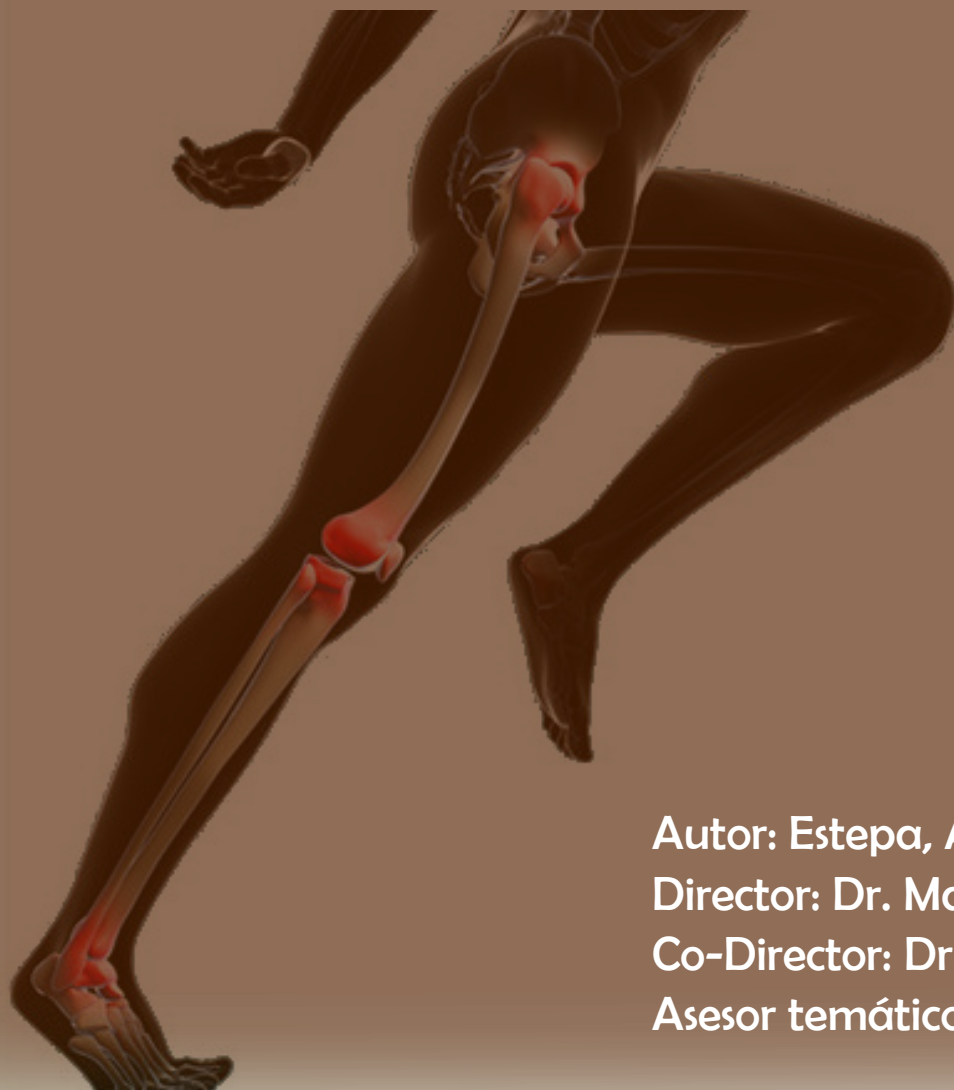


**FICH**

**UNL**

**Universidad Nacional del Litoral  
Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas  
Proyecto Final de Carrera**

# **Desarrollo de un sistema de control de rutinas basado en Kinect con aplicaciones en Neurorehabilitación**



**Autor: Estepa, Andrés  
Director: Dr. Martínez, César  
Co-Director: Dr. Albornoz, Enrique  
Asesor temático: Klgo. Sponton, Sergio**



**Universidad Nacional del Litoral**

**Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas  
Ingeniería en Informática**

Proyecto Final de Carrera

# **Desarrollo de un sistema de control de rutinas basado en Kinect con aplicaciones en Neurorehabilitación**

Autor: Estepa, Carlos Andrés

Director: Dr. Martínez, Cesar

Co-Director: Dr. Albornoz, Enrique

Asesor Temático: Klgo. Sponton, Sergio.

3 de julio de 2016

sinc(r) Research Institute for Signals, Systems and Computational Intelligence ([fich.unl.edu.ar/sinc](http://fich.unl.edu.ar/sinc))  
A. Estepa, C. E. Martínez, E. M. Albornoz & S. Sponton Piriz; "Desarrollo de un sistema de control de rutinas basado en Kinect con aplicaciones en Neurorehabilitación (Undergraduate project)"  
Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas - Universidad Nacional del Litoral, 2016.

---

# Prefacio

---

En los últimos años, el gran desarrollo tecnológico de la industria de los videojuegos ha volcado sus esfuerzos en crear nuevas formas de interacción con el usuario final. Gracias a esto, nuevos dispositivos han aparecido en el mercado acaparando la atención no sólo de la industria del entretenimiento, sino también de áreas relacionadas a la ingeniería y la medicina, las cuales han encontrado en dichos dispositivos características provechosas para cumplir diferentes funciones.

En particular, dispositivos que permiten una interacción natural con el usuario (*NUI*, del inglés *Natural User Interface*) tal como Microsoft Kinect, han resultado atractivos para el desarrollo de aplicaciones de rehabilitación, dado que permiten que el usuario realice movimientos que pueden ser controlados en tiempo real. Además, sumergen al usuario en un mundo virtual donde se lo mantiene estimulado y permiten hacer de la rehabilitación un proceso más lúdico.

Por otra parte, este tipo de dispositivos permiten relevar datos mientras se realizan las acciones, a partir de los cuales puede obtenerse información útil para los especialistas acerca de la performance del paciente que realiza los ejercicios. Con este tipo de herramientas, los especialistas pueden realizar un seguimiento de la evolución de los pacientes y en base a esto evaluar el desarrollo de la rehabilitación y configurar los diferentes ejercicios según las capacidades del individuo.

En este trabajo, se presenta un estudio y desarrollo de un sistema que posibilita la rehabilitación de pacientes neurológicos mediante la ejecución de tres ejercicios. La realización de este proyecto final se concibió dentro del

Instituto de Investigación en Señales, Sistemas e Inteligencia Computacional **sinc**(*i*) FICH-UNL/CONICET conjuntamente con el Centro de Rehabilitación e Investigación “Dr. Esteban Laureano Maradona” de la ciudad de Santa Fe. El diseño de los ejercicios de rehabilitación se realizó junto a los especialistas del Centro teniendo en cuenta las capacidades motrices de los pacientes y las posibilidades que brinda el dispositivo Microsoft Kinect para la interacción natural con una PC. Cada una de las rutinas fue evaluada por los especialistas quienes sugerían cambios antes de ser probadas con los pacientes.

Una vez finalizado el desarrollo y prueba del sistema, se diseñó una interfaz de usuario para que los especialistas puedan ajustar la exigencia de cada una de las rutinas a las capacidades del paciente. Además, se incorporó un módulo de análisis que permite reproducir los movimientos realizados por el paciente durante la sesión, y poder evaluar la evolución del mismo proporcionando gráficas de interés sobre las rutinas. Esta interfaz se desarrolló con el objetivo de implementar en el futuro un sistema de tele-rehabilitación, el cual permita que los pacientes realicen las rutinas desde la comodidad de su hogar y los especialistas puedan realizar una supervisión remota de las actividades.

Finalmente, es importante destacar que el desarrollo y los resultados de este trabajo han sido presentados en el “XX Congreso Argentino de Bioingeniería y IX Jornadas de Ingeniería Clínica” [1] y publicado en “Journal of Physics: Conference Series” [2].

Carlos Andrés Estepa  
Santa Fe, Argentina.  
3 de julio de 2016

---

# Índice general

---

<b>Prefacio</b>	<b>IV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación . . . . .	2
1.2. Estado del arte . . . . .	4
1.3. Objetivos . . . . .	6
1.3.1. Objetivos generales . . . . .	6
1.3.2. Objetivos específicos . . . . .	6
1.4. Alcances del Proyecto Final . . . . .	7
<b>2. Metodología y Herramientas</b>	<b>8</b>
2.1. Instituto médico . . . . .	9
2.2. Herramientas utilizadas . . . . .	9
2.2.1. Dispositivo Microsoft Kinect . . . . .	10
2.2.2. Conjunto de rutinas "Kinect with MS-SDK" . . . . .	16
2.2.3. Motor de videojuegos (Game Engine) . . . . .	16
2.2.4. Registros de rehabilitación . . . . .	17
2.2.5. Desarrollo de la interfaz gráfica . . . . .	19
2.3. Diseño y funcionamiento del sistema . . . . .	19
<b>3. Diseño y desarrollo de ejercicios de rehabilitación</b>	<b>22</b>

3.1.	La marcha humana . . . . .	23
3.1.1.	El ciclo de marcha . . . . .	23
3.1.2.	Alteraciones de la marcha . . . . .	24
3.1.3.	Fisiología de la marcha . . . . .	25
3.1.4.	Rehabilitación de la marcha . . . . .	28
3.2.	Configuraciones del dispositivo . . . . .	29
3.3.	Configuración del personaje virtual (Avatar) . . . . .	30
3.4.	Definición y desarrollo del Ejercicio 1 . . . . .	30
3.5.	Definición y desarrollo del Ejercicio 2 . . . . .	33
3.6.	Definición y desarrollo del Ejercicio 3 . . . . .	35
<b>4.</b>	<b>Interfaz de configuración y análisis</b>	<b>37</b>
4.1.	Registro de datos de pacientes . . . . .	38
4.2.	Configuración de ejercicios . . . . .	38
4.3.	Administración de pacientes y resultados . . . . .	40
4.3.1.	Resultados de los ejercicios . . . . .	41
4.4.	Análisis del movimiento . . . . .	43
<b>5.</b>	<b>Pruebas con pacientes</b>	<b>46</b>
5.1.	Descripción de pacientes de prueba . . . . .	47
5.2.	Resultados de pruebas con pacientes . . . . .	48
5.2.1.	Ejercicio 1 . . . . .	48
5.2.2.	Ejercicio 2 . . . . .	48
5.2.3.	Ejercicio 3 . . . . .	50
<b>6.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>53</b>
6.1.	Conclusiones . . . . .	54
6.2.	Comentarios finales . . . . .	55
<b>A.</b>	<b>Apéndice</b>	<b>60</b>
A.1.	Cálculo de los vectores de orientación para el movimiento del avatar . . . . .	60
A.1.1.	Puntos de la columna . . . . .	60
A.1.2.	Puntos del miembro superior . . . . .	62

A.1.3. Puntos del miembro inferior . . . . . 63



---

# Índice de figuras

---

2.1. Sala de rehabilitación del Centro . . . . .	10
2.2. Dispositivo Kinect . . . . .	10
2.3. Biblioteca Kinect . . . . .	11
2.4. Rango de visión de Kinect . . . . .	13
2.5. Reconocimiento de puntos articulares . . . . .	14
2.6. Seguimiento del esqueleto humano . . . . .	14
2.7. Diagrama de Entidad-Relación . . . . .	18
2.8. Esquema del sistema . . . . .	20
2.9. Pantalla de selección de rutina . . . . .	20
3.1. Ciclo de marcha . . . . .	23
3.2. Fases de la marcha . . . . .	24
3.3. Componentes de la marcha . . . . .	24
3.4. Neurofisiología de la marcha (adaptado de [3]) . . . . .	26
3.5. Estructura y visualización del avatar . . . . .	31
3.6. Configuración del ejercicio 1 ( $\theta = 15$ ) . . . . .	32
3.7. Ventana de evaluación del ejercicio 1 . . . . .	33
3.8. Escena del ejercicio 2 . . . . .	34
3.9. Escena del ejercicio 3 . . . . .	35
4.1. Interfaz de configuración . . . . .	38

4.2. Administración de pacientes . . . . .	40
4.3. Resultado de los ejercicios . . . . .	41
4.4. Resultado del ejercicio 1 . . . . .	42
4.5. Resultado del ejercicio 2 . . . . .	42
4.6. Resultado del ejercicio 3 . . . . .	42
4.7. Ventana para el análisis de los movimientos . . . . .	44
4.8. Ángulos de la rodilla (adaptado de [4]) . . . . .	45
5.1. Resultado del ejercicio 1 Paciente A . . . . .	48
5.2. Resultado del ejercicio 1 Paciente B . . . . .	49
5.3. Resultado del ejercicio 1 Paciente C . . . . .	49
5.4. Resultado del ejercicio 1 Paciente D . . . . .	50
5.5. Resultado del ejercicio 2 Paciente A . . . . .	50
5.6. Resultado del ejercicio 2 Paciente B . . . . .	51
5.7. Resultado del ejercicio 2 Paciente C . . . . .	51
5.8. Resultado del ejercicio 2 Paciente D . . . . .	52
5.9. Resultado del ejercicio 3 Paciente A . . . . .	52

## Introducción

---

- 1 En este capítulo se presenta la motivación del desarrollo de este Proyecto
- 2 Final de Carrera, seguido de una reseña sobre los desarrollos actuales en esta
- 3 área. Seguidamente, se exponen los objetivos generales y específicos, como
- 4 así también los alcances del proyecto.

5

## 6 1.1 Motivación

7 En la actualidad, el número de personas que padecen algún desorden neu-  
8 rológico es elevado y este número se incrementa año a año. Particularmente,  
9 en nuestro país, según el último censo nacional llevado a cabo en el año 2010,  
10 el 12,9% de la población presenta prevalencia parcial o permanente, la cual  
11 refiere a aquellas personas que declaran tener limitaciones y/o restricciones  
12 en las actividades diarias debido a una deficiencia física (ver, oír, caminar,  
13 agarrar objetos, entender, aprender, etc.) y que la afectan en forma perma-  
14 nente para desenvolverse en su vida cotidiana dentro de su entorno físico y  
15 social [5]. Los pacientes de este amplio grupo pueden sufrir diferentes tipos de  
16 trastornos, dentro de los cuales se incluyen la hemiplejía, afasia, problemas  
17 de percepción visual, trastornos cognitivos, depresión, falta de motivación,  
18 cambios de conducta, entre otros.

19 El proceso de rehabilitación es el único medio mediante el cual el pacien-  
20 te puede mejorar sus habilidades motoras y sensoriales. En dicho proceso,  
21 la Terapia Física (PT, del inglés *Physical Therapy*) es de vital importancia  
22 para recuperar habilidades motrices después de sufrir afecciones neurológicas  
23 [6–8]. Un estudio reciente [6] mostró que existe una fuerte evidencia en favor  
24 de la aplicación de la terapia física para rehabilitación de la marcha, balance  
25 y funciones del miembro superior. Además, las tareas específicas de entrena-  
26 miento con buena intensidad y repetición han demostrado buenos resultados  
27 en la rehabilitación de pacientes después de un accidente cerebrovascular  
28 (ACV) [6, 8].

29 Uno de los principales problemas en la rehabilitación de pacientes es lograr  
30 la adherencia de los mismos a la terapia y mantenerlos motivados. En este  
31 contexto, un nuevo género de videojuego denominado *Juego Serio* (“*Serious*  
32 *Games*”) ha emergido en los últimos años con un propósito primario diferen-  
33 te al mero entretenimiento. Aprovechando las características intrínsecas de  
34 los juegos, este tipo de aplicaciones busca entrenar alguna habilidad parti-  
35 cular del individuo, pueden utilizarse con fines educativos, y hasta permiten  
36 contribuir en el cuidado de la salud, entre otros [9, 10].

37 Gracias al desarrollo de la industria de los videojuegos, en los últimos años  
38 se han creado nuevos dispositivos de control. Los mismos han sido desarro-  
39 llados con el objetivo de reemplazar al joystick tradicional de las consolas,  
40 buscando nuevas formas de interacción con el usuario. Actualmente, podemos  
41 encontrar en el mercado dispositivos como Wii Balance Board, PlayStation

42 Move <sup>1</sup>, Microsoft Kinect <sup>2</sup>, entre otros. Particularmente, el campo de los  
43 “*Exergames*”, un subgrupo dentro de los “*Serious Games*”, ha tomado im-  
44 pulso gracias a la aparición de estos dispositivos. Este tipo de juegos busca  
45 que el usuario interactúe con el mundo virtual mediante el movimiento de  
46 alguna parte de su cuerpo, es decir, los movimientos se transforman en el  
47 control del juego.

48 Actualmente existe una gran cantidad de *Exergames* disponibles en el  
49 mercado, lo que posibilita la práctica de un amplio rango de tareas físicas  
50 y cognitivas. Sin embargo, al ser juegos diseñados para el público general  
51 pueden resultar inapropiados para personas con desórdenes neurológicos [11–  
52 13]. De este modo, los pacientes presentan problemas al manipular controles  
53 como la *Nintendo Wii Remote* [13] y no pueden responder adecuadamente a  
54 las órdenes complejas de títulos como “*Kinect Sport Games*” [14]. Sumado a  
55 esto, otro problema con los títulos comerciales es la adaptabilidad del juego a  
56 las capacidades motrices del usuario (por ejemplo el dispositivo *Wii Balance*  
57 *Board* no es ajustable a personas con asimetría), lo que conlleva a que los  
58 resultados y la retroalimentación puedan resultar negativos y frustrantes [13,  
59 14].

60 En este ámbito, nuevas investigaciones se han realizado junto a terapeutas  
61 y pacientes. Los terapeutas han resaltado la importancia de obtener datos a  
62 partir de los dispositivos utilizados, como así también, la necesidad de que  
63 las sesiones puedan adaptarse a las capacidades de cada paciente [15].

64 Muchas investigaciones han centrado su atención en este tipo de aplica-  
65 ciones y la factibilidad de su uso en pacientes. De hecho, a nivel mundial se  
66 pueden encontrar algunas aplicaciones comerciales [16–18]. Sin embargo, en  
67 nuestro país el uso de este tipo de aplicaciones es aún escaso o casi nulo, tal  
68 vez por desconocimiento de los especialistas sobre cómo la tecnología puede  
69 aportar nuevas herramientas a los procesos de recuperación del paciente.

70 En este marco, se decide la realización del presente proyecto en colabora-  
71 ción con un Centro de Rehabilitación de la ciudad de Santa Fe, cuyo staff  
72 profesional puso a disposición todo su conocimiento y experiencia médica,  
73 además de facilitar el acceso a las instalaciones del Centro.

74 El sistema desarrollado, permite realizar tres ejercicios simples destinados  
75 a rehabilitar y fortalecer conceptos de la marcha en pacientes neurológicos.  
76 El mismo provee retroalimentación visual mediante un *avatar* (personaje  
77 virtual) en pantalla que copia los movimientos del usuario. Cada uno de

---

<sup>1</sup>[https://www.playstation.com/en-us/explore/accessories/  
playstation-move/](https://www.playstation.com/en-us/explore/accessories/playstation-move/)

<sup>2</sup><http://www.xbox.com/es-MX/kinect>

78 los ejercicios indica al usuario, mediante diferentes estímulos (visuales y/o  
79 auditivos), qué movimientos realizar para cumplir con el objetivo. Además,  
80 durante la realización del ejercicio se capturan los datos del movimiento para  
81 posibilitar un posterior análisis. Dado que los pacientes presentan diferentes  
82 capacidades motrices, el sistema permite ajustar algunos parámetros para  
83 adaptarlo a estas circunstancias.

84 La misión de este proyecto no sólo es contribuir a la rehabilitación de  
85 pacientes neurológicos, sino también fortalecer los lazos institucionales entre  
86 la universidad y la institución médica, logrando de este modo una mayor  
87 transferencia científico-tecnológica hacia las áreas de interés e impacto social.

88

## 89 1.2 Estado del arte

90 La aparición de los *Exergames* representa una nueva herramienta de ayuda  
91 para profesionales de la salud como fisioterapeutas, médicos y kinesiólogos,  
92 entre otros. El principal objetivo de este tipo de “juegos” es lograr que el  
93 usuario se encuentre activo durante su actividad de ocio, evitando el seden-  
94 tarismo de los juegos tradicionales. La historia de los *Exergames* se remonta  
95 a los años 80, con la aparición del dispositivo JoyBoard para la consola Atari  
96 [19]. Desde entonces han aparecido gran cantidad de dispositivos que posibi-  
97 litan la interacción humano-máquina mediante el uso de interfaces naturales  
98 de usuario (NUI, del inglés *Natural User Interface*).

99 En la actualidad, existen muchos dispositivos que permiten este tipo de  
100 interacción, como por ejemplo: PlayStation Move, PlayStation Eyes, Wii Ba-  
101 lance Board, Leap Motion y Microsoft Kinect, entre otros. La plataforma  
102 Wii Balance Board es ampliamente utilizada en investigaciones y aplicacio-  
103 nes para rehabilitación neuro-física, ya que permite evaluar aspectos postu-  
104 rales de pacientes neurológicos, ofreciendo una retroalimentación visual al  
105 mismo [20, 21], mientras que el Kinect permite seguir en tiempo real los mo-  
106 vimientos del usuario, lo que hace a este último uno de los más utilizados.

107 Kinect ha sido utilizado en diversas aplicaciones de rehabilitación, desde  
108 sistemas para la rehabilitación del balance [22], hasta sistemas para rehabi-  
109 litación en el hogar que envían los datos a un centro médico [23]. Existen  
110 diferentes bibliotecas que permiten trabajar con este dispositivo, las dos más  
111 destacadas son “OpenNI SDK” (*Open Natural Interaction*) y “Kinect for  
112 Windows SDK”.

## 113 OpenNI SDK

114 Este SDK ha sido liberado por la empresa Primesense, la cual es bien  
115 conocida por licenciar el diseño del chip utilizado en el dispositivo Micro-  
116 soft Kinect. Esta herramienta es capaz de trabajar con Microsoft Kinect y  
117 una variedad de dispositivos similares. La estructura de la misma permite  
118 el desarrollo de “Middlewares”, esto es, aplicaciones de una capa superior al  
119 hardware que le brindan al programador más herramientas o funcionalida-  
120 des a la hora de trabajar. Algunos ejemplos de middleware son bibliotecas  
121 de reconocimiento de gestos, reconocimiento de comandos de voz, etc. Para  
122 poder realizar el seguimiento del esqueleto con OpenNI es necesario utilizar  
123 el middleware NITE, el cual también ha sido desarrollado por Primesense.  
124 Cabe destacar que NITE es licenciado, pero se ha liberado una clave para  
125 la comunidad. La utilización de esta licencia está limitada a la investigación,  
126 prohibiendo la comercialización de cualquier aplicación desarrollada bajo la  
127 misma. Este framework fue ampliamente explorado [24] y los primeros pro-  
128 totipos fueron realizados con esta herramienta.

## 129 Kinect for Windows SDK v1.8

130 Es el SDK oficial desarrollado por Microsoft para construir aplicaciones  
131 sobre la plataforma PC <sup>3</sup>. Entre sus características más destacables ofrece  
132 la posibilidad de interactuar con todos los componentes del dispositivo y  
133 brinda diferentes facilidades al programador. Cabe destacar que implementa  
134 su propio algoritmo de seguimiento del cuerpo el cual ha sido optimizado  
135 para su funcionamiento en tiempo real. Además, provee herramientas para  
136 reconocimiento de gestos y voz, y un paquete de herramientas y ejemplos  
137 para desarrolladores “Kinect for Windows Developer Toolkit v1.8”<sup>4</sup>. Entre  
138 los diferentes ejemplos provistos por este paquete, uno de los más destacables  
139 es la animación de un personaje virtual (Avatar) en tiempo real<sup>5</sup> bajo el  
140 entorno de desarrollo “XNA Game Studio 4.0”.

141 Para el desarrollo de los escenarios virtuales, animaciones y efectos, existen  
142 diferentes alternativas, entre ellas se destacan XNA Game Studio, Ogre3D  
143 y Unity3D. Si bien todas proveen características similares, Unity3D es por  
144 excelencia el motor de videojuego más utilizado en la actualidad. Esto se debe

<sup>3</sup>Sitio de descarga: <http://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40278>

<sup>4</sup><https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40276>

<sup>5</sup><https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131041>

145 a que posibilita crear aplicaciones para un gran número de plataformas, es  
146 simple de usar, y presenta una comunidad numerosa y activa que proporciona  
147 paquetes para facilitar el desarrollo.

148 Para la utilización del dispositivo Kinect con Unity3D existen varias po-  
149 sibilidades. La primera es el uso del paquete “Kinect with OpenNI2” el cual  
150 provee todas las rutinas y ejemplos para animar un avatar utilizando Open-  
151 NI SDK como biblioteca de comunicación con el dispositivo. En contrapunto,  
152 si se desea utilizar el SDK oficial de Microsoft el paquete “Kinect Wrapper  
153 Package for Unity3D”<sup>6</sup> dispone de todos los scripts necesarios para la comu-  
154 nicación con el dispositivo y el movimiento del avatar. Otra ventaja de este  
155 paquete, es que permite grabar los movimientos y emularlos posteriormente,  
156 lo cual facilita el trabajo de desarrollo. Por último, el paquete “Kinect with  
157 MS-SDK” el cual ha sido elegido para el desarrollo del presente trabajo, tie-  
158 ne características similares al anterior, pero tiene un mejor desempeño en los  
159 movimientos del personaje virtual (avatar), mayores posibilidades de confi-  
160 guración sobre el dispositivo y funcionalidades para la detección de gestos.

161

## 162 1.3 Objetivos

163

### 164 1.3.1 Objetivos generales

- 165 ■ Contribuir a la rehabilitación de pacientes neurológicos.
- 166 ■ Desarrollar un sistema de control de rutinas de rehabilitación física  
167 utilizando Microsoft Kinect.
- 168 ■ Proveer una interfaz de configuración y análisis simple para permitir a  
169 los especialistas el seguimiento de la terapia.

170

### 171 1.3.2 Objetivos específicos

- 172 ■ Detectar la necesidad real de una institución para brindar una solución  
173 ingenieril adecuada.

---

<sup>6</sup>[http://wiki.etc.cmu.edu/unity3d/index.php/Microsoft\\_Kinect\\_-\\_Microsoft\\_SDK](http://wiki.etc.cmu.edu/unity3d/index.php/Microsoft_Kinect_-_Microsoft_SDK)



- 174     ■ Investigar y relevar características de las diferentes librerías disponibles  
175         para trabajar con el dispositivo Microsoft Kinect.
- 176     ■ Diseñar y desarrollar un software que capture el movimiento de un  
177         paciente y realice un análisis estadístico del mismo.
- 178     ■ Establecer los parámetros de configuración del software para adaptarlo  
179         al paciente.
- 180     ■ Diseñar entornos visuales agradables para la realización de las rutinas.
- 181     ■ Modelar los ejercicios propuestos para controlar los movimientos del  
182         paciente.
- 183     ■ Validar el sistema junto a los pacientes y especialistas del Centro de  
184         Rehabilitación.

185

## 186    **1.4 Alcances del Proyecto Final**

187       El software final trabajará con el dispositivo Microsoft Kinect v1 sobre  
188       la plataforma PC. El mismo, deberá controlar la ejecución de las rutinas  
189       definidas en el proyecto.

190       Cada rutina tendrá una guía explicativa para que sea realizada de forma  
191       correcta. Finalizada la rutina se mostrará en pantalla el resultado conseguido.

192       El sistema incluirá 3 ejercicios de rehabilitación sugeridos por los especia-  
193       listas, y su diseño permitirá la posterior incorporación de nuevos ejercicios.  
194       Cada ejercicio podrá adaptarse a las capacidades motrices del paciente que  
195       lo realice.

196       Además, contará con una pequeña base de datos en la que se registrarán  
197       las actividades de los pacientes al realizar cada rutina. De esta manera, se  
198       podrá hacer un seguimiento de la terapia, ver gráficos de interés sobre las  
199       rutinas y visualizar la animación de la performance.

# Metodología y Herramientas

---

200 En este capítulo se presenta el ámbito y la metodología de trabajo em-  
201 pleada con los profesionales del Centro que colaboraron en el proyecto. Poste-  
202 riormente se describen todas las herramientas utilizadas durante el desarrollo  
203 del sistema y algunos conceptos básicos para el entendimiento del mismo.  
204 Finalmente, se presenta el diseño general del sistema, la secuencia de funcio-  
205 namiento y las herramientas utilizadas en cada módulo.

206

## 207 2.1 Instituto médico

208 El presente trabajo ha sido realizado conjuntamente entre el instituto  
209 **sinc**(*i*) y el Centro de Rehabilitación e Investigación “Dr. Esteban Laureano  
210 Maradona” ubicado en la ciudad de Santa Fe. Una de las principales tareas  
211 de este Centro, es la rehabilitación de pacientes subagudos que son clíni-  
212 ca y neurológicamente estables, que no requieren hospitalización pero que  
213 sí necesitan un plan de rehabilitación intensa. En este contexto, bajo la es-  
214 tricta supervisión de un fisioterapeuta de la institución, diversas rutinas de  
215 equilibrio y marcha fueron definidas y desarrolladas.

216 Las instalaciones del Centro donde se realizaron las pruebas del sistema  
217 pueden ser visualizadas en la Figura 2.1. La sala de trabajo tiene las dimen-  
218 siones apropiadas para la ejecución de los ejercicios, sin obstáculos visuales  
219 entre el dispositivo y el usuario y con las condiciones de iluminación adecua-  
220 das. Además, para la visualización de la aplicación se cuenta con un televisor  
221 de 40 pulgadas y una mesa para apoyar el dispositivo a la altura adecuada  
222 en posición estable.

223 Durante el desarrollo del trabajo, se llevaron a cabo reuniones periódicas  
224 donde los especialistas establecían los objetivos y requerimientos de las ruti-  
225 nas desarrolladas. A partir de estas definiciones, se realizaron prototipos para  
226 que los especialistas evaluaran los resultados, sugirieran cambios, y así suc-  
227 cesivamente. Cuando se logró una versión final del prototipo, se realizaron  
228 pruebas con pacientes considerando todas las medidas de seguridad y bajo  
229 la estricta supervisión de los especialistas.

230

## 231 2.2 Herramientas utilizadas

232 Para el desarrollo de este proyecto, se estudiaron diferentes herramientas.  
233 El dispositivo Kinect versión 1 fue elegido dadas sus prestaciones y disponibi-  
234 lidad en el país. Además, diferentes bibliotecas y herramientas de desarrollo  
235 fueron exploradas para ser utilizadas con el mismo. A continuación, se des-  
236 criben las características principales de las herramientas seleccionadas.



Figura 2.1: Sala de rehabilitación del Centro

237

### 238 2.2.1 Dispositivo Microsoft Kinect

239 Microsoft Kinect versión 1 es un dispositivo de visión 3D desarrollado por  
 240 la compañía Microsoft para la consola de videojuegos Xbox 360 y la platafor-  
 241 ma PC desde junio del 2011. A continuación se detallan las particularidades  
 242 de este dispositivo.

#### 243 Hardware

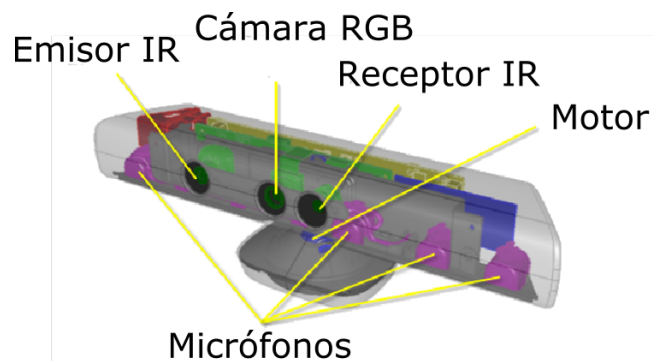


Figura 2.2: Dispositivo Kinect

244 Respecto de los componentes hardware, el dispositivo Microsoft Kinect

245 cuenta con (ver Fig. 2.2):

- 246 ■ Una cámara RGB que captura imágenes de 32-bits en una resolución  
247 máxima de 1280x960 píxeles. El dispositivo soporta 30 FPS en el modo  
248 640x480 píxeles y hasta 10 FPS para la resolución máxima.
- 249 ■ Un emisor infrarrojo (*IR Emitter*) y un sensor de profundidad infrarrojo  
250 (*IR Depth Sensor*). El emisor infrarrojo emite un patrón de luz y el  
251 sensor de profundidad lee dicho patrón. Estos rayos de luz son conver-  
252 tidos en información de profundidad, posibilitando medir la distancia  
253 entre el objeto que refleja el rayo y el sensor. La imagen de profundi-  
254 dad (*Depth Image*) es de 16-bits y cada uno de los píxeles representa la  
255 distancia entre el dispositivo y el objeto. Las resoluciones soportadas  
256 son 640x480, 320x240 y 80x60.
- 257 ■ Un arreglo de 4 micrófonos que permiten capturar sonido.
- 258 ■ Un motor que permite inclinar el ángulo de visión hacia arriba o hacia  
259 abajo.

## 260 Arquitectura

261 El SDK v. 1.8 de Kinect <sup>1</sup> fue utilizado para desarrollar este proyecto,  
262 dado que a la fecha es la versión más reciente y estable.

263 La biblioteca NUI (del inglés, *Natural User Interface*) permite acceder a  
264 la información multimodal que provee Kinect, de este modo es posible cap-  
265 turar una imagen RGB (*Image Stream*), una imagen de profundidad (*Depth*  
266 *Stream*) y el sonido ambiente (*Audio Stream*), tal cual se muestra en la Figura  
267 2.3.

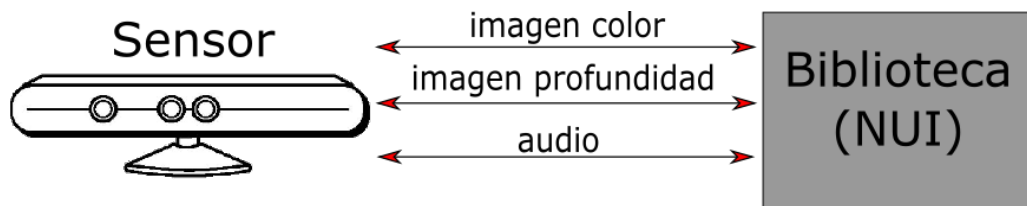


Figura 2.3: Biblioteca Kinect

268 Además, la biblioteca implementa algoritmos de reconocimiento y segui-  
269 miento del cuerpo humano. Esto se realiza mediante la transformación de la

<sup>1</sup><http://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40278>

270 información de profundidad en datos espaciales (3D) de puntos articulares del  
271 cuerpo humano. La arquitectura utilizada para este proceso consiste en una  
272 tubería (*pipeline*) donde la salida de cada proceso es la entrada del siguiente,  
273 y así sucesivamente hasta obtener los datos posicionales de las articulaciones  
274 del cuerpo. Cabe destacar que este proceso es totalmente transparente para  
275 el programador, es decir, la biblioteca provee una estructura mediante la cual  
276 se accede directamente a los datos de posición de los puntos identificados.

## 277 **Campo de Visión**

278 El campo de visión de Kinect permite sensor personas entre los 0,8 y 4  
279 metros. Sin embargo, el rango práctico está entre los 1,2 y 3,5 metros. En la  
280 Figura 2.4a puede observarse el rango de visión en profundidad.

281 Además, dado que el dispositivo cuenta con un motor (ver Fig. 2.2), pue-  
282 de ajustarse el ángulo de elevación del mismo. Por esto, el rango de visión  
283 vertical puede adaptarse en  $\pm 27^\circ$ , tal como se observa en la Figura 2.4b.  
284 Asimismo, el ángulo de apertura horizontal, es decir sobre el eje X, es de  $57^\circ$ .

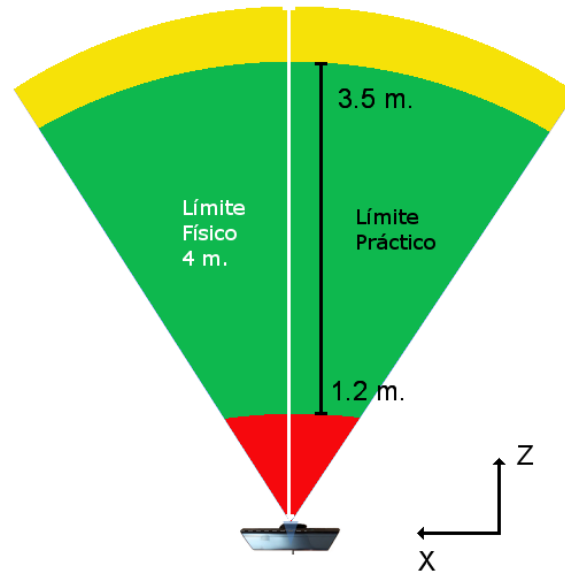
## 285 **Reconocimiento de usuarios en la escena**

286 El SDK de Kinect implementa su propio algoritmo de seguimiento de  
287 usuarios, a continuación se describe brevemente el mismo, se detalla cómo la  
288 biblioteca provee la información de los puntos de seguimiento y el filtro que  
289 permite reducir las fluctuaciones ante movimientos veloces o pérdida parcial  
290 de información.

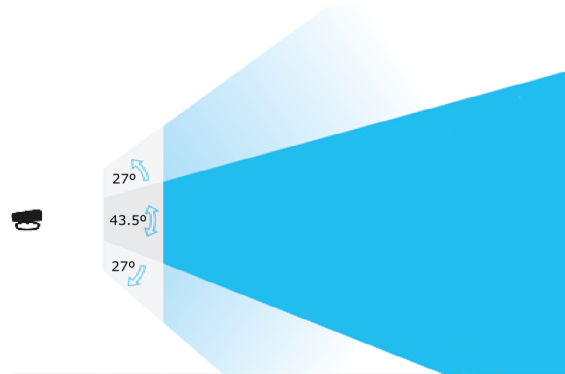
291 **Algoritmo de seguimiento** [25] Kinect provee la información de profun-  
292 didad de cada uno de los píxeles de la imagen. Sin embargo, para poder  
293 construir aplicaciones que interactúen con los movimientos realizados por los  
294 usuarios, es necesario localizar a los mismos y la ubicación espacial de sus  
295 articulaciones.

296 El proceso de seguimiento completo del cuerpo se basa en el procesamiento  
297 de las imágenes de profundidad, algoritmos de machine learning y algoritmos  
298 de visión 3D.

299 El reconocimiento de las diferentes partes del cuerpo en tiempo real es  
300 un proceso complejo debido a las miles de poses que pueden adoptarse, las  
301 diferentes dimensiones del cuerpo y alturas de los usuarios. Para realizar este  
302 proceso Kinect utiliza una arquitectura de Tubería (*Pipeline*) donde trans-  
303 forma los datos de la imagen de profundidad en datos de posicionamiento



(a) Rango de visión en profundidad



(b) Rango de visión vertical

Figura 2.4: Rango de visión de Kinect

304 3D.

305 El algoritmo de reconocimiento se basa en modelos de diferentes cuerpos  
 306 y no utiliza información temporal. El primer paso del algoritmo es identificar  
 307 la silueta humana a partir de la imagen de profundidad. Luego se segmentan  
 308 las diferentes partes del cuerpo mediante un árbol de decisión, cada píxel  
 309 pasa por este árbol y queda asignado a una parte del cuerpo.

310 Por último, los puntos articulares son medidos en las 3 coordenadas, para  
 311 ello se calculan las 3 vistas de la misma imagen (Fig. 2.5). Las coordenadas  
 312 X e Y representan la posición y Z la distancia al dispositivo.

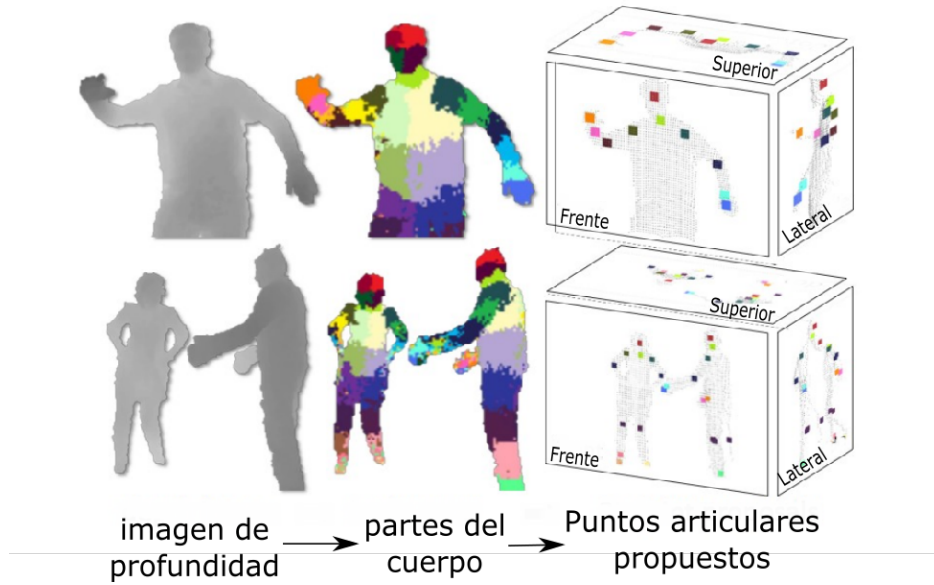


Figura 2.5: Reconocimiento de puntos articulares

313 **Puntos de seguimiento** Kinect provee información acerca de 20 puntos  
 314 articulares del cuerpo, los mismos pueden observarse en la Figura 2.6a. El  
 315 dispositivo puede detectar hasta 6 personas en la escena y realizar el segui-  
 316 miento completo de 2 usuarios. Estos puntos de seguimiento son provistos  
 317 a través de un vector en  $\mathbb{R}^3$  el cual contiene distancias en metros medidas  
 318 desde el dispositivo. La disposición de los ejes coordenados de Kinect pueden  
 319 observarse en la Figura 2.6b.

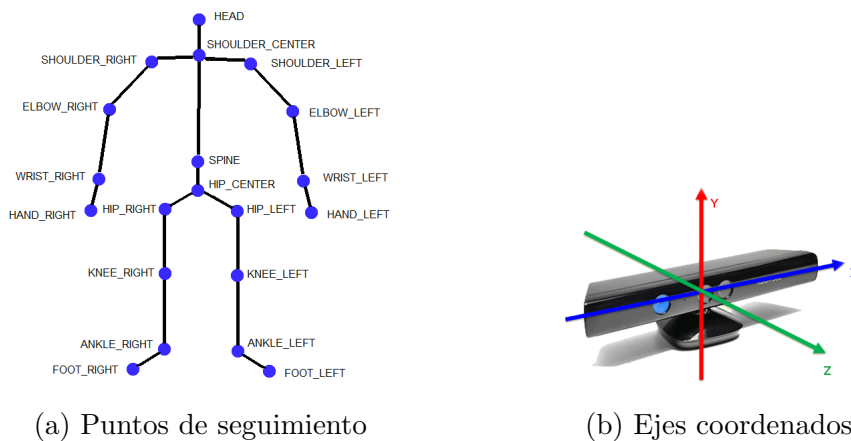


Figura 2.6: Seguimiento del esqueleto humano



320 Además, la biblioteca provee información acerca del estado de tracking del  
321 esqueleto. Estos estados son:

- 322 ■ **Tracked** Indica que el esqueleto está siendo seguido y se posee infor-  
323 mación sobre los puntos articulares.
- 324 ■ **PositionOnly** Este estado establece que se conoce la localización del  
325 usuario pero no los datos de los puntos articulares.
- 326 ■ **NotTracked** El esqueleto no está siendo seguido.

327 Por su parte, cada punto articular (Joint) también posee información acer-  
328 ca de su estado, en este caso, las posibilidades son:

- 329 ■ **Tracked** El punto en cuestión está siendo seguido efectivamente para  
330 el frame actual.
- 331 ■ **Inferred** La posición del punto es inferida a partir de datos previos,  
332 posición de puntos actuales y suposiciones sobre la geometría del es-  
333 queleto.
- 334 ■ **NotTracked** El punto no está siendo seguido y no se puede inferir su  
335 posición.

336 **Filtros** La posición de los puntos de seguimiento del esqueleto pueden ser  
337 suavizados para evitar las fluctuaciones (*jitter*) y estabilizar la posición. Para  
338 ello, la biblioteca ofrece la posibilidad de suavizar los puntos mediante la apli-  
339 cación de un filtro basado en el método *Holt Double Exponential Smoothing*  
340 <sup>2</sup>.

341 El filtro puede ser ajustado con los siguientes 5 parámetros:

- 342 ■ **Smoothing**: El rango de valores es de 0,0 a 1,0. Cuando el valor es  
343 mayor se produce un mayor suavizado y una mayor latencia.
- 344 ■ **Correction**: Valores pequeños provocan una corrección más lenta y vi-  
345 ceversa. El rango de valores varía entre 0,0 y 1,0.
- 346 ■ **Prediction**: Indica la cantidad de frames que serán tomados para la  
347 predicción. Toma valores entre 0,0 y 1,0; valores mayores a 0,5 pueden  
348 provocar un sobresalto (*overshooting*) ante un movimiento veloz, esto  
349 puede compensarse utilizando valores adecuados del radio máximo de  
350 desviación (*MaxDeviationRadius*).

---

<sup>2</sup><https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131024.aspx>

- 351     ■ JitterRadius: El radio expresado en metros para la reducción del jitter.  
352         Cualquier valor mayor será ajustado a este radio.
- 353     ■ MaxDeviationRadius: Los valores filtrados que resulten mayores a este  
354         radio son ajustados a esta distancia expresada en metros.

355

### 356 2.2.2 Conjunto de rutinas “Kinect with MS-SDK”

357     Este paquete fue desarrollado por Rumen Filkov [26] y se encuentra dispo-  
358     nible en el Asset Store de Unity <sup>3</sup>. El mismo, posibilita utilizar las funciones  
359     provistas por el SDK de Kinect e incluye la lógica para mover el avatar en  
360     pantalla.

361     A continuación se describen las funcionalidades de las clases más impor-  
362     tantes.

- 363     ■ KinectWrapper.cs: contiene todas las estructuras necesarias para esta-  
364         blecer la comunicación entre Unity3D y el SDK de Kinect. Las llamadas  
365         a dichas funciones se realizan desde este archivo.
- 366     ■ KinectManager.cs: maneja las llamadas y actualizaciones sobre el ar-  
367         chivo *KinectWrapper.cs*. Además, permite configurar ciertas opciones  
368         como el ángulo de elevación, implementar filtros sobre los datos de se-  
369         guimiento, habilitar la imagen RGB, habilitar el mapeado de usuario  
370         (se muestran los puntos de seguimiento sobre la imagen del usuario),  
371         etc.
- 372     ■ AvatarController.cs: permite que el avatar utilizado se mueva según los  
373         movimientos que realiza el usuario.

374

### 375 2.2.3 Motor de videojuegos (Game Engine)

376     Para el diseño de los escenarios virtuales se ha utilizado Unity3D <sup>4</sup>, en  
377     conjunto con el lenguaje C# para la implementación de las diferentes fun-  
378     ciones. Se eligió este lenguaje porque los scripts del paquete utilizado están  
379     desarrollados con este lenguaje, y también debido a que el sistema debe res-  
380     ponder en tiempo real. A continuación se presentan algunos conceptos sobre  
381     Unity3D:

---

<sup>3</sup><https://www.assetstore.unity3d.com/en/#!/content/7747>

<sup>4</sup><https://unity3d.com/>

## 382 La Escena (Scene)

383 Las escenas contienen todos los objetos del juego. Las escenas pueden ser  
384 utilizadas para crear un menú, un nivel o un módulo. En general una escena  
385 representa un nivel específico del juego, por lo cual ésta contiene los objetos,  
386 entornos y diseños.

## 387 Objetos del juego (GameObject)

388 Es el tipo principal de objeto dentro del entorno de trabajo. Cada objeto  
389 en Unity3D es un `GameObject` que contiene propiedades específicas. Es decir,  
390 un `GameObject` es un contenedor que puede alojar diferentes componentes  
391 que brindan características especiales que son utilizadas para modelar un  
392 personaje, luces, sonidos, efectos visuales, etc. Unity tiene una gran cantidad  
393 de *Components* diferentes, a continuación se describen los más importantes:

- 394 ■ **Transform:** todos los *GameObject* tienen este componente por defecto  
395 y son fundamentales ya que representan la posición, escala y rotación  
396 del objeto en la escena.
- 397 ■ **RigidBody:** permite utilizar el motor físico de Unity3D, es decir, un  
398 objeto que cuente con este componente, podrá verse afectado por la  
399 gravedad, las colisiones y otros factores.
- 400 ■ **Collider:** define la forma de un objeto que luego será utilizada en  
401 el cálculo de las colisiones. Existen diferentes formas de *Colliders* lla-  
402 mados primitivas, entre los cuales se encuentran *Box Collider*, *Sphere*  
403 *Collider* y *Capsule Collider*.

404

## 405 2.2.4 Registros de rehabilitación

406 El sistema cuenta con una base de datos para organizar la información  
407 de los pacientes y de las sesiones, como así también las configuraciones de  
408 los ejercicios. Esta base de datos ha sido implementada utilizando SQLite<sup>5</sup>  
409 dado que este motor se adapta a los requerimientos y su código fuente es de  
410 dominio público.

411 El esquema de la base de datos puede observarse en la Figura 2.7. Por  
412 cada paciente se guardan registros de nombre, apellido, fecha de nacimiento,

---

<sup>5</sup><https://www.sqlite.org/>.

413 patología y sexo. Además, cada ejercicio cuenta con parámetros propios que  
 414 permiten ajustar la dificultad del ejercicio. La decisión de separar la configu-  
 415 ración de cada ejercicio se basa en la escalabilidad del sistema, es decir, si en  
 416 el futuro se desea agregar un nuevo ejercicio se podrá incorporar al sistema  
 417 con mínimas modificaciones sobre la base de datos.

418 Adicionalmente, se guardan archivos con los registros de las actividades  
 419 de los pacientes para que los especialistas puedan analizar y evaluar la evo-  
 420 lución de los pacientes. Para cada ejercicio, se guarda un archivo de texto en  
 421 el cual se registra la posición espacial de los 20 puntos de seguimiento (ver  
 422 Fig. 2.6a), el estado de seguimiento de cada punto y el número de iteración  
 423 actual. Cabe destacar que para el ejercicio 1 se guarda además, el ángulo  
 424 objetivo de la iteración. Los archivos de registro de los pacientes están orga-  
 425 nizados en carpetas, cada paciente posee una carpeta con su nombre que es  
 426 creada cuando se registra un nuevo paciente. Dentro de este directorio existen  
 427 subdirectorios con el número identificador de cada sesión como nombre.  
 428 De este modo, cada directorio de sesión es guardado en el campo *ruta* de la  
 429 tabla *sesión* de la base de datos, para facilitar su acceso desde la interfaz de  
 430 análisis.

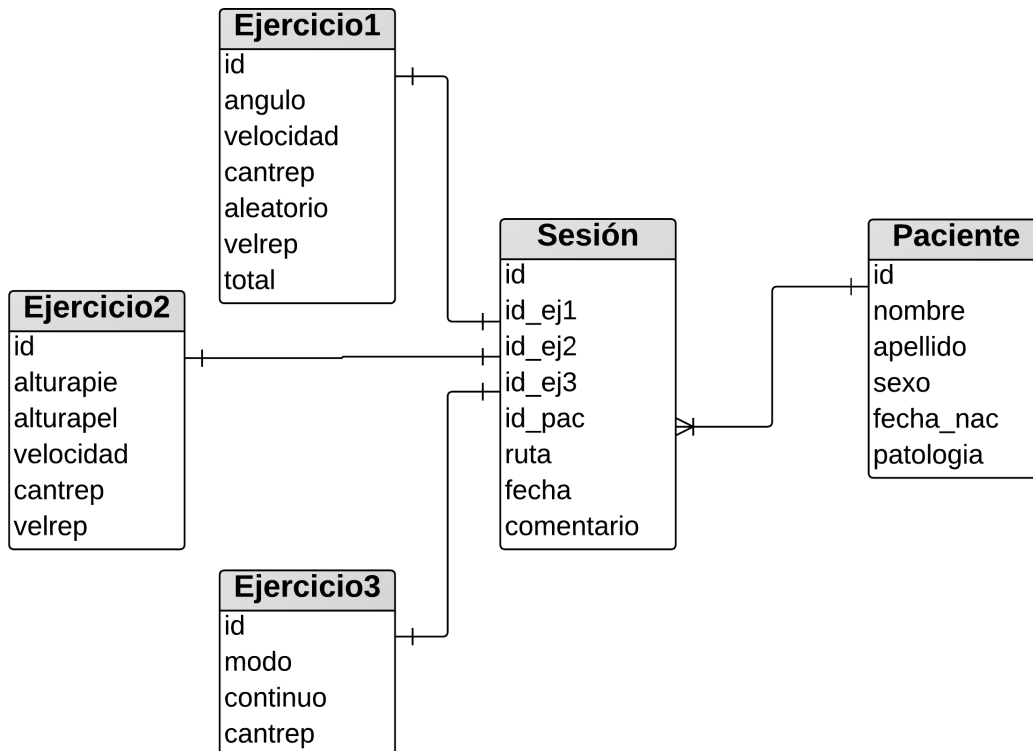


Figura 2.7: Diagrama de Entidad-Relación

431

### 432 2.2.5 Desarrollo de la interfaz gráfica

433 Tanto la interfaz de configuración como la de análisis han sido desarro-  
434 lladas utilizando la biblioteca multiplataforma QT <sup>6</sup> basada en el lenguaje  
435 de programación C++. Para la visualización de las gráficas se utilizó la bi-  
436 blioteca QCustomPlot <sup>7</sup> y las animaciones se realizaron utilizando OpenGL  
437 <sup>8</sup>.

438

## 439 2.3 Diseño y funcionamiento del sistema

440 En la Figura 2.8 se observa un esquema general del sistema, el mismo se  
441 encuentra dividido en dos grandes módulos:

### 442 Módulo de configuración y análisis

443 Este módulo permite al especialista realizar diferentes acciones, se encuen-  
444 tra subdividido en tres submódulos:

- 445 ■ El módulo de administración de pacientes: posibilita agregar, eliminar  
446 y modificar datos del paciente.
- 447 ■ El módulo de configuración de la sesión: permite configurar la dificultad  
448 de cada de uno de los ejercicios de acuerdo a las capacidades del paciente  
449 que los realizará.
- 450 ■ El módulo de análisis: brinda gráficas de interés sobre cada uno de los  
451 ejercicios y permite reproducir los movimientos del paciente mediante  
452 una animación.

### 453 Módulo de rehabilitación

454 Este módulo se encuentra subdividido en tres submódulos:

- 455 ■ Módulo de configuración: tiene por objeto configurar el dispositivo Ki-  
456 nect y leer las configuraciones correspondientes a la sesión inicializada.

---

<sup>6</sup><https://www.qt.io/developers/>

<sup>7</sup><http://www.qcustomplot.com/>

<sup>8</sup><https://www.opengl.org/>

- 457 ■ Módulo de selección de rutina: posibilita al usuario elegir la rutina que  
458 desea realizar o visualizar los tutoriales de ejecución.
- 459 ■ Módulo de control de rutina: es donde se realizan los controles de las  
460 rutinas y se guardan los registros de rehabilitación. Cabe destacar que  
461 existe uno por cada rutina.

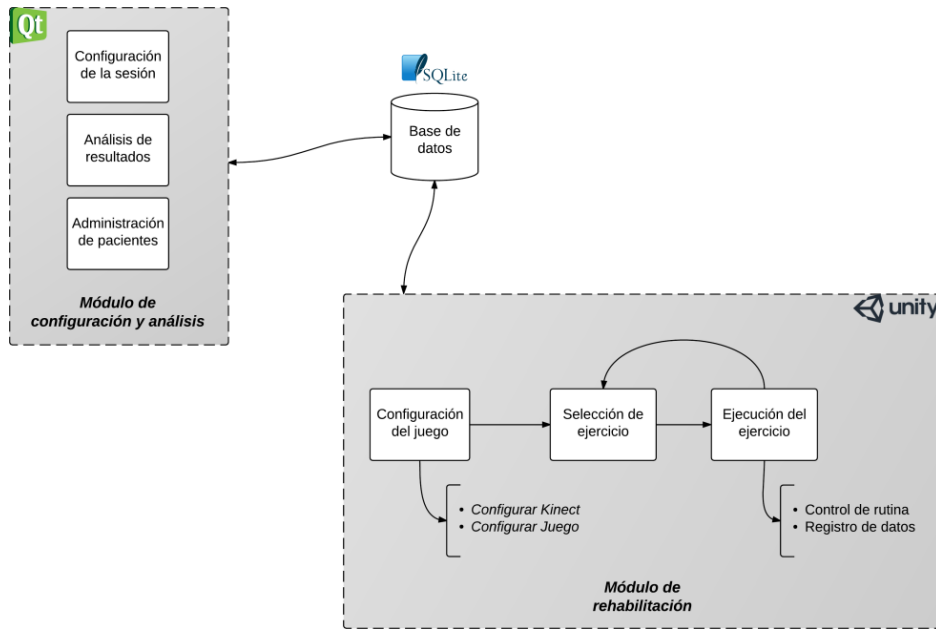


Figura 2.8: Esquema del sistema



Figura 2.9: Pantalla de selección de rutina

462 Este diseño se adoptó con el objeto de facilitar la futura incorporación  
463 de ejercicios. Para esto, simplemente se debe agregar el módulo de control  
464 del ejercicio e incorporar el botón de acceso a dicha rutina en el módulo de  
465 selección de rutina.

466 En cuanto a la secuencia de funcionamiento del sistema, ésta se inicia  
467 cuando el especialista selecciona un paciente y configura una sesión particu-  
468 lar, registrando en la base de datos todos los parámetros establecidos. Luego  
469 se lanza el módulo de rehabilitación, que recibe el identificador de la sesión  
470 configurada. De este modo, el módulo de configuración obtiene los datos de  
471 la base de datos y configura el dispositivo y la sesión. Posteriormente, se  
472 presenta al usuario la pantalla de la Figura 2.9 donde debe elegir la rutina a  
473 realizar. Una vez que selecciona alguna rutina, entra en ejecución el módu-  
474 lo de control, el cual, verifica el cumplimiento de los objetivos y guarda los  
475 registros de rehabilitación.

# Diseño y desarrollo de ejercicios de rehabilitación

---

476 En este capítulo se describen detalles sobre el proceso de marcha. Segui-  
477 damente, se exponen algunos conceptos de fisiología y rehabilitación de la  
478 marcha, tema sobre el cual se sustenta el presente trabajo. Finalmente se  
479 describe detalladamente la implementación de los ejercicios, la importancia  
480 fisiológica de cada uno y los parámetros configurables.



481

482 

## 3.1 La marcha humana

483 La marcha puede definirse como “*cualquier método de locomoción caracterizado por ciclos de carga y descarga de las extremidades*” [27]. Si bien, esta  
 484 definición es amplia e incluye correr, saltar, nadar, entre otros, su uso más  
 485 común es para referirse a la caminata humana.  
 486

487

488 

### 3.1.1 El ciclo de marcha

489 El ciclo de marcha se representa en la Figura 3.1, y como puede observarse  
 490 cada vez que un pie (izquierdo o derecho) se apoya en el suelo se concreta un  
 491 *paso* (*step* en inglés). Ahora bien, cuando se ha producido un paso de cada  
 492 uno (izquierda y derecha) se concreta un *ciclo de marcha* (*stride* o *gait cycle*  
 493 en inglés) y el tiempo transcurrido se denomina *duración del ciclo de marcha*  
 494 (*stride time* en inglés).

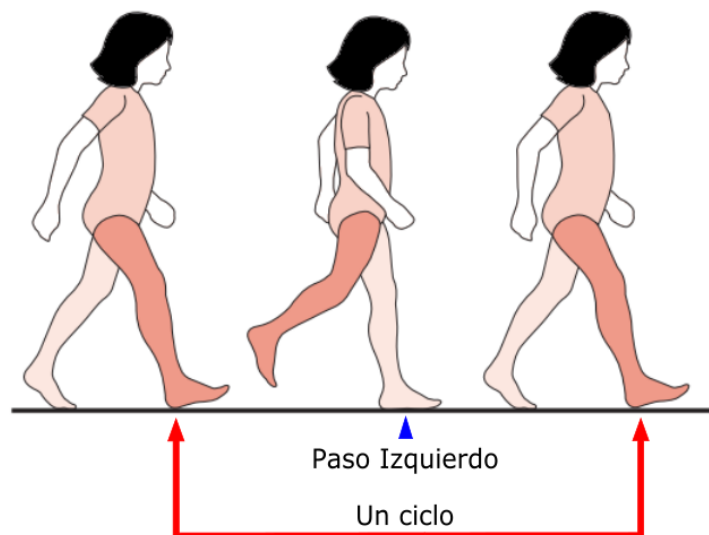


Figura 3.1: Ciclo de marcha

495 El ciclo de marcha se divide en dos fases: *fase de apoyo* y *fase de balanceo*.  
 496 En la Figura 3.2 puede observarse que la *fase de apoyo*, comienza con el apoyo  
 497 del talón sobre el piso y termina con el despegue de los dedos del pie, esto

498 comprende aproximadamente el 60 % del ciclo, mientras que el 40 % restante  
 499 corresponde a la *fase de balanceo*.

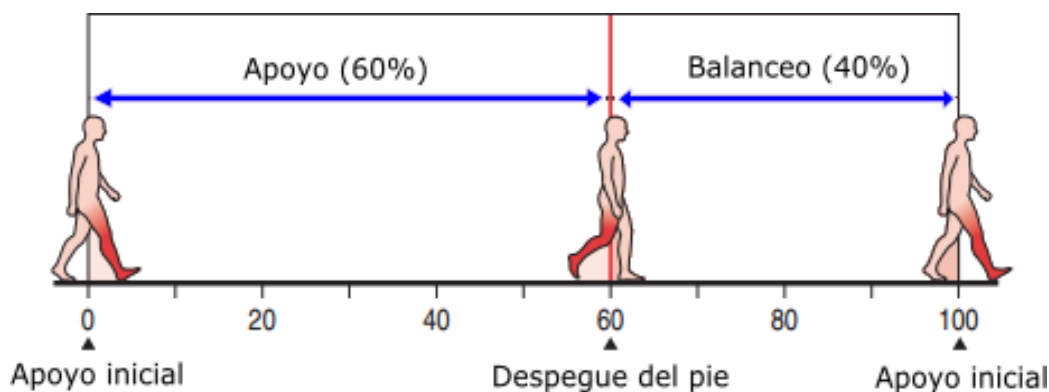


Figura 3.2: Fases de la marcha

500 Estas dos fases se van intercalando, así cuando una extremidad está en  
 501 *fase de apoyo* la otra se encuentra en *fase de balanceo*. Existe un periodo en  
 502 el que ambos pies están apoyados en el piso, a este se lo denomina *periodo*  
 503 *de doble apoyo* (ver Fig. 3.3).

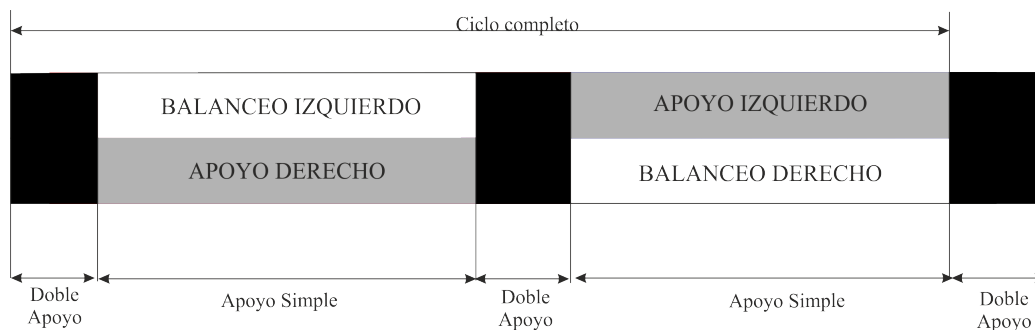


Figura 3.3: Componentes de la marcha

504

### 505 3.1.2 Alteraciones de la marcha

506 Las alteraciones patológicas de la marcha pueden clasificarse en *Dolor*,  
 507 *Limitación del movimiento*, *Debilidad Muscular* y ***Control Neurológico***  
 508 ***Deficitario***. A continuación, se describen brevemente cada una de ellas y  
 509 se hace especial hincapié en la última ya que es el caso de interés de este  
 510 trabajo.

- 511     ■ Dolor: las reacciones fisiológicas al dolor alteran la marcha limitando  
512       el movimiento y produciendo debilidad muscular.
- 513     ■ Limitación del movimiento: los tejidos no permiten una movilidad sufi-  
514       ciente para adoptar posturas normales y rangos de movimiento fisiológi-  
515       cos durante la marcha.
- 516     ■ Debilidad Muscular: relacionada con una atrofia muscular por desuso,  
517       a lesiones neurológicas o a miopatías.
- 518     ■ **Control Neurológico Deficitario:** relacionado a patologías que afec-  
519       tan el sistema nervioso central o periférico y que pueden presentarse  
520       combinadas y con diferente intensidad. Las alteraciones más comunes  
521       son:
  - 522       ● Espasticidad: generalmente producida por parálisis cerebral, es-  
523       clerosis múltiple, traumatismo cerebral, accidente cerebrovascular  
524       y lesión medular incompleta, dificulta la actuación excéntrica de  
525       los músculos durante la fase de apoyo.
  - 526       ● Alteraciones de la coordinación y equilibrio: producen déficit en  
527       el control del tiempo y la intensidad de la acción muscular, pro-  
528       duciendo alteraciones en los movimientos.
  - 529       ● Alteración de la propiocepción: provoca la pérdida de información  
530       posicional relativa de las articulaciones y afecta la sensación de  
531       contacto con el suelo.

### 532

### 533 3.1.3 Fisiología de la marcha

534     Durante el proceso de marcha, el sistema nervioso central logra en forma  
535     conjunta el soporte del cuerpo, el control del balance y la progresión hacia  
536     adelante. Los procesos adaptativos permiten el ajuste de los patrones de  
537     marcha de acuerdo al entorno en el que se desenvuelve el sujeto y compensan  
538     las funciones anatómicas de acuerdo a éste.

539     El control motor utiliza un conjunto de módulos (o sinergias musculares)  
540     que pueden ser activados mediante diferentes vías neuronales que permiten  
541     los comportamientos motores voluntarios o automáticos. Si bien los módulos  
542     que intervienen en el proceso locomotor son varios, solo cinco de ellos son su-  
543     ficientes para describir el proceso de marcha. Neptune et al. [28] describieron  
544     que el soporte del cuerpo es proporcionado por el Módulo 1 (extensores de  
545     cadera y rodilla, abductores de la cadera) en la fase de apoyo temprano y el

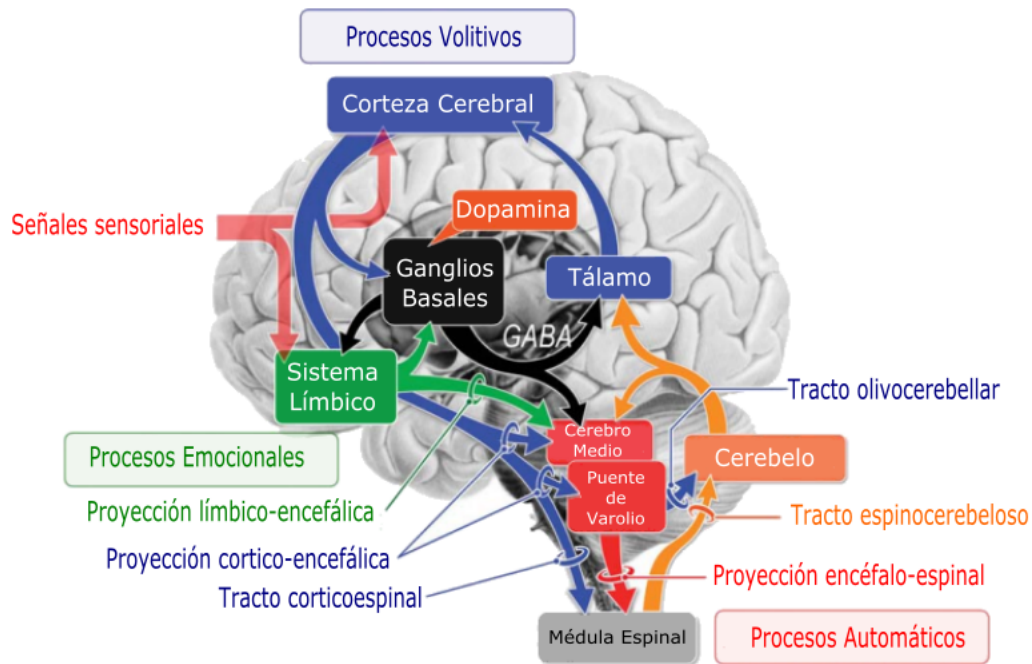


Figura 3.4: Neurofisiología de la marcha (adaptado de [3])

546 Módulo 2 (plantares) en la fase final del apoyo. La propulsión hacia adelante  
 547 se proporciona en el apoyo inicial por el Módulo 4 (isquiotibiales) y en la fase  
 548 final del apoyo por el Módulo 2, pero el frenado neto se produce en los Módu-  
 549 los 1 y 2. El Módulo 3 (flexores dorsales del tobillo, recto anterior del muslo)  
 550 y el 5 (flexores de la cadera y aductores, excepto el aductor mayor) aceleran  
 551 la pierna ipsilateral hacia adelante a principios del balanceo mientras que el  
 552 Módulo 4 desacelera la pierna ipsilateral antes del golpe del talón.

553 Por su parte, la neurofisiología del proceso de marcha involucra varios  
 554 actores, la Figura 3.4 muestra un esquema de las estructuras y procesos  
 555 involucrados en dicho proceso.

556 El sistema motor humano es capaz de realizar tres clases de movimien-  
 557 tos: movimientos voluntarios, movimientos reflejos y movimientos rítmicos.  
 558 El proceso de marcha es un movimiento voluntario cuando empezamos a ca-  
 559 minar, una vez que transcurre el tiempo, dichos movimientos se aprenden y  
 560 perfeccionan, por lo cual, la parte consciente del movimiento solamente se  
 561 da en el inicio y final de la marcha, transformándose de este modo en un  
 562 movimiento rítmico y automático.

563 Las estructuras neuronales involucradas en el proceso de marcha son va-  
 564 rias, por un lado, la médula espinal puede producir locomoción a través de

565 los generadores de patrones centrales, los cuales son capaces de producir  
566 movimientos rítmicos. Estos generadores manejan un conjunto de neuronas  
567 motoras que están modularmente organizadas y se combinan para produ-  
568 cir una variedad de patrones rítmicos incluyendo la activación recíproca o  
569 simultánea de los músculos antagonistas [29].

570 Por otra parte, los módulos motores son controlados en gran medida por  
571 el tronco encefálico y la red medular con la modulación cortical durante la  
572 locomoción voluntaria. Durante la locomoción, las neuronas motoras logran  
573 generar los patrones rítmicos para la progresión y las funciones de soporte  
574 y balance. La acción del tronco y los extensores inferiores de las extremida-  
575 des permiten adoptar la postura vertical contra la gravedad. La formación  
576 reticular pontino medular (PMRF) y el núcleo vestibular son las principa-  
577 les estructuras del tronco encefálico implicadas en el control del soporte y  
578 el equilibrio bajo el control regulador del cerebelo. La PMRF contiene neu-  
579 ronas adicionales, que activan la red rítmica medular bajo la influencia de  
580 la región mesencefálica locomotora, la región locomotora subtalámica o el  
581 cerebelo [30, 31].

582 La iniciación de la locomoción por lo general involucra un “proceso vo-  
583 luntario o cognitivo” el cual depende de la corteza cerebral o un “proceso  
584 emocional” que implica al sistema límbico. El proceso voluntario requiere la  
585 activación de diversas áreas corticales y es ejecutado por las órdenes envia-  
586 das al tronco del encéfalo y la médula espinal. La locomoción después de la  
587 iniciación se consigue normalmente en ausencia de la percepción consciente.  
588 Sin embargo, es necesaria la modificación intencional de la marcha cuando  
589 por ejemplo debemos esquivar obstáculos lo cual requiere la intervención de  
590 la corteza premotora para corregir el rumbo. El cerebelo regula los procesos  
591 voluntarios y automáticos al actuar sobre la corteza cerebral y el tronco en-  
592 cefálico, respectivamente. Este último tiene en cuenta al mismo tiempo tanto  
593 la información de alimentación directa de la corteza cerebral por el tracto oli-  
594 vocerebeloso como la retroalimentación sensorial en tiempo real por el tracto  
595 espinocerebeloso y el tracto vestibulocerebeloso. Además, el cerebelo es cru-  
596 cial para los procesos de adaptación y de aprendizaje del aparato locomotor.  
597 Los ganglios basales reciben estímulos de la corteza cerebral y tienen influen-  
598 cia de los procesos voluntarios, emocionales y automáticos a través de las  
599 proyecciones a la corteza cerebral, al sistema límbico y al tronco encefálico,  
600 respectivamente [3].

601 En síntesis, caminar es un proceso automático una vez que se ha adqui-  
602 rido el entrenamiento, sin embargo está sujeto a mecanismos que permiten  
603 realizar un control voluntario para reaccionar a factores externos. Por ello, el  
604 tratamiento de las alteraciones de la marcha debe tener un enfoque global,

605 reentrenando cada uno de los mecanismos que intervienen en el proceso de  
606 marcha.

607

#### 608 3.1.4 Rehabilitación de la marcha

609 En la actualidad, la rehabilitación de la marcha tiene una fuerte influen-  
610 cia sobre el tratamiento que deben realizar los pacientes con dificultades  
611 neurológicas. La plasticidad neuronal, la cual se define como “cambios en la  
612 organización neuronal que permiten adaptarse a entornos cambiantes y dar  
613 respuestas compensatorias a las pérdidas funcionales de movimiento ya sea  
614 por envejecimiento o por daño cerebral” [32], ha sido el punto de partida  
615 para muchas investigaciones en el tratamiento de rehabilitación de daños ce-  
616 rebrales. Estudios realizados han mostrado que la pérdida de la funcionalidad  
617 motriz es el resultado de la falta de uso, por ejemplo, de una extremidad,  
618 lo que produce la degradación de los circuitos neuronales, mientras que el  
619 entrenamiento de habilidades motoras ha mostrado impulsar la plasticidad  
620 neuronal reparadora en relación a los procesos neuromotores y avanzar así en  
621 la función motora [33].

622 En el contexto de rehabilitación, la “especificidad” implica que los movi-  
623 mientos podrían conducir a una mayor actividad cortico-espinal, mientras que  
624 la práctica de los movimientos no calificados no muestra mejoras. Además,  
625 los principios de tratamiento como “repetición” e “intensidad” parecen ser  
626 críticos para aumentar la plasticidad neuronal en la recuperación, por ello en  
627 este punto, la capacidad del paciente de continuar el entrenamiento fuera de  
628 la terapia cobra vital importancia [34].

629 Las estrategias de rehabilitación de la marcha se centran en dos aspec-  
630 tos básicos, el primero tiene por objeto rehabilitar el fortalecimiento de los  
631 músculos implicados en el proceso de marcha. Algunas de las técnicas com-  
632 prendidas por esta son la *Facilitación Neuromuscular Propioceptiva*, la cual  
633 busca recuperar las sinergias musculares de los flexo-extensores y la debilidad  
634 muscular [35]. Otra estrategia, en lo que a lo muscular se refiere, consiste en  
635 la *Estimulación Eléctrica Funcional* la cual consiste en aplicar una corriente  
636 eléctrica de amplitud y frecuencia determinada con el fin de reactivar los cir-  
637 cuitos nerviosos y fortalecer la fuerza muscular [36]. Por último, tenemos el  
638 entrenamiento de la fuerza muscular, cuya aplicación es vital en los procesos  
639 de rehabilitación de marcha, dado que permiten mejorar los tres aspectos  
640 básicos de la marcha (Soporte, Balance y Progresión).

641 Por otra parte, otro tipo de estrategias de rehabilitación tiene sus bases

642 en el aprendizaje y control motor, es decir, un enfoque orientado a la tarea.  
643 El objetivo de estas intervenciones radica en prevenir deterioros, promover  
644 las tareas específicas y adaptar dichas tareas al entorno [37]. Forma parte  
645 de este conjunto de estrategias la realidad virtual la cual ofrece ambientes  
646 enriquecidos, retroalimentación visual y otros estímulos con el fin de lograr  
647 mejoras en todos los procesos involucrados en el proceso de marcha (ver Fig.  
648 3.4).

649 En conclusión, un buen plan de rehabilitación de la marcha debe contem-  
650 plar todas las estrategias y utilizar con mayor intensidad aquellas que mejor  
651 se adapten a las necesidades del paciente.

652

## 653 3.2 Configuraciones del dispositivo

654 La sala de rehabilitación donde se realizaron las pruebas posee buena  
655 iluminación (esencial para el correcto funcionamiento del dispositivo) y un  
656 espacio libre de aproximadamente 5x5 metros adecuado para la realización  
657 de los ejercicios. Sobre una de las paredes de la sala se encuentra el televisor a  
658 una altura de aproximadamente 1,7 metros sobre el nivel del piso, debajo del  
659 mismo, un mueble de soporte donde se colocó el dispositivo Microsoft Kinect  
660 a una altura de 0,9 m. sobre el nivel del piso (ver Fig. 2.1). El motor de  
661 inclinación del dispositivo se configuró en 0 grados. En cuanto al seguimiento  
662 de usuario, se sigue solamente el primer usuario detectado. De esta manera,  
663 si el terapeuta entra en la escena para ayudar al paciente, no interrumpe la  
664 realización de la rutina.

665 Los parámetros de los filtros de suavizado se fijaron en:

- 666 ■ Smoothing = 0,5;
- 667 ■ Correction = 0,2;
- 668 ■ Prediction = 0,6;
- 669 ■ JitterRadius = 0,2;
- 670 ■ MaxDeviationRadius = 0,1;

671 Si por algún motivo durante la ejecución de la rutina se pierde el segui-  
672 miento del usuario, automáticamente se vuelve a la pantalla de selección de

673 ejercicios y no se guarda ningún registro. En este caso, el usuario debe volver  
674 a colocarse en posición y repetir la rutina.

675 Por otra parte, la tasa de actualización del esqueleto es de 30 cuadros por  
676 segundo, mientras que la tasa de actualización de pantalla en Unity3D no  
677 es constante y en general es superior a la tasa de refresco de Kinect. Para  
678 solucionar esta desincronización, se fija la tasa de refresco de Unity3D en 30  
679 FPS, sin embargo esto no implica que la tasa se mantenga constante sino que  
680 puede fluctuar de acuerdo a la plataforma y las características de hardware.

681

## 682 3.3 Configuración del personaje virtual (Avatar)

683 Para este sistema se optó por el personaje virtual (avatar) que puede  
684 apreciarse en la Figura 3.5a el cual cuenta con una estructura de huesos  
685 (Fig. 3.5b) que permite animar el personaje. Para la animación de un avatar,  
686 Unity3D provee su propio sistema llamado “Mecanim”<sup>1</sup>, en el cual se mapean  
687 las curvas de movimiento de acciones como correr, caminar, etc. sobre las  
688 articulaciones definidas por los huesos. Sin embargo, en este proyecto no se  
689 utilizan dichas animaciones ya que el mapeo se realiza directamente con los  
690 datos capturados por el dispositivo Kinect, para detalles sobre el cálculo de  
691 los vectores de orientación ver el Apéndice A.

692 Si algún objeto colisiona con el personaje es necesario detectar con qué par-  
693 te del cuerpo ha colisionado (cabeza, manos, pie, etc.), y para ello se utilizan  
694 los “Colliders” (ver Sección 2.2.3).

695

## 696 3.4 Definición y desarrollo del Ejercicio 1

697 El objetivo terapéutico de este ejercicio es que el paciente entrene la des-  
698 carga de peso sobre las caderas al balancearse hacia uno u otro lado, esto es  
699 importante en la fase de apoyo simple durante el proceso de marcha, dado  
700 que los músculos deben fortalecerse para soportar el peso del cuerpo. Por  
701 otra parte, se busca que el paciente neurológico interprete la orden visual

---

<sup>1</sup><http://docs.unity3d.com/460/Documentation/Manual/MecanimAnimationSystem.html>



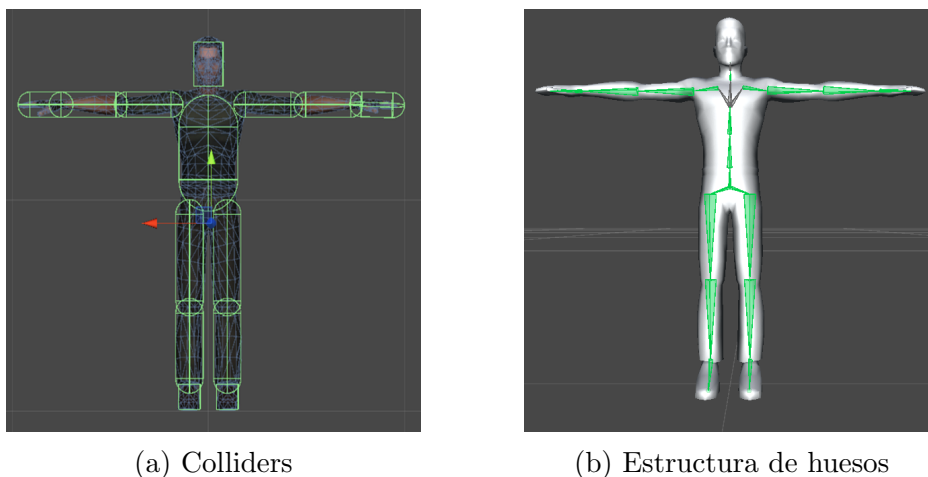


Figura 3.5: Estructura y visualización del avatar

702 suministrada reaccionando a tiempo para realizar el movimiento correcto. El  
 703 avatar en pantalla brinda una retroalimentación de los movimientos reali-  
 704 zados, colaborando de este modo con el sentido de propiocepción. Además,  
 705 dado que el paciente debe realizar movimientos de la cabeza y el torso, man-  
 706 teniendo el campo visual estable y centrado en la pantalla, el ejercicio tiene  
 707 implicancias sobre el sistema vestibular.

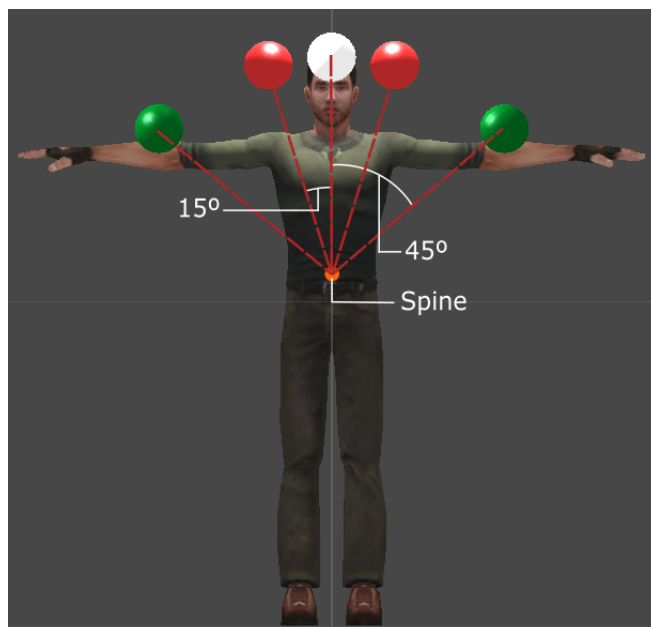
708 El ejercicio consiste en que el paciente esquive las pelotas, pasando su  
 709 cabeza por el hueco indicado por una flecha de color verde. Cabe destacar  
 710 que existen dos huecos por los cuales se puede pasar pero sólo el indicado por  
 711 la flecha es el correcto. En cada iteración, el hueco por el cual debe pasar el  
 712 paciente va cambiando de manera aleatoria.

713 Las pelotas están distanciadas por un ángulo  $\theta$ , el cual se puede configurar  
 714 para cada paciente. En la Figura 3.6 puede observarse que la pelota central  
 715 ( $90^\circ$ ) coincide con la cabeza del avatar, mientras que el centro de rotación de  
 716 las pelotas es la coordenada XY del centro de gravedad del avatar (Spine).

717 Para realizar la evaluación del ejercicio, se utiliza una ventana temporal  
 718 y se mide el ángulo en un momento determinado. De este modo, cuando  
 719 las pelotas ingresan al rectángulo verde que se muestra en la Figura 3.7,  
 720 se activa la evaluación del ángulo formado entre el centro de gravedad y el  
 721 cuello. Dicho ángulo es comparado con el ángulo objetivo del ejercicio de la  
 722 siguiente manera:

$$|\theta_{obj} - \theta_{log}| < \varepsilon_{tol} \quad (1)$$

723 donde  $\theta_{obj}$  es el ángulo objetivo,  $\theta_{log}$  es el ángulo logrado y  $\varepsilon_{tol}$  es la

Figura 3.6: Configuración del ejercicio 1 ( $\theta = 15$ )

724 tolerancia aceptada.

725 El ángulo  $\theta_{log}$  se obtiene de la siguiente manera. Dados  $P_{neck}$  el punto del  
 726 cuello y  $P_{spine}$  el punto del centro de gravedad (Fig. 2.6a), se construye el  
 727 vector  $\vec{V} = P_{Neck} - P_{Spine}$ , de esta forma

$$\cos(\theta_{log}) = \frac{\langle \vec{V} \cdot \vec{U} \rangle}{|\vec{V}| |\vec{U}|} \quad (2)$$

728 donde  $\vec{U} = (1, 0)$ , la componente  $z$  es descartada dado que el ángulo de  
 729 interés se halla en el plano  $xy$ .

730 Si el paciente logra el ángulo objetivo se suma un punto y se dispara un  
 731 sonido indicando que el movimiento fue correcto. En este punto es importante  
 732 destacar que el puntaje no se actualiza hasta que el usuario logre superar los  
 733 5 puntos, esto se realiza con el objetivo de no condicionar al jugador.

734 Antes del comienzo del ejercicio pueden configurarse los siguientes paráme-  
 735 tros:

- 736 ■ Cantidad máxima de repeticiones.
- 737 ■ Ángulo de apertura parcial: Puede variar entre los  $12^0$  y los  $15^0$ .
- 738 ■ Tiempo entre repeticiones.

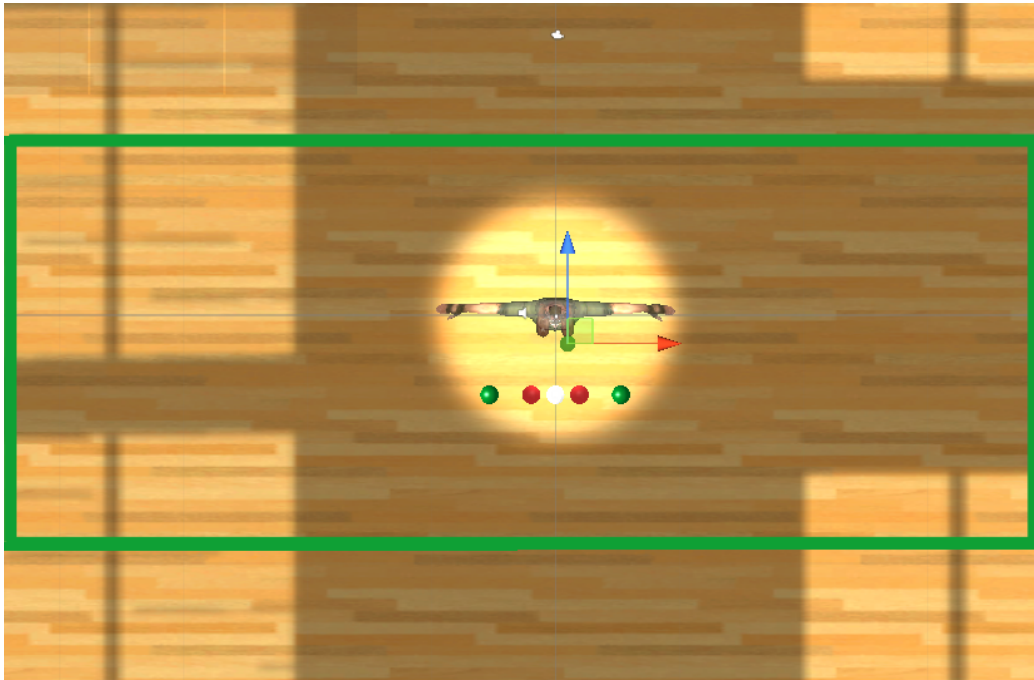


Figura 3.7: Ventana de evaluación del ejercicio 1

- 739 ■ Velocidad de las pelotas.

740 Una vez finalizado el ejercicio se muestra una pantalla con el puntaje  
741 alcanzado en caso de que haya logrado superar los 5 puntos.

742

## 743 3.5 Definición y desarrollo del Ejercicio 2

744 En este ejercicio, el paciente debe entrenar su estabilidad mientras flexiona  
745 las piernas. Este entrenamiento es importante, dado que muchos pacientes  
746 neurológicos presentan arrastre del pie a la hora de realizar la marcha. Por  
747 otra parte, el ejercicio permite entrenar el equilibrio dado que la pierna debe  
748 permanecer flexionada unos segundos y las cargas del cuerpo deben compen-  
749 sarse para no caer.

750 La escena está compuesta por dos rodillos que el paciente debe esquivar  
751 levantando el pie derecho o izquierdo según corresponda, la misma puede  
752 apreciarse en la Figura 3.8. El objetivo del ejercicio es que el paciente levante  
753 el pie del suelo a una altura determinada, que es configurable por cada pa-

754 ciente. Para realizar la medición de esta distancia, sea  $P_{AnkleLeft}$  y  $P_{AnkleRight}$   
 755 los puntos del tobillo izquierdo y derecho respectivamente, se computa la  
 756 diferencia en la coordenada Y dado que las componentes X y Z no tienen  
 757 relevancia en esta medición. Entonces,

$$Dif = |P_{AnkleLeft}^y - P_{AnkleRight}^y| \quad (3)$$

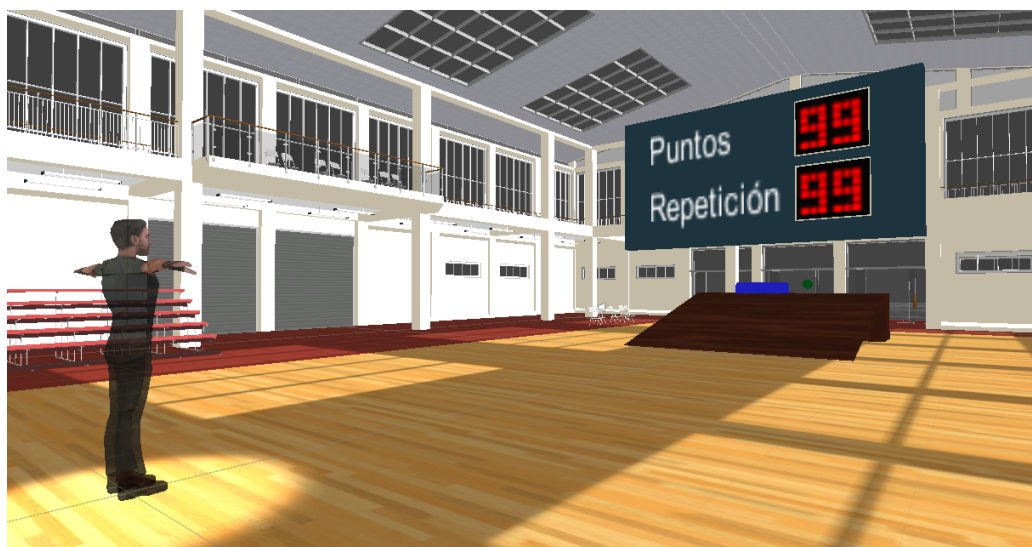


Figura 3.8: Escena del ejercicio 2

758 Si el paciente consigue superar esta altura el ejercicio es considerado váli-  
 759 do. Por otra parte, si el paciente posee capacidad motriz de las extremidades  
 760 superiores (brazos), es posible agregar al ejercicio una pelota que el mismo  
 761 debe tocar con la mano opuesta a la que levanta el pie para esquivar el rodi-  
 762 llo. Esta pelota, puede configurarse en 3 diferentes alturas (codo, hombro o  
 763 cabeza) de acuerdo a las posibilidades del paciente. De esta manera se busca  
 764 mejorar la coordinación del mismo.

765 Una orden sonora se dispara para que el paciente levante el pie a tiempo.  
 766 Al igual que en el ejercicio 1, se puede configurar la cantidad de repeticiones  
 767 y el tiempo entre repeticiones.

768

769 **3.6 Definición y desarrollo del Ejercicio 3**

770 En este ejercicio el paciente debe practicar la pre-marcha y la marcha, la  
 771 primera consiste en realizar un paso y luego juntar los pies en el lugar; la  
 772 segunda, en realizar pasos continuos. Cabe destacar, que estos dos modos no  
 773 son controlados en tiempo real, pero a partir de los datos recolectados, se  
 774 puede identificar si el paciente realizó las acciones correctamente.

775 Dadas las limitaciones físicas del dispositivo utilizado, sólo se pueden rea-  
 776 lizar 3 pasos en el rango práctico del mismo (ver sección 2.2.1).



Figura 3.9: Escena del ejercicio 3

777 La escena del ejercicio es mostrada en la Fig. 3.9, como puede observarse  
 778 existen tres plataformas de colores las cuales sirven para guiar los pasos del  
 779 paciente, cuando el mismo coloca los dos pies sobre la plataforma verde se da  
 780 por finalizada la iteración. En este punto, existen dos maneras de posicionarse  
 781 de nuevo en el punto de partida (detrás de la plataforma roja). La primera, es  
 782 que el paciente realice un giro de  $180^{\circ}$  sobre sí mismo, quedando de espalda  
 783 a la pantalla, y vuelva al punto de inicio intentando recordar la secuencia  
 784 de pasos; la segunda opción, es que el paciente realice la marcha o pre-  
 785 marcha hacia atrás. Estos dos modos se pueden configurar de acuerdo a  
 786 las posibilidades del paciente que realizará el ejercicio.

787 Para detectar si el usuario se encuentra en posición para realizar una nueva

788 iteración, se verifica que:

$$P_{Spine}^z \geq 3,4 \quad (4)$$

789 donde  $P_{Spine}^z$  es la componente  $z$  del punto correspondiente al centro de  
790 gravedad del usuario. Cuando el paciente comienza una iteración se indica  
791 en pantalla el pie con el cual debe realizar el primer paso. Este se va interca-  
792 lando de una iteración a otra. Al igual que los ejercicios anteriores se puede  
793 configurar la cantidad de repeticiones, y el modo de realización.

# Interfaz de configuración y análisis

---

794 En este capítulo se describe la interfaz de configuración y análisis. En  
795 primer lugar se detallan los datos recolectados por el sistema a partir del  
796 dispositivo. Seguidamente se muestran las gráficas generadas a partir de los  
797 datos recolectados y las posibilidades que brinda la interfaz de análisis.

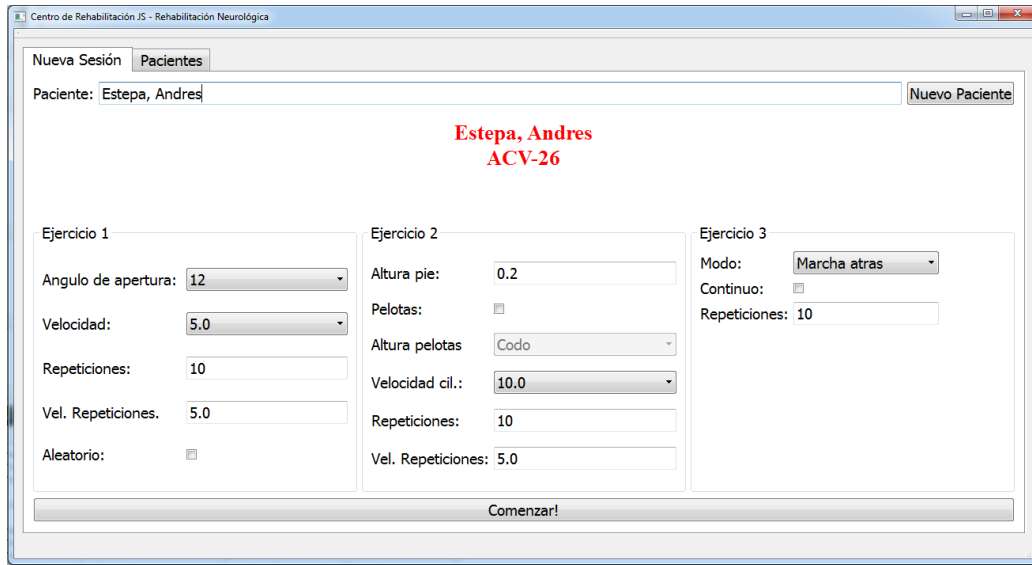


Figura 4.1: Interfaz de configuración

798

## 799 4.1 Registro de datos de pacientes

800 Los datos registrados durante cada sesión son guardados en archivos de  
 801 texto con el objeto de permitir a los especialistas del Centro evaluar de  
 802 manera más minuciosa los movimientos del paciente durante la realización de  
 803 los ejercicios. Por otra parte, estos datos también sirven para generar gráficos  
 804 que permitan medir la evolución de la terapia.

805 Los datos registrados en cada ejercicio consisten en la posición espacial de  
 806 cada uno de los 20 puntos articulares brindados por Kinect (ver Fig. 2.6a), su  
 807 estado de seguimiento (ver 2.2.1) y el número de iteración correspondiente al  
 808 ejercicio en cuestión. Por su parte, el registro del ejercicio 1 contiene un dato  
 809 adicional, el cual consiste en el ángulo objetivo en cada una de las iteraciones.

810

## 811 4.2 Configuración de ejercicios

812 El sistema permite configurar cada uno de los ejercicios de acuerdo a las  
 813 necesidades (ver Fig. 4.1).



814 Para el ejercicio 1 las opciones configurables son:

- 815 ■ Ángulo de apertura.
- 816 ■ Velocidad de las pelotas.
- 817 ■ Repeticiones.
- 818 ■ Velocidad de repeticiones.
- 819 ■ Orden aleatorio.

820 En el ejercicio 2 las opciones configurables son:

- 821 ■ Altura del pie.
- 822 ■ Altura de las pelotas.
- 823 ■ Velocidad.
- 824 ■ Repeticiones.
- 825 ■ Velocidad de repeticiones.

826 Las opciones para el ejercicio 3 son:

- 827 ■ Modo.
- 828 ■ Continuo.
- 829 ■ Repeticiones.

830 Una vez que el especialista ajusta cada uno de los parámetros, debe selec-  
831 cionar el paciente que realizará los ejercicios. Cuando realice esta acción, se  
832 mostrará en la parte superior el nombre del paciente, la edad y la patología  
833 (ver Fig. 4.1).

834 Para poder dar comienzo al juego el especialista pedirá que el paciente  
835 se coloque en posición frente al dispositivo y lanzará el juego presionando el  
836 botón Comenzar.

837

838 **4.3 Administración de pacientes y resultados**

839 Esta interfaz permite a los especialistas mantener y consultar el registro  
 840 de los pacientes y las sesiones realizadas. Entre las opciones disponibles están  
 841 la de agregar un nuevo paciente, eliminar un paciente o modificar alguno de  
 842 sus datos.

843 Dado que el número de datos puede crecer con el tiempo, en la parte supe-  
 844 rior se pueden filtrar los pacientes por nombre, permitiendo así la localización  
 845 de manera rápida.

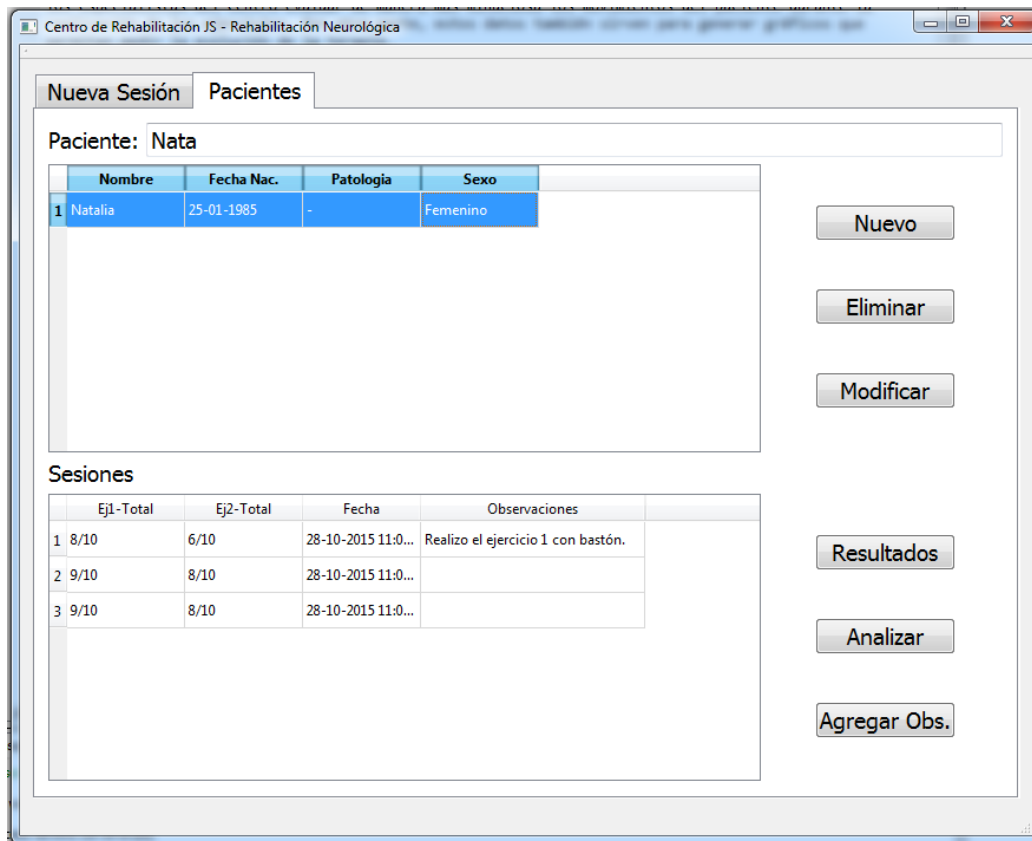


Figura 4.2: Administración de pacientes

846 Al seleccionar un paciente, la tabla de sesiones muestra todas las sesio-  
 847 nes correspondientes a dicho paciente, tal como se muestra en la Figura 4.2.  
 848 Además, el especialista puede agregar algún comentario sobre la realización  
 849 de la sesión si así lo desea. En caso que el profesional desee revisar los re-

850 sultados de una sesión particular, debe seleccionar la misma y presionar el  
 851 botón Resultados. De este modo, se mostrará la pantalla de la Figura 4.3 en  
 852 la cual se muestran las gráficas más significativas para cada ejercicio.

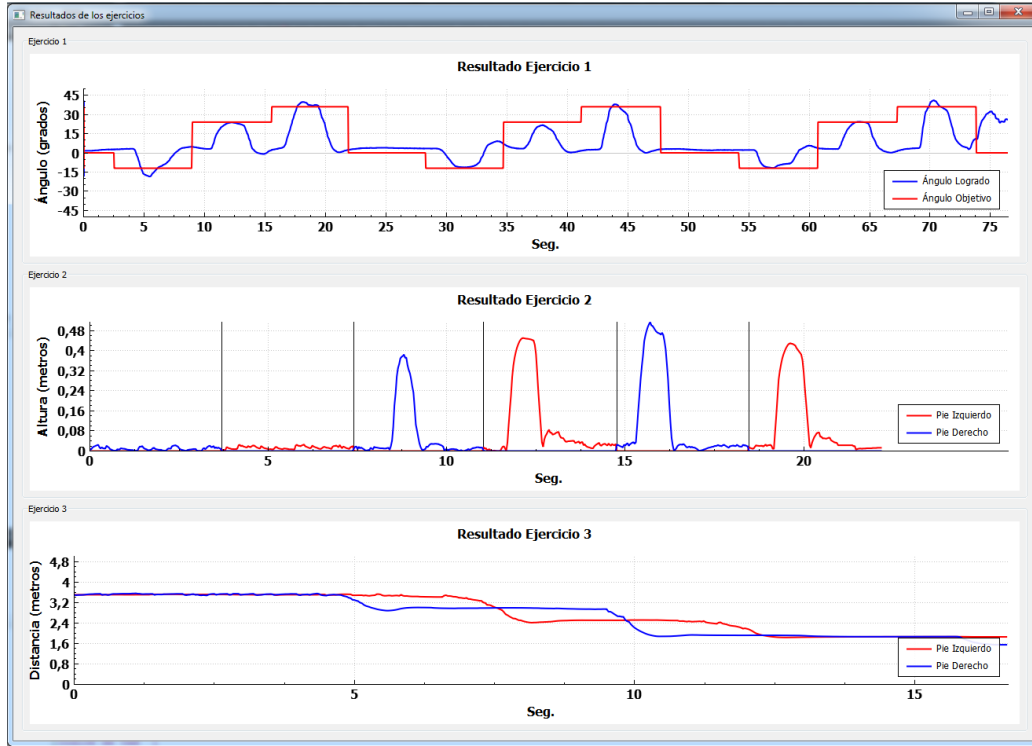


Figura 4.3: Resultado de los ejercicios

853

#### 854 4.3.1 Resultados de los ejercicios

855 Para cada uno de los ejercicios se generaron gráficas de utilidad para los  
 856 especialistas, las mismas tienen por objeto brindar al profesional una forma  
 857 rápida de evaluación de la sesión.

858 De este modo para el ejercicio 1 se genera la gráfica de la Figura 4.4. En ella  
 859 la línea de color rojo indica el ángulo objetivo del ejercicio en cada instante.  
 860 Por otra parte, la línea azul es el ángulo alcanzado por el usuario. Los ángulos  
 861 negativos indican inclinaciones hacia el lado izquierdo y los positivos hacia la  
 862 derecha. Esta gráfica permite al profesional evaluar si el paciente alcanzó o no  
 863 el ángulo solicitado, como así también verificar si presenta alguna dificultad  
 864 mayor hacia alguno de los lados.

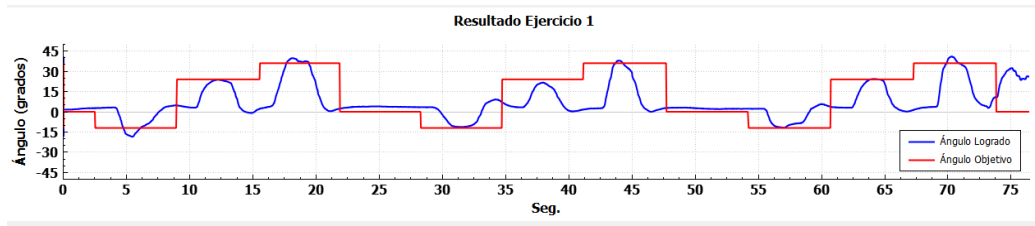


Figura 4.4: Resultado del ejercicio 1

865 En la Figura 4.5 puede verse un resultado particular del ejercicio 2, donde  
 866 se indican las alturas a la que el usuario levantó el pie. La línea roja pertenece  
 867 a la altura alcanzada por el pie izquierdo y la línea azul al pie derecho. El  
 868 eje de la ordenada indica la altura en metros. Las líneas verticales marcan la  
 869 finalización y comienzo de una nueva iteración.

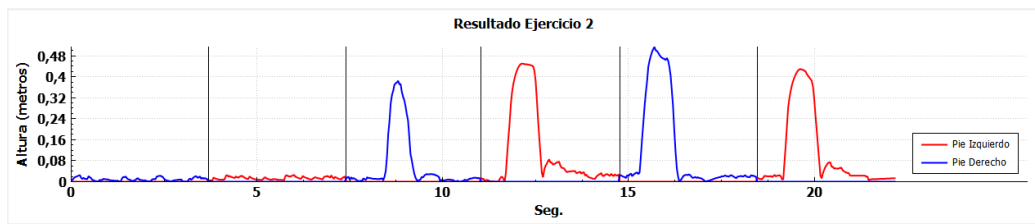


Figura 4.5: Resultado del ejercicio 2

870 Por último, la gráfica resultante del ejercicio 3 se observa en la Figura 4.6.  
 871 En la misma, la ordenada al origen marca la distancia en metros desde el  
 872 dispositivo a los pies del usuario. La línea azul corresponde a la trayectoria  
 873 del pie derecho y la línea roja a la del pie izquierdo. Con esta gráfica, el  
 especialista puede estimar la velocidad y longitud del paso.

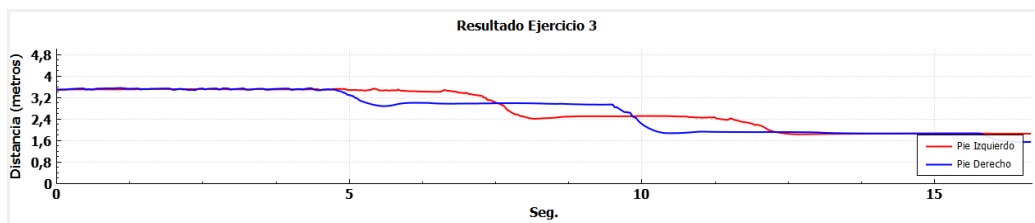


Figura 4.6: Resultado del ejercicio 3

874

875

876 **4.4 Análisis del movimiento**

877 Para analizar el movimiento de los pacientes en detalle, se ha desarrollado  
 878 una interfaz donde los especialistas pueden estudiar de manera más precisa  
 879 los movimientos realizados por el paciente en una determinada sesión. Por  
 880 cada una de las sesiones guardadas, se pueden observar detalladamente los  
 881 movimientos realizados mediante la interfaz. La misma, está compuesta por  
 882 un ventana OpenGL, mostrada en la Figura 4.7a, donde se renderiza un es-  
 883 queleto articulado mostrando las acciones realizadas por el usuario durante  
 884 cada uno de los ejercicios. Como puede observarse el piso tiene dos colo-  
 885 res diferentes, la parte celeste indica los rangos óptimos de seguimiento del  
 886 esqueleto (1,2 a 3,5 m).

887 La posición de la cámara y el zoom puede modificarse utilizando el mouse.  
 888 Los controles multimedia permiten correr la animación (*play*), seleccionar  
 889 diferentes registros de ejercicios (*forward* o *previous*) y aumentar o disminuir  
 890 la velocidad de la animación.

891 Adicionalmente, en la parte derecha de la pantalla se puede observar un  
 892 lista con todos los puntos de seguimiento provistos, seleccionando alguno de  
 893 ellos es posible visualizar el registro en las 3 coordenadas (X, Y, Z) tal cual se  
 894 muestra en la Figura 4.7b. La última gráfica, ubicada en la parte inferior de-  
 895 recha permite observar los ángulos de flexión/extensión, abducción/aducción  
 896 y rotación interna/externa tanto de la rodilla izquierda como la derecha.  
 897 Para el cálculo de estos valores se establecen los ejes coordenados para la  
 898 articulación de la rodilla tal como se observa en la Figura 4.8.

899 Considerando lo anterior, se define el versor  $I_{joint}$  que vincula el segmento  
 900 distal con el proximal como:

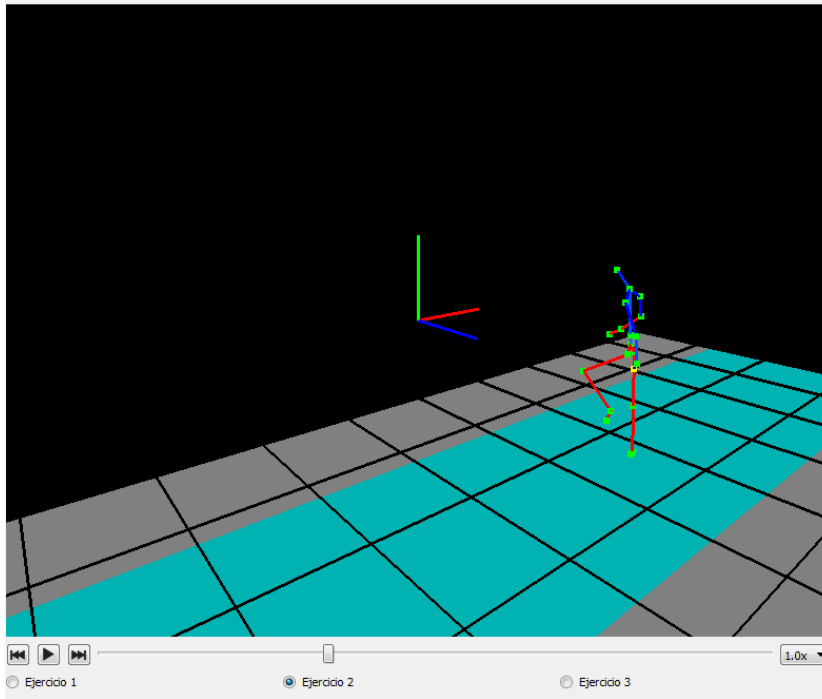
$$I_{joint} = \frac{k_{proximal} \times i_{distal}}{|k_{proximal} \times i_{distal}|} \quad (1)$$

901 De este modo, los ángulos para la articulación de la rodilla son:

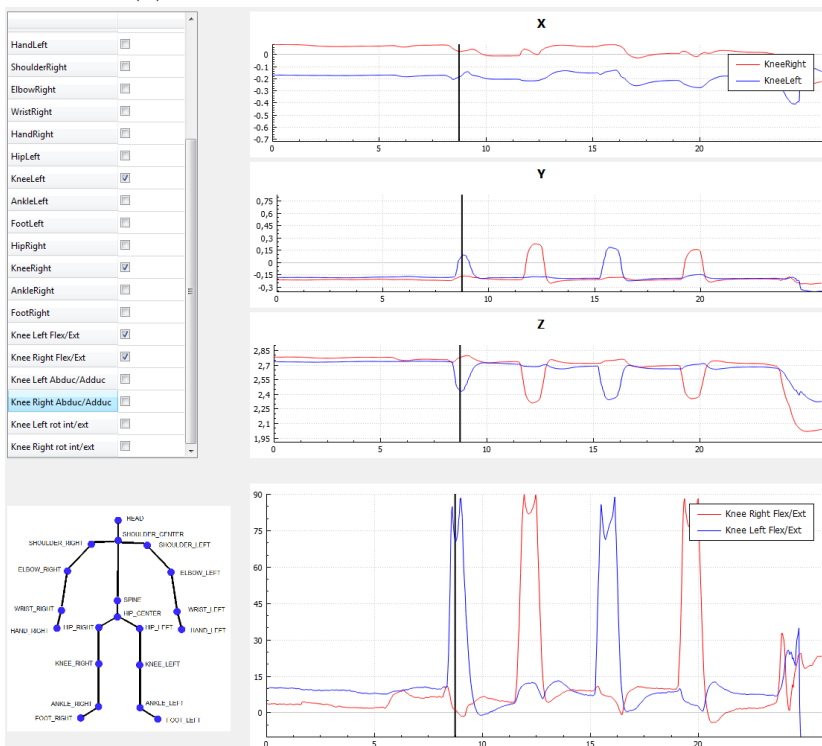
902 Ángulo de flexión/extensión:  $\alpha_{joint} = \sin^{-1}[I_{joint} \cdot i_{proximal}] \quad (2)$

903 Ángulo de abducción/aducción:  $\beta_{joint} = \sin^{-1}[k_{proximal} \cdot i_{distal}] \quad (3)$

Ángulo de rotación interna/externa:  $\gamma_{joint} = \sin^{-1}[I_{joint} \cdot k_{distal}] \quad (4)$



(a) Ventana de animación de los movimientos



(b) Ventana de evaluación de los movimientos

Figura 4.7: Ventana para el análisis de los movimientos

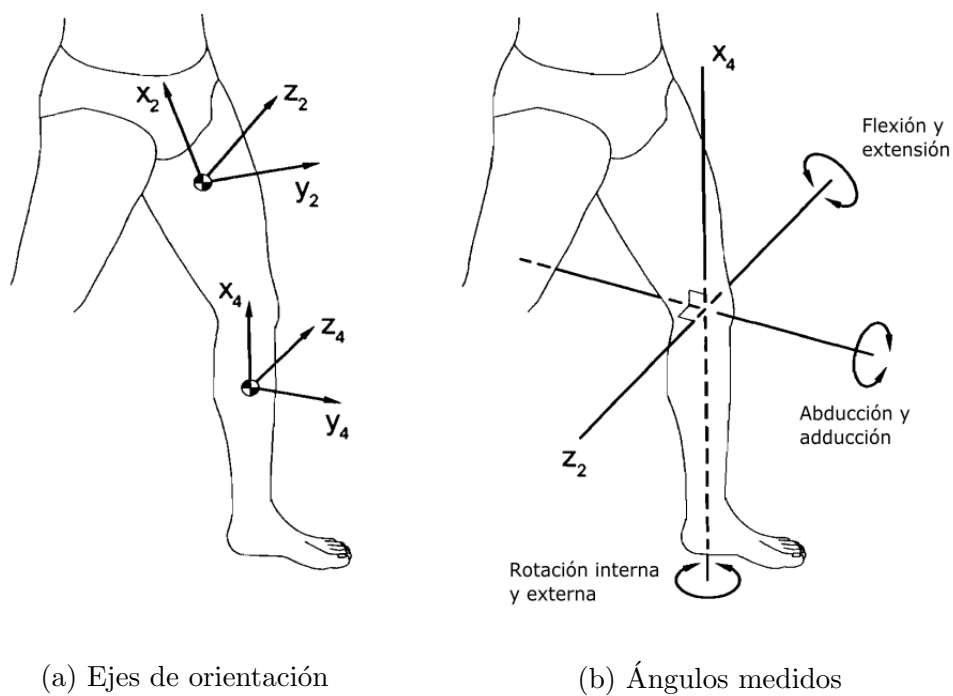


Figura 4.8: Ángulos de la rodilla (adaptado de [4])

# Pruebas con pacientes

---

904 En este capítulo se exponen las características generales de los pacientes  
905 que realizaron las pruebas, cómo se realizaron las mismas y los resultados  
906 obtenidos.



907

908 **5.1 Descripción de pacientes de prueba**

909 Las pruebas fueron realizadas en las instalaciones del Centro de Reha-  
 910 bilitación “Dr. Esteban L. Maradona” bajo la estricta supervisión de los  
 911 profesionales de dicha institución.

912 Los pacientes que realizaron los ejercicios firmaron una conformidad pa-  
 913 ra la experimentación, los mismos fueron seleccionados por los especialistas  
 914 quienes explicaron los objetivos terapéuticos de cada rutina y la forma co-  
 915 rrecta de realizarla. Cabe destacar que al momento de realizar las pruebas  
 916 aún no se contaba con los videos tutoriales, por lo cual se decidió que ca-  
 917 da paciente realizara dos repeticiones de cada uno de los ejercicios antes de  
 918 tomar los datos aquí presentados.

919 Los datos generales de los pacientes que realizaron las pruebas se observan  
 920 en la Tabla 5.1, por cuestiones de privacidad no se brindan los nombres. Como  
 921 puede observarse los cuatro pacientes presentan diferentes patologías, edades  
 922 y sexos, con el fin de tener una muestra adecuada para la presentación de los  
 923 resultados.

Paciente	Sexo	Edad	Patología
A	Femenino	18	Tumor Cerebral
B	Femenino	38	ACV
C	Masculino	20	Distrofia
D	Masculino	32	ACV

924

925

Tabla 5.1: Descripción de pacientes

926

927 **5.2 Resultados de pruebas con pacientes**

928

929 **5.2.1 Ejercicio 1**

930 Para este ejercicio, el ángulo de inclinación fue configurado en  $12^\circ$  y el  
 931 número de repeticiones fue fijado en 10. En las Figuras 5.1, 5.2, 5.3 y 5.4,  
 932 puede observarse la realización del ejercicio en el tiempo. La línea roja re-  
 933 presenta el ángulo objetivo en cada iteración, y la línea azul representa el  
 934 ángulo logrado en cada instante. Al comparar las gráficas, puede observarse  
 935 que el paciente "C" tiene dificultades para cumplir los objetivos. Los resul-  
 936 tados computados en este ejercicio fueron 8/10 para el paciente "A", 6/10  
 937 para el paciente "B", 4/10 para el paciente "C" y 8/10 para el paciente "D".

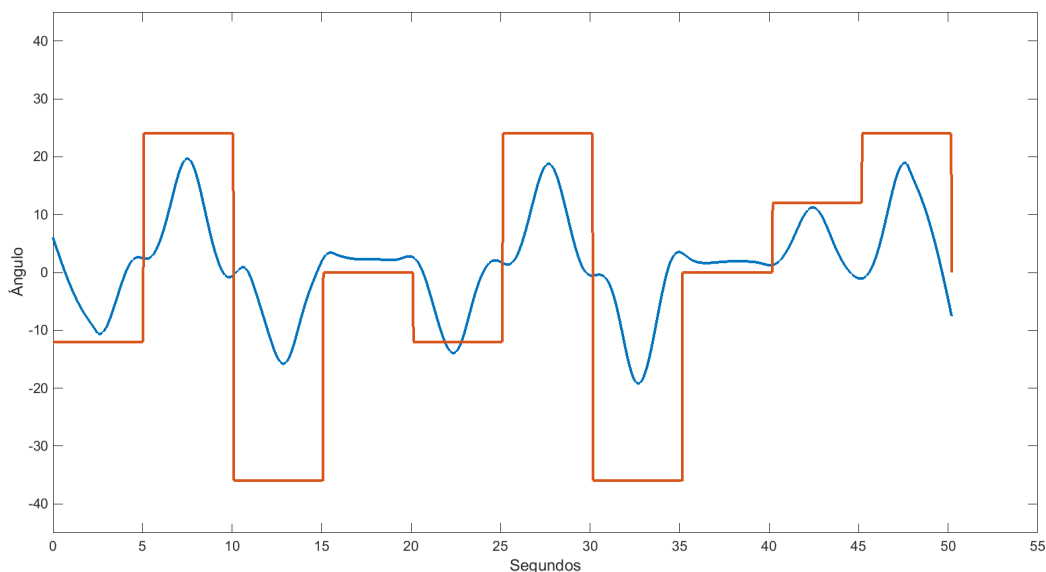


Figura 5.1: Resultado del ejercicio 1 Paciente A

938

939 **5.2.2 Ejercicio 2**

940 En este ejercicio, los parámetros configurados fueron: 20 cm. la altura a la  
 941 cual el pie debe levantarse, 5 repeticiones, y el pie de inicio es el pie derecho.  
 942 En las Figuras 5.5, 5.6, 5.7 y 5.8, la línea roja marca la altitud para dar el

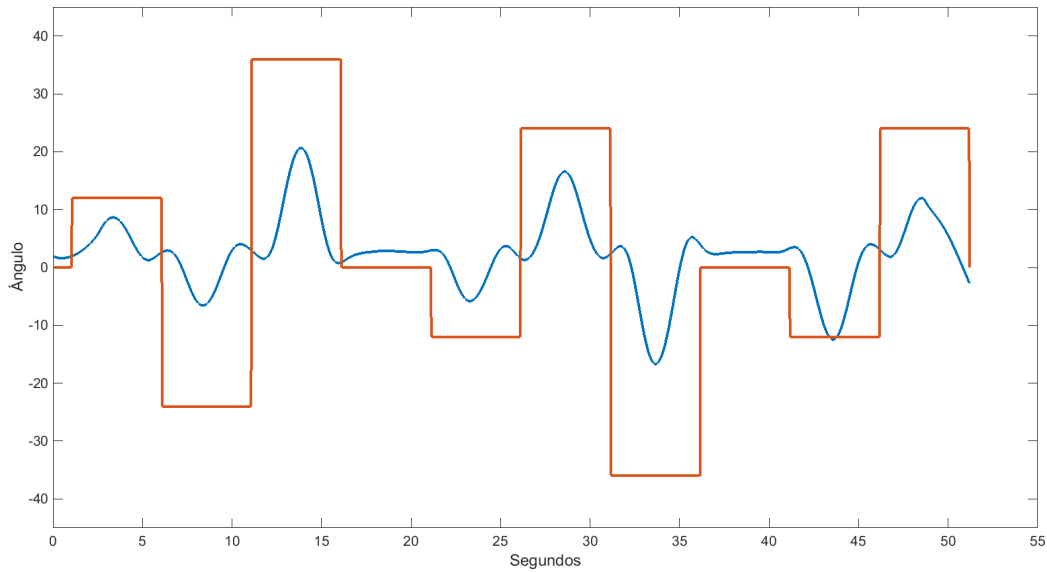


Figura 5.2: Resultado del ejercicio 1 Paciente B

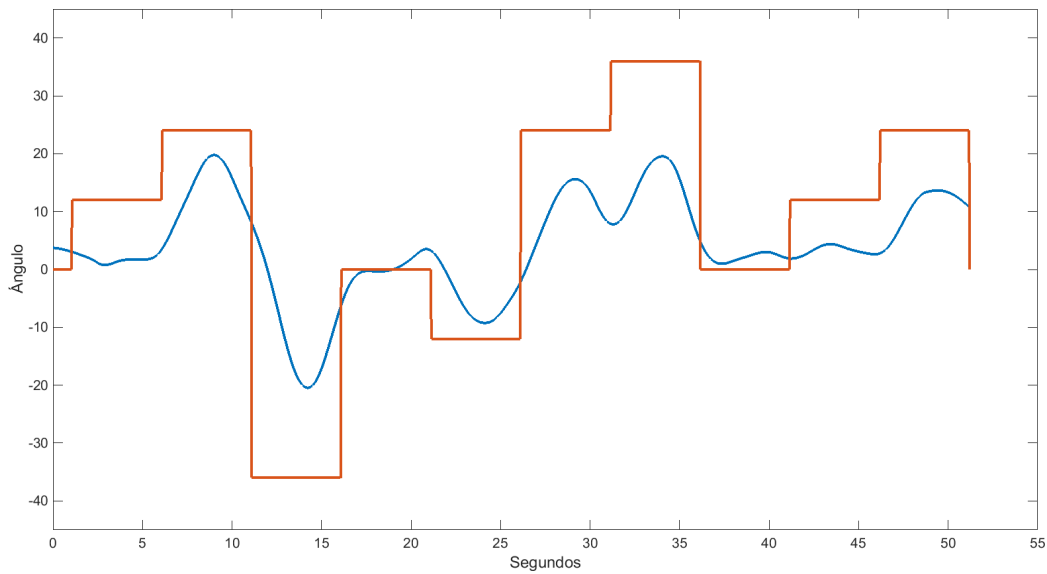


Figura 5.3: Resultado del ejercicio 1 Paciente C

943 ejercicio por cumplido. La línea azul representa la altura alcanzada por el  
 944 pie. Como puede observarse, el paciente "C" tiene serios inconvenientes para  
 945 realizar el ejercicio.

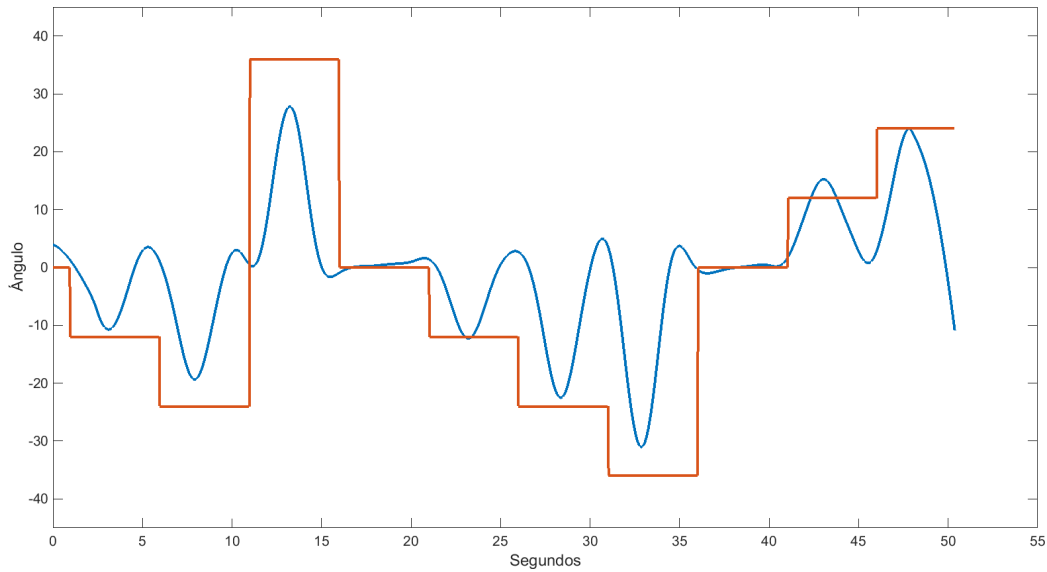


Figura 5.4: Resultado del ejercicio 1 Paciente D

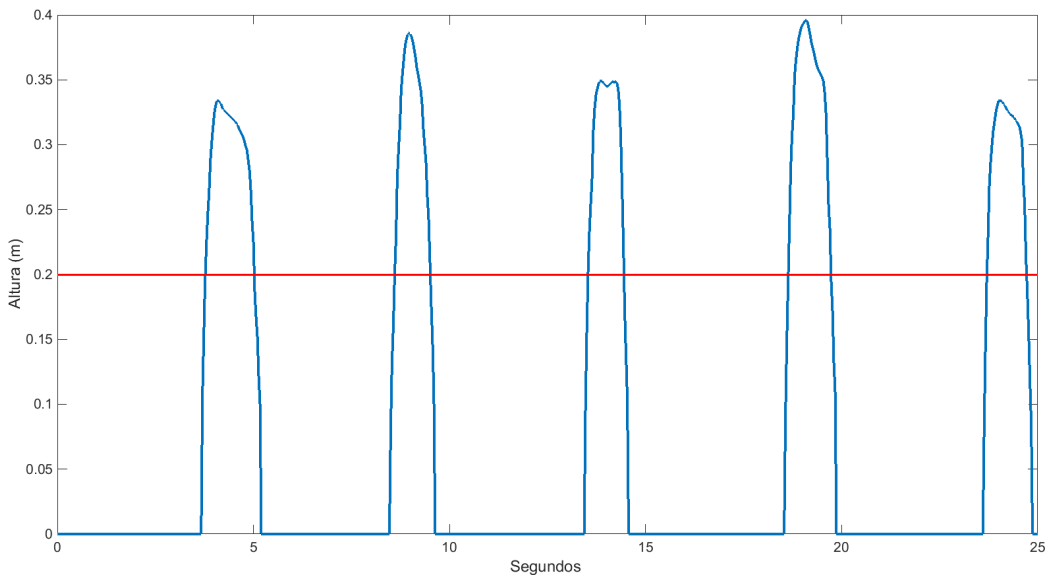


Figura 5.5: Resultado del ejercicio 2 Paciente A

946

### 947 5.2.3 Ejercicio 3

948 La Figura 5.9 muestra dos secuencias del ejercicio 3 realizadas por el Pa-  
 949 ciente A, en ella puede observarse la trayectoria sobre el tiempo con respecto  
 950 a la posición del dispositivo. La línea verde representa el pie izquierdo, mien-

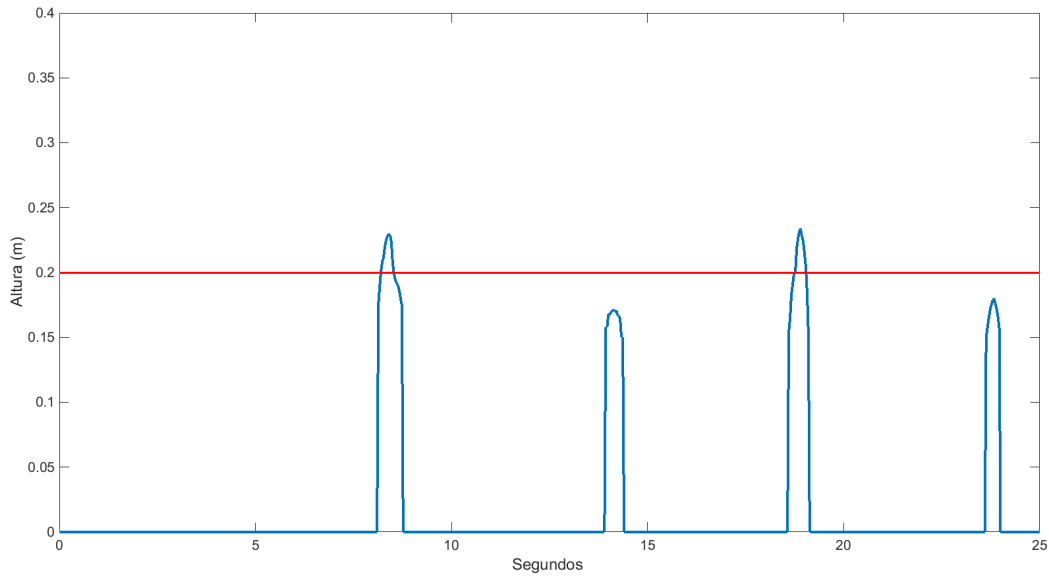


Figura 5.6: Resultado del ejercicio 2 Paciente B

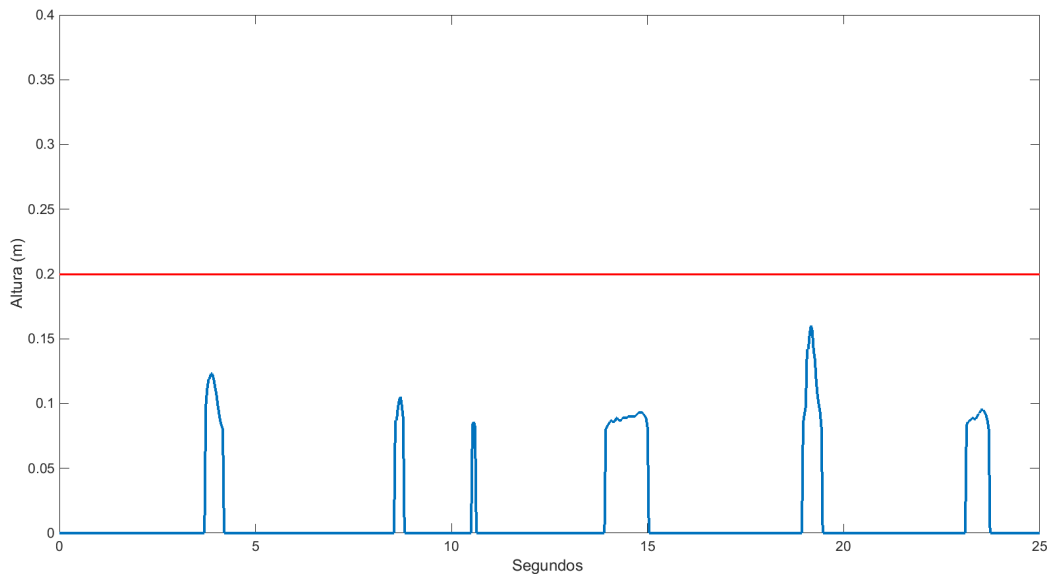


Figura 5.7: Resultado del ejercicio 2 Paciente C

951 tras que la línea roja muestra la trayectoria del pie derecho. La segunda  
 952 gráfica muestra la distancia de los pasos ejecutados por el usuario. Puede  
 953 verse que en la primera ejecución el paciente realiza pasos más largos com-  
 954 parados con la segunda ejecución del ejercicio. La gráfica permite evaluar la  
 955 periodicidad y estimar la velocidad de realización.

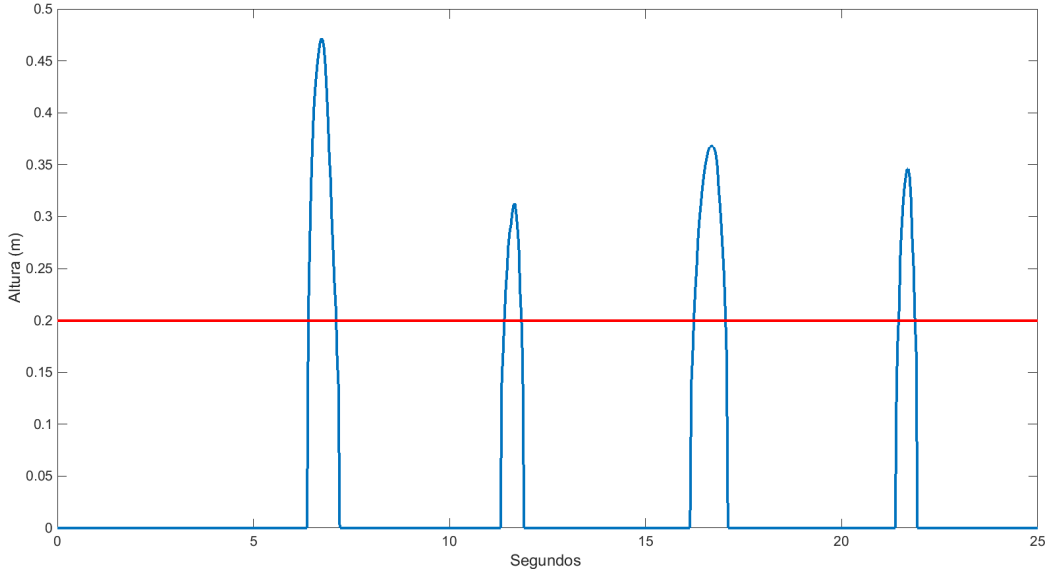


Figura 5.8: Resultado del ejercicio 2 Paciente D

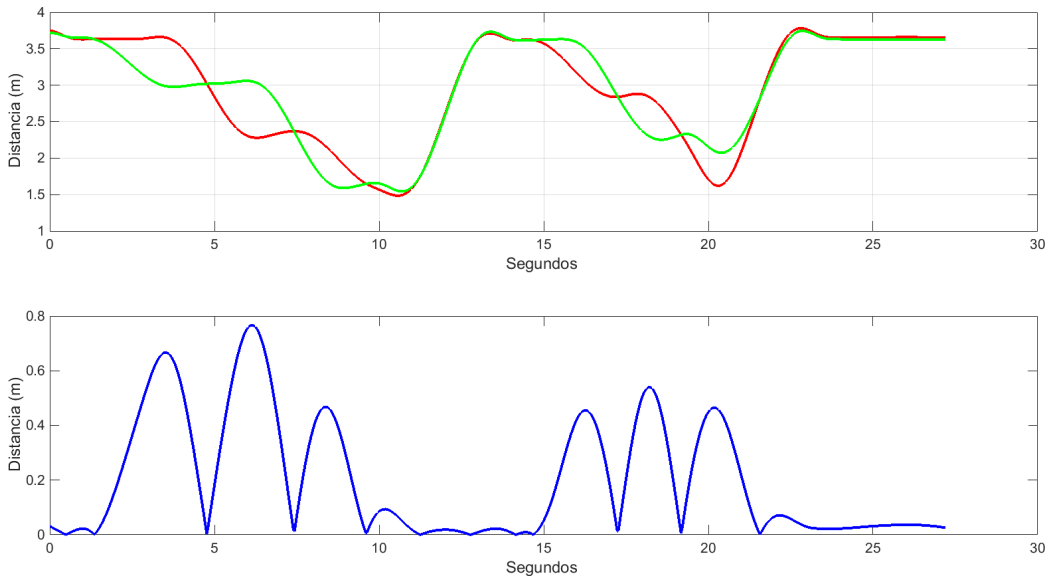


Figura 5.9: Resultado del ejercicio 3 Paciente A

sinc(r) Research Institute for Signals, Systems and Computational Intelligence (fich.unl.edu.ar/sinc)  
 A. Estepa, C. E. Martínez, E. M. Albornoz & S. Sponton Piriz; "Desarrollo de un sistema de control de rutinas basado en Kinect con aplicaciones en Neurorehabilitación (Undergraduate project)"  
 Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas - Universidad Nacional del Litoral, 2016.

# Conclusiones

---

956

957 **6.1 Conclusiones**

958 La realización de este trabajo ha permitido al autor desenvolverse en un  
959 ambiente interdisciplinar, intercambiando conocimientos con profesionales  
960 del área médica como kinesiólogos, fisioterapeutas y terapeutas. Gracias a  
961 esto, se han adquirido conocimientos básicos sobre neurología, fisiología de  
962 la marcha y los programas de rehabilitación en esta área. Además, la rea-  
963 lización de pruebas sobre pacientes durante la etapa de desarrollo de los  
964 ejercicios, ha permitido conocer las limitaciones de los mismos y modificar  
965 ciertos parámetros de la aplicación tendientes a no condicionar al paciente y  
966 a que la ejecución de la rutina termine resultando frustrante.

967 Asimismo, ha sido necesario aprender diferentes tecnologías como Unity3D,  
968 el lenguaje C# e integrarlos y complementarlos a otros conocimientos ya ad-  
969 quiridos como OpenGL, base de datos y C++. También, se ha explorado  
970 ampliamente la tecnología Kinect, lo que ha permitido plantear nuevos pro-  
971 yectos que aprovechen las capacidades de este dispositivo.

972 En cuanto al sistema aquí presentado, puede aseverarse que incorpora una  
973 herramienta más a las terapias de los pacientes, buscando que los mismos se  
974 ejerciten física y cognitivamente de una manera lúdica. Para los especialistas,  
975 el sistema brinda la posibilidad de realizar un seguimiento continuo de la  
976 terapia y evaluar la evolución de la misma mediante los datos capturados,  
977 como así también, registrar eventos importantes.

978 Como contrapartida, este trabajo ha permitido conocer ciertas limitacio-  
979 nes del dispositivo Microsoft Kinect sobre todo a la hora de implementar  
980 el ejercicio 3. En primera instancia se planteó la posibilidad de capturar los  
981 datos de perfil permitiendo así una mayor longitud de la caminata. El pro-  
982 blema de este planteo radica en las oclusiones que el mismo cuerpo realiza  
983 de otras partes, haciendo que el algoritmo de seguimiento utilizado por el  
984 dispositivo sea incapaz de realizar el tracking de las zonas ocultas, por lo  
985 cual una posible solución sería utilizar más de un dispositivo.

986 Por último, la interfaz de configuración y análisis permite analizar la evo-  
987 lución de los pacientes, como así también, generar una base de datos de los  
988 movimientos que pueden utilizarse con otros fines, ya sea para compararlos  
989 contra otro sistema, evaluar la precisión, etc.



990

991 **6.2 Comentarios finales**

992 Con el fin de seguir una línea de desarrollo basada en la rehabilitación de  
993 pacientes neurológicos y que proporcione datos de interés a los profesionales  
994 se proponen los siguientes desarrollos futuros:

- 995 ■ Dado que el Centro de Rehabilitación cuenta con la plataforma de  
996 presión “Wii Balance Board” se propone incorporar este dispositivo a  
997 la realización de los ejercicios 1 y 2. La adhesión del mismo permite  
998 entre otras cosas calcular el Centro de Masa lo cual constituye un dato  
999 relevante a la hora de evaluar el equilibrio del paciente en estos dos  
1000 ejercicios.
- 1001 ■ Adaptar el sistema existente a la versión 2 del dispositivo Microsoft  
1002 Kinect y evaluar las mejoras de este respecto a su predecesor.
- 1003 ■ Desarrollar nuevos ejercicios de rehabilitación cognitiva para pacientes  
1004 neurológicos.

---

# Bibliografía

---

- 1005 [1] A. Estepa, S. Sponton Piriz, E. M. Albornoz, and C. E. Martínez. De-  
1006 velopment of a kinect-based exergaming system for motor rehabilitation  
1007 in neurological disorders. In *XX Congreso Argentino de Bioingeniería y*  
1008 *IX Jornadas de Ingeniería Clínica (SABI)*, San Nicolás de los Arroyos  
1009 (Buenos Aires), Argentina, oct 2015. ISBN 978-950-42-0166-3.
- 1010 [2] A. Estepa, S. Sponton Piriz, E. Albornoz, and C. Martínez. Development  
1011 of a kinect-based exergaming system for motor rehabilitation in neuro-  
1012 logical disorders. *Journal of Physics: Conference Series*, 705(1):012060,  
1013 2016.
- 1014 [3] Kaoru Takakusaki. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the  
1015 frontal lobe. *Movement Disorders*, 28(11):1483–1491, 2013.
- 1016 [4] Christopher L Vaughan, Brian L Davis, and Jeremy C O’connor. *Dy-*  
1017 *namics of human gait*. Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois,  
1018 1992.
- 1019 [5] Hogares y Viviendas 2010 Censo Nacional de Población. Censo del  
1020 Bicentenario. Resultados definitivos, Serie B N<sup>o</sup> 2 Instituto Nacio-  
1021 nal de Estadística y Censos (INDEC) Buenos Aires. <http://www.censo2010.indec.gov.ar>, 2012. (Consultado: 12/12/2015).
- 1023 [6] Janne Marieke Veerbeek, Erwin van Wegen, Roland van Peppen, Phi-  
1024 lip Jan van der Wees, Erik Hendriks, Marc Rietberg, and Gert Kwakkel.  
1025 What is the evidence for physical therapy poststroke? a systematic re-  
1026 view and meta-analysis. *PLoS One*, 9(2):e87987, 2014.

- 1027 [7] R PS Van Peppen, Gert Kwakkel, Sharon Wood-Dauphinee, H JM Hen-  
1028 driks, Ph J Van der Wees, and Joost Dekker. The impact of physical  
1029 therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence? *Clinical rehabilitation*, 18(8):833–862, 2004.  
1030
- 1031 [8] J Bernhardt, G Kwakkel, and P Langhorne. Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377:1693–702, 2011.  
1032
- 1033 [9] Jeff Sinclair, Philip Hingston, and Martin Masek. Considerations for  
1034 the design of exergames. In *Proceedings of the 5th international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australia and Southeast Asia*, pages 289–295. ACM, 2007.  
1035  
1036
- 1037 [10] Julian Alvarez and Damien Djaouti. An introduction to serious game  
1038 definitions and concepts. *Serious Games & Simulation for Risks Management*, page 11, 2011.  
1039
- 1040 [11] B Lange, S Flynn, and A Rizzo. Initial usability assessment of off-the-  
1041 shelf video game consoles for clinical game-based motor rehabilitation. *Physical Therapy Reviews*, 2013.  
1042
- 1043 [12] Gillian Barry, Brook Galna, and Lynn Rochester. The role of exergaming  
1044 in parkinson's disease rehabilitation: a systematic review of the evidence. *J Neuroeng Rehabil*, 11(1):33, 2014.  
1045
- 1046 [13] Cynthia Putnam, Jinghui Cheng, and Gregory Seymour. Therapist perspectives: Wii active videogames use in inpatient settings with people who have had a brain injury. *Games for Health Journal*, 3(6):366–370, 2014.  
1047  
1048
- 1049 [14] Anette Forsberg, Ylva Nilsagård, and Katrin Boström. Perceptions of  
1050 using videogames in rehabilitation: a dual perspective of people with  
1051 multiple sclerosis and physiotherapists. *Disability & Rehabilitation*, 37(4):338–344, 2014.  
1052
- 1053 [15] Sandy K Tatla, Navid Shirzad, Keith R Lohse, Naznin Virji-Babul, Alison M Hoens, Liisa Holsti, Linda C Li, Kimberly J Miller, Melanie Y Lam, and HF Machiel Van der Loos. Therapists' perceptions of social media and video game technologies in upper limb rehabilitation. *JMIR serious games*, 3(1), 2015.  
1054  
1055  
1056  
1057
- 1058 [16] Kinect rehabilitation software - jintronix. <http://www.jintronix.com/>. (Consultado: 02/01/2016).  
1059

- 1060 [17] Kinect rehabilitation with biofeedback — news, healthcare, re-  
1061 search. [http://www.virtual-reality-rehabilitation.](http://www.virtual-reality-rehabilitation.com/)  
1062 [com/](http://www.virtual-reality-rehabilitation.com/). (Consultado: 02/01/2016).
- 1063 [18] Virtualrehab — virtual rehabilitation system. [http://www.](http://www.virtualrehab.info/es/)  
1064 [virtualrehab.info/es/](http://www.virtualrehab.info/es/). (Consultado: 02/01/2016).
- 1065 [19] M.D. Finco and R.W. Maass. The history of exergames: promotion  
1066 of exercise and active living through body interaction. In *Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2014 IEEE 3rd International Conference on*, pages 1–6, May 2014.
- 1069 [20] M.W. Kennedy, J.P. Schmiedeler, C.R. Crowell, M. Villano, A.D. Striegel,  
1070 and J. Kuitse. Enhanced feedback in balance rehabilitation using  
1071 the nintendo wii balance board. In *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2011 13th IEEE International Conference on*,  
1072 pages 162–168, June 2011.
- 1074 [21] A. Dutta, A. Banerjee, and A. Dutta. Low-cost visual postural feedback  
1075 with wii balance board and microsoft kinect - a feasibility study. In  
1076 *Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT), 2013 IEEE*, pages 291–  
1077 294, Jan 2013.
- 1078 [22] B. Lange, Chien-Yen Chang, E. Suma, B. Newman, A.S. Rizzo, and  
1079 M. Bolas. Development and evaluation of low cost game-based balance  
1080 rehabilitation tool using the microsoft kinect sensor. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 1831–1834, Aug 2011.
- 1083 [23] Chuan-Jun Su et al. Personal rehabilitation exercise assistant with ki-  
1084 nect and dynamic time warping. *International Journal of Information and Education Technology*, 3(4):4880454, 2013.
- 1086 [24] Andrew Davison. *Kinect Open Source Programming Secrets: Hacking the Kinect with OpenNI, NITE, and Java*. McGraw-Hill, 2012.
- 1088 [25] Jamie Shotton, Toby Sharp, Alex Kipman, Andrew Fitzgibbon, Mark  
1089 Finocchio, Andrew Blake, Mat Cook, and Richard Moore. Real-time  
1090 human pose recognition in parts from single depth images. *Communications of the ACM*, 56(1):116–124, 2013.
- 1092 [26] Kinect with MS-SDK. [http://rfilkov.com/2013/12/16/](http://rfilkov.com/2013/12/16/kinect-with-ms-sdk/)  
1093 [kinect-with-ms-sdk/](http://rfilkov.com/2013/12/16/kinect-with-ms-sdk/). (Consultado: 24/08/2015).

- 1094 [27] C. Kirtley. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier, 2006.
- 1095 [28] Richard R. Neptune, David J. Clark, and Steven A. Kautz. Modular  
1096 control of human walking: A simulation study. *Journal of Biomechanics*,  
1097 42(9):1282 – 1287, 2009.
- 1098 [29] Simon M. Danner, Ursula S. Hofstoetter, Brigitta Freundl, Heinrich Bin-  
1099 der, Winfried Mayr, Frank Rattay, and Karen Minassian. Human spinal  
1100 locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain*,  
1101 138(3):577–588, 2015.
- 1102 [30] E Martín Cuenca. *Fundamentos de fisiología*. Editorial Paraninfo, 2006.
- 1103 [31] Francisco Javier Calderón Montero and Julio César Legido Arce. *Neu-  
1104 rofisiología aplicada al deporte*. Editorial Tebar, 2002.
- 1105 [32] G. Berlucchi and H. A. Buchtel. Neuronal plasticity: historical roots  
1106 and evolution of meaning. *Experimental Brain Research*, 192(3):307–  
1107 319, 2009.
- 1108 [33] Jeff Biernaskie and Dale Corbett. Enriched rehabilitative training pro-  
1109 motes improved forelimb motor function and enhanced dendritic growth  
1110 after focal ischemic injury. *The Journal of Neuroscience*, 21(14):5272–  
1111 5280, 2001.
- 1112 [34] Jeffrey A. Kleim and Theresa A. Jones. Principles of experience-  
1113 dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain  
1114 damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*,  
1115 51(1):S225–S239, 2008.
- 1116 [35] Dorothy E Voss. Proprioceptive neuromuscular facilitation. *American  
1117 Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 46(1):838–898, 1967.
- 1118 [36] I.S. Blanco. *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física*. Edi-  
1119 torial Médica Panamericana, 2006.
- 1120 [37] K.M. Refshauge, L. Ada, and E. Ellis. *Science-based Rehabilitation:  
1121 Theories Into Practice*. Butterworth-Heinemann, 2005.

---

# Apéndice

---

1122

## 1123 A.1 Cálculo de los vectores de orientación para el 1124 movimiento del avatar

1125 Para calcular la orientación de los huesos, el paquete utilizado no hace  
1126 uso de la API Joint Orientation provista por el dispositivo sino que calcula  
1127 dichas orientaciones a partir de los puntos de seguimiento. El cálculo de cada  
1128 una de las rotaciones se describe a continuación:

1129

### 1130 A.1.1 Puntos de la columna

#### 1131 Centro de cadera (HipCenter)

1132 Se debe tener en cuenta que este es el punto principal de movimiento. Se  
1133 define un vector en la dirección de X y otro en Y:

$$\begin{aligned} V_y &= V_{Spine} - V_{HipCenter} \\ V_x &= V_{HipRight} - V_{HipLeft} \end{aligned} \quad (1)$$

1134 Dado que estos vectores no están normalizados se procede de la siguiente  
1135 manera para obtener los vectores de orientación:

$$\begin{aligned}
y_{hipcenter} &= \frac{V_y}{|V_y|} \\
z_{hipcenter} &= \left| \frac{V_x}{|V_x|} \times y_{hipcenter} \right| \\
x_{hipcenter} &= y_{hipcenter} \times z_{hipcenter}
\end{aligned} \tag{2}$$

1136 **Espina dorsal (Spine)**

1137 Al igual que en el punto anterior, obtenemos vectores en la dirección de  
1138 X e Y.

$$\begin{aligned}
V_y &= V_{ShoulderCenter} - V_{Spine} \\
V_x &= V_{ShoulderRight} - V_{ShoulderLeft}
\end{aligned} \tag{3}$$

1139 Con estos datos se procede a calcular los vectores de orientación de la  
1140 misma manera que en la Ecuación 2 para obtener  $x_{spine}$ ,  $y_{spine}$  y  $z_{spine}$ .

1141 **Centro de hombros (ShoulderCenter)**

1142 Se obtienen los vectores:

$$\begin{aligned}
V_y &= V_{Head} - V_{ShoulderCenter} \\
V_x &= V_{ShoulderRight} - V_{ShoulderLeft}
\end{aligned} \tag{4}$$

1143 Se procede igual que en la Ecuación 2 para obtener  $x_{shouldercenter}$ ,  $y_{shouldercenter}$   
1144 y  $z_{shouldercenter}$ .

1145 **Cabeza (Head)**

1146 Se calculan los vectores:

$$\begin{aligned}
V_y &= V_{Head} - V_{ShoulderCenter} \\
V_x &= V_{ShoulderRight} - V_{ShoulderLeft}
\end{aligned} \tag{5}$$

1147 Nuevamente  $x_{head}$ ,  $y_{head}$  y  $z_{head}$  son calculados al igual que en la Ecuación  
1148 2.

1149

1150 **A.1.2 Puntos del miembro superior**1151 **Hombro izquierdo (ShoulderLeft)**

1152 Se definen los vectores:

$$\begin{aligned} V_x &= -(V_{ElbowLeft} - V_{ShoulderLeft}) \\ V_y &= V_{ShoulderCenter} - V_{Spine} \end{aligned} \quad (6)$$

1153 Para el cálculo de los vectores de orientación se realiza el siguiente proce-  
1154 dimiento:

$$\begin{aligned} x_{shoulderleft} &= |V_x| \\ z_{shoulderleft} &= \left| x_{shoulderleft} \times \frac{V_y}{|V_y|} \right| \\ y_{shoulderleft} &= z_{shoulderleft} \times x_{shoulderleft} \end{aligned} \quad (7)$$

1155 **Codo izquierdo (ElbowLeft)**

1156 Se computan los vectores:

$$\begin{aligned} V_x &= -(V_{WristLeft} - V_{ElbowLeft}) \\ V_y &= V_{Spine} - V_{ShoulderCenter} \end{aligned} \quad (8)$$

1157 Se calculan  $x_{elbowleft}$ ,  $y_{elbowleft}$  y  $z_{elbowleft}$  de la misma forma que en la  
1158 Ecuación 7.

1159 **Muñeca izquierda (WristLeft)**

$$\begin{aligned} V_x &= -(V_{HandLeft} - V_{WristLeft}) \\ V_y &= V_{ShoulderCenter} - V_{Spine} \end{aligned} \quad (9)$$

1160 Procediendo de la misma manera que en la Ecuación 7 se obtienen  $x_{wristleft}$ ,  
1161  $y_{wristleft}$  y  $z_{wristleft}$



1162 **Mano izquierda (HandLeft)**

$$\begin{aligned} V_x &= -(V_{HandLeft} - V_{WristLeft}) \\ V_y &= V_{ShoulderCenter} - V_{Spine} \end{aligned} \quad (10)$$

1163 Nuevamente se calculan  $x_{handleft}$ ,  $y_{handleft}$  y  $z_{handleft}$  al igual que en la  
1164 Ecuación 7.

1165 **Hombro, codo, muñeca y mano derecha (ShoulderRight, Elbow-  
1166 Right, WristRight y HandRight)**

1167 Para el cálculo de los vectores dirección de estos puntos se procede de  
1168 la misma manera que para sus correspondientes del lado izquierdo con la  
1169 salvedad que  $V_x$  no va premultiplicado por -1, es decir, para ShoulderRight  
1170 sería:

$$\begin{aligned} V_x &= V_{ElbowRight} - V_{ShoulderRight} \\ V_y &= V_{ShoulderCenter} - V_{Spine} \end{aligned} \quad (11)$$

1171

1172 **A.1.3 Puntos del miembro inferior**1173 **Cadera izquierda (HipLeft)**

1174 Se obtienen los vectores:

$$\begin{aligned} V_y &= V_{HipLeft} - V_{KneeLeft} \\ V_x &= V_{HipRight} - V_{HipLeft} \end{aligned} \quad (12)$$

1175 Se procede de la misma forma que en la Ecuación 2 para obtener  $x_{hipleft}$ ,  
1176  $y_{hipleft}$  y  $z_{hipleft}$

1177 **Rodilla izquierda (KneeLeft)**

1178 Se definen los vectores:

$$\begin{aligned} V_y &= -(V_{AnkleLeft} - V_{KneeLeft}) \\ V_x &= V_{HipRight} - V_{HipLeft} \end{aligned} \quad (13)$$

1179 Nuevamente se calculan  $x_{kneeleft}$ ,  $y_{kneeleft}$  y  $z_{kneeleft}$  al igual que en la  
1180 Ecuación 2.

### 1181 **Tobillo izquierdo (AnkleLeft)**

1182 Se obtienen los vectores:

$$\begin{aligned} V_y &= -(V_{AnkleLeft} - V_{KneeLeft}) \\ V_z &= V_{AnkleLeft} - V_{FootLeft} \end{aligned} \quad (14)$$

1183 Para el cálculo de los vectores de orientación se realiza el siguiente proce-  
1184 dimiento:

$$\begin{aligned} y_{ankleleft} &= \frac{V_y}{|V_y|} \\ x_{ankleleft} &= y_{ankleleft} \times \frac{V_z}{|V_z|} \\ z_{ankleleft} &= x_{ankleleft} \times y_{ankleleft} \end{aligned} \quad (15)$$

### 1185 **Pie izquierdo (FootLeft)**

1186 Se obtienen los vectores:

$$\begin{aligned} V_y &= -(V_{AnkleLeft} - V_{KneeLeft}) \\ V_z &= V_{AnkleLeft} - V_{FootLeft} \end{aligned} \quad (16)$$

1187 Procediendo de la misma manera que en la Ecuación 15 se obtienen  
1188  $x_{footleft}$ ,  $y_{footleft}$  y  $z_{footleft}$

### 1189 **Cadera, rodilla, tobillo y pie derecho (HipRight, KneeRight, An- 1190 kleRight y FootRight)**

1191 Para el cálculo de los vectores dirección de estos puntos se procede de la  
1192 misma manera que para sus correspondientes del lado izquierdo.