giróscopo), y inducción magnética respectivamente.

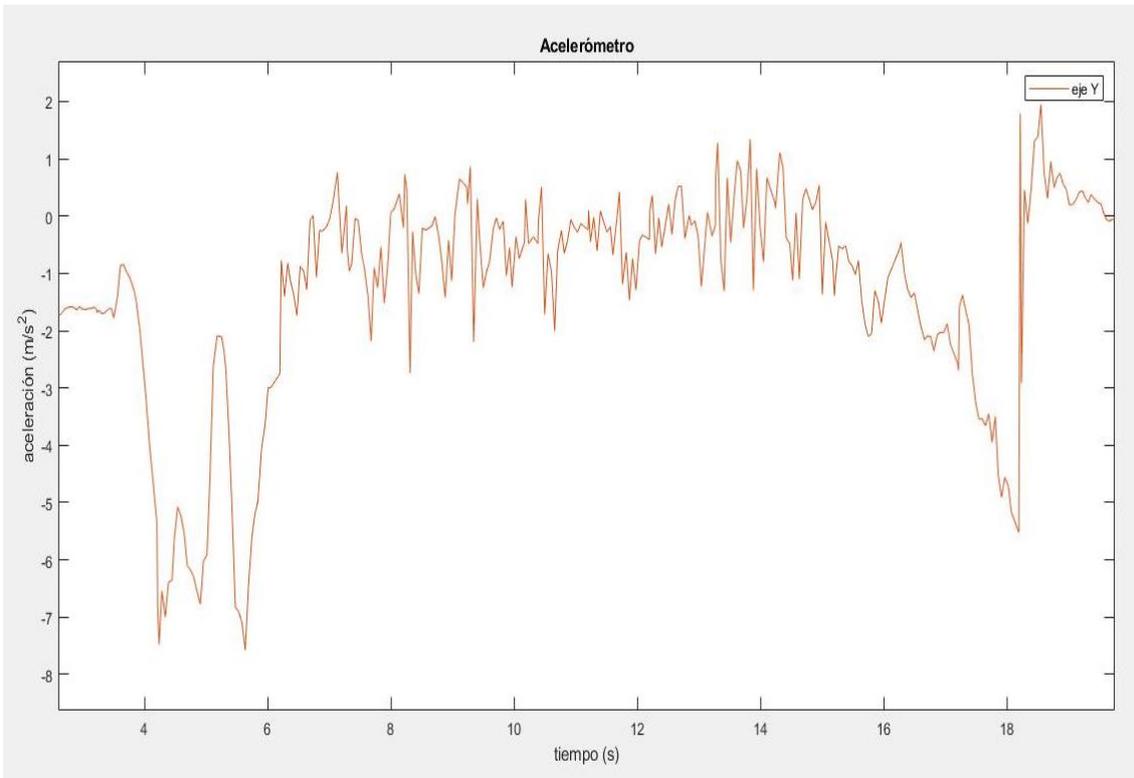


Ilustración 27: Señal del acelerómetro expresada en unidades m/s^2

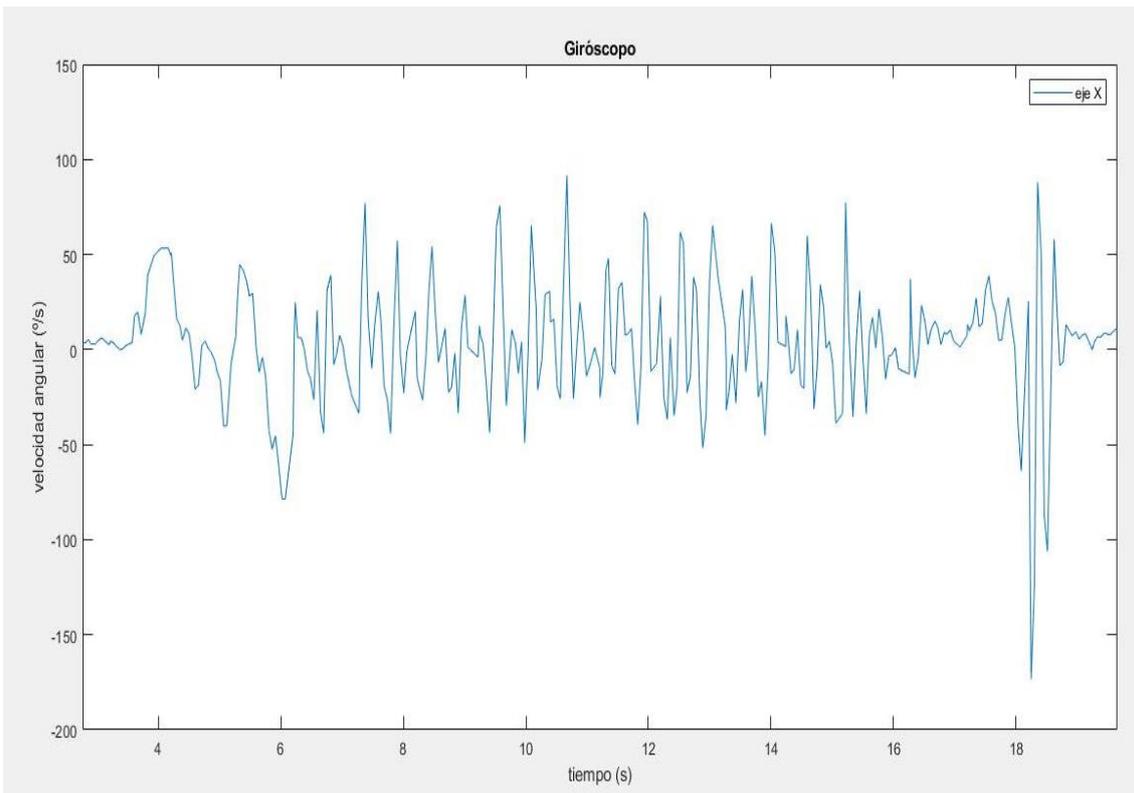


Ilustración 28: Señal del giróscopo expresada en unidades $^{\circ}/s$

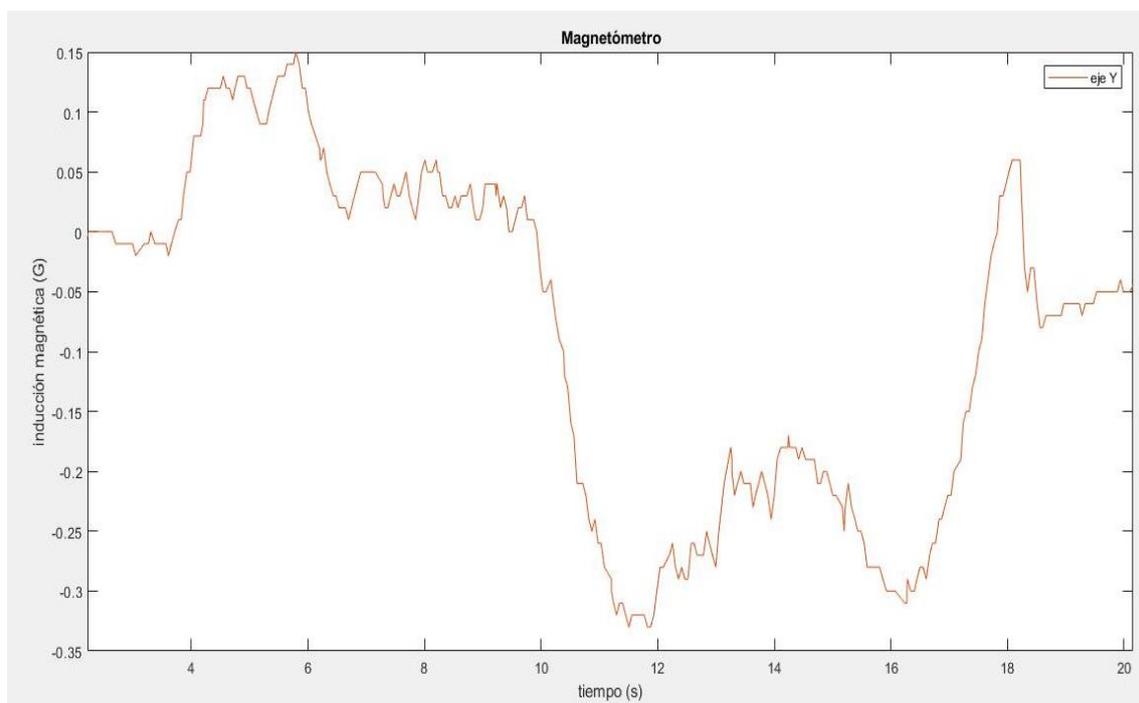


Ilustración 29: Señal del magnetómetro expresada en unidades G

Desde una perspectiva global, se observa que las señales tienen un comportamiento de alta variabilidad en las que apenas se distingue patrones, lo cual es cierto, porque se está trazando el movimiento de un ser humano, y tal humano puede presentar diferentes dinámicas de locomoción a lo largo del tiempo.

En el campo de estudio de la marcha humana existen en abundancia señales clasificadas de referencia que se usan para comparar con las señales recientes adquiridas, y que pueden ayudar a identificar patrones en señales de alta variabilidad, es decir de distintas ratios de cambios de respuestas a lo largo del tiempo. En el caso que atañe al estudio, no se ha podido encontrar tales referencias porque los estudios con el sensor ubicado en el torso superior son escasos. Por lo que para conseguir un punto de referencia se tomado en cuenta las características espaciales en las que se desarrollan las pruebas.

Por tanto, teniendo en cuenta la distribución espacial del test TUG (imagen 17), el usuario se encuentra en una prueba de movimiento en la cual se restringe el campo espacial de acción del individuo. Es decir, hay una serie de pautas en la prueba para que el usuario deba seguir y orientar sus esfuerzos para la consecución de las distintas fases (imagen 2). De esta manera se puede relacionar las respuestas periódicas y transitorias como unas funciones de la actividad humana del test.

Habiendo encontrado pistas de relación entre el espacio de prueba y las respuestas de las señales, se puede comprender patrones. La observación más destacada es que, en varias pruebas a diferentes personas, la señal (componente X) de la velocidad angular (giróscopo) presenta unos picos abruptos que indican eventos trascendentales y ocurren de manera ordenada en el tiempo. El intervalo de tiempo entre cada suceso destacado varía de una persona a otra durante las pruebas.

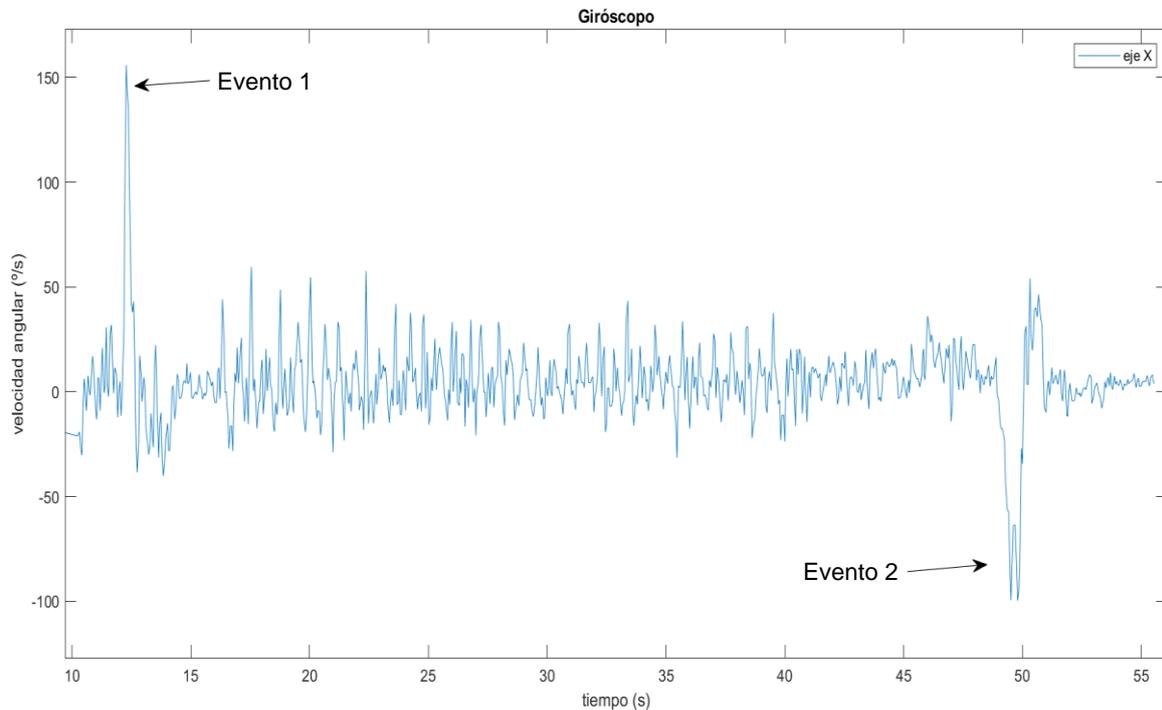


Ilustración 30- Señal cruda del giroscopo perteneciente al sujeto {V}

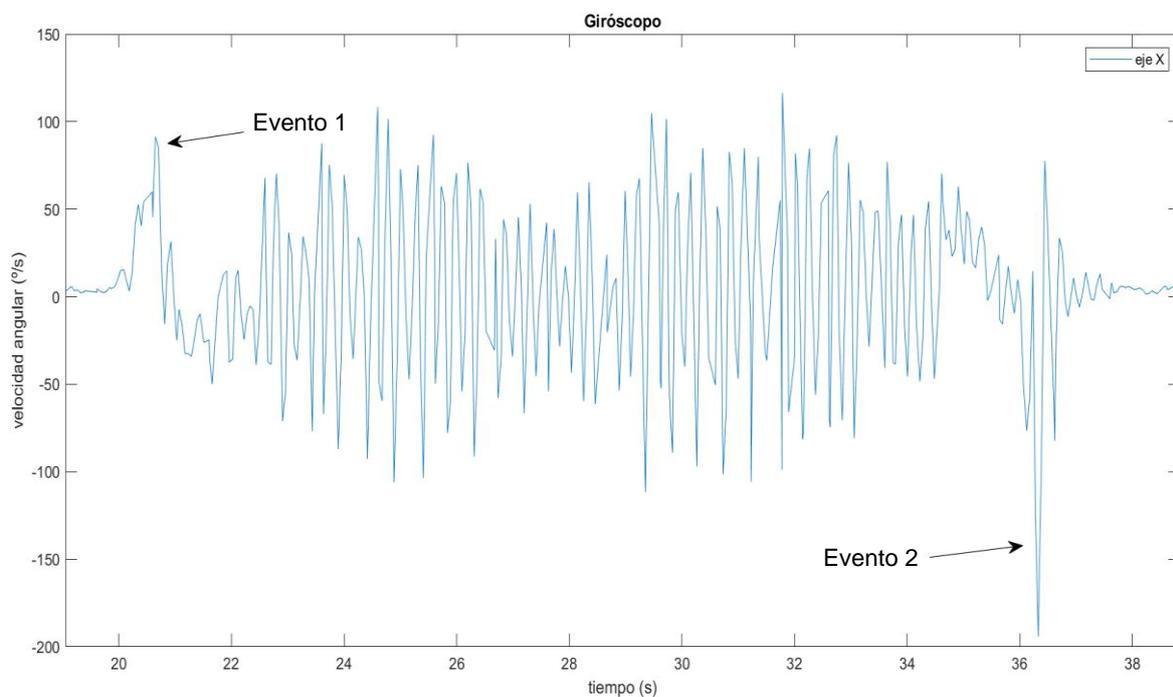


Ilustración 31- Señal cruda del giroscopo perteneciente al sujeto {W}

Por otra parte, se puede apreciar que, una vez que el sujeto inicia su marcha, se amplifican algunas magnitudes de varias señales con comportamiento cíclicamente (ver siguiente imagen). Sus respectivos períodos de respuesta son relativamente cortos, es decir son comportamientos de altas frecuencias.

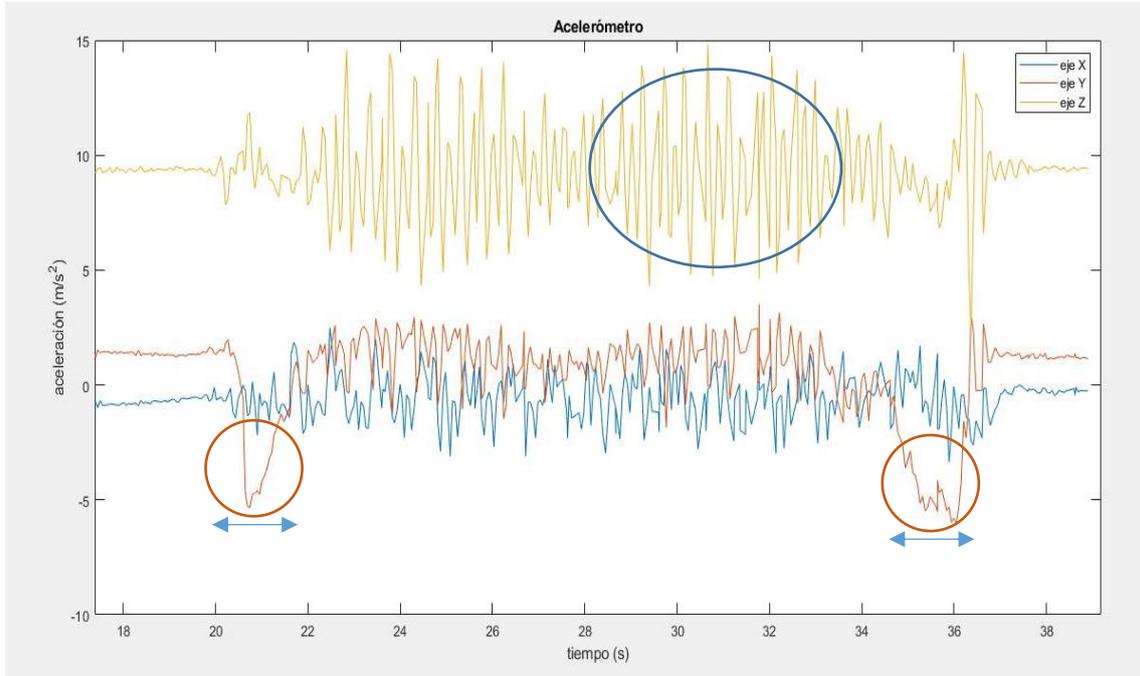


Ilustración 32: Respuesta dinámica en la aceleración dada por el participante {W}. Se muestran los tres ejes de la magnitud dada.

En la ilustración 31 se aprecia que, al iniciar la prueba, la señal 'componente Z' muestra comportamiento cíclico (elipse color azul) que domina en frecuencias altas. También se pueden observar dos picos pronunciados (círculo color naranja) de la señal 'componente U' que dura aproximadamente 2 segundos (intervalo color azul). Comparando con la ilustración 30, los eventos de cada señal coinciden aproximadamente en el tiempo.

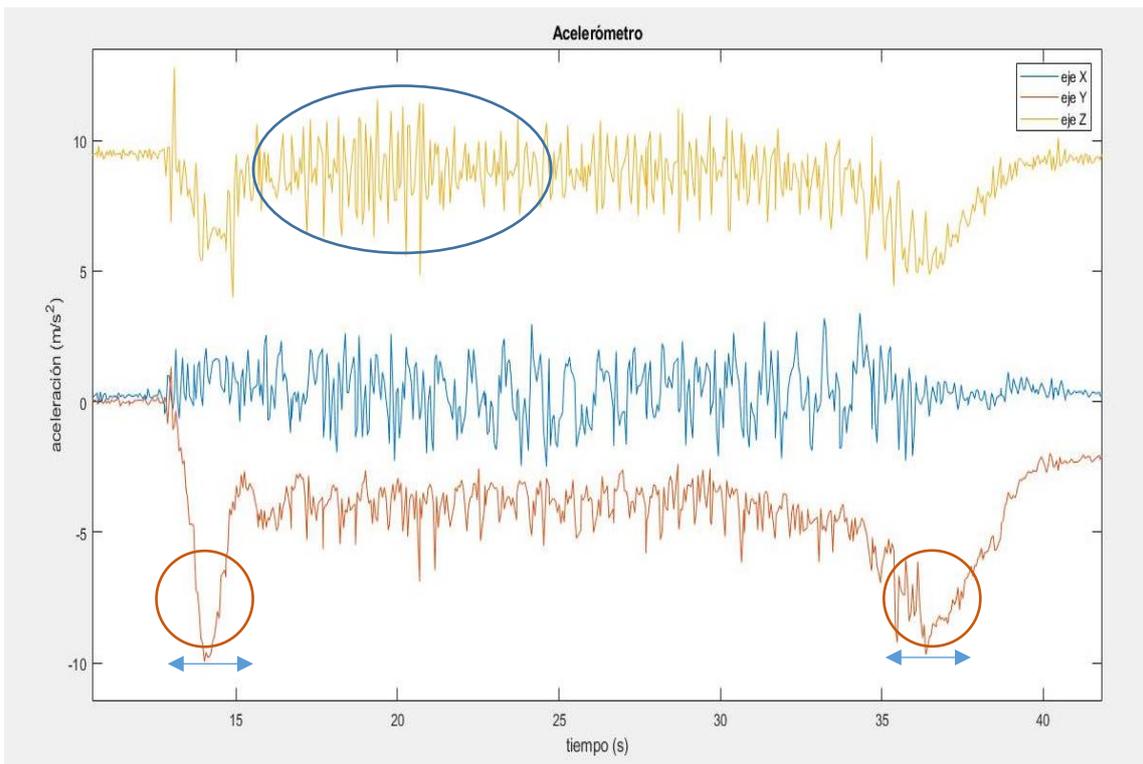


Ilustración 33: Comportamiento dinámico en la aceleración dado por el participante {U}.

Las indicaciones de la imagen 32 son del mismo color con respecto a la imagen 31 para una fácil asimilación de relación. La señal 'componente Z' correspondiente muestra también una respuesta cíclica, aunque a menor amplitud comparado con la ilustración 31. También aparecen los eventos de la señal 'componente Y' que son de duración distinta a los de la imagen 31.

4.5.3. Hipótesis

Las señales centradas en el 0, es decir sin *offsets*, y cuyas respuestas siempre oscilan en torno al punto de equilibrio (cero, en este caso) de igual cantidad de energía en ambos lados positivo y negativo, me pueden proporcionar un mayor control en las determinaciones de parámetros internos de los algoritmos que voy a implementar. De esta manera se puede simplificar la complejidad de los mismo a la vez que me pueda dar seguridad de que lo que voy a obtener son resultados fiables. La obtención de los parámetros QTUG se basará en esa conjetura.

4.5.4. Determinación de los parámetros QTUG

De todas las señales analizadas, la señal 'velocidad angular X' del giroscopio cumple en buena medida la conjetura hecha anteriormente. Ésta presenta características de respuesta más definidas en el tiempo. Se encuentran casi al 0 absoluto y las energías positiva y negativa se aproximan entre sí bastante con diferencias de hasta 682.0273 J. Cabe destacar que las energías que se están tratando aquí son del orden de 10 kJ en cada lado.

Por otro lado, la señal en cuestión muestra un patrón que está muy ligado al inicio del test y al final de éste. El primer momento sucede cuando la persona debe primero inclinarse necesariamente hacia abajo para desplazar el centro de masas, coincidiendo con la línea vertical que pasa por el punto central de apoyo de los pies. De esta forma el sujeto se ve capaz, al menos, de superar su peso a la hora de levantarse.

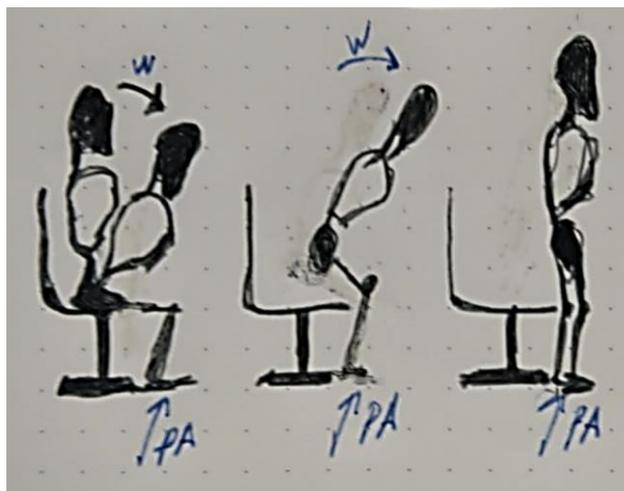


Ilustración 34- Vector velocidad angular, perpendicular al plano del papel y vector normal en punto de apoyo PA

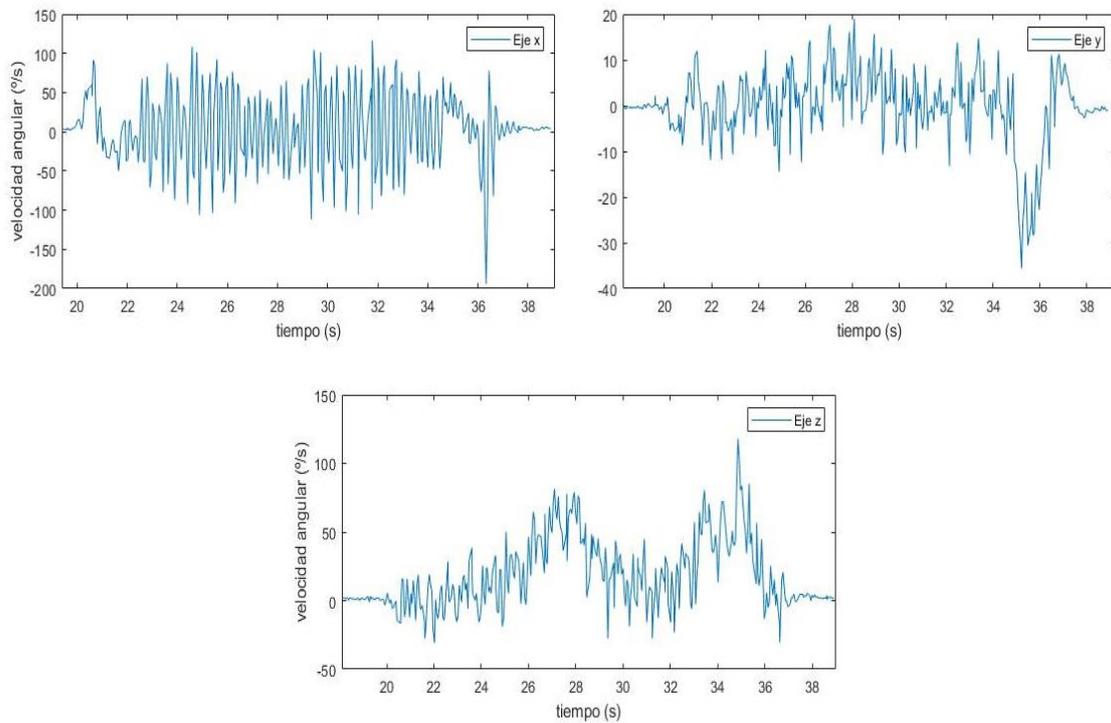


Ilustración 35- Señales separadas de velocidades angulares X, Y, y Z (giróscopo) perteneciente al sujeto {W}

Como se observa en la imagen 35, se distinguen diversos comportamientos dinámicos de cada señal que corresponde a cada eje del sensor giróscopo. Dos de ellas, las componentes Y, y Z no cumplen con la conjetura en buena medida.

En lo que respecta a la velocidad ang. X, se observa que ésta no oscila en torno al 0 absoluto, antes, durante y después de la actividad registrada. Esto es debido a que hay un pequeño offset, y esto puede implicar un resultado no deseado cuando se quiera calcular los parámetros (error de deriva en los cálculos), por ejemplo, el cálculo de la frecuencia de paso que la persona adopta durante su marcha.

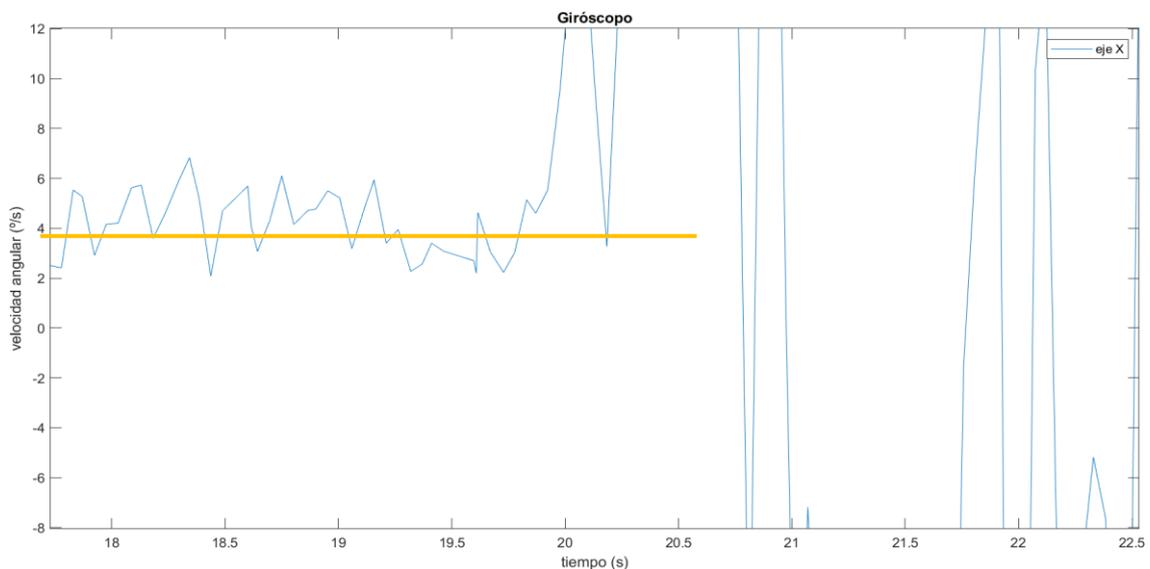


Ilustración 36- Offset con ruido, ampliado y marcado con línea horizontal naranja, perteneciente al sujeto {W}

Rescatando información del marco teórico se deduce que en su momento de lectura tomada por el sensor giróscopo estaba afectada por la temperatura del ambiente. Se observa que es algo constante de la misma señal en todas las pruebas que se hizo a cada usuario. En consecuencia, se debe tener en cuenta en el tratamiento de señales que vendrá a continuación.

Se ha dado, por tanto, un primer paso en la construcción de los algoritmos. Esto es, poder aligerar las especificaciones en la creación de los mismos, aumentando su sencillez funcional en la resolución del problema.

El siguiente paso muestra esquemas o ideas preliminares de los algoritmos que se han premeditado, sin un orden definido:

1. Identificación de la frecuencia dominante de paso dada por el usuario
2. Remuestreo de la señal
3. Detección de *offsets*
4. Proceso del filtrado de la señal
5. Construcción del algoritmo que da el parámetro de la duración del test
6. Posibles cálculos posteriores de parámetros que se derivan del primer parámetro.

4.5.5. Identificación de la frecuencia dominante

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo	La transformada de Fourier

Tabla 4- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la identificación de la frecuencia dominante

Tomando la señal velocidad ang. X perteneciente al sujeto {W} se emplea la TDF mostrada en la siguiente imagen:

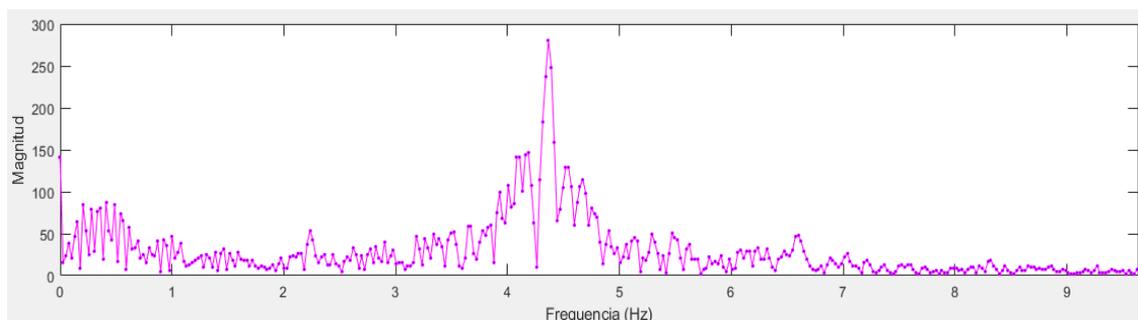


Ilustración 37- Densidad espectral expresada en magnitud %s

En la gráfica superior, relacionado con la magnitud, hay una mayor prevalencia de densidad espectral en torno a unos 4.3 Hz. Esa parte representa el movimiento relativo del arnés que guarda el sensor con respecto al movimiento del individuo. Este distintivo es, en realidad, el ritmo al que la persona realiza sus pasos. También podemos ver lo que sucede por debajo de la frecuencia dominante. Especialmente en la frecuencia 0 donde hay un segundo pico (ver siguiente imagen).

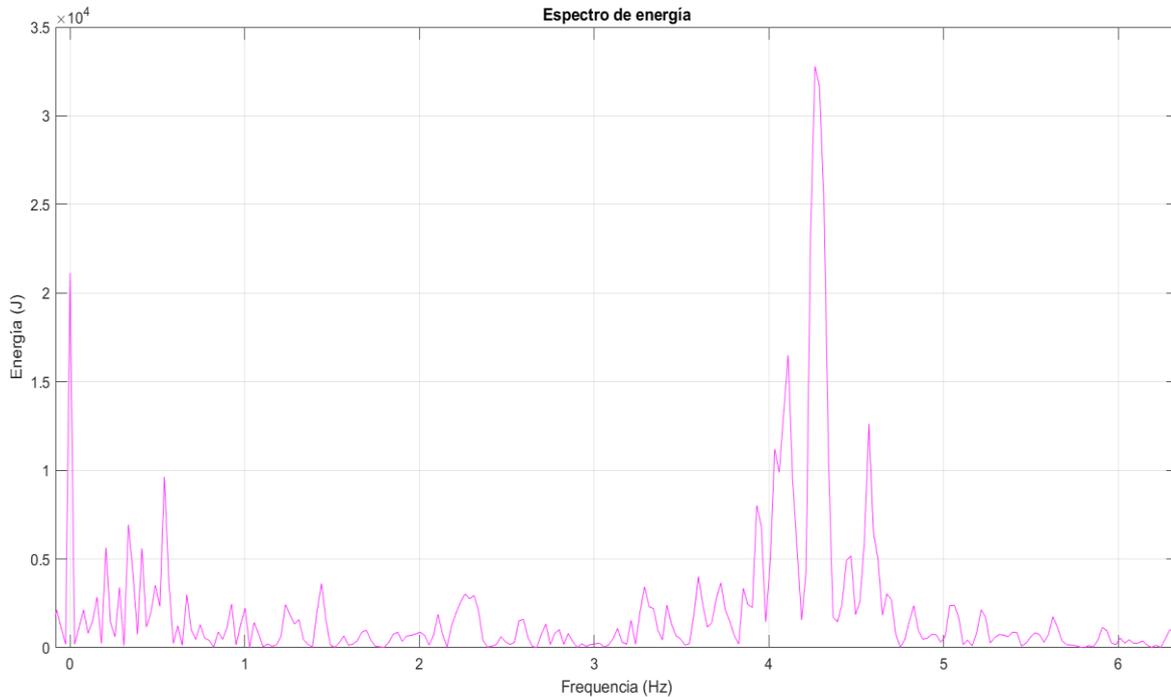


Ilustración 38- Espectro de energía expresada en Joules

Por definición del offset, ésta es una señal continua, es decir invariante en el tiempo. O, dicho de otro modo, tiene un periodo de duración infinita, cuya inversa es la frecuencia 0. Por tanto, este análisis espectral me permitirá tomar decisiones en la elección de la frecuencia crítica, a partir de la cuál atenuar energías de los componentes de frecuencias que están por encima o por debajo. Este cometido les pertenece a los filtros digitales (o discretos). Cabe notar que en la ilustración 38, se muestra el espectro de energía, como otra forma de ver la densidad espectral de la señal. La ventaja que tiene es que hay más contraste en la distribución espectral. Este hecho viene de la ecuación 6 al elevar al cuadrado la señal. (Ver función *freqSpectrum* en Anexo N° 03).

4.5.6. Remuestreo de la señal

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo	Remuestreo
La señal velocidad angular Z del giróscopo	Remuestreo
El tiempo expresado en unidades de SI asignado para las señales de giróscopo	Remuestreo

Tabla 5- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el remuestreo de la señal

Con el fin de trabajar de forma coherente con los datos, es conveniente remuestrear la señal a 34 milisegundos, el periodo con el que la IMU binaria procesa de esta manera. Con la señal resmuestreada, se consigue tener un periodo de muestreo constante, y sobre todo estimar valores que se han perdido entre dos muestras reales durante la transmisión de datos. Para ello se ha usado la interpolación "pchip" (polinomio cúbico de Hermite definida

a trozos) y un filtro pasa-bajos *anti-aliasing* FIR. El motivo de elección del tipo de interpolación mencionado es que se ajusta fielmente a la tasa de cambio de la magnitud velocidad angular que depende del tiempo con curvas suaves, en contraposición a la interpolación lineal. La función del filtro *anti-aliasing* sirve para limpiar la señal de frecuencias que aparecen por encima de la frecuencia de Nyquist debido a la interpolación. (Ver función *resample* en Anexo N° 03).

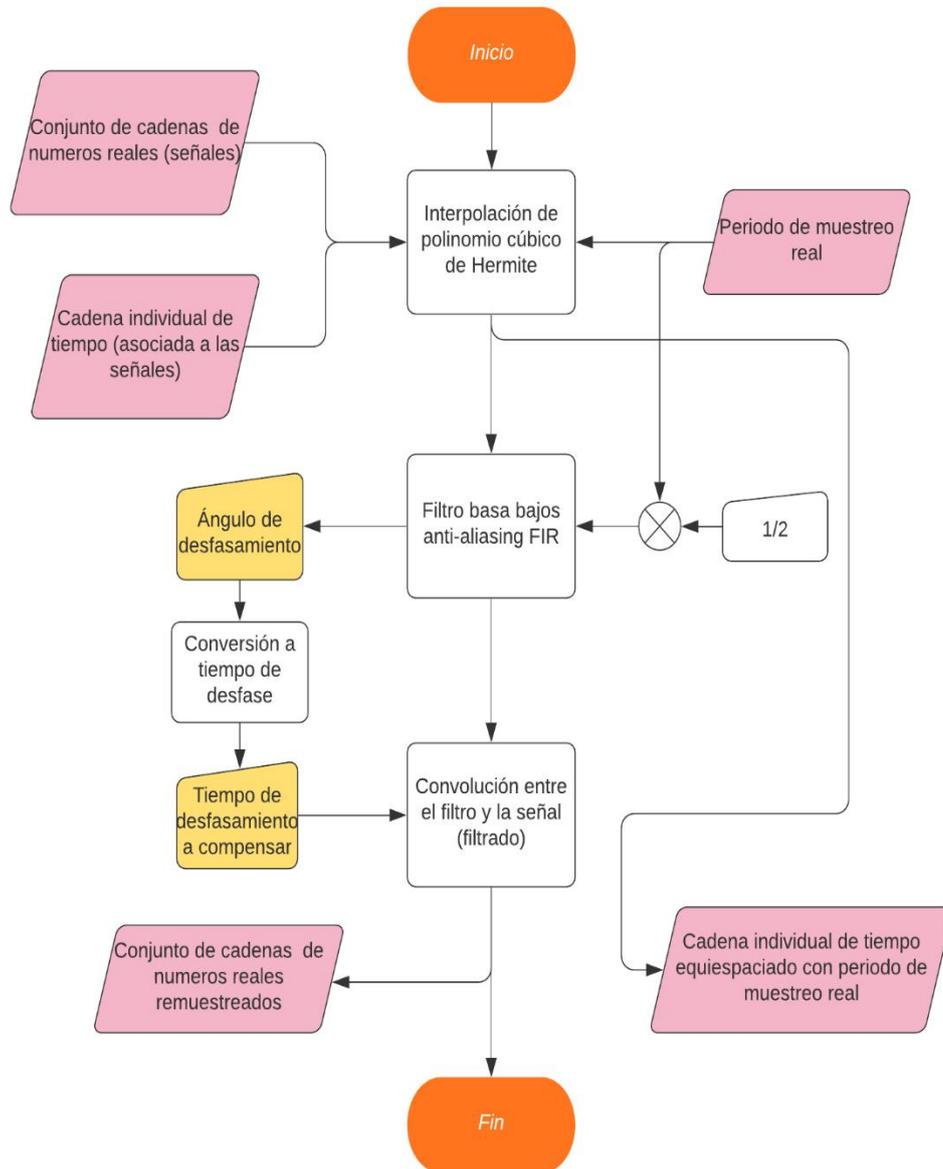


Ilustración 39- Algoritmo y cálculo del resampleo (re-discretización)

4.5.7. Detección de intervalos estacionarios en el tiempo

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo	Detección del offset y eliminación posterior

La señal velocidad angular Z del giróscopo

Detección del offset y eliminación posterior

Tabla 6- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la detección de valores constantes

La siguiente acción a tomar, es detectar secciones constantes de la señal a lo largo del tiempo que abarca. El motivo por la que se hace es que se desea eliminar el offset que lleva asociado a la señal.

Previo a la implantación del algoritmo, se hace un estudio manualmente sobre la variabilidad debido al ruido blanco asociado. Se obtiene la desviación estándar de la señal en condiciones estacionarias que es de 2.5 %/s aproximadamente. Esto se utilizará como un parámetro interno del algoritmo, cuya función es delimitar un umbral por el que el algoritmo detecta. Después de la ejecución del algoritmo se escoge la primera sección constante de la señal (en el principio de la señal) y se le hace un promedio, con ruido blanco incluido. Una vez obtenido la media de la señal se elimina el offset de la misma.

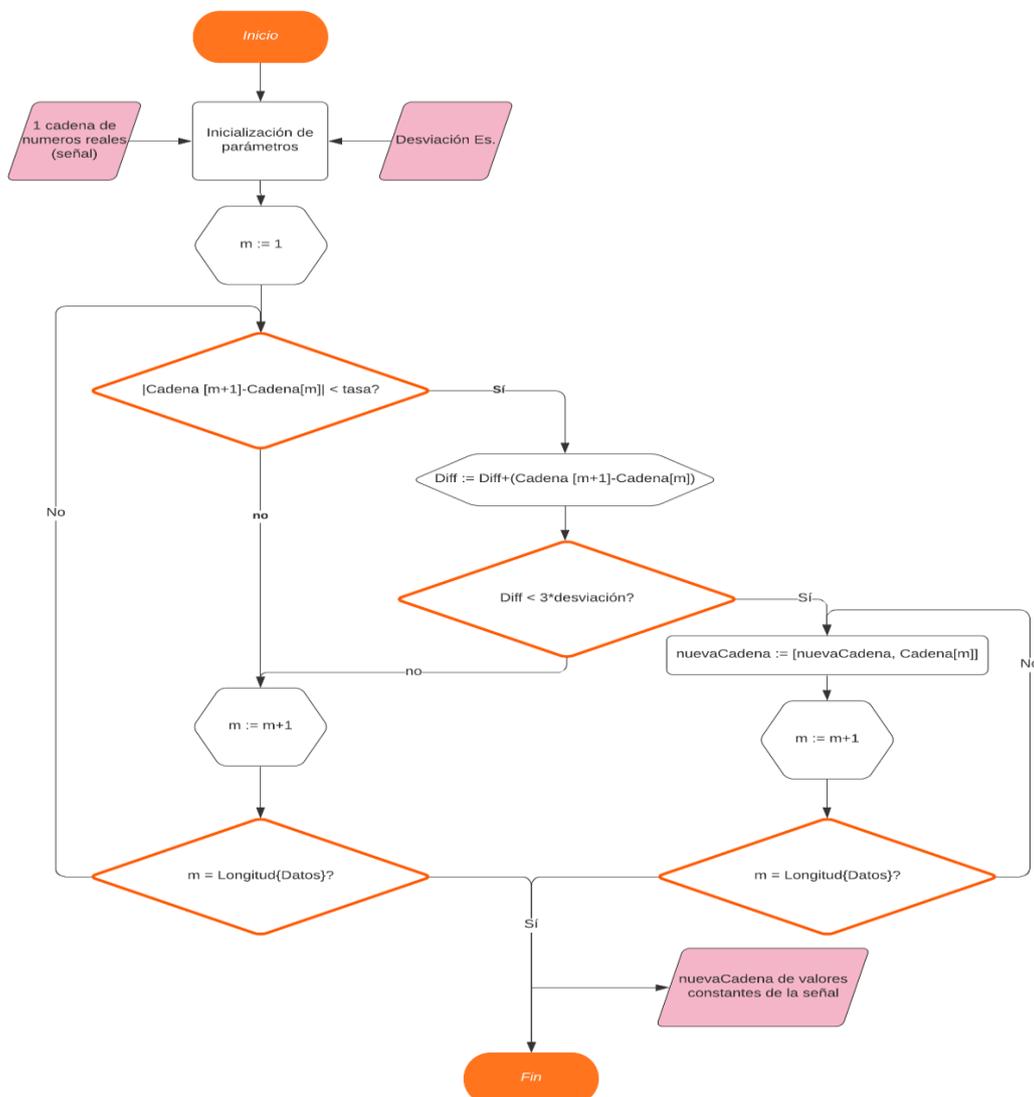


Ilustración 40- Algoritmo de detección de offset (ver función constDction en Anexo N° 03)

4.5.8. Diseño de filtro y determinación de las condiciones iniciales para el filtrado

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo	Determinación de las condiciones iniciales para la eliminación del efecto transitorio en la señal filtrada.
La señal velocidad angular Z del giróscopo	Determinación de las condiciones iniciales para la eliminación del efecto transitorio en la señal filtrada.

Tabla 7- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación de condiciones iniciales

Se diseña un filtro de tipo IIR y clase pasa-bajos de orden 2 a una frecuencia crítica de 1.5 Hz. Dentro del diseño también se calcula el tiempo de desfase que ocasiona el filtro pasa-bajos. Por último, se determinan las condiciones iniciales para el filtro que elimina el efecto transitorio que ocurre al principio de la señal filtrada.

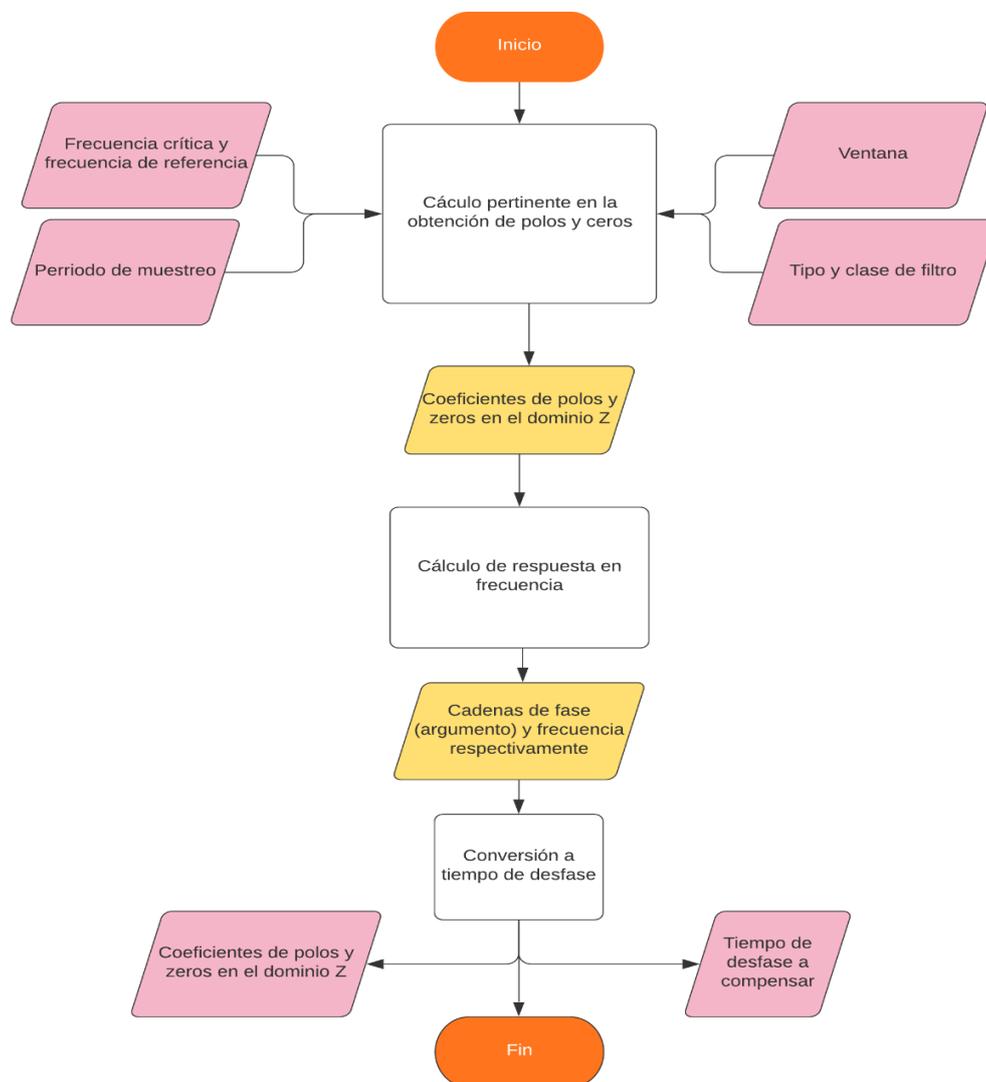


Ilustración 41- Algoritmo y cálculo del diseño de filtro (ver función `filtreDesign` en Anexo N° 03)

Del diagrama de flujo (imagen 41) los cálculos pertinentes se detallan en la función *filtreDesign* adjuntada en Anexo N° 03. Otra cosa a resaltar es que el parámetro frecuencia angular de referencia solamente se utiliza si el filtro es de tipo IIR. Normalmente se define a $w = 1$ rad/s. Por contra, la ventana solo se utiliza en tipo FIR.

El algoritmo de condiciones iniciales se detalla en la función *conds* adjuntada en Anexo N° 03.

4.5.9. Filtrado y re-filtrado de la señal

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo, sus condiciones iniciales y su tiempo de desfase a compensar.	Convolución
La señal velocidad angular Z del giróscopo, sus condiciones iniciales y su tiempo de desfase a compensar.	Convolución

Tabla 8- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el filtrado

Habiendo obtenido los ceros y polos del filtro, las condiciones iniciales y el tiempo de desfase a compensar, se procede a calcular la convolución (ecuación 8) entre la señal velocidad angular X y el filtro diseñado. La implementación del filtro suaviza la señal dejando pasar respuestas de frecuencias que describe el comportamiento o la actividad del usuario. Una vez conseguido el filtrado, se vuelve a re-filtrar la señal para coincidir la señal original y la señal filtrada en el tiempo, tomando la señal filtrada como base. Se hace esto porque en el primer filtrado el extremo final de la señal resultante se acorta con respecto a la señal original.

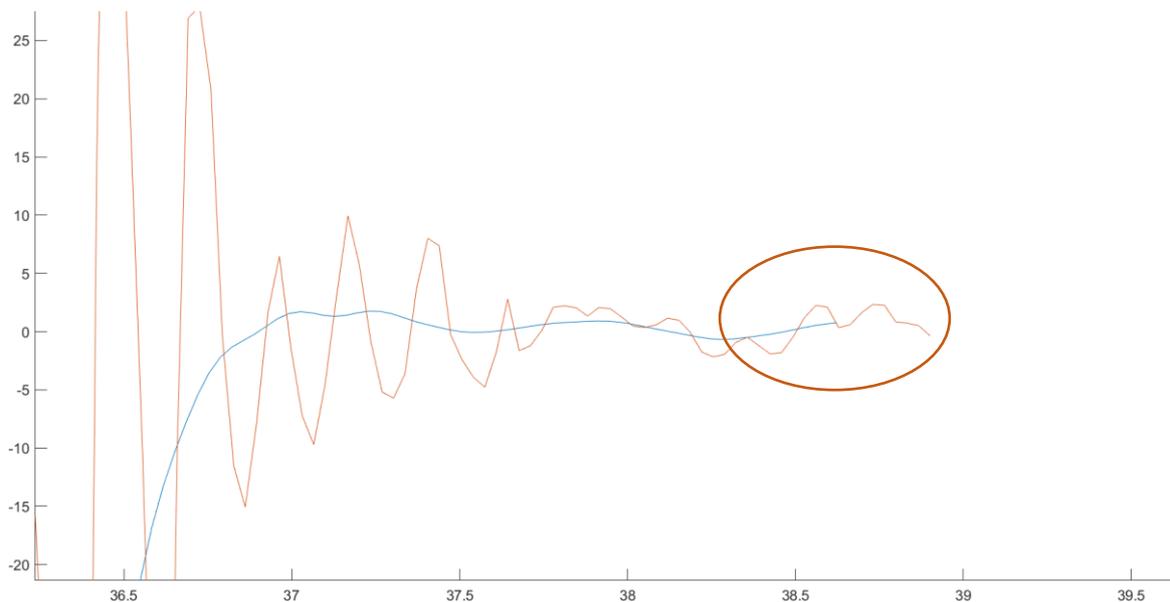


Ilustración 42- Extremo final acortada de la señal filtrada (la señal con curvas suaves es la señal filtrada).

Por tanto, a la señal filtrada se le añade (o se le acolcha) un vector de elementos del valor constante (offset, previamente calculado) adjuntado al final del vector de la señal filtrada. Para más detalle ver las funciones *physicsFiltering* y *chronoBlock* adjuntas en Anexo N° 03.

4.5.10. Cronómetro

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal velocidad angular X del giróscopo	Detección de eventos
La señal velocidad angular Z del giróscopo	Detección de eventos

Tabla 9- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en el cronómetro

Se crea una función llamada *testTime* que consiste en detectar diferentes eventos en las señales de velocidad angular para calcular los parámetros temporales, los cuales son:

- Duración del test
- Tiempo en pararse
- Tiempo de marcha
- Tiempo en sentarse

En un principio después de hacer la hipótesis se pensaba que con la velocidad ang. X se podría extraer los eventos, pero a medida que se definía el algoritmo me veía obligado a introducir otra señal del giróscopo, concretamente la velocidad ang. Z, para determinar en concreto el tiempo cuando el usuario ya se dispone a sentarse otra vez. A la componente Z previamente se le hace un preprocesado de los pasos anteriores similar al que se le hace a la componente X antes de pasar por la función cronómetro.

El cálculo es realizar simplemente los incrementos de tiempo para cada fase.

El número de eventos tomados son 4 (ver imagen 43, 44, 45 y 46).

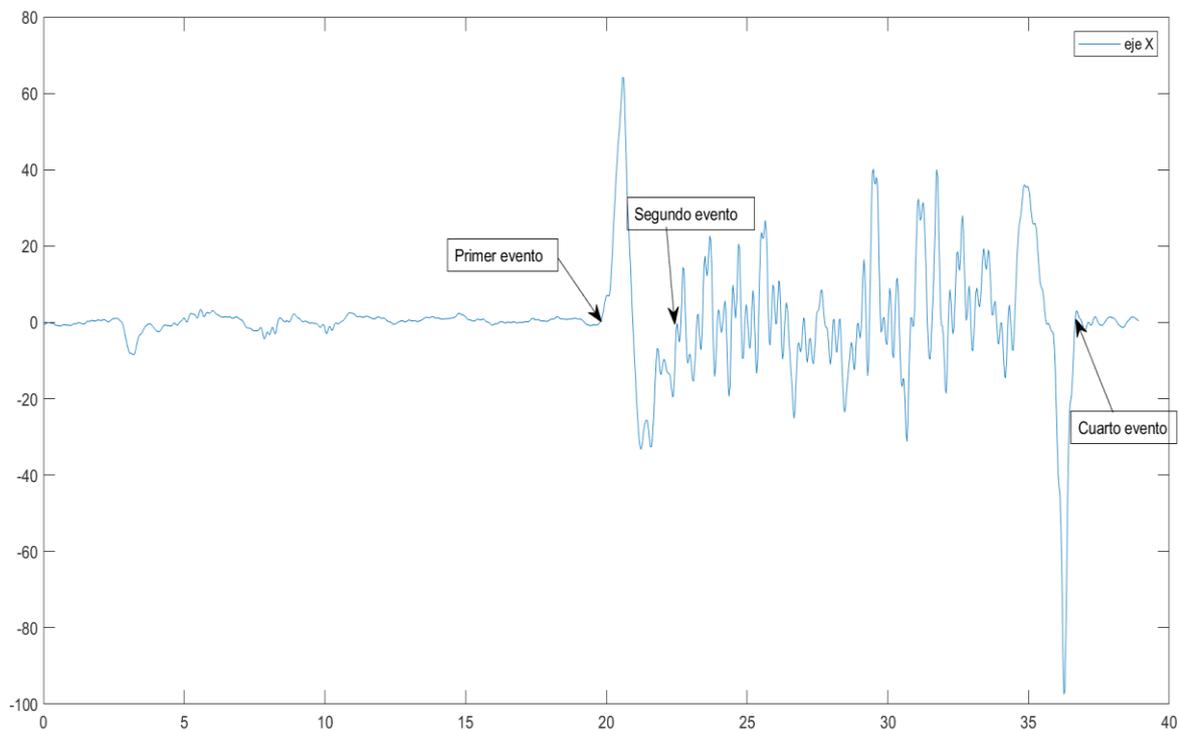


Ilustración 43- Tres eventos tomados en la señal componente (eje) X expresada en %s

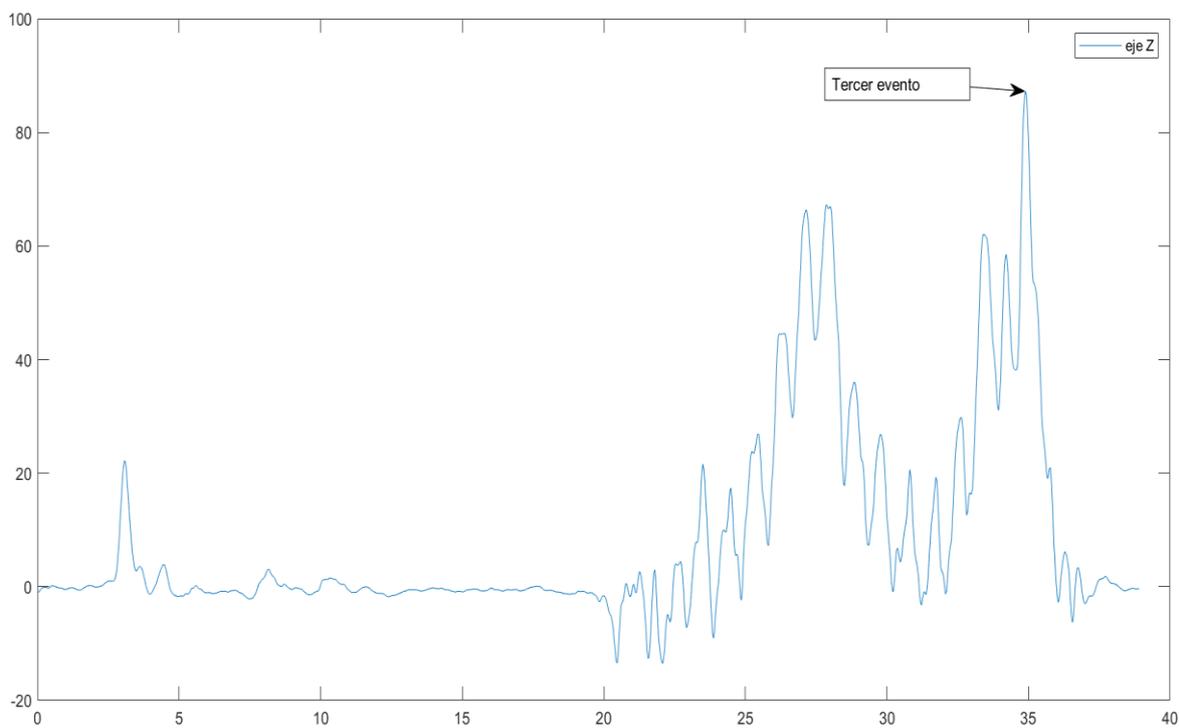


Ilustración 44- Un evento tomado en la señal componente (eje) Z expresada en %s

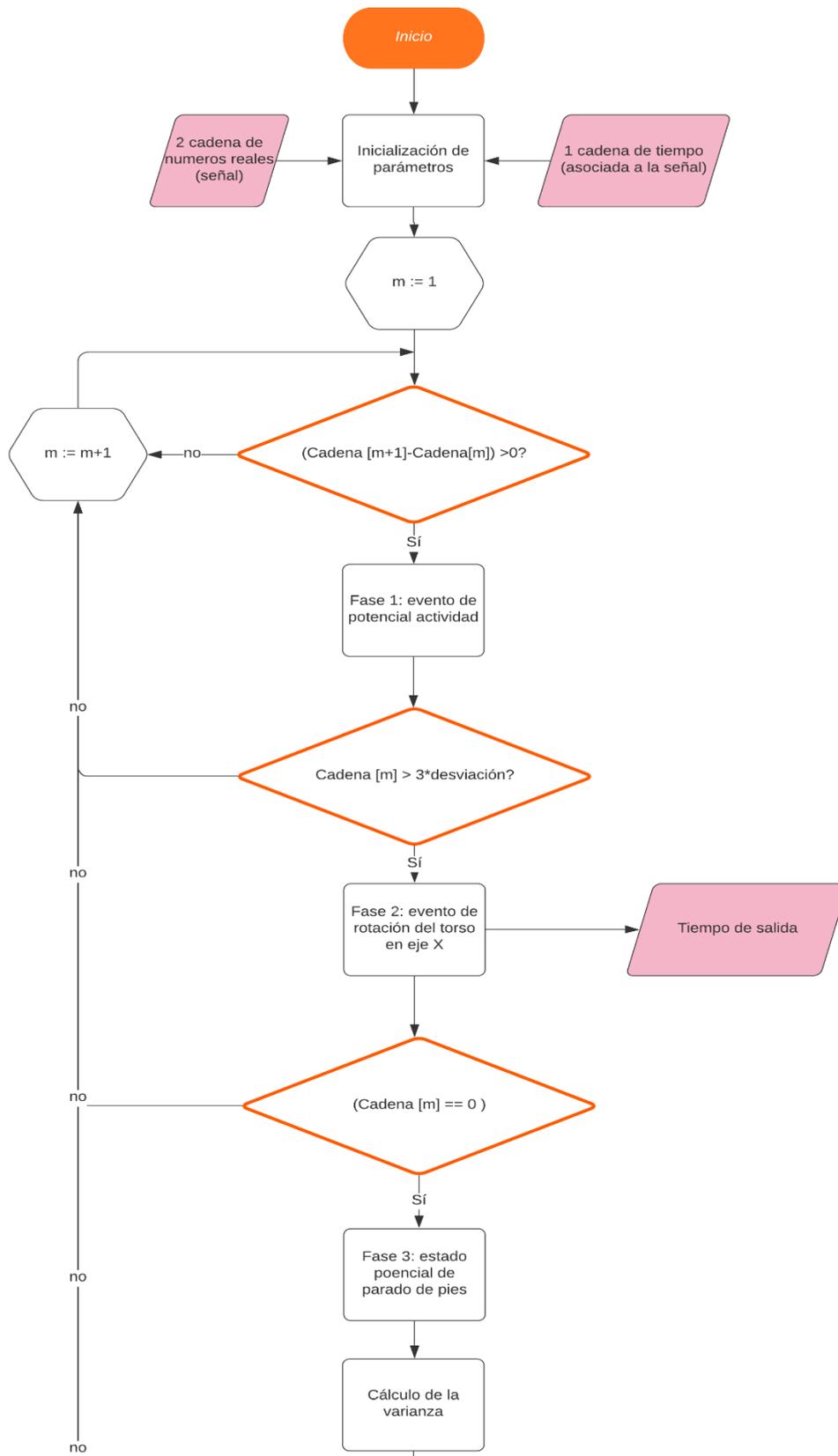


Ilustración 45- Algoritmo del cronómetro, parte 1 (ver funciones *timeTest* y *chronoBlock* en en Anexo N° 03)

La ilustración 45 continua con la ilustración siguiente

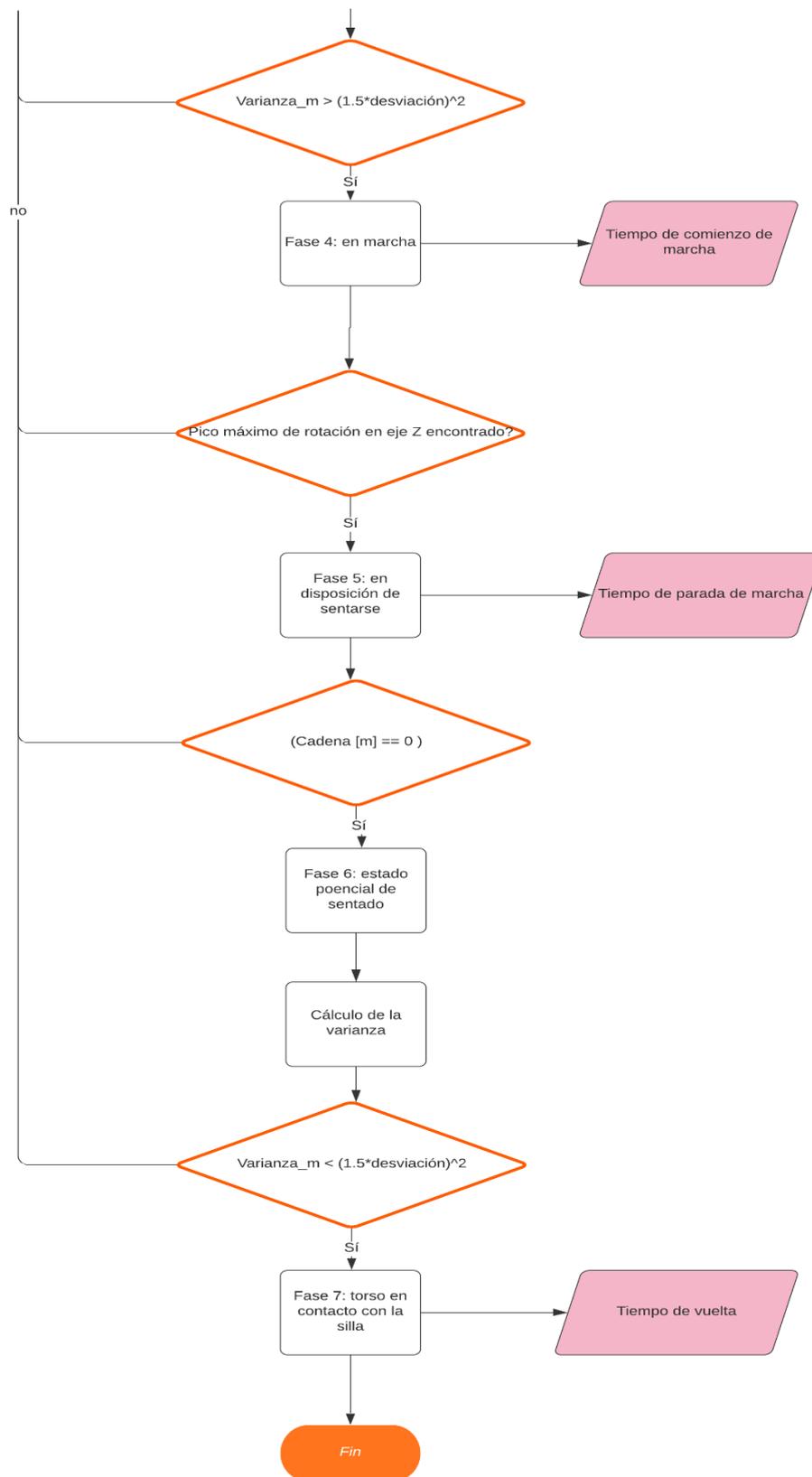


Ilustración 46- Algoritmo del cronómetro, parte 2 (ver funciones timeTest y chronoBlock en Anexo Nº 03)

4.5.11. Determinación de la frecuencia dominante (paso) en la señal

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
La señal aceleración X del acelerómetro	Transformada de Fourier de tiempo corto y promediado matricial.
La señal aceleración Y del acelerómetro	Transformada de Fourier de tiempo corto y promediado matricial.
La señal aceleración Z del acelerómetro	Transformada de Fourier de tiempo corto y promediado matricial.
El tiempo expresado en unidades de SI asignado para las señales de acelerómetro	Se toma como valores de referencia temporal tanto en la transformada de Fourier de tiempo corto como en el promediado matricial.

Tabla 10- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación de la frecuencia dominante

Anteriormente, en las primeras acciones preliminares, se hizo un análisis espectral para todo el rango temporal de la señal, que quería decir que están todos los componentes de frecuencias mezclados que aparecen y desaparecen a lo largo del tiempo. Eso supone por ejemplo que cuando se quiera calcular la frecuencia dominante mediante un promedio ponderado, habrá otros componentes de frecuencias diferentes en tiempos diferentes que destacaran por su potencia y puedan enmascarar el valor del promedio ponderado. La idea entonces es partir la señal a trozos y fijarnos en el intervalo en que la persona comienza a andar y pare de andar.

Entonces buscando una otra alternativa en vez de la Transformada de Fourier, de buenas a primeras se encontró con la Transformada de Fourier de tiempo corto [20], que es una herramienta matemática que deriva de la propia FT. La STFT⁶ me permite detectar la frecuencia dominante que ocurre entre intervalos pequeños temporales adyacentes en la señal, desde el principio hasta el final de la misma. Simplificando la definición, la STFT depende, además de la frecuencia, del tiempo.

Por lo tanto, teniendo esta herramienta, se crea un algoritmo automático que diera como resultado la frecuencia dominante en la señal (ver siguiente imagen).

⁶ Sigla en inglés, cuyo nombre es Short-Time Fourier Transform

```

avgdSignal_xyz = mean(selectdSGNAL);
[~, LAMBDA, PHI] = magtd_orient(avgdSignal_xyz);

if LAMBDA <= 10% Rango angular para selección del componente Z, o Z e Y
% Cálculo de la estimación del espectro de potencia localizado en el tiempo
[p1, f, ~] = pspectrum(newSignal, selectdTIME, ...
    'spectrogram', ...
    'FrequencyLimits', frequencyLimits, ...
    'Leakage', leakage, ...
    'OverlapPercent', overlapPercent);
p = p1;

elseif LAMBDA > 10

if abs(PHI) >= 60% Rango angular para selección del componente Z e Y, o Z, Y, y X
% Cálculo de la estimación del espectro de potencia localizado en el tiempo
[p1, f, ~] = pspectrum(newSignal, selectdTIME, ...
    'spectrogram', ...
    'FrequencyLimits', frequencyLimits, ...
    'Leakage', leakage, ...
    'OverlapPercent', overlapPercent);
[p2, ~, ~] = pspectrum(newSignal2, selectdTIME, ...
    'spectrogram', ...
    'FrequencyLimits', frequencyLimits, ...
    'Leakage', leakage, ...
    'OverlapPercent', overlapPercent);
p = p1+p2;
    
```

Ilustración 47- Primer paso en el cálculo de la frecuencia dominante que depende de la orientación del sensor.

Como se puede observar en la imagen de encima, previamente se calcula la orientación (ver función *magtd_orient* en Anexo N° 03) del sensor con respecto a la gravedad, y se decide en función de si ángulo Lambda es menor que 10° entonces solo usar la componente Z del acelerómetro para el cálculo de la STFT. Por el contrario, si Lambda es mayor que 10° y Phi mayor que 60° se usa entonces las componentes Z e Y del acelerómetro. Y si en ninguno de los casos anteriores se cumplen, se usan las tres componentes Z, Y, y X (ver más código en *freqBlock* en Anexo N° 03). Para comprender porque esto es así, a continuación se ilustra un ejemplo sencillo:

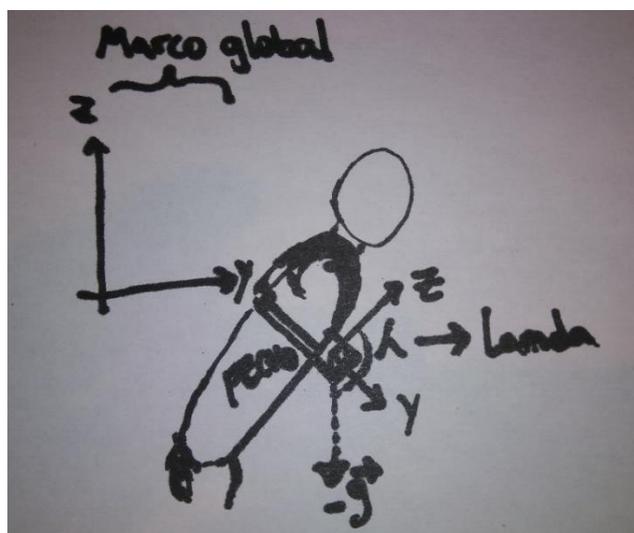


Ilustración 48- Relación del ángulo Lambda entre la gravedad y los componentes Z e Y

Tomando la imagen de arriba, la gravedad con respecto al marco global es negativa, pero, recordando unos comentarios hechos en el capítulo 2 del marco teórico, la gravedad con respecto al marco local (sensor) es positiva. Por eso se le ha puesto un 'menos' a la gravedad negativa que se aprecia en la imagen 48. Por tanto, el vector de la gravedad cambia de sentido hacia arriba, y entonces el ángulo Lambda se mide ahora con respecto al nuevo vector gravedad girado.

De modo que, cuando una persona camina recto, toda la aceleración generada por el vaivén vertical de la marcha es medida por la componente Z, es decir con Lambda 0°. En otro escenario puede ocurrir que la persona camine encorvado, por ejemplo a 30°, entonces toda la aceleración del vaivén vertical de la marcha se reparte en las componentes Z e Y.

Volviendo a la imagen 47, dentro de cada sentencia condicional, se usa la función *pspectrum* que calcula la STFT. Se presta atención al parámetro de salida 'p' que es una matriz de potencia (ver ecuación 7) que depende del tiempo y de la frecuencia, y es otra forma de representar la densidad espectral, además de la energía. En varios elementos de esa matriz se almacena los valores de la potencia dominante repartidos en las frecuencias y en el tiempo.

```

%% Cálculo de la frecuencia predominante por medio de un promediado matricial
wghtedFreqs = sum(p.*f);
sumPowers = sum(p);
avgdFreqs = wghtedFreqs./sumPowers; % Localizados en dominio de frecuencias para...
% determinados instantes de tiempo
dmnantFREQ = mean(avgdFreqs);

```

Media ponderada

Media aritmética

Ilustración 49- Cálculo de promediado matricial de la frecuencia dominante

A partir de esa matriz, se hace primero una media ponderada con referencia a las frecuencias (parámetro 'f') y después se hace una media aritmética con referencia al tiempo. (Esta última parte también está en la función *freqBlock* en Anexo N° 03).

Previo a la aplicación del algoritmo, se hace un filtrado pasa-banda de las señales pertinentes y definido a frecuencias críticas de 0.017 y 5.493 Hz. La elección de esas dos frecuencias críticas se debe a que es el rango de frecuencias en el que todas las actividades de todos los usuarios se localizan.

4.5.12. Determinación del resto de parámetros

Datos que se utilizan	Procesado que se les aplica
Tiempo de marcha	Cálculo lineal simple
Frecuencia dominante	Cálculo lineal simple y matricial

Tabla 11- Relación entre datos utilizados y sus tratamientos en la determinación del resto de parámetros

Teniendo 1 de los parámetros temporales obtenido anteriormente, y la frecuencia dominante como parámetro de novedad en el presente estudio, se procede a calcular los restos de parámetros temporales y espaciales.

```

%% Parametros internos
returnRadius = 0.35;% (m)
straightPath = 3;% (m)
shiftPath = sqrt(straightPath^2+returnRadius^2);% (m)
semicircum = returnRadius*pi;% (m)
totalPath = 2*shiftPath+semicircum;% (m)

%% Cálculo de la velocidad media y la longitud media de la zancada.
linearSPEED = totalPath/walkDURATION*100;% en centimetros
stepLength = linearSPEED*1/stepFREQ;
strideLENGTH = stepLength*2;

```

Ilustración 50- Parámetros espaciales

Como se observa en la imagen anterior, la velocidad lineal media se calcula siendo proporcional al recorrido (*totalPath*) previamente calculado en parámetros internos e inversamente proporcional al tiempo de marcha (*walkDuration*), que es un parámetro de entrada. La longitud de zancada se calcula dividiendo la velocidad media entre la frecuencia dominante y multiplicándolo por 2. Para más detalle ver función *estimdSpacialParams* en Anexo N° 03.

```

%% Parametros internos
stance = 0.6;% factor temporal en una marcha normal
swing = 0.4;% factor temporal en una marcha normal

%% Cálculo de la velocidad media y la longitud media de doble zancada.
stepTIME = 1/stepFREQ;
strideTIME = 1/stepFREQ*2;
stanceTIME = strideTIME*stance;
swingTIME = strideTIME*swing;
supports = [2 1; 1 1]\[stanceTIME; stepTIME];% Calculo de la duración de los puntos de soportes...
% sobre el suelo (simple y doble apoyo de los pies en el suelo).
singleSUPP = supports(2)/strideTIME*100;
doubleSUPP = supports(1)/strideTIME*100;
CADENCE = stepFREQ*60;
stepNUM = floor(stepFREQ*walkDURATION);
strideNUM = floor(stepNUM/2);

end

```

Ilustración 51- Parámetros temporales

Como se aprecia en la imagen de arriba, el tiempo de paso (*stepTime*) se calcula haciendo la inversa de la frecuencia dominante (es un parámetro de entrada). El tiempo de zancada (*strideTime*) se calcula multiplicando el tiempo de paso por 2. El tiempo de posicionamiento (*stanceTime*) se calcula multiplicando el factor de *stance* siempre y cuando se está considerando que el sujeto tiene una marcha normal. Lo mismo se hace para el tiempo de balanceo (*swingTime*), con esa suposición. Las ratios de doble apoyo y simple apoyo (*supports*) se calcula mediante una matriz que representan dos ecuaciones lineales independientes. La cadencia (*Cadence*) se calcula multiplicando la frecuencia dominante por 60. El número de pasos (*stepNum*) se calcula multiplicando el tiempo de marcha (*walkDuration*, un parámetro de entrada) por la frecuencia dominante (*stepFreq*) y se redondea hacia abajo. Por último, el número de zancadas (*strideNum*) se calcula dividiendo el número de pasos por 2 y se redondea hacia abajo. Para más detalle ver función *estimdTmpralParams* en Anexo N° 03.

Como culminación del estudio se construye una función principal que integra todos los algoritmos presentados hasta ahora. Y se le añade una función de aplicación de reporte sencilla. Ver función *gaitReport* en Anexo N° 03.

5. Resultados

Como fuente de medida de referencia se han utilizado los vídeos. Los vídeos que se recopilaban no muestran o que es difícil de extraer con exactitud todos los parámetros para hacer una comparación completa. Por lo que se ha tenido que escoger unos cuantos de la aplicación a criterio del autor con los que se podían comparar. Los parámetros escogidos son: duración del test, tiempo de marcha, tiempo de zancada, número de zancadas y cadencia. El criterio de elección está basado en cómo reacciona el usuario en completar la prueba (duración del test y tiempo de marcha). En cómo decide ejecutar la zancada (tiempo de zancada). En cómo decide en repartir sus esfuerzos durante la prueba (número de zancadas). Y en cómo de rápido ejecuta sus pasos (cadencia).

En la siguiente tabla se muestra el reporte del test a una persona {A, hombre}:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	17.612
	Tiempo en pararse (s)	2.89
	Tiempo de marcha (s)	12.342
	Tiempo en sentarse (s)	2.38
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.441377
	Tiempo de balanceo (s)	0.294251
	Tiempo de zancada cíclica (s)	0.735629
	Tiempo de simple paso (s)	0.367814
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	163.126
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	16
	Numero de pasos	33
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	57.8533
	Longitud de zancada (cm)	42.5585

Tabla 12- Reporte sobre el usuario {A, hombre}⁷

⁷ El tiempo de posicionamiento, es el tiempo *stance*, y el de balanceo, el *swing*.

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	16.499	17.612
Tiempo de marcha (s)	11.933	12.342
Tiempo de zancada (s)	0.753	0.7356
Numero de zancadas (s)	14	16
Cadencia (pasos/min)	150.84	163.126

Tabla 13- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {A, hombre}

Se pueden observar diferencias, algunas más que otras. El parámetro de la aplicación que más se aproxima al de referencia es el de tiempo de zancada. Las diferencias no superan más de 1,5 segundos. En el que hay más discrepancia es la cadencia. Cabe notar que el algoritmo, que se está empleando en la obtención de los parámetros temporales, cuenta a partir de que el sujeto comience a rotar su torso como un evento previo a la superación de la fase de levantarse. Igual cuando el sujeto vuelve a sentarse, el cronometro automático se para cuando el torso del sujeto toca el respaldo de la silla.

A continuación, se presenta el reporte del test a una persona {B, hombre}:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	35.326
	Tiempo en pararse (s)	3.638
	Tiempo de marcha (s)	24.548
	Tiempo en sentarse (s)	7.14
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.690785
	Tiempo de balanceo (s)	0.460523
	Tiempo de zancada cíclica (s)	1.15131
	Tiempo de simple paso (s)	0.575654
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	104.229
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	21
	Numero de pasos	42
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	29.0869
	Longitud de zancada (cm)	33.488

Tabla 14- Reporte sobre el usuario {B, hombre}

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	33.298	35.326
Tiempo de marcha (s)	22.783	24.548
Tiempo de zancada (s)	1.337	1.15131
Numero de zancadas (s)	19	21
Cadencia (pasos/min)	100.07	104.229

Tabla 15- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {B, hombre}

Se aprecia que la aplicación tiende tener un retraso de al menos 2 segundos. El parámetro de la aplicación que más se aproxima a la de referencia es el tiempo de zancada.

Seguidamente se presenta el reporte del test a una persona {C, mujer}:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	15.844
	Tiempo en pararse (s)	3.366
	Tiempo de marcha (s)	10.064
	Tiempo en sentarse (s)	2.414
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.489266
	Tiempo de balanceo (s)	0.326177
	Tiempo de zancada cíclica (s)	0.815443
	Tiempo de simple paso (s)	0.407721
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	147.159
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	12
	Numero de pasos	24
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	70.9485
	Longitud de zancada (cm)	57.8544

Tabla 16- Reporte sobre el usuario {C, mujer}

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	15.265	15.844
Tiempo de marcha (s)	9.5	10.064
Tiempo de zancada (s)	1.001	0.8154
Numero de zancadas (s)	10	12
Cadencia (pasos/min)	126.316	147.159

Tabla 17- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {C, mujer}

Se percata que cuanto más rápido va la persona, más se aproxima los valores de la aplicación a los de referencia. En cambio, respecto al tiempo de zancada ambas medidas resultan tener diferencias entre sí. Una posible explicación al fenómeno de retardo temporal es por la implementación del filtro.

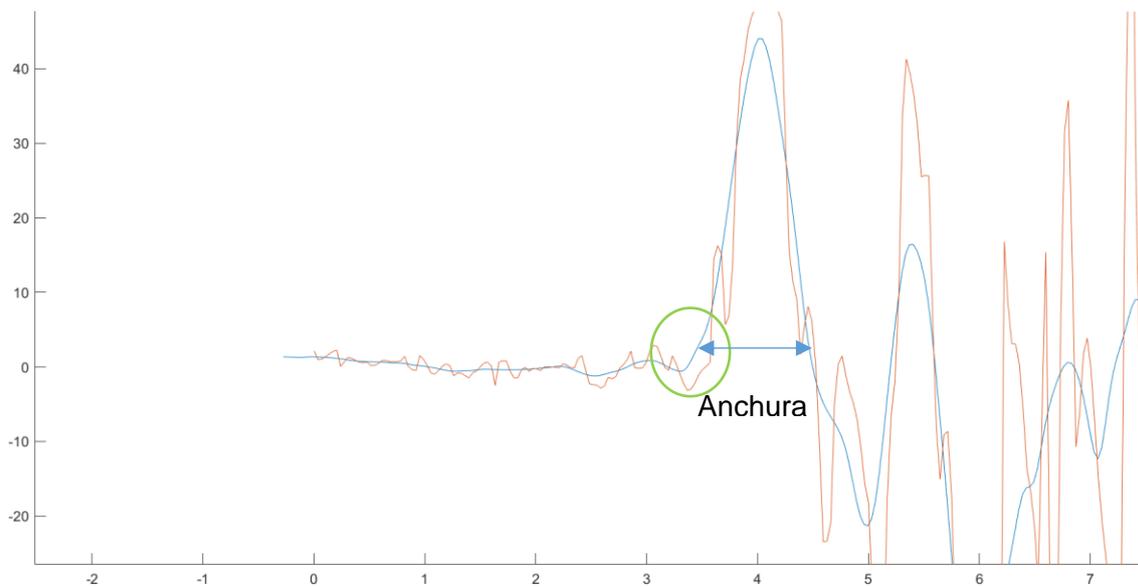


Ilustración 52- Diferencias entre señal original y señal filtrada

Cuando se filtra las altas frecuencias, la forma final de una señal con sus componentes de bajas frecuencias es más ancha en zonas donde hay picos bruscos. Como se puede apreciar en el círculo naranja que marca una zona entre 3 y 4 segundos, en esa zona la función testTime se activa antes de lo previsto porque hay una pendiente que sobresale de la señal original. Igual en el final de ésta hay otro pico brusco que se ensancha por el efecto filtrado y por tanto tarda más en pararse el cronómetro.

A continuación, se presenta 3 comparaciones más de distintas personas:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	14.586
	Tiempo en pararse (s)	1.734
	Tiempo de marcha (s)	8.67
	Tiempo en sentarse (s)	4.182
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.584016
	Tiempo de balanceo (s)	0.389344
	Tiempo de zancada cíclica (s)	0.97336
	Tiempo de simple paso (s)	0.48668
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	123.284
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	8
	Numero de pasos	17
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	82.3559
	Longitud de zancada (cm)	80.1619

Tabla 18- Reporte sobre el usuario {D, hombre}

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	14.003	14.586
Tiempo de marcha (s)	8.5	8.67
Tiempo de zancada (s)	1.115	0.97336
Numero de zancadas (s)	8	8
Cadencia (pasos/min)	120	123.284

Tabla 19- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {D, hombre}

Se confirma que cuanto más rápido va la persona, más se aproxima los valores de la aplicación a los de referencia.

Seguidamente se presenta el 5to reporte:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	27.37
	Tiempo en pararse (s)	2.55
	Tiempo de marcha (s)	17.646
	Tiempo en sentarse (s)	7.174
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.565205
	Tiempo de balanceo (s)	0.376803
	Tiempo de zancada cíclica (s)	0.942009
	Tiempo de simple paso (s)	0.471004
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	127.387
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	18
	Numero de pasos	37
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	40.4639
	Longitud de zancada (cm)	38.1173

Tabla 20- Reporte sobre el usuario {E, hombre}

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	27.164	27.37
Tiempo de marcha (s)	16.984	17.646
Tiempo de zancada (s)	0.971	0.942009
Numero de zancadas (s)	18	18
Cadencia (pasos/min)	127.178	127.387

Tabla 21- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {E, hombre}

Por último, se presenta el 6to reporte:

Parámetros temporales	Duración del test TUG (s)	14.212
	Tiempo en pararse (s)	1.36
	Tiempo de marcha (s)	9.52
	Tiempo en sentarse (s)	3.332
	Tiempo de posicionamiento (s)	0.73009
	Tiempo de balanceo (s)	0.486727
	Tiempo de zancada cíclica (s)	1.21682
	Tiempo de simple paso (s)	0.608408
	Ratio de apoyo doble (%)	10
	Ratio de simple apoyo (%)	40
	Cadencia (pasos/min)	98.618
Parámetros numéricos	Numero de zancadas	7
	Numero de pasos	15
Parámetros espaciales	Vel. media de marcha (cm/s)	75.0027
	Longitud de zancada (cm)	91.2645

Tabla 22- Reporte sobre el usuario {F, mujer}

Parámetro	Fuente de referencia (vídeo)	Aplicación de reporte
Duración del test (s)	14.752	14.212
Tiempo de marcha (s)	9.345	9.52
Tiempo de zancada (s)	1.347	1.21682
Numero de zancadas (s)	8	7
Cadencia (pasos/min)	102.73	98.618

Tabla 23- Comparación entre fuente alternativa y aplicación de reporte, sobre el sujeto {F, mujer}

Cabe destacar que, en todos los reportes, la ratio de doble apoyo y la ratio de simple apoyo resultan idénticas respectivamente. Esto puede ser debido a que se ha considerado a los participantes como caminantes sin que sufra alguna patología neuro-locomotor. Es decir, tienen marcha simétrica.

6. Presupuesto

El presupuesto debido a ejecución material y mano de obra, asciende a la cantidad de **VEINTE MIL CUARENTA Y NUEVE CON TRENTA Y SIETE CÉNTIMOS.**

Presupuesto de Ejecución Material y Mano de Obra

Estudio	" Estudio de viabilidad de sensores inerciales (IMUs) para el análisis de Timed Up & Go test"				
Alumno	Sergio Renato Cuadros Ibargüen				
Titulación	Ingeniería Electrónica Industrial y Automática				
Institución	Escola Superior d'Enginyeries Industrial, Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa - Universitat Politècnica de Catalunya				
Ubicación	Barcelona, Cataluña - España	Fecha a:	Junio - 2020		
IU Código	Descripción	Unidad	Cantidad	Precio €	Parcial €
<u>MANO DE OBRA</u>					
01 00101	TÉCNICO OPERARIO DE SISTEMAS Y RECOPIACIÓN DE DATOS	HH	200,00	7,50	1.500,00
01 00102	TÉCNICO OPER. DE SEÑALES Y LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN M	HH	480,00	7,50	3.600,00
01 00103	TÉCNICO OPER. EN INVESTIGACIÓN DE OPERACIONES Y ESTADÍSTICA	HH	760,00	7,50	5.700,00
01 00104	AYUDANTE TÉCNICO EN CLASIFICACIÓN Y EDICIÓN	HH	304,00	5,40	1.641,60
					12.441,60 €
<u>MATERIALES</u>					
02 00101	SOFTWARE ACADÉMICOS DE ESTUDIANTES - UPC	GBL	1,00	0,10	0,10
02 00102	MATERIAL BIBLIOGRAFICO - FICHAS TÉCNICAS ELECTRÓNICAS	UND	23,00	25,00	575,00
02 00103	MEMORIA USB - MATERIAL AUDIOVISUAL TUG TEST	UND	1,00	35,00	35,00
02 00104	TINTA NEGRA Y MULTICOLOR DE IMPRESORA	UND	4,00	40,00	160,00
02 00105	PAPELERÍA Y ARTICULOS DE ESCRITORIO - GABINETE ESTUDIO	GBL	1,00	180,00	180,00
					950,10 €
<u>EQUIPO</u>					
03 00101	MESA DE TRABAJO - ESCRITORIO	MES	5,00	40,00	200,00
03 00102	LAPTOP - CORE i7 8va. GEN, 256 GB RAM + 2 GB VIDEO	HM	1.280,00	3,00	3.840,00

03 00103	LAMPARAS DE ILUMINACIÓN PORTATIL DE ESCRITORIO	UND	2,00	45,00	90,00
03 00104	ESTANTE LIBRERO	UND	2,00	120,00	240,00
03 00106	IMPRESORA MULTIFUNCIONAL	UND	1,00	230,00	230,00
03 00107	SILLA MOVIL GIRATORIA DE ESCRITORIO	UND	1,00	145,00	145,00
					4.745,00 €
COSTO DIRECTO - PRESUPUESTO NETO					18.226,70
GASTOS GENERALES					10 % 1.822,67
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL Y MANO DE OBRA					19.950,37 €

Son: VEINTE MIL CUARENTA Y NUEVE CON 37 CÉNTIMOS

Tabla 24- Presupuesto del proyecto

7. Conclusiones

A lo largo de este escrito se ha podido ver como se introducía el mundo del procesamiento de señales, empezando por el dispositivo inercial que en los últimos tiempos ha entrado con fuerza en áreas donde el monitoreo y control de movimiento eran cruciales en el rendimiento del trabajo empresarial, científico y de ingeniería.

Se ha definido un área de aplicación, que es trazar el movimiento del cuerpo humano en marcha y deducir los parámetros que subyacen en él. La población de tercera edad era de mucho interés porqué, a esas edades, el deterioro de las funciones locomotoras influía en el comportamiento de los ancianos. A raíz de esto, se han definido las acciones para poder llevar a cabo los hallazgos de los parámetros que subyacían en la actividad cinética de aquella población, y evaluar si la inclusión de la IMU en el test TUG era viable. Por lo que, al haberse culminado el proyecto, es seguro de que éste tiene mucho potencial en el redescubrimiento de la cinética que gobierna en el cuerpo humano a través de la IMU. Que lo que se ha conseguido hasta aquí es solo una parte pequeña de lo que es ese mundo de la cinemática humana, tan compleja y sencilla a la vez. Se puede decir, que el progreso del proyecto ha sido satisfactorio con la validación de la hipótesis experimental, aun pensando que se podría haber hecho mejor en ciertos aspectos, sobre todo en la creación de una aplicación más interactiva de reporte.

7.1. Conclusiones técnicas

En relación a los resultados de las comparaciones, se puede concluir que la robustez de los algoritmos informáticos es de un 96.67%.

El coeficiente de relación de Spearman para el parámetro de duración del Test es de 0,9428. Eso quiere decir que existe una relación alta entre la medida real y la estimada.

En el caso del parámetro tiempo de marcha el coeficiente de relación es de 1. Se puede indicar que existe una exacta relación entre la medida real y la estimada.

En el caso del parámetro de tiempo de zancada el coeficiente es de 0,8286, lo cual muestra que hay una buena relación entre la medida real y la estimada.

En el caso de cadencia, el coeficiente da como valor de 0.5428. Se puede decir que la relación es medianamente existente entre la medida real y la estimada.

Por último, el coeficiente de Spearman aplicado en el número de pasos es de 1. Por lo tanto, existe una exacta relación entre la medida real y la estimada.

En general, el desarrollo del estudio ha tenido buena base técnica para al menos dar con las soluciones más sencillas. Aunque las herramientas y técnicas con las que se apoyó la

presente investigación, no han sido lo suficientemente amplias para depurar en el meollo de la cuestión.

7.2. Trabajos futuros

Futuras líneas de investigación de ámbitos variados, como las aplicaciones directas a la telemedicina y las interconsultas que abarcan diagnósticos, prevención y tratamiento de enfermedades. En el caso de movilidad, reporte de casos offline, monitorización y alerta, y sistemas de geolocalización.

Por otro lado, este estudio también sirve para incursionar en ámbitos donde se aplica el procesamiento de señales (datos) y proporcione nuevos enfoques de estudios y resoluciones, como es en el caso del control de sistemas industriales, y por qué no en aplicaciones de control de vehículos móviles autónomos.

8. Referencias bibliográficas

- [1] C. A. Guillamón, "Projecte de desenvolupament d'una unitat de mesura inercial portàtil per a la millora del rendiment esportiu," UPC, 2019.
- [2] X. Ferre *et al.*, "Gait Speed Measurement for Elderly Patients with Risk of Frailty," *Mob. Inf. Syst.*, vol. 2017, p. 1, 2017, doi: 10.1155/2017/1310345.
- [3] N. Ahmad, R. A. R. Ghazilla, N. M. Khairi, and V. Kasi, "Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications," *Int. J. Signal Process. Syst.*, pp. 256–262, 2013, doi: 10.12720/ijsp.1.2.256-262.
- [4] S. A. Ludwig and K. D. Burnham, "Comparison of Euler Estimate using Extended Kalman Filter, Madgwick and Mahony on Quadcopter Flight Data," in *2018 International Conference on Unmanned Aircraft Systems (ICUAS)*, 2018, pp. 1236–1241, doi: 10.1109/ICUAS.2018.8453465.
- [5] E. C. Frick and E. C. Frick, "Mitigation of magnetic interference and compensation of bias drift in inertial sensors," University of Iowa, 2015.
- [6] A. Chaudhry, C. Shih, A. Skillin, and D. Witcpalek, "Inertial Measurement Units," 2018, pp. 1–30.
- [7] Á. M. Varela Martínez, "Funciones ortogonales y series de Fourier," Vigo. Accessed: Jun. 28, 2020. [Online]. Available: <http://www.dma.uvigo.es/~aurea/docencia.html>.
- [8] "Transformada de Fourier." http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica3/simbolico/fourier/fourier_1.html (accessed Jun. 28, 2020).
- [9] "Bandwidth vs. Frequency - Subsampling Concepts | TI.com Video." <https://training.ti.com/bandwidth-vs-frequency-subsampling-concepts> (accessed Jun. 28, 2020).
- [10] "Transformada Z." https://es.wikipedia.org/wiki/Transformada_Z (accessed Jun. 29, 2020).
- [11] Bergman H *et al.*, *Encyclopedia of Aging*, 1st ed. Macmillan Reference USA, 2002.
- [12] "Timed Up and Go: Valoración del riesgo de caída en personas mayores." <https://tufisio.net/timed-up-and-go-riesgo-caida.html> (accessed Feb. 04, 2020).
- [13] B. R. Greene *et al.*, "Longitudinal assessment of falls in patients with Parkinson's disease using inertial sensors and the Timed Up and Go test," *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.*, vol. 5, pp. 2055668317750811–2055668317750811, Jan. 2018, doi: 10.1177/2055668317750811.
- [14] W. Zijlstra and A. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking," *Gait Posture*, vol. 18, pp. 1–10, Nov. 2003, doi: 10.1016/S0966-6362(02)00190-X.

- [15] A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, and F. Cavallo, "Assessment of walking features from foot inertial sensing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 3, pp. 486–494, 2005, doi: 10.1109/TBME.2004.840727.
- [16] S. Yang and Q. Li, "Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: A systematic review," *Sensors (Switzerland)*, vol. 12, no. 5, pp. 6102–6116, 2012, doi: 10.3390/s120506102.
- [17] K. Aminian, P. Robert, E. Jequier, and Y. Schutz, "Estimation of speed and incline of walking using neural network," in *Conference Proceedings. 10th Anniversary. IMTC/94. Advanced Technologies in I & M. 1994 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference (Cat. No.94CH3424-9)*, 1994, pp. 160–162 vol.1, doi: 10.1109/IMTC.1994.352073.
- [18] S. Miyazaki, "Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 8, pp. 753–759, 1997, doi: 10.1109/10.605434.
- [19] "MATLAB," *Wikipedia, la enciclopedia libre*. <https://es.wikipedia.org/wiki/MATLAB> (accessed Jun. 29, 2020).
- [20] "Short-time Fourier transform - MATLAB stft." <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/stft.html> (accessed Jun. 29, 2020).

9. Anexos

Ver anexos en un documento aparte.