

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD  
CATÓLICA**  
DEL PERÚ

**GUÍA DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO PATOLÓGICO PARA EVALUACIÓN  
POST TRATAMIENTO QUIRÚRGICO DE FRACTURA DE FÉMUR**

*Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:*

***Nathaly Virginia Reátegui Zevallos***

***ASESOR: Rocio Callupe Pérez***

***Lima, Febrero del 2012***

***2012***

## RESUMEN

En el caso del Perú, donde existen registradas más de 63,000 personas con alguna discapacidad, la determinación del tratamiento de una rehabilitación adecuada y correctiva para una patología locomotora es compleja y dificultosa. El tratamiento tiene por objetivo la restauración de la discapacidad física y funcional para poder reintegrar al afectado a las actividades cotidianas. Para ello, el análisis de la marcha con tecnología de precisión evalúa el movimiento por medio de un análisis cuantitativo. Esta es una mejor alternativa frente al tradicional análisis subjetivo, cualitativo, que presenta dificultades en la descripción del movimiento, debido a los varios grados de libertad existentes.

Este trabajo de tesis tiene por objetivo el diseño de una Guía de Análisis de Movimiento Patológico para evaluación del post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur, usando el sistema de fotogrametría Vicon 460. La guía consta de dos etapas: la etapa clínica y la etapa del análisis de la marcha patológica. En la primera etapa el especialista en rehabilitación realiza la historia clínica de la patología del paciente, y de ésta se extrae información necesaria (patrones de la marcha humana, patrones biomecánicos, cinemática) para su posterior análisis por un especialista. En la segunda etapa se realiza el análisis del movimiento patológico del paciente basado en el uso del sistema Vicon 460 con el objetivo de medir los requerimientos planteados y brindar un análisis de la marcha patológica respecto a la marcha humana. El sistema de fotogrametría permitirá identificar y capturar las señales analógicas requeridas en tiempo real de los marcadores colocados pues iluminan estroboscópicamente a través del infrarrojo de cada cámara CCD con obturación electrónica. Además, permitirá la digitalización de las trayectorias de la articulación de la rodilla y la cadera en un ciclo de marcha, y los patrones motores de fractura de fémur.

El principal aporte de esta tesis es ofrecer al especialista una herramienta de medición cuantitativa de la marcha patológica. Esta guía ha sido probada en un paciente con tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur obteniendo resultados de la marcha patológica así como la cinemática de la misma. Además, estos fueron comparados con los estudios de Winter y Miralles obteniendo resultados similares de los patrones de la marcha, patrones biomecánicos, y cinemática de la marcha patológica.

## DEDICATORIA

Agradezco a mis padres por el apoyo incondicional durante toda mi vida y el inmenso amor demostrado día a día.

A mi hermano por gran amor y apoyo.

A mi familia por su gran apoyo.

A mi asesora Rocío Callupe Pérez por la motivación en los trabajos de rehabilitación, el apoyo y la completa orientación en el desarrollo de la tesis.

A la Sección de Electricidad y Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú por incentivar la investigación en el área de Bioingeniería.

A mis amigos y compañeros por su amistad y cooperación en este trabajo de tesis.

## INDICE

	Pág.
<b>Resumen</b>	
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo 1: Problemática de los Sistemas de Rehabilitación y el Uso de Nuevas Tecnologías</b>	<b>3</b>
1.1 Introducción	3
1.2 Fractura de fémur versus oferta de atención de rehabilitación	4
1.3 Política de apoyo a la rehabilitación en el Perú.	7
1.4 Política de apoyo a la rehabilitación en Latinoamérica.	8
1.5 Justificación	9
1.6 Objetivo	9
1.6.1 Objetivo general	9
1.6.2 Objetivos específicos	9
<b>Capítulo 2: Fundamento Teórico del Análisis de la Marcha Patológica y Fractura de Fémur</b>	<b>11</b>
2.1 Introducción	11
2.2 Análisis De La Marcha Humana Patológica	11
2.3 Cinemática de la Marcha Humana	15
2.4 Mecanismos Patológicos post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur basado en análisis cinemático	18
2.5 Fractura De Fémur	20
2.6 Diagnóstico Clínico Tradicional	23
2.7 Patrones Biomecánicos y Anatómicos	25
2.8 Patrones Motores de Fractura de Fémur	28
2.9 Sistemas de Análisis De La Marcha	32
2.10 Sistema de Análisis de Movimiento Vicon V460	36
2.11 Técnicas de optimización del Sistema Vicon V460	38
<b>Capitulo 3: Diseño de la Guía de Análisis de Movimiento Patológico</b>	<b>41</b>
3.1 Introducción	41
3.2 Etapa Clínica	41

3.3	Etapa Diseño de la Guía de Análisis de Movimiento Patológico	42
3.3.1	Configuración del Sistema	43
3.3.2	Calibración del Sistema	46
3.3.3	Preparación del Paciente	48
3.3.4	Proceso Estático	52
3.3.5	Proceso Dinámico	55
3.3.6	Reporte	57
3.4	Técnicas de Optimización del sistema de Análisis de la Marcha Patológica	59
3.5	Evaluación de la Marcha Patológica	61
3.5.1	Monitoreo versus Diagnóstico	62
3.5.2	Evaluación y selección de patrones motores en fractura de fémur	62
3.5.3	Datos biomecánicos y anatómicos	63
3.5.4	Ficha de evaluación para diagnóstico y tratamiento de fractura de fémur	65
<b>Capítulo 4: Resultados Gráficos de la Cinemática de la Articulación de la rodilla y cadera de la marcha humana normal y patológica</b>		<b>67</b>
4.1	Introducción	67
4.2	Primer caso de estudio	67
4.3	Resultados del uso de la guía de análisis de movimiento patológico para evaluación post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur	68
4.4	Análisis de Costos del diseño de la guía de análisis de movimiento patológico	75
<b>Conclusiones</b>		<b>77</b>
<b>Trabajos Futuros</b>		<b>79</b>
<b>Fuentes</b>		<b>80</b>

## INTRODUCCION

Actualmente, la evaluación del movimiento humano es realizada de forma subjetiva generando inexactitudes en la descripción de sus parámetros. Además, el análisis del movimiento de una marcha humana es difícil debido al grado de complejidad durante el ciclo de la marcha, esta se incrementa cuando el sujeto presenta anomalías. De esta forma, el análisis de la marcha con tecnología de precisión para evaluar el movimiento por medio de un análisis cuantitativo es la mejor alternativa frente al análisis subjetivo, análisis tradicional. Esto es, de forma cualitativa, ya que presenta dificultades en la descripción del movimiento, debido a los varios grados de libertad existentes.

Por lo anterior, los profesionales de la salud en rehabilitación deberán corregir estas anomalías de la marcha con el apoyo de herramientas tecnológicas como los sistemas de análisis del movimiento, dando resultados basados en criterios objetivos para el análisis de los problemas de locomoción y poder determinar una decisión racional sobre la indicación de procedimientos quirúrgicos, ortesis, fisioterapia y medicamentos.

Este sistema de análisis del movimiento obtendrá información de la cinemática y patrones motores del ciclo de la marcha patológica, es decir, de las extremidades inferiores. Para ello, se deberá ubicar el eje articular o eje de rotación de cada una de las articulaciones en análisis.

Este trabajo de tesis tiene por objetivo diseñar una Guía de Análisis de Movimiento Patológico para evaluación de post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur basado en el uso de un sistema de medición de tecnología avanzada VICON 460 que apoya en la reconstrucción de coordenadas en 3D dando como resultado herramientas que el especialista en rehabilitación pueda usar para las tomas de decisiones ya sea de diagnóstico y/o tratamiento.

Este trabajo de tesis consta cuatro capítulos. En el primero se desarrolla la problemática de los sistemas de rehabilitación y el uso de nuevas tecnologías, pues en la oferta de servicios de rehabilitación de cada 100 personas sólo una recibirá la atención de forma especializada, las demás buscarán otros medios para lograr su tratamiento considerando que la oferta de servicios de rehabilitación se concentra en la capital y es pequeña.

En el segundo capítulo, se desarrolla el fundamento teórico y avance progresivo de la tecnología del análisis de la marcha patológica, así como los patrones motores de la fractura de fémur que afectan al movimiento humano. Además, se presenta la justificación del sistema de análisis de movimiento a utilizar en el diseño de la guía.

En el tercer capítulo, se presenta la metodología del diseño de la guía de análisis, la cual consta de seis etapas como la configuración del sistema, calibración del sistema, preparación del paciente, proceso estático, proceso dinámico y reporte; además, de las técnicas de optimización y las etapas de la evaluación de la marcha patológica. También, se presenta la guía de análisis de movimiento patológico para tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur.

Por último, en el cuarto capítulo, se presentan los resultados obtenidos de la aplicación de la guía en una paciente con secuelas de un tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur, los cuales serán comparados con los resultados de una persona con características similares y marcha normal. En estos se observarán curvas suaves y nítidas de las trayectorias de la rodilla y la cadera de las variables de la cinemática y los patrones motores de fractura de fémur, también los parámetros biomecánicos y anatómicos.



CAPÍTULO 1

PROBLEMÁTICA DE LOS SISTEMAS DE REHABILITACIÓN Y EL USO DE NUEVAS TECNOLOGÍAS

1.1 Introducción

En la actualidad, son varias las personas con discapacidad a causa de anomalías, accidentes y/o traumatismos violentos. Según la última estadística realizada por el Ministerio de Transportes y Comunicaciones, el número de accidentes fatales y no fatales según sus causas (atropello, volcaduras, etc.) ha crecido en promedio un 5%. En el año 2007 hubo un total de 79972 accidentes de los cuales 53367 personas sufrieron las consecuencias: el 6.6% murieron y el 93.4% (49857 personas) tuvieron diversas lesiones con posteriores secuelas (Tabla 1.1). Una de las principales secuelas, es la discapacidad temporal o permanente en el sistema de locomoción.

Tabla 1.1 Perú: Número de víctimas de accidentes de tránsito fatales y no fatales por año, según características de las víctimas 1998-2007.

Fuente: Accidentes Declarados en las Unidades de la PNP 2007

Elaboración: EMG-PNP/OFITEL Y OGPP-Oficios de Estadísticas

CARACTERÍSTICAS DE LAS VÍCTIMAS	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	VARIACION (%) 2006 - 2007
<b>TOTAL</b>	42.441	44.369	33.063	30.955	32.816	35.526	38.503	43.814	50.313	53.367	6,1
%	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	
<b>SEXO</b>											
MASCULINO	32.115	32.796	25.260	21.788	23.156	25.285	26.917	31.161	35.433	37.862	6,9
%	75,7	73,9	76,4	70,4	70,6	71,2	69,9	71,1	70,4	70,9	
FEMENINO	10.326	11.573	7.803	9.167	9.660	10.241	11.586	12.653	14.880	15.505	4,2
%	24,3	26,1	23,6	29,6	29,4	28,8	30,1	28,9	29,6	29,1	
<b>EDAD</b>											
Menores 18 años	7.741	9.240	8.587	6.385	7.282	7.400	8.563	9.231	10.224	10.699	4,6
%	18,2	20,8	26,0	20,6	22,2	20,8	22,2	21,1	20,3	20,0	
De 18 años a más	34.700	35.129	24.476	24.570	25.534	28.126	29.940	34.583	40.089	42.668	6,4
%	81,8	79,2	74,0	79,4	77,8	79,2	77,8	78,9	79,7	80,0	
<b>ESTADO</b>											
HERIDO	26.417	31.578	29.945	27.747	29.887	32.670	35.337	40.512	46.832	49.857	6,5
%	62,2	71,2	90,6	89,6	91,1	92,0	91,8	92,5	93,1	93,4	
MUERTO	3.323	3.214	3.118	3.208	2.929	2.856	3.166	3.302	3.481	3.510	0,8
%	7,8	7,2	9,4	10,4	8,9	8,0	8,2	7,5	6,9	6,6	
ILESO	12.701	9.577	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0
%	29,9	21,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	

La discapacidad en el sistema de locomoción, se debe a las deficiencias en las funciones neuromusculoesqueléticas (relacionadas con la locomoción), osteoporosis (debilitación de huesos), osteogénesis imperfecta (huesos frágiles y quebradizos), enfermedad de Pager en el hueso (debilitación), cáncer, etc. Sin embargo, la causa predominante de discapacidad en nuestro país son los accidentes violentos ocasionando fracturas en diversas partes del cuerpo humano,



por ejemplo fractura de fémur (Fuente INEI). Estas lesiones requieren de un tratamiento clínico y rehabilitación adecuados y completos para su total recuperación del sujeto.

No obstante, en la oferta de servicios de rehabilitación de cada 100 personas con discapacidad sólo una se atiende en forma especializada. Las demás buscan otros medios para su tratamiento considerando que la oferta de servicios de rehabilitación es pequeña y está concentrada en la capital (centros de rehabilitación, médicos, especialistas en medicina física y rehabilitación, etc.).

El tratamiento post-quirúrgico de la fractura de fémur, las alteraciones neuromusculares, necesita conocer la marcha humana, tanto en personas con y sin patologías y/o traumatismos, los cuales afectan a sus capacidades motrices. Por ello, los métodos de evaluación de la marcha humana se han perfeccionado y desarrollado (Ej. análisis tridimensional a través de cámaras de video, Sistema Vicon VX). Estos tienen como finalidad la evaluación de los diversos parámetros de la marcha de forma precisa, objetiva y eficaz; estudiar los factores que la modifican y a partir de ellos diagnosticar alteraciones (patológica y/o lesiones traumáticas) de la marcha. Por último, definir el tratamiento requerido por el paciente pre y post operatorio, rehabilitación, etc.

Por lo tanto, este trabajo de tesis tiene por objetivo diseñar una “Guía de Análisis de Movimiento Patológico para Evaluación Post Tratamiento Quirúrgico de Fractura de Fémur” basado en el análisis de movimiento de la marcha humana (Sistema Vicon 460), para apoyo en la toma de decisión de diagnóstico y tratamiento adecuado para los pacientes.

Este trabajo de tesis utilizará el conocimiento de un especialista en rehabilitación y el sistema VICON V460 el cual usa marcadores reflectantes de forma esférica, iluminados estroboscópicamente a través de luz infrarroja, y a partir de una interfaz de video reconstruir sus coordenadas en 3-D dando como resultado herramientas que el especialista en rehabilitación pueda usar en un centro de rehabilitación o a distancia. Las cuales serán utilizadas en las diversas decisiones de diagnóstico y/o tratamiento de personas con discapacidad en sus miembros inferiores.

## **1.2 Fractura de fémur versus oferta de atención de rehabilitación**

La fisioterapia o atención de rehabilitación es la terapia por medios físicos. El especialista, fisioterapeuta, inicia el tratamiento con prescripción médica, diagnóstico y recomendaciones del médico tratante de la fractura de fémur. La oferta de atención de rehabilitación para fractura de fémur ha evolucionado pues en

la actualidad se brindan diversos sistemas de rehabilitación como: tradicional, domiciliaria y la novedosa telerehabilitación.

El tratamiento de rehabilitación general consta de dos etapas importantes la exploración y la valoración. En la primera, el especialista examina el estado del paciente en forma detallada del aspecto analítico articular, muscular, la postura global y segmentaria (miembros inferiores); la segunda etapa tiene dos aspectos: el analítico de la función articular (permite una sucesión periódica en su vértice de movilidad y fuerza) y el funcional (información detallada de la patología fusionado con el tratamiento fisioterápico) basándose en los principios biomecánicos (Tabla 1.2) y la biomecánica de la estática (Tabla 1.3). A partir de lo observado y valorado se establecerá el tratamiento adecuado.

Tabla 1.2 Principios Biomecánicos: factores en la mecánica de movimiento (rapidez, velocidad, trabajo, energía, potencia, aceleración, impulso, inercia y fricción)

Fuerza	Dirección	Tensión
	Intensidad	
Ejes	Sagital	
	Frontal	
Planos	Vertical	
	Horizontal	
	Inclinado	
Palancas	Primer género	Estabilidad
	Segundo género	Potencia
	Tercer género	Velocidad

Tabla 1.3 Biomecánica de la estática

GRAVEDAD	Centro	Segunda vértebra sacra
	Línea	Del vértice de la cabeza a un punto situado entre los pies
	Superficie	Superficie entre los dos bordes extremos de los pies
EQUILIBRIO	Estable	Máximo al bajar el centro de gravedad y sobre una base amplia
	Inestable	Con el centro de gravedad alto y una base pequeña
	Neutro	Invariable al modificar el centro de gravedad

En el sistema de rehabilitación tradicional (Figura 1.1), el paciente asiste a los centros de rehabilitación donde seguirá su adecuado tratamiento. Toda terapia de rehabilitación para fractura de fémur consiste en el test articular, el test muscular, el electromiograma, la curva  $\Pi$ , las técnicas de medición del edema y de curvaturas vertebrales. Las desventajas de este tratamiento tradicional es la ineficiencia ya que el test articular y muscular son subjetivos pues no cuentan con una guía de análisis de movimiento patológico para fractura de fémur.

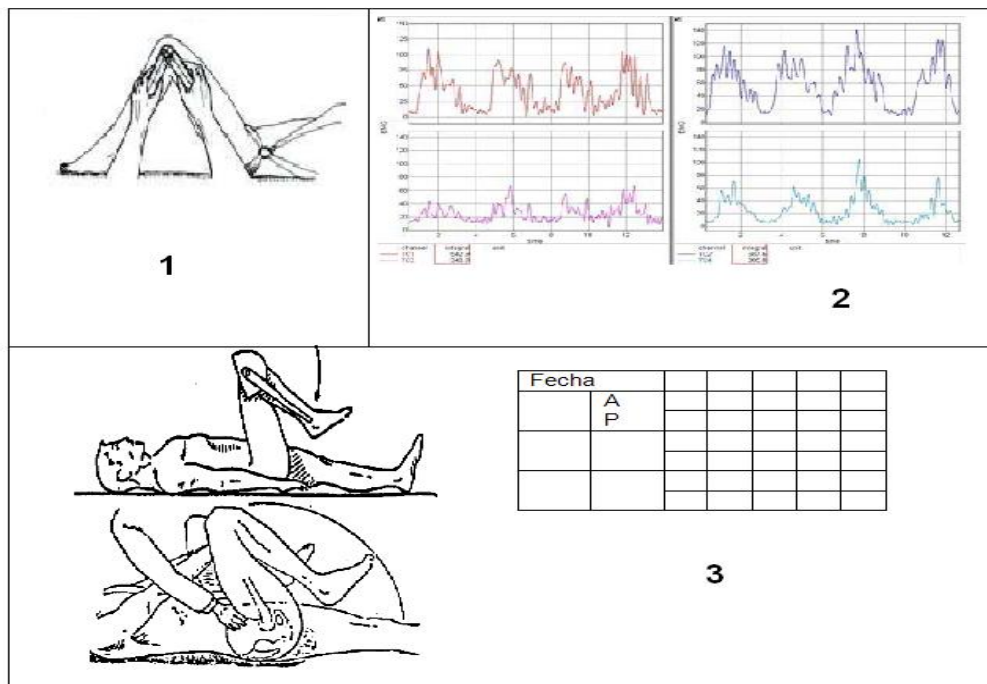


Figura 1.1 Técnicas básicas en una rehabilitación tradicional en fractura de fémur. (1) goniómetro es el encargado de medir el ángulo de las articulaciones. (2) curvas electromiográficas-EMG. (3) prueba articular [8]

El sistema de rehabilitación domiciliar considera que todo tipo de patología afecta directamente a la salud mental llevando al paciente en muchos casos a la depresión. Este sistema de terapia, aplicado en España, tiene como objetivo la completa recuperación física y psicológica del paciente, es por eso que brinda un tratamiento fisioterapéutico moderno basado en sistemas de movimientos de marcha humana patológica y en un ambiente familiar para que el paciente se sienta cómodo y desarrolle sus terapias satisfactoriamente.

Por último, la tele rehabilitación, este sistema permite mejorar la atención en los centros, pues provee nuevas posibilidades de rehabilitación aplicando tecnologías innovadoras, para facilitar y disponer de herramientas en el domicilio en caso el paciente no pueda asistir a su centro y/o afianzar su tratamiento. Aumenta las

posibilidades de las personas con discapacidad ya que se podrían acceder a un tratamiento adecuado sin la necesidad de tener un fisioterapeuta a su lado. Este sistema se basa en la experiencia de los proyectos europeos HCAD y Hellodoc.

En nuestro país *“la oferta de servicios de rehabilitación se concentra en el sector salud en 75 establecimientos que brindan atención especializada, que como veremos, son insuficientes. 38 de estos establecimientos son del MINSA, 26 de EsSALUD, 7 de la Sanidad de las FFAA y PNP y 4 son privados”* [2]. Estos establecimientos brindan un sistema de rehabilitación tradicional el cual es ineficiente pues no cuentan con sistemas modernos (Ej. Modelos y/o guías de análisis de movimiento patológico para fractura de fémur).

### 1.3 Política de apoyo a la rehabilitación en el Perú

Según la Ley N°27050 “Ley General de la Persona con Discapacidad”: *“Todos tienen derecho a la protección de su salud, la del medio familiar y de la comunidad así como el deber de contribuir a su promoción y defensa. La persona incapacitada para valer por sí misma a causa de una deficiencia física o mental tiene derecho al respeto de su dignidad y a un régimen legal de protección, atención, readaptación y seguridad”*. Para ello se debe tomar la importancia de los riesgos laborales, esto se observa en el porcentaje de discapacidad por sector laboral (Figura 1.2).

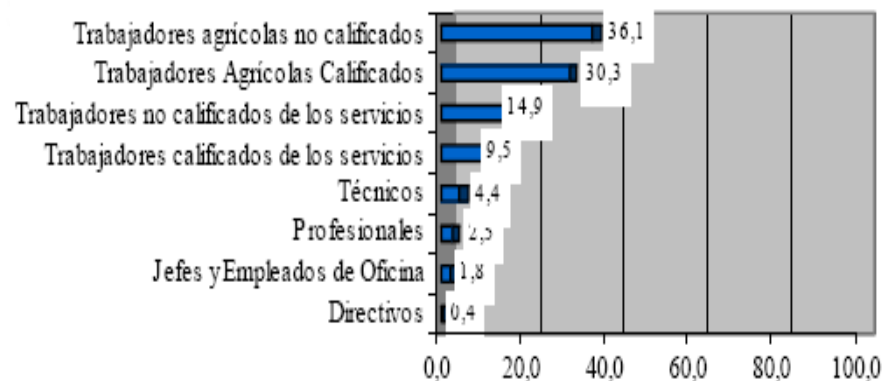


Figura 1.2 Personas con discapacidad mayor de 15 años por grupo ocupacional.  
(Fuente-INEI)

A pesar de ello, la sociedad no cumple con esta ley pues existe la discriminación en sector laboral, educativo, etc. Por otro lado, los centros de rehabilitación no cuentan con tecnología para un completo y eficiente tratamiento fisioterapéutico; estos se encuentran concentrados en la capital y sólo son 75 establecimientos los cuales no se abastecen para el 28%, la cual padece de invalidez, de la población total.

La mayoría de tratamientos fisioterapéuticos en el Perú se basan en masajes en la zona afectada, ejercicios, ultrasonido, hidroterapia asesorados por un especialista el cual dará un diagnóstico subjetivo pues no cuenta con sistemas de movimiento patológicos los cuales le dan precisión y eficiencia a los diagnósticos emitidos.

#### 1.4 Política de apoyo a la rehabilitación en Latinoamérica

En Latinoamérica existen aproximadamente 84 millones de personas con discapacidad, es decir, un cuarto de la población [2]. La accesibilidad a los centros de rehabilitación y la movilidad de las personas con discapacidad son los principales problemas que enfrenta la sociedad latinoamericana. Esto intensifica la dificultad para integrarse al mercado laboral y a las actividades sociales.

En la mayoría de los países se han establecido servicios de rehabilitación, pero existe un déficit de asistencia técnica para las personas con discapacidad. Son pocos los países con un sistema de rehabilitación eficiente, entre ellos resaltan Colombia, Brasil y Argentina.

En Argentina, según la Organización Panamericana de la Salud (OPS) entre el 7% y 10% de la población padece de alguna discapacidad, el art. 1 de la ley 24.901 contempla “acciones de prevención, asistencia, promoción y protección... el decreto reglamentario 1193/98 garantiza la universalidad de la atención de dichas personas (personas con discapacidad) mediante la integración de políticas, recursos institucionales y económicos afectados a dicha temática”.

En el art.4 de la ley 22.431 *“El Estado, a través de sus órganos dependientes, prestará a los discapacitados, en la medida en que estos, las personas de quienes dependan o los entes de obra social a los que estén afiliados, no puedan afrontarlos...”*. A consecuencia se brindan diversos servicios como: el centro de rehabilitación psicofísica para la estimulación de las capacidades de la persona con discapacidad; el centro de rehabilitación motora cuyo objetivo es la prevención, diagnóstico y tratamientos de las patologías de las personas con discapacidad, otros servicios brindados son: formación laboral para personas discapacitadas, centro educativo terapéutico, etc.

En Colombia, el apoyo y el trabajo con personas con discapacidad han crecido de forma considerable, caracterizado como un modelo asistencialista. Desde el año 2003 el Estado ha desarrollado acciones en los distintos departamentos de Colombia con el apoyo de OPS para lograr una formación de agentes comunitarios en discapacidad y rehabilitación, implementación de centros de rehabilitación con nuevas tecnologías. De esta forma, en este país se brinda un completo tratamiento y apoyo a las personas con discapacidad para mejorar su calidad de vida.



## 1.5 Justificación

En la actualidad, son varias las personas con discapacidad a causa de fractura de fémur. Las secuelas posteriores de esta generan un costo elevado en los diversos procesos a seguir para la completa recuperación del paciente desde el diagnóstico, tratamiento y sistemas de estudio para su completa rehabilitación con tecnología avanzada, el sistema de análisis de movimiento Vicon (tema de estudio) cuya precisión es elevada. Este sistema permitirá un análisis cuantitativo de la marcha humana patológica, permitiendo un estudio objetivo y el tratamiento adecuado.

Para un completo tratamiento es necesario el desarrollo de diversos aspectos: el tipo de cirugía a realizarse, el material del implante (en la actualidad, el titanio es el más usado pues cumple con la mayoría de los requisitos y/ características que necesita todo hueso para su total recuperación), el análisis de la marcha humana (basada en el estudio de las curvas características de la marcha), etc. Para lograr lo establecido se requiere de un personal capacitado para minimizar diversos errores a causa de los diversos factores que la afectan; por ejemplo: una calibración estática y/o dinámica inadecuada, colocación incorrecta marcadores y/o cámaras Vicon, etc.

## 1.6 Objetivo

### 1.6.1 Objetivo general

El objetivo de este trabajo de tesis es diseñar una Guía de Análisis de Movimiento Patológico para Evaluación Post Tratamiento Quirúrgico de Fractura de Fémur basado en el uso de un sistema de medición de tecnología avanzada VICON. Y con ello contribuir a futuro en proveer una herramienta de apoyo para dar un diagnóstico preciso y efectivo a la anomalía en el sistema locomotor y neuromuscular producto de la fractura de fémur.

### 1.6.2 Objetivo específico

- Búsqueda de información del sistema de rehabilitación en el Perú.
- Adquirir conocimientos sobre la marcha humana patológica y tecnologías aplicadas a estas, como la tecnología de precisión del sistema de análisis del movimiento Vicon.
- Analizar y evaluar patrones motores normales y de pacientes con fractura de fémur para definir los patrones de marcha con patología a través de un análisis cinemático.
- Diseñar una guía de análisis de movimiento patológico para diagnóstico de



fractura de fémur basado en el uso de un sistema de medición de tecnología avanzada VICON.

- Realizar pruebas de la guía modelo de análisis de la marcha con patología para el análisis de las deficiencias a causa de una fractura de fémur.
- Analizar el costo del diseño de la guía de análisis de movimiento patológico.



## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTO TEÓRICO DEL ANÁLISIS DE LA MARCHA PATOLÓGICA Y FRACTURA DE FÉMUR

#### 2.1 Introducción

En este capítulo se presenta la evolución de las técnicas, tecnologías de precisión y el análisis de la marcha humana patológica, los sistemas de análisis de la marcha humana; además, de la presentación del sistema de evaluación, diagnóstico y los posibles tratamientos post quirúrgico de fractura de fémur vigentes en nuestro país. El análisis de la marcha patológica contribuye a dar un diagnóstico y tratamiento preciso. Este proceso cuenta con dos secciones dependientes para emitir un resultado completo de la patología del sujeto. La primera se basa en las tecnologías disponibles mientras que la segunda sección se concentra en la cinemática y cinética del movimiento.

Estos sistemas de análisis de la marcha humana han evolucionado y en la actualidad son diversos. Por ejemplo, los sistemas optoelectrónicos aplicados en el proceso de rehabilitación de personas con discapacidad locomotora, pero la más confiable es la videografía la cual proporciona un procedimiento sencillo y preciso en comparación a otras técnicas de análisis. En general, el desarrollo de diferentes sistemas se realiza en tres bloques: filmación, digitalización y procesamiento de software; los cuales son independientes y se encuentran comunicados por protocolos.

Por otro lado, es necesario tener en cuenta la evolución de los diversos tipos de cirugías practicadas en caso de fracturas, las cuales han mejorado su eficiencia y precisión. Además de los tipos de implantes (Titanio) colocados como: clavos, tornillos, etc. en el sujeto tratante. Estas cirugías requieren de un tratamiento post quirúrgico el cual será óptimo si se realiza un diagnóstico objetivo, el cual debe tener como base un sistema de análisis de precisión de la marcha humana (sistema Vicon 460).

#### 2.2 Análisis de la marcha humana patológica

El análisis de marcha patológica se divide en dos secciones, la primera se basa en las tecnologías disponibles mientras que la segunda sección se concentra en la cinemática y cinética. En el transcurso del tiempo, la evaluación de la marcha, ha recibido diversas observaciones ya que su examen patológico era demasiado superficial para la justificación de sus principales conclusiones. Es por ello, que la

mayoría de informes se describe a partir del seguimiento de los procesos o la falta de proceso del paciente. Las medidas tomadas se clasifican en un conjunto de variables categorizadas en ángulos, como la longitud de zancada, el terreno de fuerzas de reacción, etc. [4].

Para ello, son importantes las relaciones entre los diversos niveles de medición y análisis de las dos categorías y/o secciones de la evaluación. La evaluación final es realizada por el investigador clínico, el cual observa al paciente, analiza los datos y diagnóstica, pero todas las medidas obtenidas son subjetivas las cuales podrían tener error de precisión y exactitud (Figura 2.1).

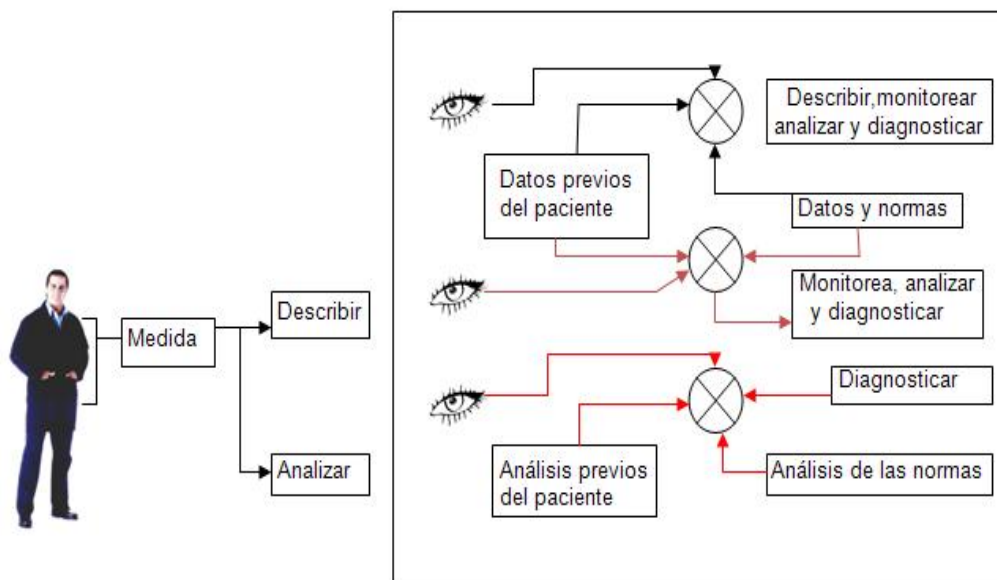


Figura 2.1 Relaciones entre los niveles de medición y análisis [4]

Los observadores se encargan de documentar el seguimiento de los cambios de evaluaciones anteriores, análisis de los datos y predecir las causas en el nivel locomotor. Una óptima evaluación se realizan a nivel del análisis biomecánico y solo de esta manera el médico puede tener un diagnóstico preciso y determinar el tratamiento adecuado.

Por otro lado, se presenta tres tipos de problemas en la evaluación de patrones. El primero es el momento de fuerza a todos los perfiles de las articulaciones de la extremidad inferior en los cuales se deben tomar en cuenta la indeterminación (redundancia) del sistema neuromuscular. El segundo problema, se basa en patrones de perfiles de la energía mecánica; y por último, los problemas de las categorías son los perfiles de EMG.

El diagrama de bloques de la siguiente Figura (ver Figura 2.2) se muestra la totalidad de la base de conocimientos necesarios para llegar a la causa de la patología presente en el paciente. Esta base es la integración de los datos de la marcha normal y patológica, la anatomía implicada (grados de libertad, momento en longitudes de brazo, etc.), las medidas al no caminar (rango de movimiento, tono muscular, etc.), y los patrones atípicos del caminar de cada paciente. Por ello, el objetivo inicial de cualquier paso es la evaluación para determinar estos patrones. Por teoría, cualquier patrón de la marcha es atípica por esto es necesario un montaje de bases de datos para las combinaciones de materias y velocidades de caminar. Estas bases deben estar separadas para hombres y mujeres, niños, jóvenes, adultos y ancianos; diferentes alturas, pesos y velocidades de caminar. A esto se añade el desglose de las variables cinemáticas y cinéticas las cuales están divididas en tres grandes grupos de cadencia (rápido, lento y natural). El resultado de dividir las variables de masa corporal y altura de la cinemática en la variabilidad del momento de la fuerza y el poder de perfiles, es el aumento de la variabilidad inter-individual [4].

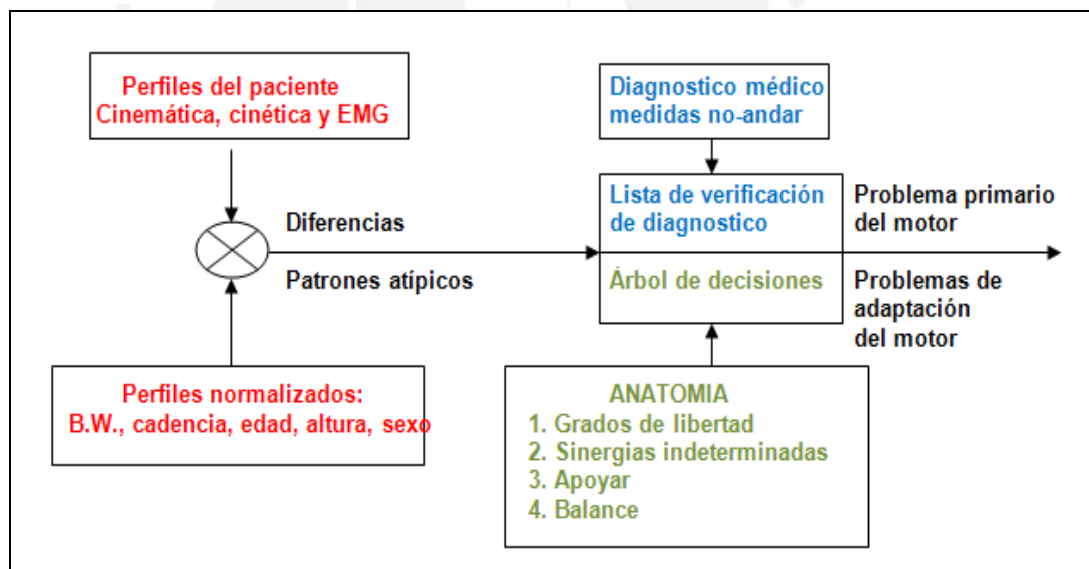


Figura 2.2 Base de conocimientos para definir la causa de la patología [4]

En cada una de las siguientes figuras se observará las situaciones espásticas, mientras que el paciente está en diversas posturas. Estas reflejan el período que soporta el peso al caminar con lo cual ilustrará los conocimientos necesarios para interpretar el efecto neto de los músculos espásticos cuando se activan normalmente.

En la Figura 2.3, la pierna se tiró posteriormente causando hipertensión en la rodilla.  
Momento en la rodilla de 3.5 cm.  
Momento en el tobillo de 5 cm.

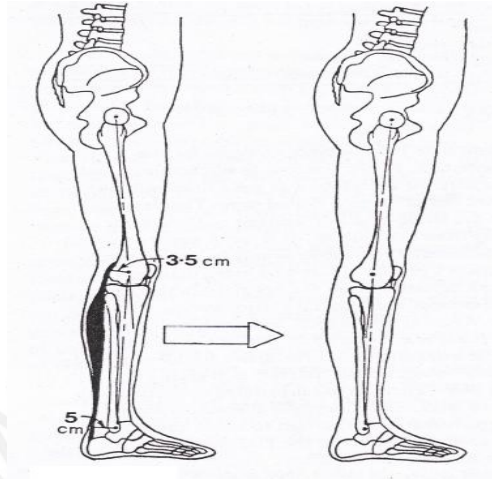


Figura 2.3 Hipertensión en la rodilla [4]

En la Figura 2.4, se representa la espasticidad de los cuádriceps y con un solo músculo biarticulado se tiene cuatro músculos que actúan como extensores de rodilla.

Momento del brazo: 4 cm

El femoral recto actúa como flexor de cadera con un momento de brazo de 5 cm.

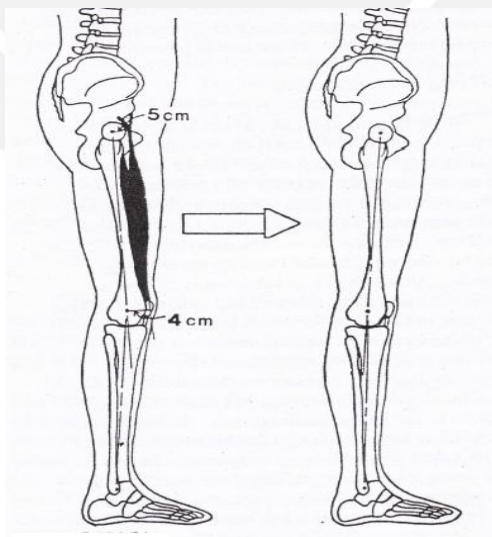


Figura 2.4 Espasticidad de los cuádriceps [4]

En la Figura 2.5, el dominio de la mayor postura de la cadera causa el giro posterior del muslo provocando la hiperextensión de la rodilla.

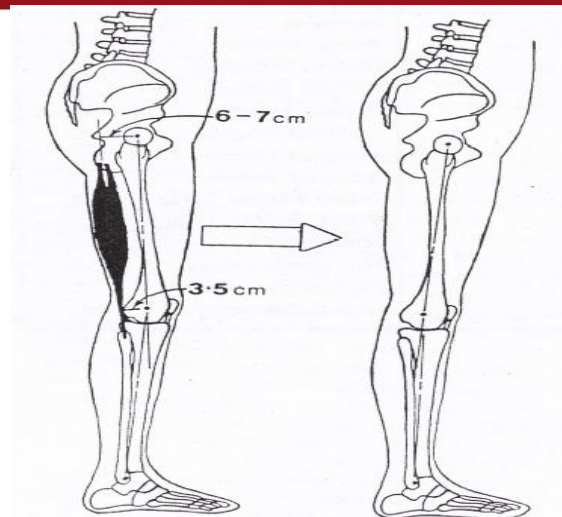


Figura 2.5 Postura de la cadera [4]

En la Figura 2.6, el flexor de la cadera es el soporte del peso durante la flexión de rodilla y el muslo. Esto causará una inclinación hacia delante de la pelvis y el paciente tendrá que compensar con una lordosis espinal (mover el tronco hacia atrás para evitar la caída). Este alargamiento puede causar un estiramiento inducido por la hiperactividad de los Hamstrings.

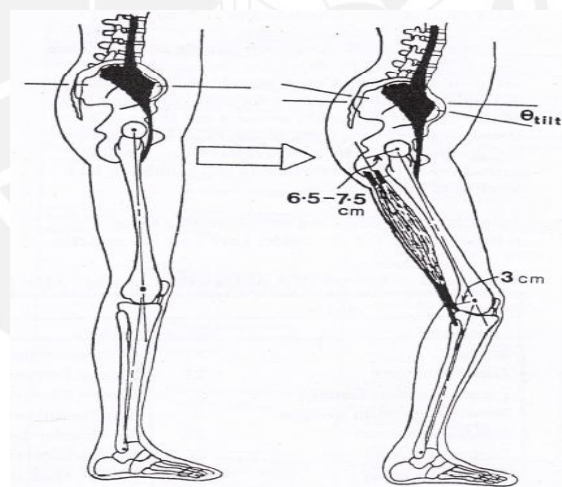


Figura 2.6 Flexión de rodilla [4]

### 2.3 Cinemática de la marcha humana

El análisis cinemático de marcha humana es de gran importancia en el estudio de las variaciones angulares de las articulaciones, donde su movilidad es imprescindible para el desarrollo normal de la marcha humana. Dado que el ciclo de la marcha es repetitivo, este es usado como un período de tiempo para analizar y describir su trayectoria. La cinemática de la marcha comprende a un grupo de



variables las cuales han sido cuantificadas con diversas técnicas; como el goniómetro, la optoelectrónica, etc.

Por otra parte, las variables de la cinemática (posiciones, velocidades y aceleraciones) son diversas para analizar el ciclo de la marcha humana. Por ejemplo, para describir el movimiento del muslo se requiere de nueve variables independientes. De estas, seis medidas lineales son necesarias para cuantificar el movimiento en el centro de masa del muslo: las posiciones, velocidades y aceleraciones respecto al eje vertical y horizontal; y tres medidas adicionales (ángulo, velocidad angular y aceleración angular) son requeridas para completar la descripción. Además, si se considera el cuerpo humano con un sistema de 15 segmentos (2 piernas, 2 pies, 2 muslos 2 brazos, 2 antebrazos, 2 manos, cabeza, tronco y pelvis), se requerirá de 135 curvas para describir la cinemática del cuerpo en un ciclo de marcha.

Además, existen sistemas de medición relativa y absoluta. Las 135 variables ya descritas son denominadas absolutas en el plano de progresión. A partir de estas se pueden calcular las variables relativas como los ángulos y las velocidades angulares. Sin embargo, no se puede realizar el proceso inverso, es decir, calcular las variables absolutas a partir de las relativas. Por ejemplo, el goniómetro y el acelerómetro son sistemas que miden ángulo y aceleración angular respectivamente, dichas medidas son variables relativas las cuales no pueden ser usadas para describir el movimiento del cuerpo humano. Por ello, sólo a través de sistema de imágenes se define un sistema de referencia espacial absoluta, el cual puede lograr una descripción completa cinemática durante el ciclo de la marcha. [4]

### 2.3.1 Movimientos de los miembros inferiores

- El Pie y el Tobillo

Estos sufren deformaciones y sobrecargas durante el ciclo de la marcha, las cuales perjudican a las siguientes articulaciones:

- ✓ Articulación Tibiotarsiana.
- ✓ Articulación Subastragalina.- después del contacto de talón el pie comienza un movimiento de eversión, cuyo rango angular es de 4° a 6° [4].
- ✓ Articulación Mediotarsiana.- se observa un movimiento de aplanamiento (durante la fase media de apoyo) y de recuperación (durante la elevación del talón).
- ✓ Articulaciones Metatarsófalgicas.- en el choque del talón estas deformaciones presentan 25° de flexión dorsal y los dedos permanecen en contacto

con el suelo aumentando la deformación aproximadamente  $55^\circ$  durante la fase de oscilación [4].

- La Rodilla

Durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha, la rodilla es responsable de la estabilidad del miembro y su flexibilidad permitirá el avance de la extremidad en la fase de oscilación.

*“La rodilla durante el ciclo de la marcha realiza movimientos de extensión y flexión, y recorre un arco articular de  $0^\circ$  a  $70^\circ$ .”*

*En el choque del talón, la rodilla está en ligera flexión aproximadamente  $5^\circ$ . Cuando el pie se apoya por completo en el suelo la flexión de la rodilla es de  $18^\circ$ . Después se va extendiendo y al final de la fase de apoyo vuelve a flexionarse hasta los  $40^\circ$  al inicio de la fase de oscilación y hasta  $60^\circ$  a  $70^\circ$  es la oscilación media. Posteriormente empieza a extenderse hasta los  $2^\circ$  a  $3^\circ$  de flexión.*

*La amplitud de los movimientos de rotación (abducción y aducción) es de  $13^\circ$  aproximadamente” [4].*

- La Cadera

Durante el ciclo de la marcha la cadera presenta dos movimientos en el plano sagital, uno de extensión en la fase de apoyo y otro de flexión en la oscilación.

El rango normal total del movimiento de la cadera es de  $40^\circ$  a  $50^\circ$ .

En el choque de talón la cadera se encuentra en flexión de  $20^\circ$  a  $30^\circ$ , y disminuye en el apoyo unilateral, después se va extendiendo durante el despegue, instante en el que se produce la extensión máxima, cuyo rango es de  $10^\circ$  a  $15^\circ$ . A partir de esta posición vuelve a flexionarse y alcanza su máximo valor en la mitad de la fase de oscilación con  $35^\circ$  aproximadamente y disminuye hasta el choque del talón.

En el plano frontal, instante del choque del talón, el ángulo de aducción es de  $10^\circ$ , el cual disminuye hasta alcanzar  $5^\circ$  en la fase de respuesta a la carga. Después de alcanzar la angulación neutra, inicia la fase de oscilación con  $5^\circ$  de abducción.

En el plano transversal se presentan rotaciones externas e internas cuyo rango de movimiento es de  $18^\circ$  aproximadamente, y si se le añade la contribución pélvica en este plano que es de  $7^\circ$ ; se obtiene  $15^\circ$  de rotación del muslo [4].

- La Pelvis

En el plano sagital se generan pequeñas inclinaciones antero posteriores de  $3^\circ$ - $5^\circ$ ; en el plano frontal se producen caídas y elevaciones de  $6^\circ$  a  $10^\circ$  y en el plano transversal la rotación antero posterior es de  $8^\circ$  a  $10^\circ$  [4].

## 2.4 Mecanismos patológicos post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur basado en análisis cinemático

La marcha humana en sujetos con tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur es afectada por alteraciones transitorias o permanentes, locales o generales, infeccioso, neurológico, de origen traumático, etc. Estas alteraciones que perjudican a la cinemática de la marcha humana del paciente son denominadas “Mecanismos Patológicos”.

Por otro lado, estos mecanismos patológicos se dividen en las siguientes categorías:

- Deformidad

La deformidad funcional afecta a la postura y amplitud del movimiento, las cuales son requeridas en la cinemática de la marcha humana, pues alteran la velocidad y la aceleración. La causa principal de este es la contractura, secuela de un tratamiento post operatorio de fractura de fémur; y las causas secundarias son la rigidez ósea y el movimiento articular anormal.

La contractura representa una alteración en los músculos y ligamentos debidos a la prolongada inactividad debido al tratamiento realizado. Por ejemplo, una contractura en la flexión de la rodilla bloquea el progreso durante el apoyo del coxis, por ello aumenta el nivel de la actividad muscular, el gasto energético y afecta la variables absolutas de la cinemática de la marcha [12] (Figura 2.7 y Figura 2.8).

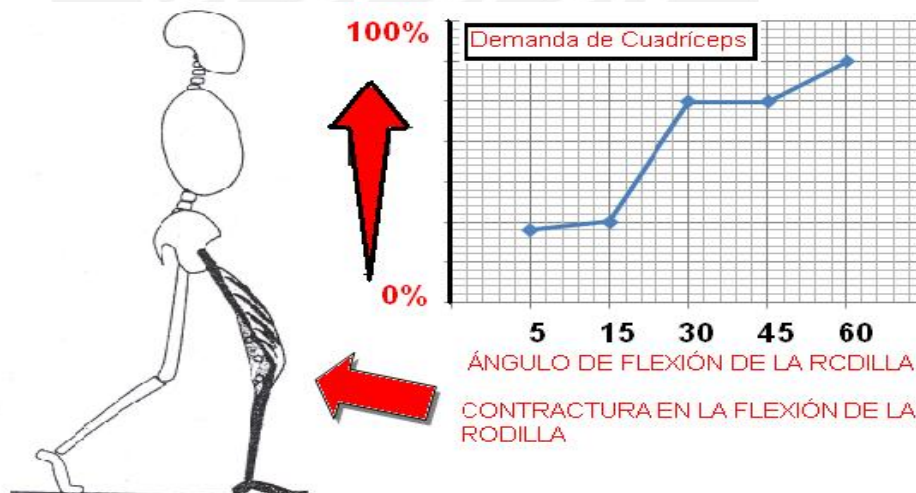


Figura 2.7 Contractura de flexión de rodilla y la cadera [12]

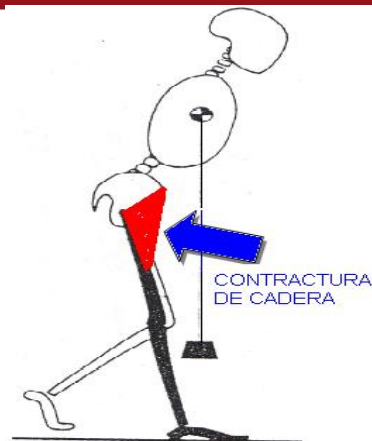


Figura 2.8 Contractura de cadera [12]

- Flaqueza Muscular

La flaqueza muscular es la insuficiente fuerza en el músculo para realizar las actividades propias del ciclo de la marcha. Esta se debe a una lesión traumática y/o neurológica las cuales producen limitaciones en el ciclo de la marcha perjudicando el alineamiento durante la fase de apoyo y balanceo de la misma. Esto produce la reducción de la velocidad de la marcha del paciente ocasionando problemas en la cinemática de la marcha [12] (Figura 2.9).

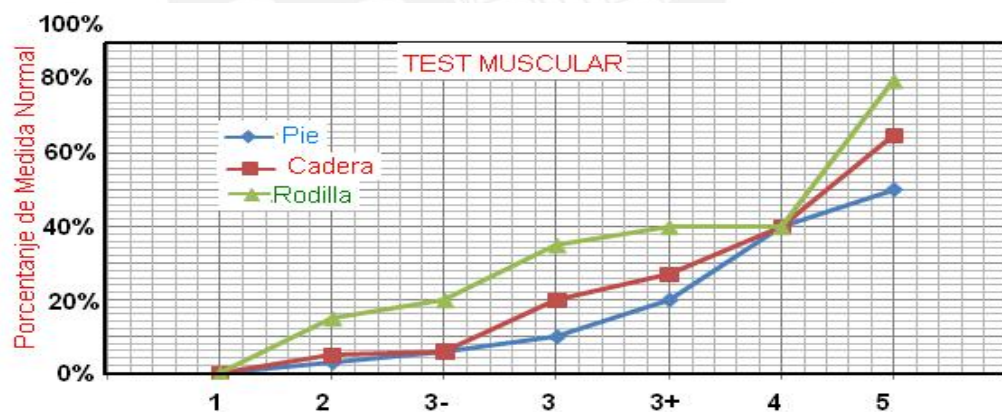


Figura 2.9 Test muscular del pie, la rodilla y la cadera [12]

- Pérdida Sensorial

La pérdida sensorial bloquea la marcha humana, pues priva al sujeto del conocimiento de la posición de la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie cuando está en contacto con el suelo. Como consecuencia, él no se encuentra seguro en depositar el peso del cuerpo a cada miembro de la marcha humana. Este mecanismo patológico tiene grados de complejidad afectando directamente a la cinemática de la marcha; por ejemplo, si es moderado la velocidad de la marcha es lenta y/o

cautelosa, si el déficit es mayor el paciente será incapaz de controlar sus movimientos [12].

- Dolor

La causa principal del dolor musculo esquelético es la tensión excesiva del tejido, a esto se añade el trauma producido por el tratamiento aplicado. El dolor es una reacción fisiológica de la deformidad y la debilidad muscular. Por ello, durante el análisis de la marcha el especialista deberá esperar la menor potencia disponible para la postura y una mayor protección de las articulaciones [12].

## 2.5 Fractura de fémur

### Fémur

El fémur es un hueso par, simétrico y más largo del cuerpo humano; se encuentra dirigido oblicuamente de arriba abajo y de fuera adentro en la pierna que se extiende desde la cadera a la rodilla. Se denomina fractura como “la deformación o falta de continuidad en el hueso originada por fuerzas que exceden a la resistencia final del material [9]. Las fracturas se clasifican en abierta si hay comunicación entre el hueso y la superficie de la piel o fractura cerrada en caso no exista esta comunicación.

#### Clasificación de Fractura en Fémur

- Fracturas del Cuello Femoral (Figura 2.10)

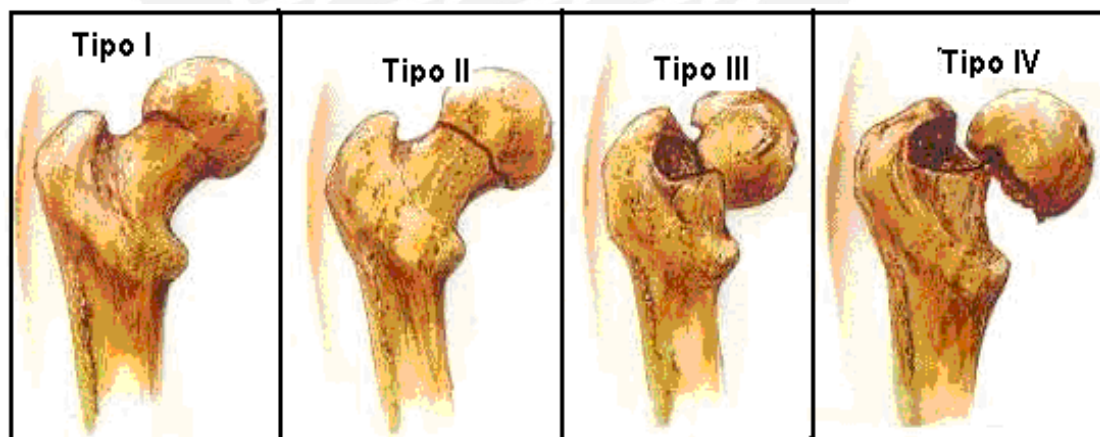


Figura 2.10 Clasificación según Garden.

Tipo I (fractura incompleta)

Tipo II (fractura completa sin desplazamiento)

Tipo III (fractura completa con desplazamiento parcial)

Tipo IV (desplazamiento total) [9]



- Fracturas intertrocanteréas y subtrocanteréas: ocurren en personas de edad avanzada o por traumatismo en personas jóvenes (Figura 2.11).

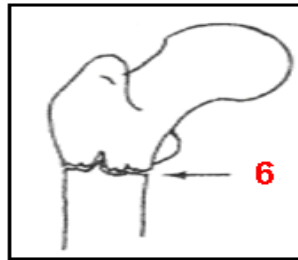


Figura 2.11 Fractura subtrocanteréas en el tercio superior [6]

- Fractura de diáfisis femoral puede afectar a cualquier edad, se debe a un traumatismo violento, además debe tomarse en cuenta las posibles complicaciones ya que presenta lesiones adicionales (Figura 2.12).

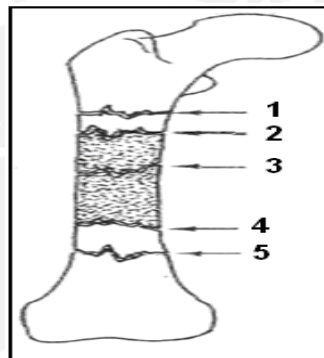


Figura 2.12 Fracturas de la diáfisis femoral [6]

Puede afectar a las siguientes partes del fémur: al tercio superior o proximal (1), a la unión del tercio superior proximal con el tercio medio (2), el tercio medio (sombreado) (3), a la unión del tercio medio con el distal (4), al tercio distal (5). [6].

Fracturas femorales supracondíleas: la presencia de este tipo de fractura es a cualquier edad debido a traumatismos y/o accidentes, la consecuencia más importante en lesiones posteriores es la rigidez de la rodilla. Además pueden ser transversales o de forma T o Y (Figura 2.13).

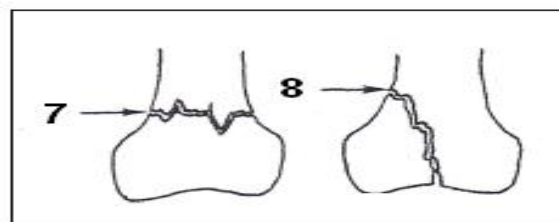


Figura 2.13 Fracturas supracondíleas (7). Fracturas intercondíleas (8) [6]



El tratamiento para los diversos tipos de fractura ha ido evolucionando de acuerdo a la tecnología. El convencional es la reducción anatómica y fijación con tornillos y placas, pero estos dejan secuelas como: exposición del foco del fémur, colocación de un implante en el peor de los casos, etc. La colocación del clavo endomedular supracondíleo retrógeno es recomendado en caso de fracturas supracondíleas, ya que se evita exponer el foco de fractura y ello ayuda a la cicatrización ósea y rehabilitación de la rodilla a causa del trauma quirúrgico.

Por ejemplo, el sistema FIXION® de enclavado intramedular, es un cilindro de presión sellado, constituido por cuatro barras longitudinales de acero conectadas de forma radial por una fina membrana también de acero... durante su inserción, el clavo es conectado a un mango de inserción manual que ayuda a la introducción... ” [5]. Los resultados pos-quirúrgico son considerados excelentes en el 81.8%, y la diferencia se considera regulares ya que presenta limitaciones de rangos articulares de cadera y rodilla [5].

Los materiales usados en los diferentes implantes de osteosíntesis deben seguir los requerimientos necesarios como resistencia mecánica y a la fatiga adecuada; dado que, el hueso posee una resistencia a la tensión de 70 millones de  $N/m^2$ ; resistencia a la corrosión y no tóxico. Algunos materiales poseen deformaciones elásticas grandes, otros son frágiles, pues llegan al punto de fracturarse antes de llegar al límite elástico. Años atrás, el requerimiento de un elevado esfuerzo máximo de tensión restringió la elección de materiales estructurales para prótesis u osteosíntesis a las aleaciones metálicas.

En la actualidad se usan diversas aleaciones; por ejemplo: acero inoxidable el cual es recomendado en períodos largos de tratamiento y se endurece al incremento del forjado o deformación plástica, pero pierde ductilidad; mientras que, el acero inoxidable vaciado no es tan duro como el forjado. Hace 40 años, la aleación vaciada de cobalto-cromo-molibdeno era mucho más resistente respecto al primer tipo; pero, sus propiedades mecánicas son bajas respecto al primer tipo de aleación. Por último, el titanio es resistente a la corrosión pero tiene límite elástico y esfuerzo máximo de tensión bajos. Por estas razones, se utiliza la aleación “Seis-Cuatro” dado que tiene una resistencia extrema a la corrosión de hendidura, generando menos inflamación. En el futuro, los posibles materiales usarán cerámicos resistentes y compuestos de fibras polímeros.

El uso de la fijación en fracturas como tirantes y/o alambres es la resistencia y alineación respecto a la tensión a causa de los esfuerzos realizados por el paciente; teniendo en cuenta que no todos son efectivos. Por ejemplo, la osteosíntesis es una

fijación con tirantes: *“el alambre se coloca de tal forma que la fuerza de tendón gire al fragmento distal, hasta ponerlo en contacto con el fragmento distal...”* [7]. Otros de los dispositivos usados son los tornillos y placas, el primero fija y actúa como bisagra o centro de rotación, es decir, ya no se localiza en la porción lateral de la fractura. Estos materiales son usados para comprimir los fragmentos de una fractura o para fijar una placa contra el hueso, se asemeja a la fijación con alambre. Los clavos, clavos intramedulares y clavillos son de gran importancia ya que en la actualidad son de uso frecuente, estos son sometidos a flexión y/o torsión. En casos de fracturas de huesos largos como el fémur se recomienda usar clavos intramedulares ya que son menos rígidos que las placas pues el clavo se coloca cerca del eje de flexión. Por otro lado, los injertos óseos tienen los mejores resultados al colocarse cerca al eje neutro de flexión.

## 2.6 Diagnóstico clínico tradicional

El diagnóstico clínico es emitido antes, y después del tratamiento quirúrgico de fractura de fémur aplicado por su médico tratante y su fisioterapeuta, ambos brindarán un diagnóstico después de cada evaluación para analizar la evolución del paciente.

En la etapa pre-operatoria se brinda un diagnóstico a partir de las manifestaciones clínicas y estudios realizados para la elección del adecuado tratamiento.

Manifestaciones Clínicas, según el tipo de fractura pueden ser:

- Tumefacción: *“cuando el hueso se rompe aparece tumefacción..., sucede por hemorragia interior de los tejidos, disminución de la circulación venosa, aumento de exudación linfática”* [13].
- Deformación de rotación: la deformación del miembro afectado depende del tipo de fractura de fémur. *“Algunas fracturas producen deformaciones características cuya observación basta a los expertos para saber el tipo de fractura”* [13].

La deformación puede ser: anguladas (los dos fragmentos en que ha quedado dividido el fémur forman un ángulo), con desplazamiento lateral (las dos superficies de la línea de fractura no quedan confrontadas), acabalgadas (un fragmento del hueso sobre otro) y engranadas (un fragmento queda empotrado en el otro).

- Equimosis: es el sangrado dentro de la piel o las membranas mucosas por la ruptura de vasos sanguíneos a consecuencia de la fractura de fémur.
- Inestabilidad.
- Lesiones de nervios periféricos: el mecanismo de lesión es un estiramiento o contusión y suele recuperarse en un período de dos a tres meses, pero en caso de

neurotmesis o sección total del nervio no ocurrirá regeneración espontánea y requiere reparación quirúrgica.

- Hemorragia interna

Los estudios realizados se basan en las radiografías, la tomografía, el estudio de las articulaciones para descartar lesiones, los exámenes motores y sensoriales, test muscular y articular, electromiografía. A partir de ellos se elige el tratamiento adecuado para la fractura de fémur, estos pueden ser (Figura 2.14):

- Tratamiento conservador enyesado (poco frecuente).
- Tracción cutánea o esquelética
- Férula de tracción
- Fijación externa
- Fijación interna (placa lateral o múltiples clavos y tonillos según sea el caso).
- Fijación intramedular (uso frecuente y eficiente).

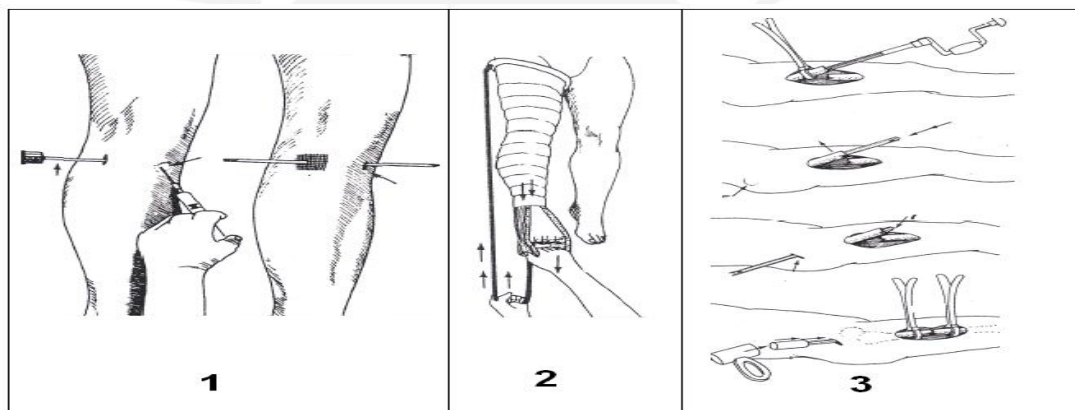


Figura 2.14 Tratamientos para fractura de fémur [6]

Fijación esquelética (1) férula de Thomas (2) clavo endomedular (3)

En la etapa post quirúrgico se recomienda reposo absoluto por un período no mayor a dos semanas con el fin de evitar complicaciones y atrofias del músculo afectado a causa de la fractura. Posteriormente, el sujeto debe continuar con un tratamiento fisioterapéutico para su completa recuperación. Algunos de los ejercicios recomendados previo a las terapias de rehabilitación:

- Ejercicios de flexión: mecanismos para inmovilizar la fractura sin perjudicar la consolidación del fémur.
- Deambulación sin ayuda: elementos adicionales (bastones o muletas) se debe retirar cuando se consolide el hueso.
- Fisioterapia: se recomienda su total tratamiento con el fin de alcanzar un grado aceptable en la marcha humana.

## 2.7 Patrones biomecánicos y anatómicos

Los patrones biomecánicos y anatómicos y las variables cinemáticas de la rodilla y cadera describen el movimiento realizado por el sujeto, los cuales definirán el ciclo de la marcha.

Según Andrade, se definirá el ciclo de marcha del miembro inferior derecho y del miembro inferior izquierdo, debido a que entre el contacto inicial del miembro inferior derecho (CID) y la retirada del pie izquierdo (RPI) es definido el primer apoyo doble del miembro inferior derecho ( $1^{\circ}$ ADD); entre el RPI y el CII es definido el apoyo simple del miembro inferior derecho (ASD); entre el CII y el RPD son definidos el segundo apoyo doble del miembro inferior derecho ( $2^{\circ}$  ADD) y el primer apoyo doble del miembro inferior izquierdo ( $1^{\circ}$  ADI); entre el RPD y el CID son definidos el balance del miembro inferior derecho (Bal.D) y el apoyo simple del miembro inferior izquierdo (ASI); entre el CID y el RPI es definido el segundo apoyo doble del miembro inferior izquierdo ( $2^{\circ}$  ADI); entre el RPI y el CII es definido el balance del miembro inferior izquierdo (Bal.I) [1]. (Figura 2.15)

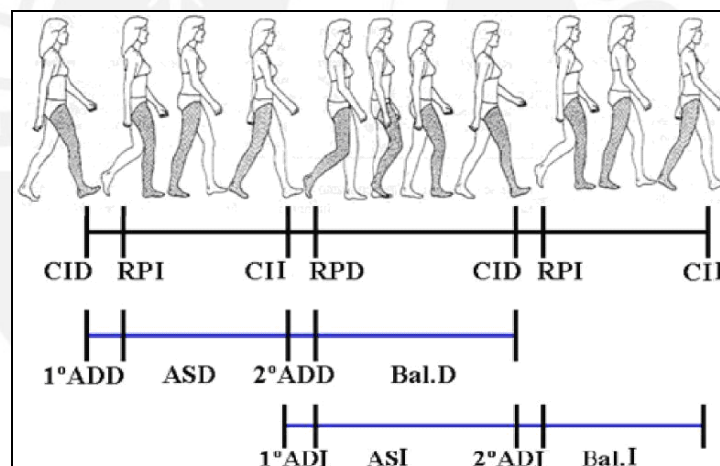


Figura 2.15 Ciclo de la marcha (modificado de Andrade, 2002)

### Patrones biomecánicos de la marcha [19]:

**Ciclo de la marcha:** es el intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos de un mismo pie, es decir, un ciclo comprende dos pasos consecutivos. Además, en una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y de oscilación. Según Lehman y Lauter oscila entre  $1.03 \pm 0.1$  seg.

**Período de apoyo:** es el momento en que el pie contacta con el plano de apoyo durante el ciclo de la marcha. Empieza cuando el talón choca con el suelo y termina con el despegue del ante pié. Este evento, representa un 60% del ciclo de la marcha.

**Período de oscilación:** es el momento en que el pie no contacta con el suelo. Comienza después del despegue del ante pié y termina cuando el talón vuelve a contactar con el plano de apoyo. Este evento representa el 40% del ciclo de la marcha.

**Doble apoyo:** es el instante en que ambos pies contactan con el suelo.

**Apoyo unilateral:** es el instante en el que un solo pie se encuentra en contacto con el suelo, durante el período de oscilación o balanceo del otro pie.

**Velocidad de la marcha:** es la distancia por unidad de tiempo en el se realiza el ciclo de la marcha. La velocidad promedio en personas sanas entre 18 y 64 años de ambos sexos está en el rango de 1.28 y 1.40 m/seg.

**Cadencia de la marcha:** es el número de pasos o ciclos por unidad de tiempo. La cadencia promedio de una adulto es aproximadamente 90pasos/min., si la cadencia es lenta suele ser 70pasos/min. y si es rápida esta en el rango de 130pasos/min. y 150 pasos/min.

**Longitud de zancada:** es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Según Lehman la longitud de zancada es 156cm. aproximadamente, mientras que la longitud del paso 74cm.

**Tiempo de zancada:** es el tiempo que se demora el paciente en realizar la zancada.

**Longitud de paso:** es la distancia entre ambos pies en el instante de su contacto con el suelo. En una persona adulta de 170cm. de altura la longitud de paso está en el rango de 75 a 85 cm.

**Tiempo de paso:** es el tiempo que se demora el paciente en realizar el paso.

**Anchura de paso:** es la separación lateral entre los apoyos de ambos pies. En un ciclo de marcha normal dicha anchura suele ser entre 5 ó 6 cm., si es mayor a 10 cm. es a causa de una patología.

**Angulo de paso:** es el entra la dirección de progresión y la línea medida del pie. En un ciclo de marcha normal dicho ángulo mide 15°.

#### **Ángulos de la rodilla y cadera:**

La definición de los ángulos de la rodilla y cadera requiere de un sistema cartesiano de coordenadas. En ortostatismo, con el pacientes en posición anatómica (Figura), el sistema tiene origen en el sacro (entre las espinas ilicas posterior-superiores) y a partir del origen es descrita como sigue: el eje Y positivo para arriba, el eje X apunta hacia la izquierda y el eje X apunta al antero-posterior [19] (Figura 2.16).



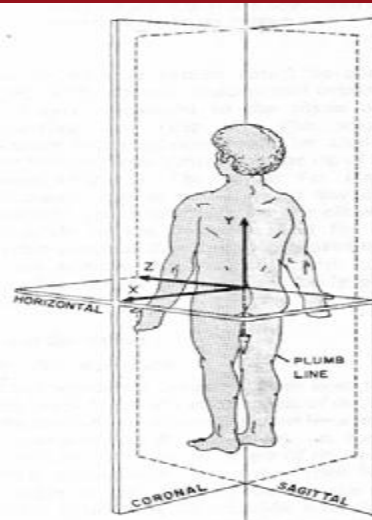


Figura 2.16 Representación de los ejes en el cuerpo humano [19]

Por otra parte, se utiliza la convención de ángulos de Euler en el cálculo de los ángulos articulares en un sistema de tres ejes. Las tres rotaciones siguen la secuencia “Z”, “Y” y “X”, además se definen los tres ángulos  $\Phi$ ,  $\psi$  y  $\theta$  como movimientos en el eje transversal, sagital y longitudinal respectivamente (Figura 2.17).

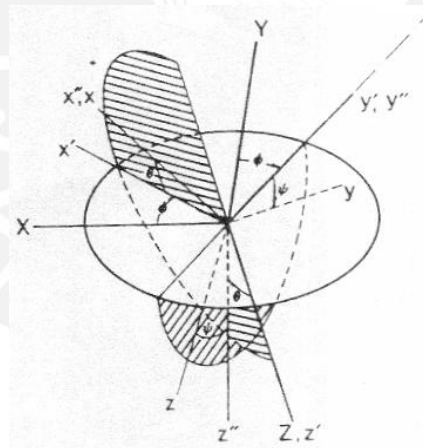


Figura 2.17 Ángulo de Euler [19]

Definición de las rotaciones basado en la nomenclatura clínica:

**Flexión y extensión:** movimiento del segmento proximal en torno del eje medio lateral ( $k$ ), en el plano sagital [19].

**Rotación interna y rotación externa:** movimiento del segmento distal en torno del eje longitudinal ( $i$ ), en el plano transversal [19].

**Abducción y aducción:** movimiento en torno de un eje fluctuante, el cual es ortogonal a los dos ejes, el de flexión y extensión ( $k$ ) y el de rotación interna y

externa (i); en el plano frontal [19].

Según Winter, el ángulo de la rodilla se mide entre el muslo y la pierna, el ángulo de la cadera se mide entre el tronco y la pelvis y el ángulo del tobillo se mide entre el pie y la pierna menos 90° (Figura 2.18 y Figura 2.19).

$$\theta_{cadera} = \theta_{muslo} - \theta_{tronco}$$

$$\theta_{rodilla} = \theta_{muslo} - \theta_{pierna}$$

$$\theta_{tobillo} = \theta_{pie} - \theta_{pierna} - 90^\circ$$

Figura 2.18 Ángulos de cadera, rodillo y tobillo [4]

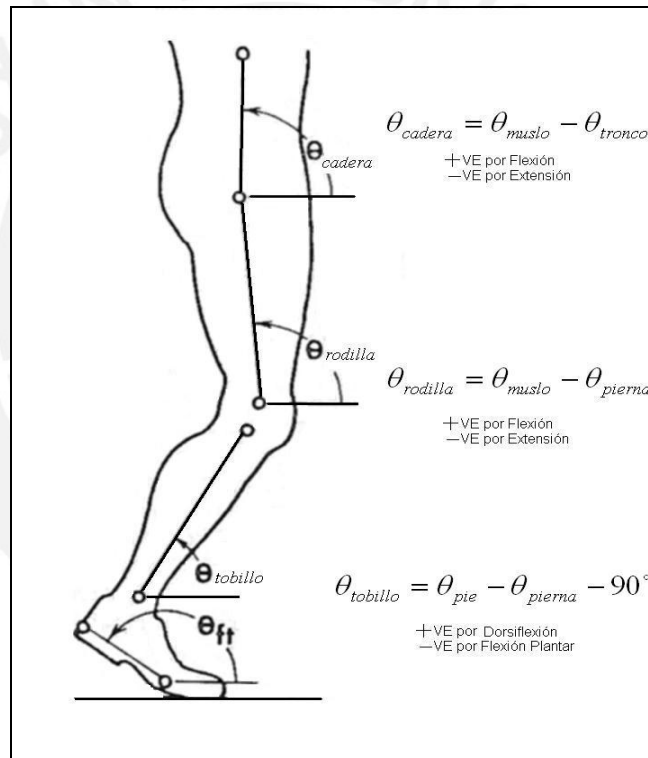


Figura 2.19 Metodología de los ángulos de cadera, rodillo y tobillo [4]

## 2.8 Patrones motores de fractura de fémur

Los patrones motores en fractura de fémur necesitan de una observación cuantitativa y comparativa del especialista, y este pueda identificar las desviaciones de la marcha y relacionarlas con las características de la marcha normal para que pueda emitir un diagnóstico y tratamiento.

## **Patrones motores [14]:**

### **1. Inclinación lateral del tronco**

La evaluación se realiza en la fase de apoyo, desde su inicio hasta después del momento central del apoyo; y se observa desde atrás o delante del sujeto. Si la inclinación del tronco es bilateral, el sujeto presentará marcha de pato.

Las posibles causas son la debilidad de los abductores de la cadera generan inestabilidad a la articulación de la cadera y reducción de la longitud de la pierna, el dolor de cadera inclinará su tronco hacia el lado afectado, contractura en flexión de la cadera o la rodilla, compensación de la marcha en abducción

### **2. Elevación de la cadera**

Se evalúa en la fase de balanceo y se observa de atrás o delante del sujeto. La elevación lleva hacia adelante el miembro con patología y aumenta la rotación del pelvis en el plano horizontal, y la inclinación hacia atrás aumenta el balanceo hacia delante de la pierna.

Las causas son el alargamiento del muslo debido a la debilidad de los flexores de la cadera o de los dorsiflexores, la flexión de la cadera o la rodilla en contractura, acortamiento esquelético y la debilidad de los isquiotibiales en la marcha,

### **3. Rotación interna y externa de la pierna**

Se observa por delante o atrás del sujeto, y se evalúa en las fases de balanceo y de apoyo. La rotación interna excesiva o inadecuada se debe a la debilidad del bíceps femoral y espasticidad; mientras que las causas de la inadecuada rotación externa son la debilidad de los cuádriceps, la debilidad de los músculos posteriores del muslo y la espasticidad.

### **4. Circunducción**

Se evalúa en la fase de oscilación y se observa por detrás del sujeto. Se define la circunducción a la trayectoria curvada lateralmente en el balanceo.

Las posibles causas son la espasticidad, la debilidad de los flexores de la cadera, la arquiosis de la rodilla (bloqueo de la articulación de la rodilla) y la debilidad de los dorsiflexores.

### **5. Base de la marcha anormal**

La base de la marcha anormal es el espacio que separa los centros de los talones este puede ser bastante mayor o menor (base ancha y base estrecha). Esta se evalúa en la fase de balanceo y de apoyo y se observa por detrás del sujeto.

La base ancha se debe a la contractura de los abductores de la cadera, la abducción excesiva de la articulación de la cadera, inestabilidad, etc.; por otro lado, las causas de la base estrecha son la espasticidad, excesiva aducción, etc.

## **6. Hiperextensión de la rodilla**

Se evalúa en el apoyo del talón y el despegue del mismo, y se observa en la zona lateral del sujeto. La hiperextensión se debe a las secuelas de la fractura de fémur como la debilidad de los cuádriceps, laxitud ligamentosa capsular y la espasticidad de los cuádriceps.

## **7. Flexión de la rodilla**

La rodilla del sujeto puede flexionarse menos o más de  $20^\circ$  entre el apoyo del talón y de la planta. Esta se evalúa en la fase de apoyo y se observa en la zona lateral del sujeto.

Las posibles causas son la contractura en flexión de la rodilla o la cadera, insuficiente extensión de la rodilla, debilidad no compensada de los cuádriceps, debilidad de los flexores plantares, inadecuada estabilidad desplaza la articulación de la rodilla por los extensores de la cadera y el pie.

## **8. Inadecuado varo o valgo (abducción/aducción)**

En el plano frontal, si el movimiento de la rodilla es más de  $11^\circ$  la rodilla se ve sujeta a un aumento de esfuerzo, y la excesiva angulación perjudica a la eficiencia de la marcha del sujeto.

Las causas son la pérdida de la integridad estructural de la rodilla, debilidad de los cuádriceps y mal alineamientos del fémur.

## **9. Inadecuado control de la dorsiflexión**

En la fase de apoyo la parte anterior del pie contra el suelo de una forma incontrolada, y en la fase de balanceo la parte anterior del pie no consigue levantarse del suelo, arrastrándose. Se observa en la zona lateral del paciente.

Las posibles causas son la debilidad de los dorsiflexores y la espasticidad.

## **10. Trastornos rítmicos**

Se denomina trastornos rítmicos a las distintas longitudes del paso y duración del mismo entre la pierna sana y la afectada. Se evalúa en la fase de apoyo y balanceo y se observa por detrás del sujeto y en la zona lateral. Las causas posibles son la deficiencia neurológica, desigualdad de las longitudes de ambas piernas, la debilidad asimétrica de las extremidades inferiores, entre otras.

## **11. Ejes de movimiento**

La cadera tiene ejes de movimiento, donde el cuello femoral forma un ángulo de  $125^\circ$  con el eje diafisario conocido como inclinación (Figura 2.20). La proyección sobre el plano transversal de los ejes longitudinales de la cabeza y del cóndilo femoral forma un ángulo de ante versión, formado de  $10$  a  $30^\circ$ . El cotilo, se dirige hacia abajo, hacia delante y hacia fuera, y forma un ángulo de  $30-40^\circ$  con el plano

frontal (Figura 2.21).

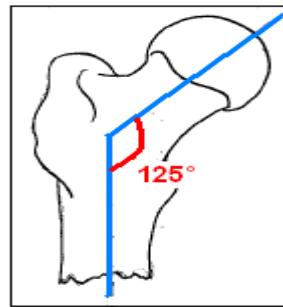


Figura 2.20 Superficie articular e inclinación del fémur de 125° [14]

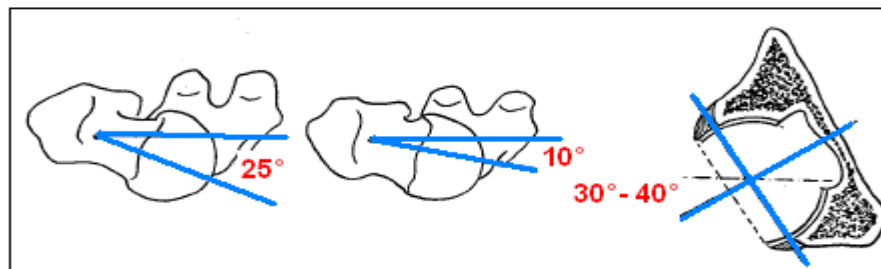


Figura 2.21 Ángulo de declinación del fémur a 25° e inclinación anterior del cotilo a 30°- 40° [14]

Por otro lado, la rodilla tiene seis grados de amplitud de movimiento en tres ejes geométricos. En cada uno de ellos (longitudinal, antero posterior y medio lateral) la tibia puede trasladarse o rotar con respecto al fémur. Esto ocasiona seis pares de movimientos, flexo extensión, varo-valgo, rotación interna-externa, compresión-distracción, desplazamiento antero posterior y desplazamiento medio lateral. El eje de la diáfisis femoral forma con el eje de flexo extensión un ángulo de unos 81°; además, la pierna se superpone con el eje de la tibia, mientras que en el muslo forma un ángulo de 6° con el eje del fémur.

## 12. Amplitud de movimientos

La cadera se mueve con tres grados de libertad, por lo que permite movimientos de flexo extensión, abducción-aducción y rotaciones. La amplitud de la flexión si el movimiento es activo o pasivo, la posición de la rodilla, pues la flexión relaja los músculos isquiotibiales, y del grado de lordosis lumbar; la amplitud máxima con la rodilla en flexión y la columna lumbar enderezada está entre los 120° y los 140° y se reduce en 90° en la extensión de la rodilla; es decir, la amplitud alcanza los 20°, que se reducen a 10° con la rodilla en flexión (Figura 2.22).

La abducción es el movimiento que aleja la extremidad inferior del plano de simetría corporal y su máxima amplitud es de 45°; mientras que la aducción tiene una



amplitud máxima de  $30^\circ$ .

La rotación interna oscila entre  $30$  y  $40$  y la externa alcanza los  $60^\circ$ .

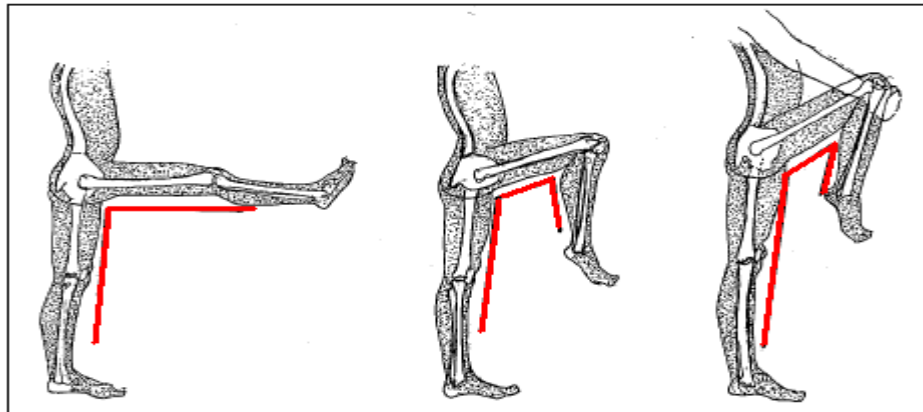


Figura 2.22 La amplitud de la flexión de la cadera [14]

Por otra parte, en la rodilla la amplitud de flexión de la rodilla es distinta según sea la posición de la cadera. La flexión activa llega a los  $140^\circ$  con la cadera en flexión y a los  $120^\circ$  con la cadera en extensión, y la flexión pasiva alcanza los  $160^\circ$ .

Los límites normales del movimiento oscilan entre  $3 - 4^\circ$  de extensión y  $140^\circ$  de flexión.

Finalmente, la evaluación de estos patrones es por separado, pues se debe analizar si está presente o no en el sujeto y cuál es su rendimiento. Esta consiste en la descripción, observación, las causas principales de las alteraciones de los patrones motores.

## 2.9 Sistemas de análisis de la marcha

Durante más de un siglo la técnica de foto instrumentación ha sido aplicada al análisis del movimiento humano. Parte de ella es la fotogrametría, ésta consta de “un conjunto de técnicas el cual permite obtener información de las dimensiones, posición y orientación de un objeto físico y de su entorno, por medio de filmación, medida y cálculos matemáticos sobre dichas medidas” [11]. En la actualidad, son reconocidos los sistemas ELITE, VICON VX, PRIMAS, ExpertVision, SELSPOT II, OPTOTRAK 3D, CODA-MPX30 los cuales pertenecen a cierto tipo de familias y entre estas se diferencian de acuerdo al tipo de sensor empleado.

Por otra parte, los sistemas opto electrónicos son empleados desde los años 70. Estos se basan en marcadores pasivos reflectantes en tiempo real utilizando cámaras CCD con obturador para poder aumentar el contraste de IR. Estos sistemas registran la posición espacial de los marcadores implicados a la superficie corporal, y se diferencia entre dos niveles de funcionamiento:

Nivel bajo: “colecciona coordenadas 2D respecto al sistema de referencia de cada sensor”. Partes: interfaz con el medio y sensor asociado con el procesador de imagen

Nivel alto: “calibración 3D, corrección de errores, reconstrucción, filtrado digital y representación”.

En 1980, se implementó el primer sistema VICON VX, el cual será estudiado en este trabajo. Se han realizado diversos estudios de sistema de análisis de movimiento como el sistema VICON este sistema utiliza marcadores reflectantes esféricos pasivos de un diámetro variable entre 5 y 25 mm. El material de estos marcadores es el Scotch Lite (refleja la luz en la misma dirección que los rayos incidentes). La ventaja de este tipo de marcadores es que evita al paciente el transporte con un conjunto de conexiones eléctricas.

Las interconexiones ente los componentes del sistema Vicon. La posición de los marcadores en este sistema es detectada por las cámaras de iluminación infrarroja. Estos son receptores CCD (charge-coupled devices) con una frecuencia que puede oscilar entre 50-240 Hz. La frecuencia recomendada en el análisis de la marcha es de 50 HZ. La resolución de las cámaras es de 800x590 píxeles, con un obturador electrónico y estroboscopio infrarrojo. En cada cámara aparecen los marcadores en forma de manchas brillantes. Estas manchas se digitalizan y acotan, cuyo contorno determina con precisión el centro de cada marcador (Figura 2.23).

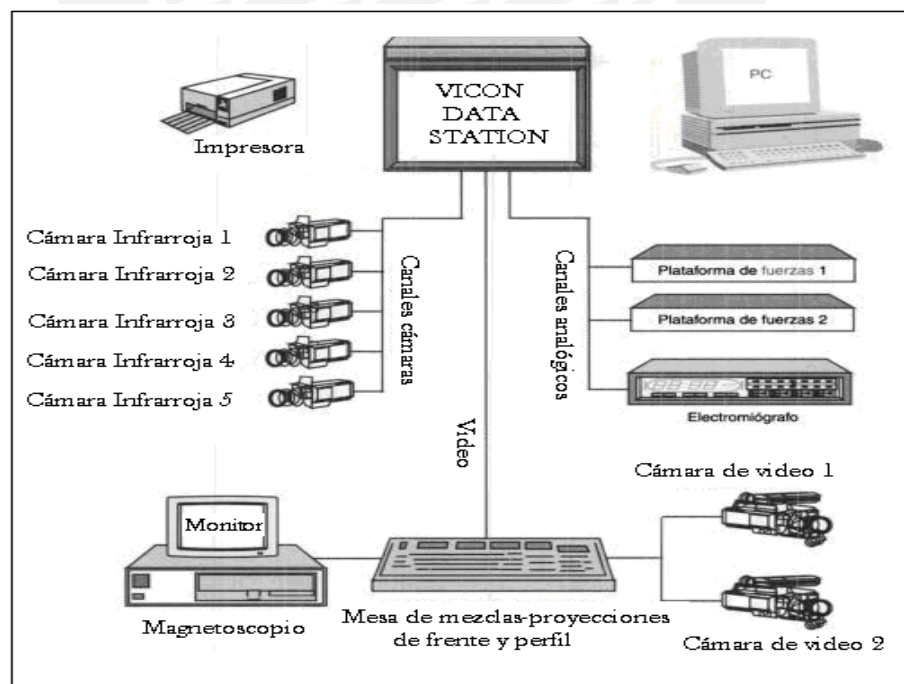


Figura 2.23 Esquema principal de un sistema de análisis de la marcha humana [8]

Proceso de cálculo de las coordenadas tridimensionales en el Sistema Vicon:

- Alineación y calibración de las cámaras.

En la etapa de alineación se corrige las imperfecciones de las cámaras (distorsión de los objetivos y la no alineación de los receptores); este proceso se realiza con una cuadrícula de 300 puntos de referencia.

La etapa de calibración identifica el modelo de la disposición de las cámaras en posiciones no prefijadas con ayuda de los puntos de referencia y consiste en identificar la posición de cada una de ellas en el laboratorio con un sistema de referencia predefinido. El objetivo es determinar las relaciones entre las coordenadas 3D de marcadores cuyas posiciones son conocidas y las coordenadas 2D de los mismos marcadores de cada cámara.

- Adquisición de las coordenadas 2D y de los datos analógicos.

El sistema detecta y registra en tiempo real la posición de los marcadores en la imagen de cada una de las cámaras.

- Cálculo de las coordenadas 3D.

Cada marcador debe ser visto por dos cámaras, de lo contrario pueden cortarse las trayectorias 3D. Es necesario el uso de cuatro cámaras para registrar los lados derecho e izquierdo simultáneamente. Si se configuran cinco cámaras se incrementa la posibilidad de que cada marcador sea visto mínimo por dos cámaras.

Los cálculos se basan en la técnica GSI (geométrica self identification) la cual permite una reconstrucción 3D con correspondencia automática de los marcadores. Las intersecciones de los rayos que unen los marcadores a las diferentes cámaras, corresponden a las intersecciones con las trayectorias 3D.

- Identificación de los marcadores.

En esta etapa se asigna un nombre anatómico a cada marcador, pues permite una identificación manual con una sola prueba e identifica automáticamente en las pruebas posteriores.

La última versión del sistema Vicon goza de nuevas tecnologías, las cuales permite utilizar hasta doce cámaras, y un elevado número de marcadores.

La estación de control incluye un convertidor analógico/digital y 64 canales digitales que pueden grabar los datos de plataformas de fuerzas, sistema de adquisición de EMG y de otros sistemas (Figura 2.23).

El sistema calcula las coordenadas del punto de aplicación de la balanza de fuerzas en la ayuda del Teorema Koein (Figura 2.24), además debe tomarse en cuenta la

validez de los apoyos en la plataforma (Figura 2.25) con el fin de un óptimo resultado.

$$\vec{M}_o(\vec{F}) = \vec{M}_A(\vec{F}) + \vec{OA} \wedge \vec{F}$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{Ax} \\ M_{Ay} \\ M_{Az} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} \wedge \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix}$$

$$\begin{cases} a_x = (F_y a_z - M_z) / F_z \\ a_y = (F_x a_z - M_x) / F_z \end{cases}$$

Figura 2.24 Teorema Koeing [8]

Componentes de apoyo:

- (Fx, Fy, Fz) : La fuerza del pie a la placa (plataforma).
- (Mx, My, Mz) : La pareja correspondiente de la fuerza del pie a la placa.
- (ax, ay, az) : Hasta el punto de aplicación de la fuerza.

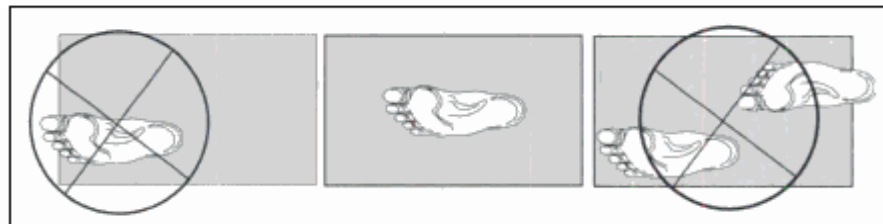


Figura 2.25 Validez de los apoyos en la plataforma [8]

Otros dispositivos para el análisis cinemático del movimiento, como los acelerómetros y giroscopios fueron desarrollados por el departamento de Tecnología y Salud del Instituto Superior de Sanidad en Italia, donde evaluaron pacientes de la tercera edad identificando parámetros cinemáticos del tronco bajo, un protocolo de posturografía [3].

En las diversas discapacidades, la problemática es la definición de los parámetros adecuados con el fin de investigar la estabilidad de la postura. Según los estudios realizados desde 1975 al 2005 se ha llegado a la conclusión que no solo los sensores de cinemática (KSS), como acelerómetros (ACC) por separado o asociados, son útiles para el análisis de movimiento sino que a ellos se puede asociar el giroscopio (R-GYs); este último necesita un diseño cuidadoso ya que son

sensibles a la gravedad de error. La metodología se basó en ASPA para la evaluación de la cinemática asociado con la biomédica de energía utilizando un protocolo, pero con diversas limitaciones y análisis estadístico para prueba de potencia. Se asociaron los acelerómetros (ACC) y la tasa de giroscopios (R-GYs) para lograr un sistema de referencia. Para ello, cada uno de los tres tipos de sensores es una ortogonal organizado y dividido en dos juntas para un montaje completo en 3D [3].

Otro ejemplo de investigación en análisis de la marcha enfatiza la importancia de la aplicación de las técnicas de videografía ya que esta se ha convertido en una herramienta importante para el análisis cinemática del movimiento humano. Esta técnica consiste en filmar a la persona en estudio con marcas reflectivas sobre articulaciones que se estudiarán. Posteriormente, se digitaliza la filmación obtenida y se detectan las posiciones de las marcas colocadas respecto al tiempo. Finalmente, lo se obtendrán las curvas cinemáticas de estudio requerido. No obstante, los equipos requeridos para el desarrollo de esta técnica son de alto costo, por eso se tuvo en cuenta y se desarrolló un sistema de costo accesible; el cual consiste en una cámara analógica estándar, reproductora de video y una computadora. Además incluye un software el cual detecta automáticamente las marcas reflectivas colocadas y a partir de ellas se obtendrán las curvas de estudio [1].

### **2.10 Sistema de análisis de movimiento Vicon V460**

El sistema Vicon V460, sistema de fotogrametría, determina la posición de los marcadores colocados en la superficie corporal del sujeto; (los marcadores son esferas pequeñas de 25mm de diámetro y 1gr. de peso). Este sistema está conformado por seis cámaras de luz infrarroja de modelo Pulnix TM6701 con obturación electrónica y rango de frecuencia de 60 a 200 Hz; además, captura el movimiento en tiempo real del sujeto, permite la simulación en 3D a través del software y muestra los resultados de las distintas variables biomecánicas, anatómicas y cinemáticas.

Vicon Motion Systems está conformado por [15] [16] [17]:

- Estación base de datos V460 (Datastation): el hardware captura los datos enviados por las seis cámaras y transforma en 3D.

Esta está conformada por dos canales de datos de video y dos interfaz de video (cada una de tres entradas), con las siguientes especificaciones técnicas:

Frecuencia de muestreo de vídeo: 80 MHz.



Bus PCI (altas frecuencias de datos)

Trigger (disparador para al menos ocho eventos periféricos, interruptor), conexiones en serie.

También, posee panel con display digital de mínimo dos líneas de auto diagnóstico y chequeo, y sincronización de dominio/gobierno.

- Seis cámaras de video: el sistema consta de seis cámaras Pulnix 6710 de alta velocidad con obturación electrónica. Además, tiene un rango de frecuencia de 60 – 200 Hz, y a través de una interfaz de video digitaliza la señal analógica.

Especificaciones Técnicas:

- Sensor CCD con obturación electrónica
- Estroboscopio infrarrojo
- Frecuencia de muestreo hasta 250 Hz.
- Seis Visible Strobe front S/S: estos permiten regular la cantidad de emisión de luz de la cámara, cuyo rango es de 0 a 10.
- Seis cables de 12W SYnc 12M: es el medio de conexión entre la cámara y la interfaz.
- Dos cables de 14W Straight 25M: es el medio de conexión entre la interfaz y la estación base.
- Cable de alimentación
- Calibrador T-cal-390 Wand Marcadores: vara en forma de T de metal y consta de tres marcadores, se utiliza en la calibración dinámica.
- Calibrador Ergocal (Small Calibration): el calibrador tiene forma de triángulo plano, y consta de cuatro marcadores, se utiliza en la calibración estática y permite adquirir la imagen en coordenadas conocidas.
- Marcadores pasivos/activos: son esferas cubiertas de un material retro-reflectante, conformado de pequeños cristales, su diámetro es 25mm y permiten capturar los movimientos de grandes volúmenes.
- Interfaz de vídeo: permite la conexión entre las cámaras y la estación base.
- Estación de trabajo (Workstation): el equipo es una computadora, y es en ella donde se instala el software y se configura el protocolo.

Especificaciones Técnicas:

- Capacidad de captura de datos: 24 horas
- Capacidad de trigger post evento
- Reconstrucción de las trayectorias de los marcadores en 3D.

- Visualización del movimiento de los marcadores en varias ventanas en el mismo instante.
- Tiene 126 canales de información con un rango de frecuencias de 50 Hz. – 192 KHz y 16 bits de resolución.
- Tiene dos opciones de procesamiento de datos: “a posteriori”/reloj parado, o en tiempo real/“on line”.

Conexión de la red entre la PC (*Workstation*) y la estación base (*Datastation*)

- El medio de conexión entre la tarjeta de red de la PC y el conector de red de la estación base es un cable crossover, y utiliza el protocolo de red TCP/IP.
- La estación base del sistema Vicon (*Datastation*) tiene los siguientes parámetros de red:
  - IP: 192.168.0.11
  - máscara de subred: 255.255.255.0

Por lo anterior, la configuración de la dirección IP de la pc debe ser estática con los siguientes parámetros:

- IP: 192.168.0.10.
- Gateway: 192.168.0.1
- Máscara de red: 255.255.255.0

Recomendaciones de la red de conexión:

El *Datastation* y la estación de trabajo PC se comunican a través de un cable cruzado 100 Base-T.

El cableado debe ser de categoría 5 y los protocolos de red TCP / IP Ethernet.

El sistema utiliza un 10/100 Base-T Ethernet de red de enlace.

### 2.11 Técnicas de optimización del sistema Vicon V460

El sistema Vicon Motion System consta de seis cámaras de modelo Pulnix 6710 estroboscópicas, el sistema de adquisición de datos consiste en que cada cámara estroboscópica recoge la luz reflejada de cada marcador, esta pasa a través de un filtro que le permite pasar la luz sin variar su longitud de onda [15].

En la reconstrucción tridimensional, cada marcador colocado deberá ser visible por la cámara de video que se encuentra frente al área de prueba. En el análisis de la marcha patológica se le coloca 39 marcadores al paciente debido a la complejidad del estudio de la marcha.

Los datos capturados por cada cámara se muestrean a 60Hz y se almacenan en la base de datos de la estación base de trabajo (*Workstation*). Este programa

reconstruye las coordenadas, las cuales son determinadas de los puntos vistos en la imagen. La reconstrucción en 3D se realiza a partir de los datos capturados por las cámaras 2D los cuales se procesaran. Este proceso consta de dos etapas la reconstrucción de coordenadas en el proceso estático y la reconstrucción de la trayectoria en el proceso dinámico, explicado en los ítems 3.3.4 y 3.3.5 respectivamente.

El sistema Vicon cuenta con técnicas de optimización (el *software Workstation*):

- La capacidad de captura de datos 24 horas.
- Sistema de capacidad de “trigger post evento” para evitar la pérdida de eventos aislados.
- Realiza la reconstrucción tridimensional de las trayectorias de los marcadores colocados a través del “Auto Identificación Geométrica” (algoritmo tracking). Interpola los huecos creados por el oscurecimiento de los marcadores; suavizar, recortar o refundir trayectorias, borrar o agregar puntos de las trayectorias.

Por otro lado, las correcciones se aplican a todos los marcos de los datos, posteriormente adquirida por cada cámara en la que la ubicación física y las orientaciones de las cámaras se calculan, refiriéndose a un laboratorio conjunto de coordenadas definidas por el usuario.

El parámetro FOV especifica la cantidad de volumen que una cámara puede abarcar. Este se basa en la técnica parámetros de longitud focal de la lente y las dimensiones de la imagen sensible en la parte trasera del lente. Si el FOV de la cámara aumenta la resolución de la imagen se reduce. Estas cámaras Vicon están diseñadas con filtro, los que detectan el paso de la luz retrorreflectiva de los marcadores, las cuales son analizadas y en caso no sean las correctas se regulan desde la estación de trabajo. [18] (Figura 2.26)

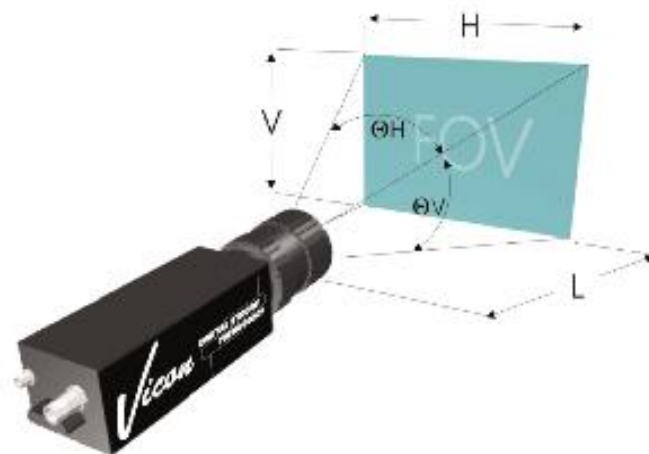


Figura 2.26 Parámetro FOV (determinación del volumen de una cámara) [18]

Tabla 3.10 Parámetros de FOV [18].

Formato de Imágenes de la Cámara Vicon	Pulnix 6710
H	$6.4xL/f$
V	$4.7xL/f$
$\phi H$	$2\tan^{-1} 3.2/f$
$\phi V$	$2\tan^{-1} 2.35/f$

Donde:

f: distancia focal del objeto (mm)

H: dimensiones horizontal del objeto (mm)

V: dimensiones vertical del objeto (mm)

L: distancia hacia el lente del objeto (mm)

$\phi H$ : ángulo de visión horizontal

$\phi V$ : ángulo de visión vertical

Por otro lado, el ambiente tiene una intensidad luminosa regulable, de modo que esta no afecte al desempeño de la captura de movimiento. (Figura 2.27)

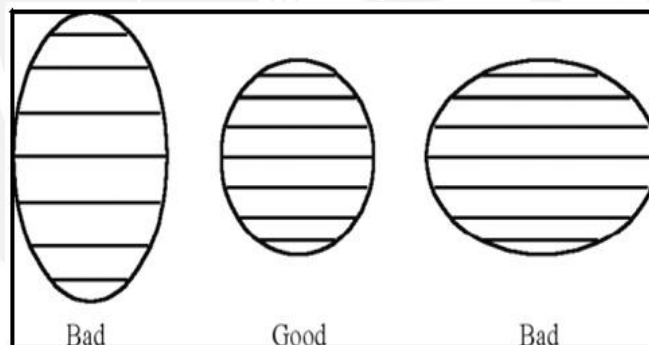


Figura 2.27 Detección del estado de los marcadores [18]

## CAPITULO 3

### DISEÑO DE LA GUÍA DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO PATOLÓGICO

#### 3.1 Introducción

En este capítulo se presenta la metodología del diseño de la Guía de Análisis de Movimiento Patológico basado en el uso del sistema Vicon 460, sistema de fotogrametría y/o registro de movimiento.

El diseño de la guía de análisis de movimiento patológico consta de dos etapas la Etapa Clínica y la Etapa del Análisis de la Marcha Patológica. En la primera etapa el especialista en rehabilitación realiza una historia clínica del paciente, y en la segunda etapa se realiza el análisis del movimiento patológico del paciente basado en el uso de un sistema de fotogrametría con el sistema Vicon 460, que determina la posición de determinados puntos del cuerpo humano a través de los datos recolectados de los 39 marcadores reflectantes colocados en el cuerpo del paciente. Los marcadores son de 25mm de diámetro y 1gr. de peso. Este sistema está conformado por seis cámaras del modelo 6710 que cuentan con estroboscopio infrarrojo para poder captar imágenes a una frecuencia de muestreo de 60 a 250 Hz, en este análisis la frecuencia de muestreo es de 60Hz. Para capturar los datos se utiliza un programa llamado “*Workstation*” que permite el registro de los datos del movimiento del sujeto en 3D y puede simular el movimiento en 3D, así como obtener los resultados de las variables cinéticas.

Esta guía permitirá al especialista realizar el análisis cinemático proveyendo una herramienta en el desarrollo de patrones normales y patológicos, patrones biomecánicos, y las curvas de rotación de la rodilla y la cadera basadas en el desarrollo del fundamento teórico de los capítulos anteriores lo cual también será una herramienta ya que se definió las posibles causas de la patología. Además, la comparación a realizar será entre dos personas una con secuelas de un post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur y una persona sin patología.

#### 3.2 Etapa clínica

Anamnesis y Exploración General

Es la primera etapa del diseño de la guía de análisis en la que se recogerán los datos de edad, sexo, peso, antecedentes patológicos, etc. las cuales influyen en el ciclo normal de la marcha humana. Además, los antecedentes de práctica deportiva, diagnóstico del tipo de tratamiento a la fractura de fémur y las secuelas de las mismas (Tabla 3.1).



Tabla 3.1: Factores de la Etapa Clínica [21]

<b>ANAMNESIS</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Edad, sexo</li> <li>▪ Antecedentes patológicos (anomalías congénitas, enfermedades hereditarias)</li> <li>▪ Antecedentes personales (antecedentes de parto, edad de inicio de deambulación, anomalías del desarrollo)</li> <li>▪ Patología previa (diagnostico de la fractura de fémur, tratamiento quirúrgico, diagnostico post-operatorio)</li> </ul>
<b>PATOLOGÍA ACTUAL</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fecha de evaluación</li> <li>▪ Mecanismos patológicos (intensidad y origen)</li> <li>▪ Restricciones de movilidad</li> </ul>

Antes de realizar el estudio de la marcha humana patológica es necesario hacer una exploración general del paciente con el fin de detectar asimetrías, posiciones anormales, trastornos de equilibrio y coordinación, sensibilidad, postura, etc. todas secuelas del tratamiento pos-operatorio de la fractura de fémur.

### 3.3 Etapa diseño de la guía de análisis de movimiento patológico

El diseño de la guía se basa en el sistema Vicon 460, basado en fotogrametría en 3D. Este consta de seis etapas la configuración del sistema (preparación del ambiente, cámara de video y cámaras Vicon), la calibración del sistema, la preparación del paciente (toma de medidas y colocación de marcadores), el proceso estático, el proceso dinámico y el reporte.

En el análisis de la marcha patológica se utiliza el sistema de adquisición y procesamiento de imágenes en 2D las cuales serán reconstruidas a 3D con un alto grado de precisión por sus técnicas de optimización. En el reporte se muestran las gráficas obtenidas de las variables cinemáticas y biomecánicas en 3D por ejemplo velocidad de la rodilla, aceleración de la rodilla, flexión y extensión de la cadera, etc.

Se muestran las etapas a seguir en el diseño de la guía de análisis de movimiento patológico para evaluación post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur, estas se desarrollaran en los siguientes ítems (Figura 3.1).

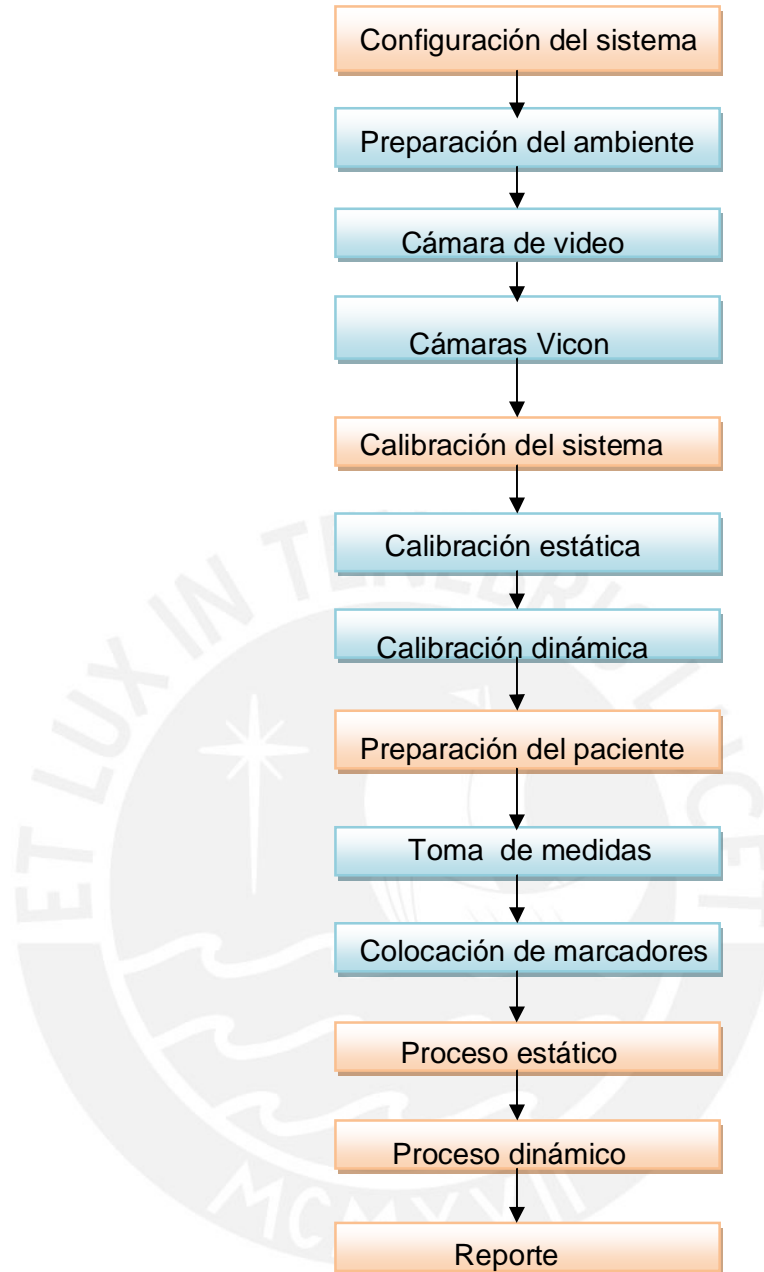


Figura 3.1 Procesos implementados del Diseño de una Guía de Análisis de Movimiento Patológico basado en el sistema Vicon 460 [22]

### 3.3.1 Configuración del sistema

Para la configuración del sistema es necesario realizar dos procesos: preparación del ambiente y configurar las especificaciones técnicas de la cámara de video, en este caso una cámara Panasonic y 6 cámaras del sistema VICON 460.

1. *Preparación del ambiente*

Las pruebas de análisis de la marcha patológica se realizan en el Laboratorio de Bioingeniería ubicado en la Sección de Electricidad y Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú. En este ambiente, se definió un área central del laboratorio cuyas medidas son de 3m de largo, 1m de ancho y un volumen de 3m de largo, 1m de ancho y 1.70m de alto (Figura 3.2). El piso de este espacio es de color negro no reflectante donde el paciente debe realizar varios ciclos de su marcha.

El laboratorio cuenta con un sistema de iluminación en base a fluorescentes colocados en el techo, cortinas de color negro para evitar iluminaciones externas, piso (oscuro) y paredes no reflectantes [17].

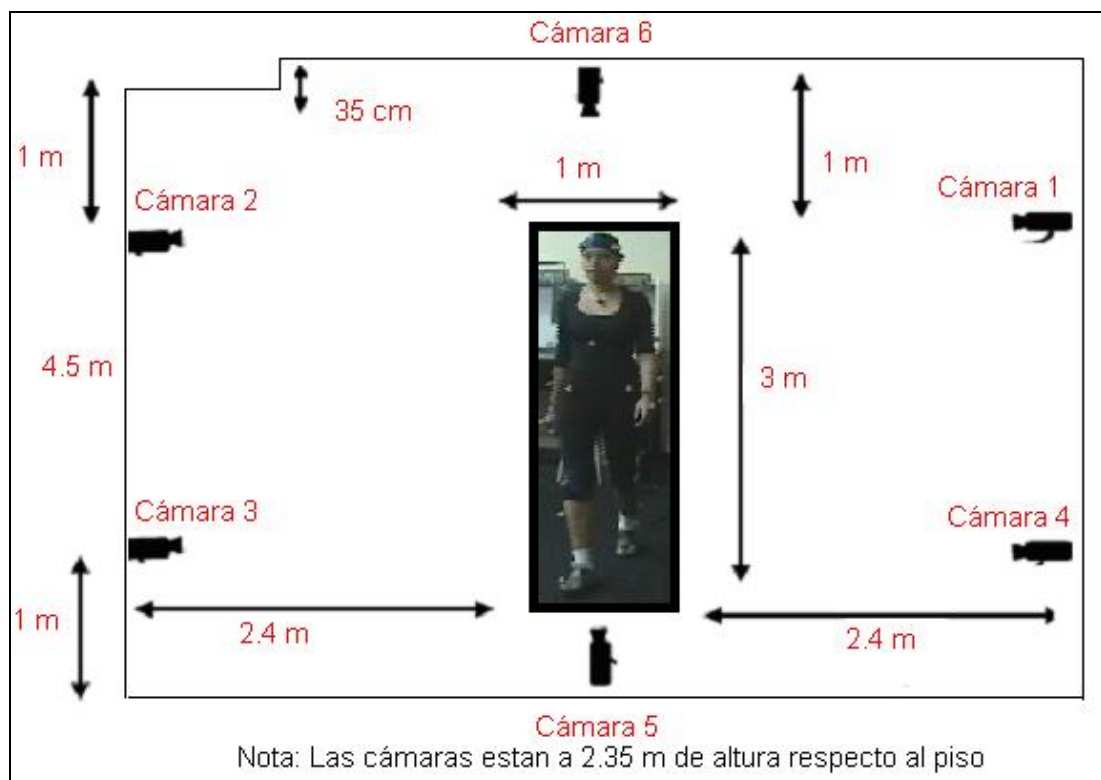


Figura 3.2 Laboratorio de Bioingeniería de la Sección de Electricidad y Electrónica donde se realizaron las pruebas de análisis de la marcha patológica

## 2. Cámara de video

En el proceso de adquisición de imágenes digitales se utilizó una cámara Panasonic 1000x Digital Zoom en la captura de video, localizada frente del área de análisis, cuya función principal consiste en la reconstrucción tridimensional.

La configuración abrir el programa Workstation y escoger la opción "Live Movie" en "System" de la barra de menú. Luego, oprimir la opción "Start Link" en "System" de la barra de menú y colocar la cámara en la posición adecuada donde se visualice el área de análisis. Finalmente, en la barra de menú elegir la opción "System" y luego

“Movie Setup” (Figura 3.3), con la cual se calibrará la cámara ingresando los siguientes parámetros:

- Dispositivo de captura: Dispositivo de video USB
- Modo de captura: Direct X (DV)
- Tamaño del archivo de captura: 50Mb

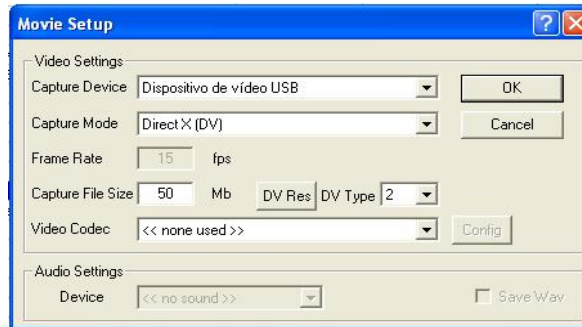


Figura 3.3 Configuración de la cámara de vídeo

### 3. Cámaras Vicon

En el proceso de digitalización se utilizó seis cámaras de modelo Pulnix TM6701 con obturación electrónica y rango de frecuencia de 60 a 200 Hz.

En la configuración de las cámaras Vicon abrir el Workstation, luego elegir la opción “Video Setup” (Figura 3.4) de la pestaña “System” ubicada en la barra de menú, e ingresar los siguientes parámetros:

- Tipo de cámara: Pulnix TM6701
- Modo de cámara: 60Hz (frecuencia de muestreo)

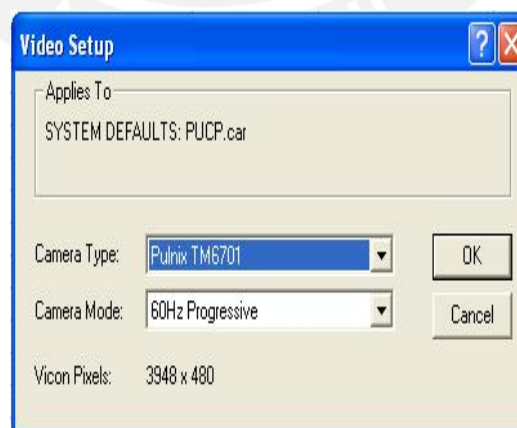


Figura 3.4 Configuración de la cámara Vicon modelo Pulnix TM6701

Por otro lado, cada una de las cámaras tiene “Visible Strobe front S/S” (Figura 3.5) lo cual permite ajustar la cantidad de luz que emite la cámara estroboscópica [15].

Ajustar los siguientes parámetros:

- Aperture Ring
- Aperture Lock



Figura 3.5: Configuración de visible strobe front S/S

Finalmente, ubicar las seis cámaras en su posición adecuada, de tal forma que estas capturen el área de análisis y sean simétricas. Para ello, elegir la opción “Live Monitors” en la pestaña “System” de la barra de menú.

### 3.3.2 Calibración del sistema

El desempeño del sistema Vicon depende fundamentalmente de la precisión con que el sistema este calibrado. El proceso de calibración incluye la identificación de los parámetros internos (longitud focal, distorsión de la imagen) y externos (posición de la cámara y la orientación). El procedimiento de calibración 'DynaCal' se ocupa del cálculo de todos estos parámetros a través de dos procesos simultáneos: La distorsión óptica de la cámara y cualquier otro proceso no-lineal. En este sistema se mide una corrección y se calcula la matriz. Las correcciones se aplican a cada marco de datos, con la que fue adquirida por las cámaras, la ubicación física y las orientaciones de las cámaras se calculan, refiriéndose a un conjunto de coordenadas definidas por el usuario [18].

El procedimiento de calibración Dynacal se desarrollará en dos etapas:

#### Calibración estática

La calibración estática define el eje de coordenadas y obtiene la imagen en una referencia conocida, lo cual es de gran importancia en el análisis de la marcha humana. Para realizar este tipo de calibración se utilizará de un calibrador Ergocal (Small Calibration) (Figura 3.6), el cual tiene la forma de un triángulo plano y consta



de cuatro marcadores. Es el único objeto reflectante visible a todas las cámaras, y se colocará en el centro del área de análisis de la marcha patológica.



Figura 3.6: Calibrador Ergocal

Para dar inicio a la calibración estática, escoger la opción “Calibrate Cameras” (Figura 3.7) en la pestaña “System” de la barra del menú, compruebe lo siguiente y después oprima “Calibrate”, seleccione las seis cámaras y verifique que el nombre del objeto sea 2C Ergocal MKR 14mm - 240mm Wand 14mm.

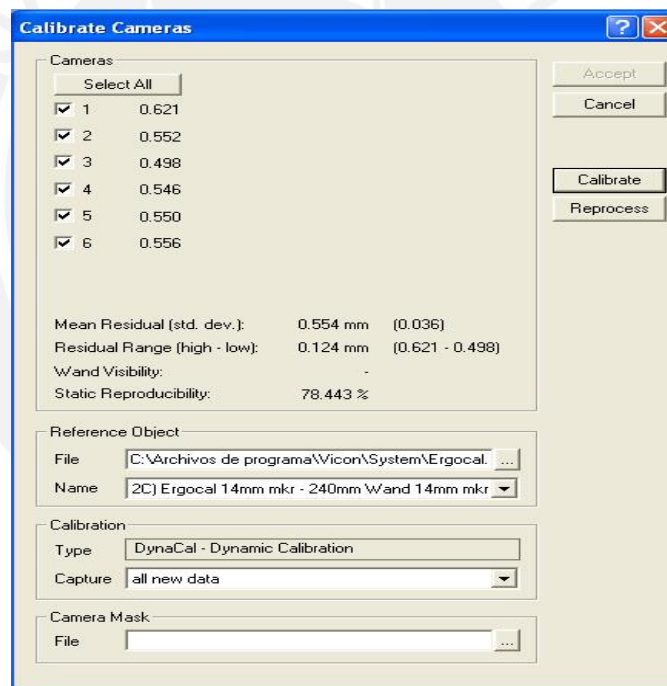


Figura 3.7 Venta de calibración de cámaras

Finalmente, oprima “Start” y se iniciará la calibración estática automáticamente. Una vez finalizada, estará lista para iniciar la calibración dinámica.

### Calibración dinámica

La calibración dinámica define el volumen de análisis, es decir, el espacio por donde el paciente realiza su marcha. Para ello, se usa un calibrador T-cal 390 Wand Marcadores, éste es una varita en forma de T con tres marcadores. A este se le moverá en forma elíptica y lenta por toda el área de trabajo durante 2 minutos (Figura 3.8).



Figura 3.8 Proceso de calibración dinámica en el ambiente

Para iniciar la calibración, oprima la opción “Start” en la ventana “Data Capture – Calibration (Dinamic)”, después 2 minutos de prueba presione “Pause” y finalmente “Stop”.

Una vez terminada la calibración aparecerá la siguiente ventana, en la cual se deberá comprobar si los valores obtenidos se encuentran en el rango de precisión. Se debe lograr una media residual menor a 1 mm y una exactitud de reproducibilidad en el rango de 78% a 80% (Figura 3.9).

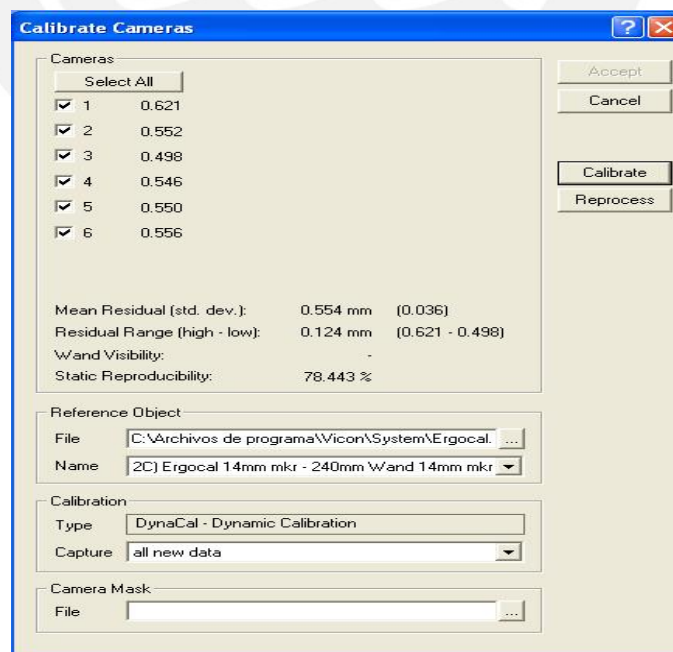


Figura 3.9 Ventana de verificación de los resultados de la calibración estática y calibración dinámica

### 3.3.3 Preparación del paciente

El cuerpo humano es presentado como un sistema de quince segmentos corporales (2 pies, piernas, muslos, brazos, manos, cabeza, tronco y pelvis), articulados entre sí [4]. El paciente debe de usar un short y polo ambos ceñidos al cuerpo y de color oscuro (Figura 3.10), las pruebas se realizan sin calzado, caso contrario este no debe tener material reflectante.



Figura 3.10 Preparación del paciente [23]

#### **Toma de medidas**

En la toma de medidas se usó dos instrumentos de precisión (Figura 3.11):

- Pie de rey: es un instrumento para medir dimensiones pequeñas, como centímetros, milímetros, pulgadas.
- Centímetro: instrumento para medir dimensiones en la unidad de centímetros.

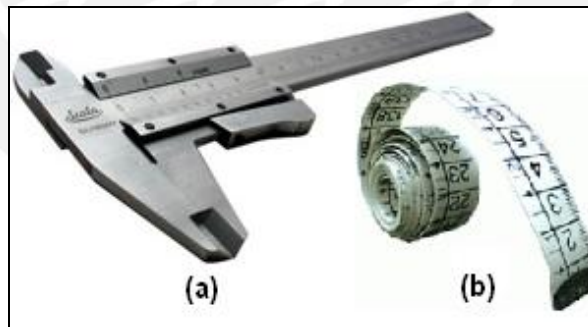


Figura 3.11 Instrumentos de precisión (a) Pie de rey y (b) Centímetro [24]

En el procesamiento de datos, se requiere las siguientes medidas:

**Altura y peso del paciente:** en centímetros y kilogramos respectivamente.

**Longitud de la pierna** (“leg length”)

Es la longitud entre el iliaco (ubicado en el parte frontal a la altura de la cadera) y el maléolo (ubicado en el tobillo), la medida se realiza en cada pierna (Figura 3.12).

### Ancho de la rodilla (“knee width”)

Esta medida se realiza con un instrumento llamado pie de rey, es la longitud entre el menisco interno y externo de la rodilla.

### Ancho del tobillo (“ankle width”)

Es la longitud entre el maléolo lateral y el maléolo medial, para esta medición se debe hacer uso del pie de rey.

### Ancho del hombro (“shoulder offset”)

El paciente debe colocar el brazo en posición horizontal, y este debe hacer un ángulo de 90° respecto al cuerpo del sujeto. Después, se mide el ancho del hombro con el instrumento pie de rey (Figura 3.12).

### Ancho del codo (“elbow width”)

El paciente debe colocarse en la posición anterior, y de la misma forma debe realizarse esta medida.

### Ancho de la muñeca (“wrist width”)

Esta medida se realiza en la posición anterior (Figura 3.12).

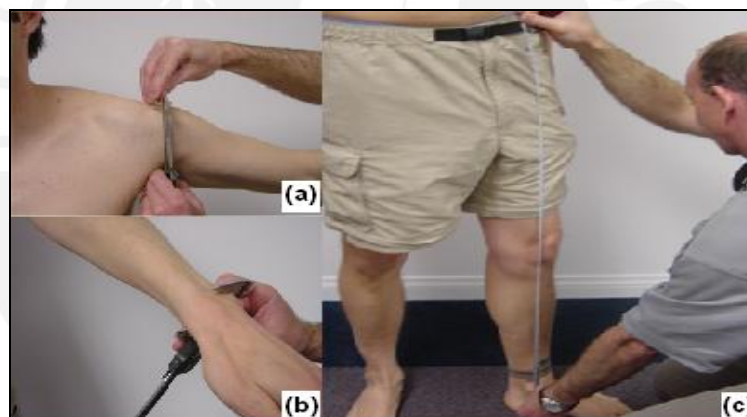


Figura 3.12 Toma de medidas (a) ancho del hombro, (b) ancho de la muñeca y (c) longitud de la pierna [22]

### Colocación de marcadores

La colocación y número de marcadores se basa en el tipo de análisis de movimiento y número de segmentos corporales a estudiar. En el análisis de la marcha patológica se requiere de la colocación de 39 marcadores reflectantes de 25mm de diámetro, para el registro de los quince segmentos corporales que conforman el cuerpo humano. El material que cubre los marcadores es retrorreflectiva, compuesto de pequeñas esferas de cristal. Se utiliza una cinta de doble cara, la cual se adhiere a la piel, ropa y base del marcador lo que permite un movimiento libre del paciente.

Los marcadores se colocan en las siguientes posiciones:

***Marcadores de la cabeza:***

Los marcadores de la cabeza definen el origen y la magnitud de la misma. Los marcadores colocados en la parte trasera definen su orientación. Además, estos deben ser puestos al mismo nivel que los marcadores delanteros (altura de la frente) (Anexo 1).

***Marcadores del torso:***

Estos marcadores definen el plano lateral, por ello, su colocación es muy importante (Anexo 2).

***Marcadores del brazo:***

Los marcadores de la muñeca se colocan en los extremos de la misma de forma simétrica, lo más cerca del centro de la muñeca (Anexo 3).

***Parte inferior del cuerpo:***

***Pelvis:***

Los marcadores deben ser colocados por encima y en medio del ASIS debido a la curvatura del abdomen. En pacientes obesos, estos marcadores no pueden ser colocados correctamente o son invisibles por las cámaras del sistema VICON. Estos marcadores junto con el sacro, LPSI, RPSI definen los ejes de la pelvis.

Los marcadores LPSI y RPSI se colocan en las prominencias óseas ligeras. Las cuales se pueden sentir de inmediato, por debajo de los hoyuelos (articulaciones sacro ilíacas), en el punto donde se une a la columna vertebral de la pelvis (Anexo 4).

***Marcadores de la pierna:***

Para la colocación precisa de los marcadores en la rodilla es necesaria la flexión y extensión pasiva de esta, este movimiento permite la visualización de la articulación de la rodilla, en la zona lateral de esta ubicar el eje y colocar el marcador en el. Este marcador es el punto sobre el cual la parte inferior de la pierna debe girar (Anexo 5).

**Los marcadores del muslo** calculan la flexión de la rodilla y la orientación del eje. Por lo tanto, el marcador del muslo izquierdo debe ser colocado en la parte inferior lateral a 1/3 de la superficie, y el marcador del muslo derecho debe ser puesto aproximadamente en la mitad de la parte lateral de la superficie. La colocación antero posterior del marcador es fundamental para la correcta adaptación del eje de flexión de la rodilla (Anexo 6)






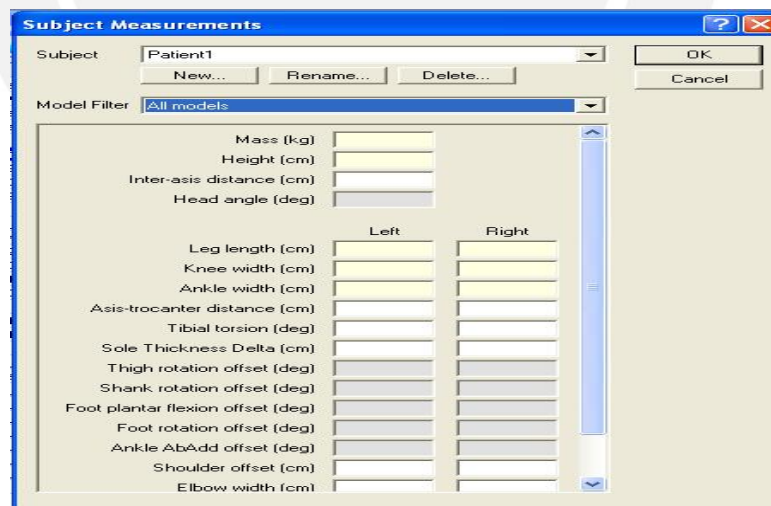
Los marcadores colocados en la tibia se visualizan en el plano que contiene la rodilla, el tobillo, y los centros de flexión/extensión del eje del tobillo. En una persona sin patología la articulación del eje del tobillo, ubicado entre el maléolo medio y lateral, el rango de su ángulo de giro exterior está entre 5 y 15 grados con respecto al eje de flexión de la rodilla (Anexo 7).

**Marcadores del pie** (Anexo 8).

### 3.3.4 Proceso estático


El proceso estático permite el reconocimiento de los marcadores, colocados en pacientes, en las seis cámaras. El paciente se ubica en el centro del área de análisis con las piernas separadas y los brazos extendidos formando un ángulo de 45° respecto del eje de su cuerpo durante tres segundos.

Antes de realizar el proceso estático, abrir “Data Directory” (Figura 3.12), en el que se encuentra la base de datos de las pruebas realizadas. Luego crear un “Project Name” , un “Subject”  y “Sesión” . En cada sesión creada se ingresa las medidas tomadas del paciente (ítem 3.3.3 “Preparación del Paciente”), se escoge la opción “Trial” de la barra de menú, luego se elige “Subject Measurements” y se visualizará una ventana (Figura 3.13). En esta ventana ingresar los datos obtenidos en el ítem 3 de la etapa de Adquisición de Datos. Finalmente, oprima OK.



	Left	Right
Mass (kg)		
Height (cm)		
Inter-asis distance (cm)		
Head angle (deg)		
Leg length (cm)		
Knee width (cm)		
Ankle width (cm)		
Asis-trochanter distance (cm)		
Tibial torsion (deg)		
Sole Thickness Delta (cm)		
Thigh rotation offset (deg)		
Shank rotation offset (deg)		
Foot plantar flexion offset (deg)		
Foot rotation offset (deg)		
Ankle AbAdd offset (deg)		
Shoulder offset (cm)		
Elbow width (cm)		

Figura 3.13 Ventana de “Subject Measurements”

Luego, se procede al proceso estático, oprima el ícono “Trial”  para dar inicio a la adquisición de datos, y escoja la opción “Trial Types”. Luego elija la opción “Static” del parámetro “Trial Type” (Figura 3.14), y compruebe los parámetros:

- Capture: Video data, Movie data, Video Monitor y 3D Workspace.

- Default duration: la duración de captura será de 3 seg.
- El diámetro de los marcadores: 25mm.
- Sample skip: 60 Hz (frecuencia de muestreo)
- Opciones: Static trial y Select default or last used subejcts.
- Ingrese a la ventana “Pipeline” y verificar que la opción “Reconstruct” este activada, esta se encarga de convertir la imagen 2D obtenidos de las cámaras en 3D.

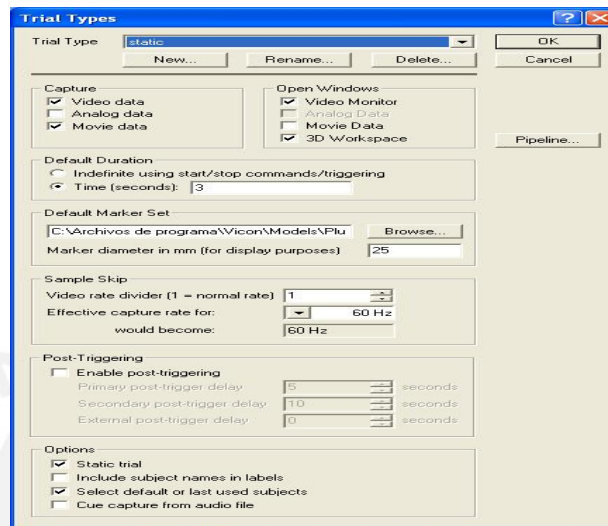



Figura 3.14: Ventana de “Trial Types”, permite ingresar las opciones del proceso estático

Posteriormente, oprima la opción “New Trial”  y compruebe las opciones activadas en la ventana “Trial Data Capture” (Figura 3.15)

- Trial type: static
- Referencia: colocar el nombre de la prueba, se recomienda escribir “Trial\_NúmeroDePrueba”.
- Sujeto (paciente): colocar un √ en el nombre del paciente.
- Ingresar el tiempo de muestreo de tres segundos
- Ingresar la frecuencia de muestreo de 60Hz.
- Oprima la opción “Capture”.

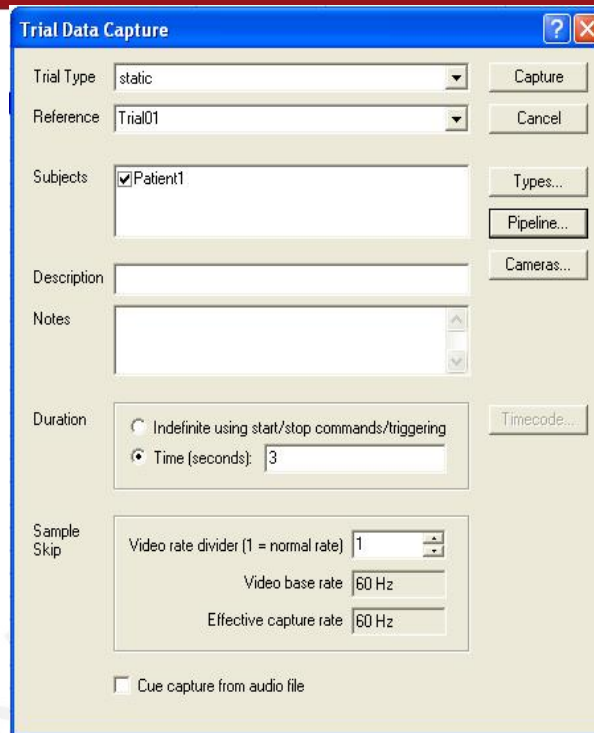


Figura 3.15: Ventana “Trial Data Capture”, permite configurar los parámetros y tiene la opción de inicio del proceso estático

- Finalmente, oprima “Start” para iniciar el proceso estático y al finalizar guarde la prueba.

### Reconstrucción de coordenadas en el proceso estático

Analizar la prueba estática elegida, y definir el intervalo de tiempo en el cual los marcadores colocados son captados por lo menos en dos cámaras (2D) para ser procesados por el software y nos genera una imagen en 3D. (Anexo)

Luego etiquetar los marcadores de la imagen (Figura 3.11 Colocación de Marcadores) cuyas etiquetas se encuentran ubicadas en la columna de la derecha. Posteriormente, elegir la pestaña “Trial” de la barra de menú, oprimir la opción “Create Autolabel Calibration” (Figura 3.16) y aceptar.

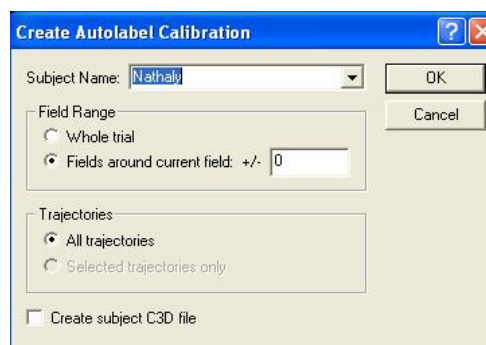



Figura 3.16: Ventana de “Create Autolabel Calibration”

Ingresa a la opción “Pipeline”  y elegir “Run Static Gait Model” con el cual se corre el modelo estático de calibración, dentro de esta opción colocar el diámetro de los marcadores (25mm), escoger las opciones estáticas y aceptar. Finalmente, oprimir el botón “Process Now”.

Se procede a verificar si la reconstrucción ha sido correcta, para ello elija la opción “Processing Log” de la pestaña “View” en la barra de menú. Luego, abrir la ventana “Subject Measurements” (Figura 3.17) para observar los resultados obtenidos en el proceso estático.

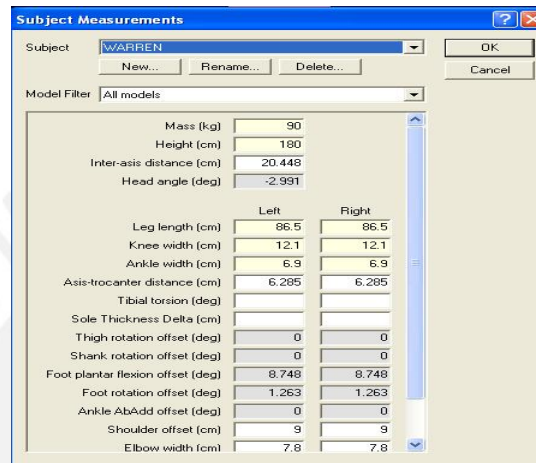



Figura 3.17: Ventana “Subject Measurements”, se visualiza los resultados obtenidos de la reconstrucción del proceso estático

### 3.3.5 Proceso dinámico

El proceso dinámico permite capturar la trayectoria recorrida por los marcadores colocados en el paciente durante su marcha. En este proceso el paciente debe caminar por el área de análisis de la marcha patológica, determinada en el ítem “Preparación del Ambiente” (3.3.1 Configuración del Sistema).

Se elige una nueva prueba “Trial”  para dar inicio del procesamiento de datos durante la marcha del paciente. Oprima la opción “Trial Types” (Figura 3.18) y verifique que el tipo de prueba sea “Dinamic”. Luego pulse “Capture” y “Start” para dar inicio al proceso dinámico, Cuando el paciente termine su recorrido por el área oprima “Stop”.

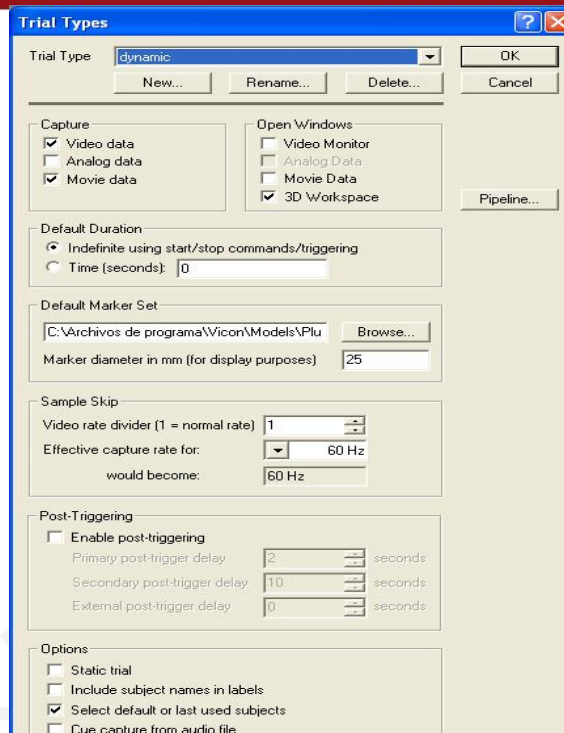


Figura 3.18 Ventana de “Trial Types”, permite la configuración del proceso dinámico

### Reconstrucción de la trayectoria en el proceso dinámico

La reconstrucción de la trayectoria en el proceso dinámico consiste en etiquetar los marcadores.

La reconstrucción de la trayectoria en el proceso dinámico consiste en etiquetar los marcadores colocados en el paciente como en el proceso estático, y elegir la opción “Created Autolabel Calibration” y finalmente aceptar.

Seguidamente, en la opción “Pipeline” elegir las siguientes opciones:

- Fill Gaps, verificar la opción activada y oprimir OK.
- Apply Woltring Filtering Routine, verificar la opción activada y oprimir OK.
- Auto correlate Evens.
- Generate Gait Cycle Parameters.- genera los parámetros del ciclo de la marcha como cadencia, longitud de de paso, etc.
- Run Dynamic Gait Model.




Estas opciones permiten que el software realice la completa reconstrucción de la trayectoria a través de interpolación, detección y generación de los parámetros del ciclo de la marcha. Finalmente, oprima la opción “Process Now”, y verifique los resultados obtenidos en “Processing Log” en la pestaña “View” de la barra de menú.



### Definición de los parámetros del ciclo de la marcha

Para la visualización de los resultados se debe definir los parámetros del ciclo de la marcha y marcarlos en el proceso dinámico. Se marca en la siguiente secuencia (Figura 3.19):

Pie Izquierdo o derecho:

- Activar el icono del lado izquierdo **L** o derecho **R**
- El inicio del paso (etapa de apoyo) es el contacto inicial del pie con la superficie, en ese instante se debe colocar el siguiente ícono .
- El instante en que termine la etapa de apoyo y se inicie la de balanceo se coloca el siguiente ícono , el cual indica el despegue del pie de la superficie y este período es aproximadamente el 60% del período de un paso.
- Colocar el ícono  cuando finalice la etapa de balanceo.

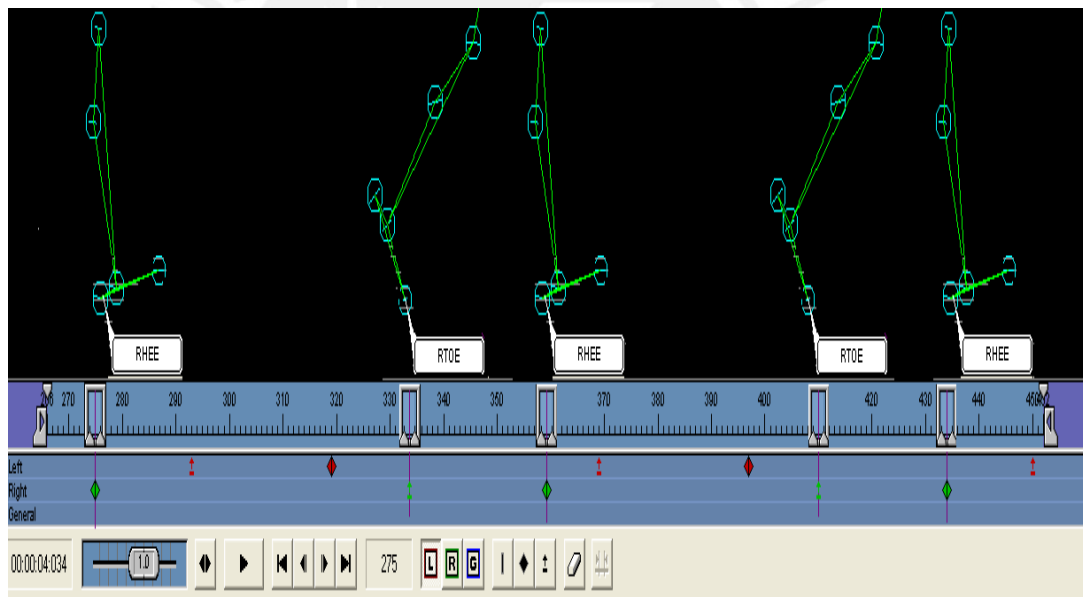



Figura 3.19 Muestra de reconstrucción de la trayectoria en el proceso dinámico

### 3.3.6 Reporte

El reporte permite crear gráficas en 2D de las variables cinemáticas y biomecánicas (la abducción y aducción, la flexión y extensión, y rotación externa e interna de la rodilla y cadera) con los programas Workstation y Polígono del Vicon Motion System. Además, presenta los parámetros del ciclo de la marcha humana como cadencia, longitud de paso, etc.

Para ello, seleccionar la sesión de análisis, oprimir el ícono “Report”  del “Data Directory”, elegir el tipo de reporte que se desea y aceptar (Figura 3.20).

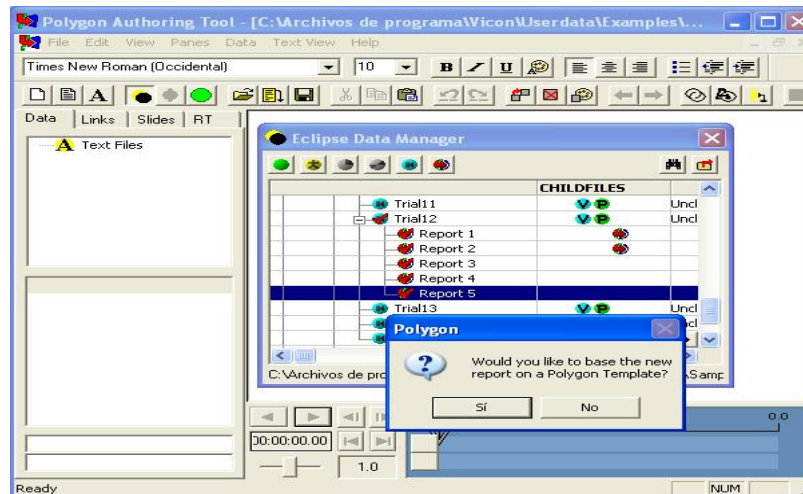


Figura 3.20 Ventana principal del Polygon

Posteriormente, abrir el “Data Manager” seleccione la prueba que desee reportar y cárguela en “Walk 1” (Figura 3.21).

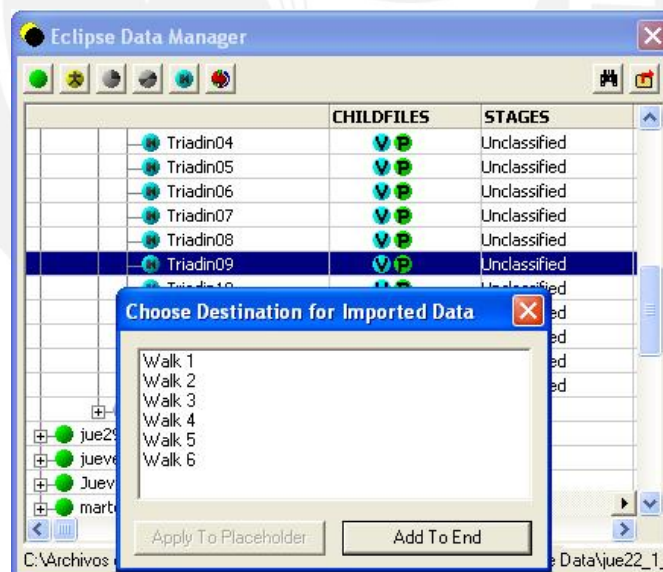


Figura 3.21 Ventana de elección de la prueba para diseñar el reporte

En la zona lateral izquierda se ubica el explorador del programa Polígono (Figura 3.22), del cual se escogerá graficar las diversas curvas en un eje (x, y o z) respecto al porcentaje del ciclo de la marcha realizada por el paciente.

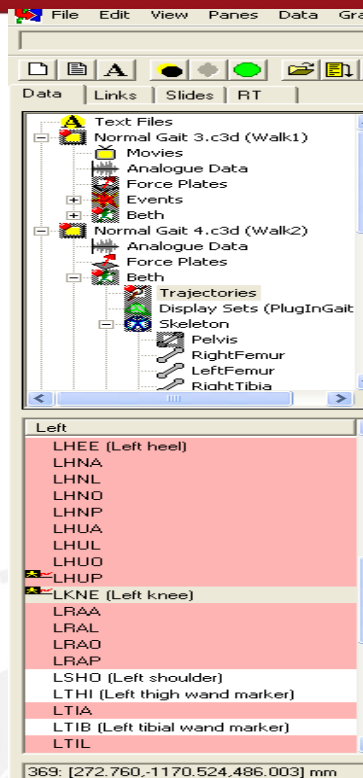


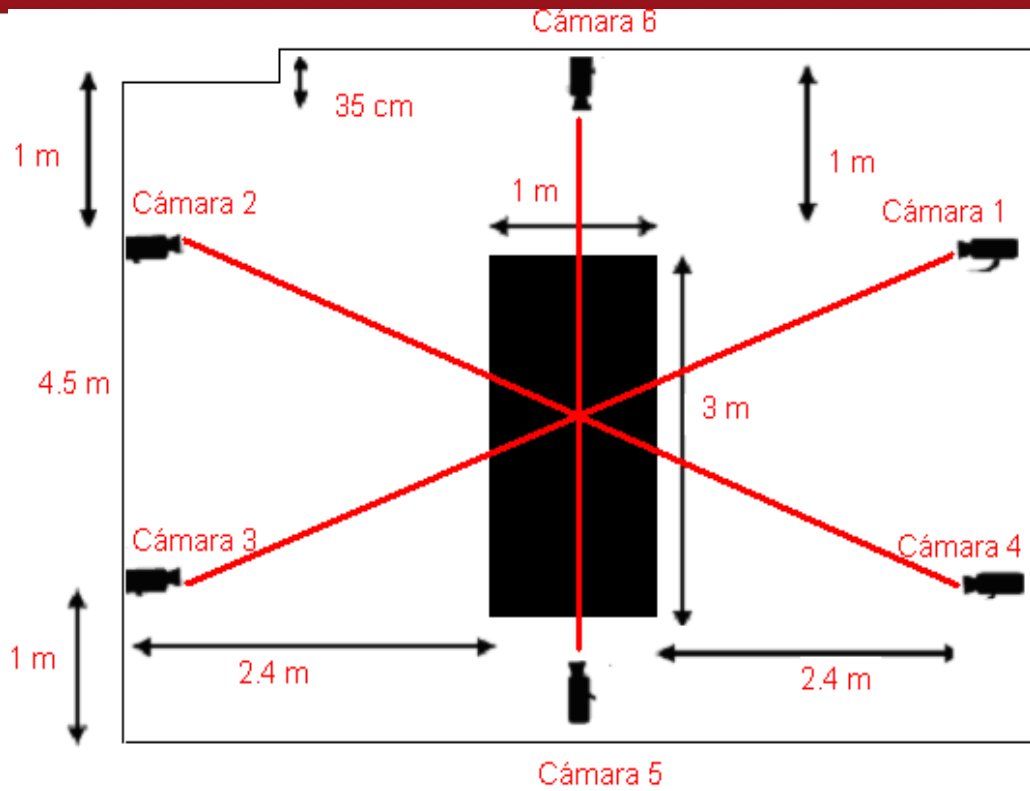
Figura 3.22 Explorador del programa Polygon

Las pruebas fueron realizadas con tres personas de edad promedio de 23 años, dos de ellas sin discapacidad y una con patología; cuyo diagnóstico es tratamiento post operatorio de fractura de fémur izquierdo. Las gráficas muestran resultados del uso del sistema Vicon en estas personas a través de gráficas de los parámetros del ciclo de la marcha y las variables cinemáticas.

### 3.4 Técnicas de optimización del sistema de análisis de la marcha patológica

La eficiencia y eficacia del análisis de la marcha patológica depende de la precisión del sistema Vicon, por ello se realizó lo siguiente:

- Debido a la tecnología óptica del sistema, es que cada uno de los marcadores debe ser visto por al menos 2 cámaras en todo momento para que estos puedan ser interpolados correctamente. Además, utiliza marcadores pasivos, es decir, los marcadores que no pueden ser diferenciados, y el post-procesado de análisis es necesario para volver a crear la ruta correcta de estos. Por estas razones, para la optimización del sistema es necesario colocar las cámaras de forma simétrica (Figura 3.23).



Nota: Las cámaras están a 2.35 m de altura respecto al piso

Figura 3.23 Simetría en la ubicación de las 6 cámaras Pulnix 6710

- Se realizó las correcciones a todos los marcos de los datos adquiridos por cada cámara desde su ubicación física y las orientaciones de cada una (Figura 3.24 ).

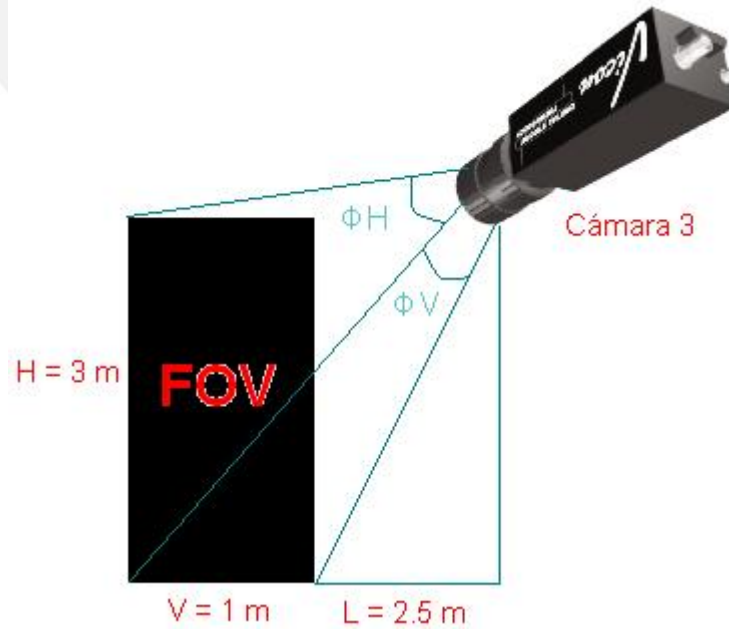


Figura 3.24 Ubicación de la Cámara 3

Donde la distancia focal del objeto es 850 mm

Tabla 3.10: Formato de Imágenes de la Cámara 3

Formato de Imágenes de la Cámara 3 Vicon	Pulnix 6710
$H = 3.02$	$6.4xL/f$
$V = 1.38$	$4.7xL/f$
$\phi H$	$2Tan^{-1} 3.2/f$
$\phi V$	$2Tan^{-1} 2.35/f$

Donde:

f: distancia focal del objeto (mm)

H: dimensiones horizontal del objeto (mm)

V: dimensiones vertical del objeto (mm)

L: distancia hacia el lente del objeto (mm)

$\phi H$ : ángulo de visión horizontal

$\phi V$ : ángulo de visión vertical

Se observa que las longitudes teóricas y experimentales tienen un margen de error pequeño, por ello el sistema tiene un grado de precisión alto.

- Antes de la captura se analizó los movimientos de la marcha patológica a capturar y el marcador de configuración que se necesitó para lograrlo. Por ejemplo, para una reconstrucción 3D del ángulo de la rodilla un ángulo son necesarios al menos 3 marcadores, uno de los cuales ubicado en el denominado hito óseo de la rodilla; de la misma forma se reconstruyó en 3D el ángulo de la cadera.
- Las propiedades reflectoras de los marcadores disminuye considerablemente cuando estos están dañados o sucios, en las pruebas realizadas las propiedades de estos estaban en correctas condiciones. Esto se reflejó en la visualización de estos en la estación de trabajo.
- Las ventajas del sistema que permitió que este sea óptimo son la amplia gama, sensores inalámbricos, y ausencia de distorsiones, pero sufre de oclusión y ruido ocasionando inconvenientes en la reconstrucción 3D.

### 3.5 Evaluación de la marcha patológica

La evaluación de la Marcha Patológica consiste en el análisis del movimiento, este consta de cuatro fases.



### 3.5.1 Monitoreo versus diagnóstico

La estrategia de la evaluación de diagnóstico es la lista de control, es decir, el árbol de decisiones que se refiere a las anomalías observadas a causa del tratamiento post quirúrgico de una fractura de fémur. Esto se basa en las secuelas comunes de dicha patología, por ejemplo, la corta longitud del paso, algunas sinergias como la rigidez en las piernas que soportan el peso del cuerpo humano, etc. [4].

Por lo anterior, el diagnóstico se basa en el monitoreo. Este observa la diferencia de rendimientos de los patrones biomecánicos y anatómicos (asignar descripción en Cap. 2 y patrones), y las variables cinemáticas de la rodilla y cadera. El análisis del movimiento patológico se basa en el sistema Vicon. Este sistema realiza la reconstrucción tridimensional automática de las trayectorias de los marcadores colocados a través de la identificación geométrica, es decir, el algoritmo específico de tracking.

Las gráficas obtenidas de las variables cinemáticas son la velocidad y aceleración de la rodilla y la cadera; y de los patrones biomecánicos y anatómicos de la rodilla y cadera como el de flexión y extensión, aducción y abducción, etc. Estos resultados serán analizados de forma cualitativa y comparativa respecto a la marcha humana normal y la marcha patológica por el especialista. Finalmente, el monitoreo de las anomalías son analizadas indicará las ineficiencias del paciente respecto a un análisis basado en los rangos de estudio de la marcha normal y patológica.

### 3.5.2 Evaluación y selección de patrones motores en fractura de fémur

En fractura de fémur es necesario analizar los patrones motores entre ellos los biomecánicos y anatómicos y las variables cinemáticas. Por ello, se analizarán los siguientes patrones [14]:

- Flexión/extensión de la rodilla y la cadera.
- Abducción/aducción de la rodilla y la cadera.
- Ángulo de rotación de la rodilla y la cadera
- Ángulo de rotación de la pelvis
- Ángulo progresivo del pie.
- Velocidad angular y aceleración de la rodilla y la cadera.
- Patrones biomecánicos y anatómicos del ciclo de la marcha.

La selección de estos patrones motores están justificados en el capítulo 2, además estos se ven afectados por el tratamiento post quirúrgico de la fractura de fémur, por ello requieren de un tratamiento especializado.

### 3.5.3 Datos biomecánicos y anatómicos

El análisis de la marcha patológica se realiza de forma cuantitativa y comparativa respecto a los patrones de la marcha normal con el fin de que el especialista pueda emitir un diagnóstico preciso. Los patrones de la marcha normal son los datos biomecánicos y anatómicos y los datos de las variables cinemáticas, estos se muestran en las siguientes tablas:

Tabla 3.11: Valores normales de parámetros de la marcha normal [19].

	Velocidad (m/s)		Cadencia (p/min)		Longitud de zancada (m)	
	Varón	Mujer	Varón	Mujer	Varón	Mujer
<b>Murray</b>	1.53	1.30	117	117	1.57	1.33
<b>Chao</b>	1.2	1.10	102	108	1.42	1.22
<b>Kadaba</b>	1.34	1.27	112	115	1.41	1.30
<b>Perry</b>	1.43	1.28	111	117	1.46	1.28

Tabla 3.12: Tiempo necesario en el recorrido una distancia de 10m de la marcha normal [8].

	$\Sigma$ (s)	Extremos (s)
Hombres (n=12)	7.6	5-10
Mujeres (n=16)	8	6-12

Tabla 3.13: Valores promedios de parámetros de la marcha normal [8].

Estos valores permiten la observación clínica desde el primer contacto.

	Velocidad	Cadencia (pasos / min )	Longitud de zancada
Hombres	De 60 a 85	De 80 a 90	1.46m $\pm$ 3 cm
Mujeres	De 50 a 75	De 73 a 80	1.28m $\pm$ 2cm

Tabla 3.14: Porcentaje de períodos en la fase de apoyo simple y doble apoyo de la marcha normal [8].

	Doble (%)	Simple (%)
Oscilación	---	40
Apoyo del talón	10	---
Apoyo en el suelo	---	60
Fin de apoyo, contacto contralateral	10	---

Tabla 3.15: Variaciones de amplitud en la articulación de la Cadera [8].

	Velocidad	Longitud de paso (cm)	Abducción/aducción (grados goniométricos)	Flexión/ extensión (grados goniométricos)	Rotación (grados goniométricos)
Mínima	5.78	75	2	20	3
Máxima	15.6	155	20	42	40

Esta tabla (Tabla 3.16) muestra la inestabilidad interindividual en las mediciones realizadas sobre 55 voluntarios entre 20 y 70 años (25 hombres y 30 mujeres).

Tabla 3.16: Rangos de movimientos articulares de la marcha normal [14].

<b>Rangos de movimiento articular necesarios para la marcha normal</b>			
Tobillo	30° - 40°	Máxima flexión plantar	20°
		Máxima flexión dorsal	10° - 15°
Rodilla	60° - 70°	Máxima flexión	65°
		Máxima extensión	-5° - 0°
Cadera	50° - 55°	Máxima flexión	35° - 40°
		Máxima extensión	-15°

Tabla 3.17: Rango de ángulos de la movilidad articular de la cadera y la rodilla [14].

<b>Movilidad articular de la extremidad inferior (Green y Heckman)</b>	
Cadera	
Flexión	0° - 120°
Extensión	0° - 20°
Abducción	0° - 40°
Aducción	0° - 30°
Rotación	0° - 140°
Rodilla	
Flexión	0° - 140°
Extensión	0° - 5°

Tabla 3.18: Aspectos Ergonómicos de la Marcha Humana Normal [14].

Biomecánica	Rango del ángulo
Flexión de cadera	20° - 40°
Flexión de rodilla	55° - 65°
Extensión de cadera	0° - 20°
Extensión de rodilla	aprox. 0°
Aducción de cadera	2° - 10°
Abducción de cadera	0° - 8°
Rotación interna de cadera	2° - 12°
Rotación externa de cadera	4° - 10°

Tabla 3.19: Torsiones del Fémur (505 Individuos adultos) [8].

Longitud (cm)	Torsión Interna (grados)
46.3 ± 6.4	24.1 ± 17.4

Tabla 3.20: Alineación del Fémur respecto a la vertical [8].

	Muslo (grados)	Ciclo (%)	Patología
Flexión	20	0	Debilidad
Extensión	20	50	Flexo
Flexión	25	85	Inestabilidad

La comparación entre la marcha patológica y la marcha normal definirá cuales son los patrones que presenten anomalías y a partir de ello se emitirá el diagnóstico. (Ver anexos)

#### 3.5.4 Ficha de evaluación para diagnóstico y tratamiento de fractura de fémur.

La ficha de evaluación para diagnóstico y tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur consta de la etapa clínica y la etapa de análisis de la marcha patológica. En la primera el especialista obtiene la información necesaria de los patrones de la marcha, patrones biomecánicos y cinemática generando la historia clínica para su posterior análisis. En la segunda etapa se analiza el movimiento patológico del paciente mediante el uso del sistema Vicon 460 con el fin de medir los

requerimientos planteados y otorgar el respectivo análisis patológico de la marcha humana. A través de este sistema se identifica y captura las señales analógicas en tiempo real de los marcadores previamente colocados ya que iluminan estroboscópicamente a través del infrarrojo de cada cámara CCD con obturación electrónica. También, permite la digitalización de las trayectorias de la rodilla y cadera en un ciclo de marcha, y patrones de la fractura de fémur.

Esta guía ofrece al especialista una herramienta de medición cuantitativa de la marcha patológica (Anexo 9).





## CAPITULO 4

### RESULTADOS GRÁFICOS DE LA CINEMÁTICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y CADERA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL Y PATOLÓGICA

#### 4.1 Introducción

En este capítulo se muestra los resultados obtenidos del uso de la guía de análisis de movimiento patológico para evaluación del post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur basado en el sistema Vicon. Estos se visualizan a través de gráficos de las variables cinemáticas y los patrones biomecánicos y anatómicos, los cuales serán analizados de forma cualitativa y cuantitativa por el especialista, quien podrá emitir un diagnóstico y tratamiento eficiente y eficaz. Los valores de la data obtenida son semejantes a la información encontrada en el trabajo de Winter y Jacqueline Perry.

Además, se presenta el análisis de costo del sistema planteado como solución a un análisis de la marcha patológica del tratamiento, respecto a los tratamientos tradicionales en Perú.

Finalmente, después del análisis de las ventajas y desventajas del sistema, se plantea las posibles mejoras que este requiere para incrementar su precisión, eficiencia y eficacia.

#### 4.2 Primer caso de estudio

El primer caso de estudio se realizó con una paciente de 23 años de edad, quien presenta secuelas del post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur izquierdo expuesto como patología (Figura 4.1).



Figura 4.1 Fractura de fémur izquierdo expuesta (antes del tratamiento quirúrgico).

Los resultados de los patrones biomecánicos y anatómicos, y las gráficas de las variables cinemáticas fueron analizados de forma cualitativa y comparativa con los

resultados obtenidos de una persona de 22 años con características similares (peso, talla, etc.), con el objetivo de proporcionar una herramienta de análisis de la marcha patológica.

#### 4.3 Resultados del uso de la guía de análisis de movimiento patológico para evaluación post tratamiento quirúrgico de fractura de fémur

El resultado del análisis de la marcha patológica basado en el sistema Vicon permite mostrar los valores de las variables cinemáticas como la velocidad angular y la aceleración de la rodilla y cadera (cabeza femoral); además, de los patrones motores (biomecánicos y anatómicos de la marcha humana). Esta comparación se basa a las definiciones desarrolladas en el ítem 2.7 “Patrones biomecánicos y anatómicos” y 2.8 “Patrones Motores de Fractura de Fémur”.

##### Comparación de variables cinemáticas

La comparación de la velocidad angular y aceleración de la rodilla y cadera (cabeza femoral) se basa en el desarrollo del ítem 2.3 “Cinemática de la Marcha Humana”. Estas curvas son suaves y nítidas.

De las gráficas anteriores (Figura 4.2 y Figura 4.3) se observa diferencias en las curvas, pues la persona con patología tiene una secuencia de marcha discontinúa y por ello las gráficas de la velocidad angular son aleatorias.

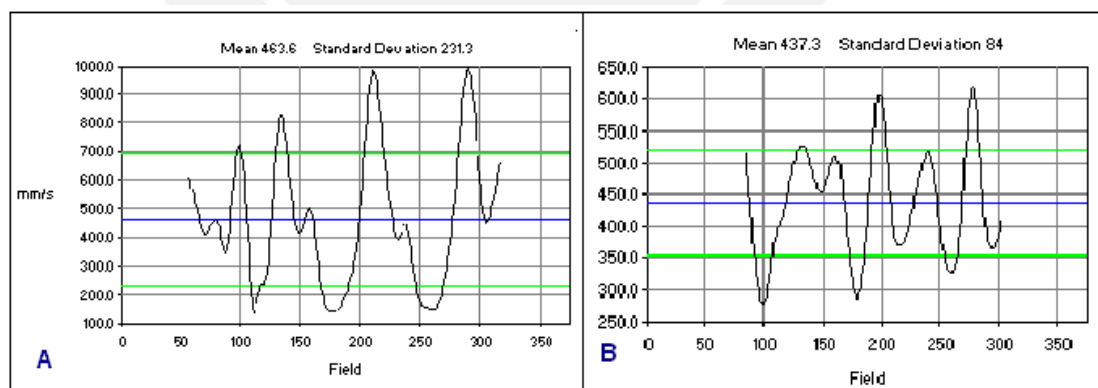


Figura 4.2 Velocidad angular: (A) rodilla izquierda y (B) cadera (cabeza femoral) izquierda del análisis de la marcha patológica

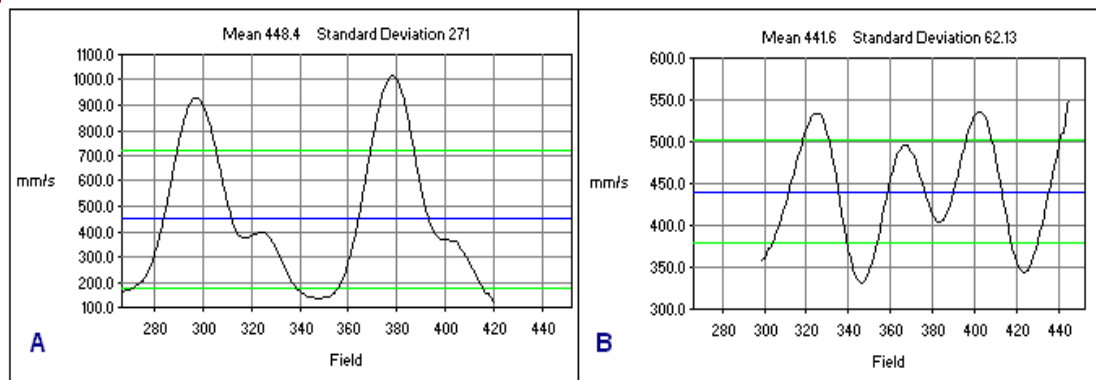


Figura 4.3 Velocidad angular: (A) rodilla izquierda y (B) cadera (cabeza femoral) izquierda del análisis de la marcha humana normal.

De las gráficas anteriores (Figura 4.4 y Figura 4.5) se observa diferencias en las curvas, pues la aceleración de la marcha con patología tiende a tener pasos pausados pero al mismo tiempo intenta tener el ritmo de la marcha normal.

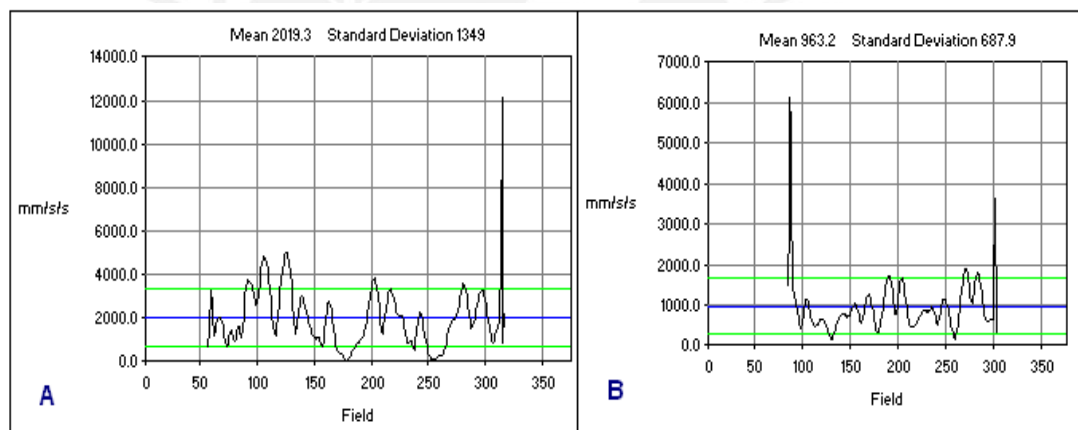


Figura 4.4 Aceleración: (A) rodilla izquierda y (B) cadera (cabeza femoral) izquierda del análisis de la marcha patológica

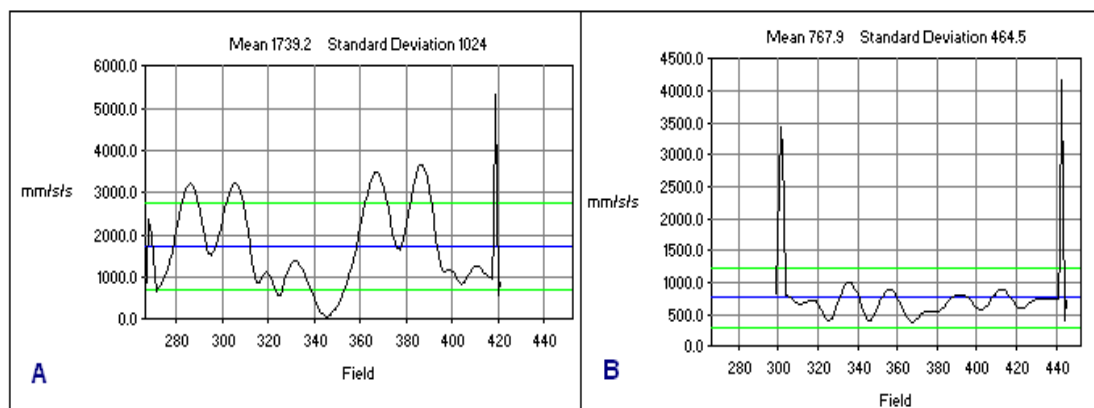


Figura 4.5 Aceleración: (A) rodilla izquierda y (B) cadera (cabeza femoral) izquierda el análisis de la marcha humana normal

**Patrones biomecánicos y anatómicos**

Los patrones biomecánicos y anatómicos muestran los parámetros del ciclo de la marcha humana. En los resultados obtenidos se observan que la marcha con patología tiene índice de cojera, la cadencia es anormal, el ángulo de paso, etc. respecto a los resultados de la marcha normal.

Tabla 4.1: Resultados de los parámetros de la marcha patológica

Parámetros de la marcha patológica		
Velocidad de marcha (walking speed)	Izquierda (m/s)	Derecha (m/s)
	0.37	0.37
Tiempo de zancada ( stride time)	Izquierda (s)	Derecha (s)
	1.43	1.43
Longitud de zancada ( stride length)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.53	0.52
Tiempo de paso ( step time)	Izquierda (s)	Derecha (s)
	0.83	0.60
Longitud de paso ( step length)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.24	0.28
Anchura de paso ( step width)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.081	0.077
Apoyo simple( single support)	0.32 (s)	
Doble apoyo (double support)	0.45 (s)	
Pie frente a frente ( opposite foot off)	10.5 (%)	
Frente al pie de contacto (opposite foot contact)	Izquierda (%)	Derecha (%)
	41.9	58.1
Índice de cojera ( limp index)	0.78	
Pie fuera ( foot off)	Izquierda (%)	Derecha (%)
	53.5	68.6
Cadencia	Izquierda(pasos/min)	Derecha (pasos /min)
	83.7	83.7
Cadencia promedio	83.7 (pasos/min)	

Tabla 4.2: Resultados de los parámetros de la marcha normal

Parámetros de la marcha normal		
Velocidad de marcha (walking speed)	Izquierda (m/s)	Derecha (m/s)
	0.67	0.72
Tiempo de zancada ( stride time)	Izquierda (s)	Derecha (s)
	1.12	1.03
Longitud de zancada ( stride length)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.74	0.74
Tiempo de paso ( step time)	Izquierda (s)	Derecha (s)
	0.53	0.58
Longitud de paso ( step length)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.38	0.38
Anchura de paso ( step width)	Izquierda (m)	Derecha (m)
	0.14	0.12
Apoyo simple( single support)	0.18 (s)	
Doble apoyo (double support)	0.47 (s)	
Pie frente a frente ( opposite foot off)	10.4 (%)	
Frente al pie de contacto (opposite foot contact)	Izquierda (%)	Derecha (%)
	52.2	43.5
Índice de cojera ( limp index)	1	
Pie fuera ( foot off)	Izquierda (%)	Derecha (%)
	58.2	54.8
Cadencia	Izquierda (pasos/min)	Derecha (pasos /min)
	107	116
Cadencia promedio	112 (pasos/min)	

### Patrones motores (Flexión/Extensión, Aducción/Abducción y Rotaciones)

Las comparaciones de las curvas de rotaciones como flexión y extensión, abducción y aducción, y rotación interna y externa de la rodilla, la cadera y la pelvis se basa en el ítem 3.4 “Patrones biomecánicos y anatómicos”, y ángulo progresivo del pie. Estas curvas se compararan con los Anexo3 y Anexo4; los cuales definen las patologías de la rodilla y cadera de acuerdo a cada gráfica.



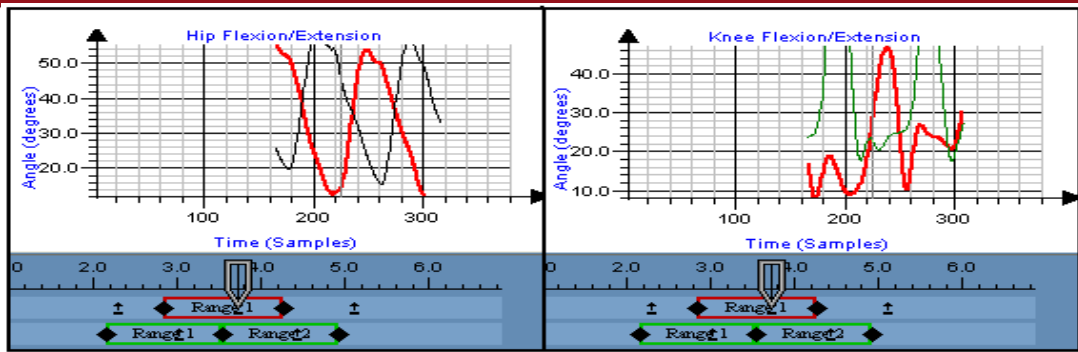


Figura 4.6: Flexión/extensión de la cadera izquierda y la rodilla izquierda de la marcha patológica

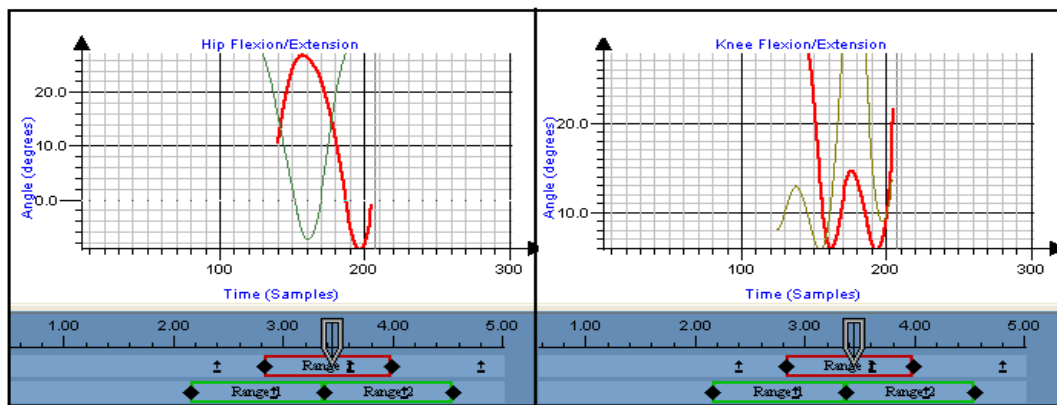


Figura 4.7: Flexión/Extensión de la Cadera Izquierda y la Rodilla Izquierda de la Marcha Normal

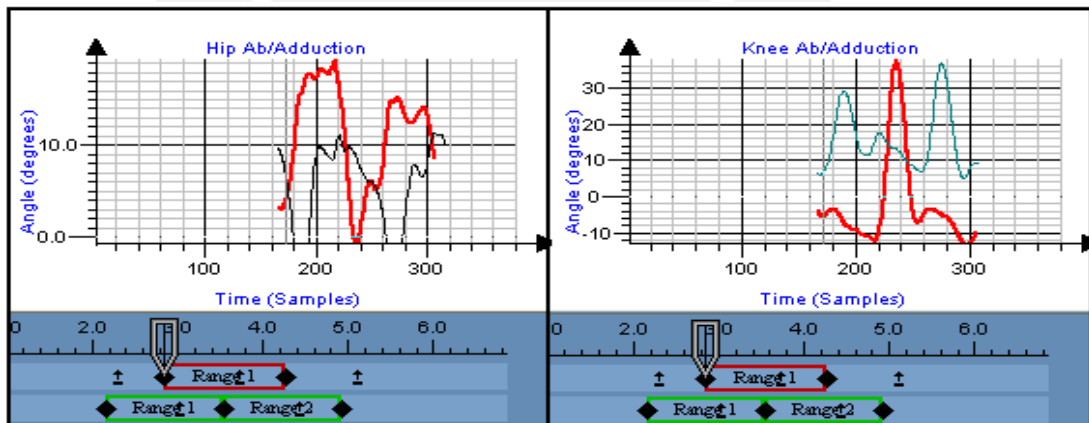


Figura 4.8: Abducción/Aducción de la Cadera Izquierda y la Rodilla Izquierda de la Marcha Patológica

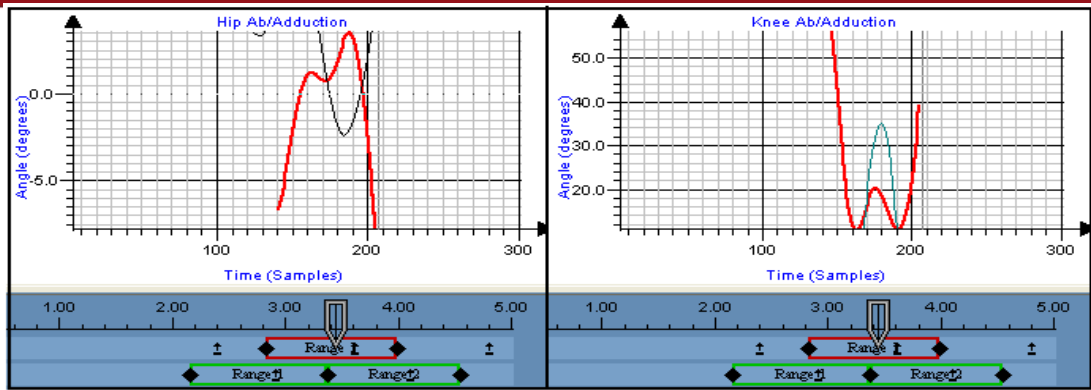


Figura 4.9: Abducción/Aducción de la Cadera Izquierda y la Rodilla Izquierda de la Marcha Normal

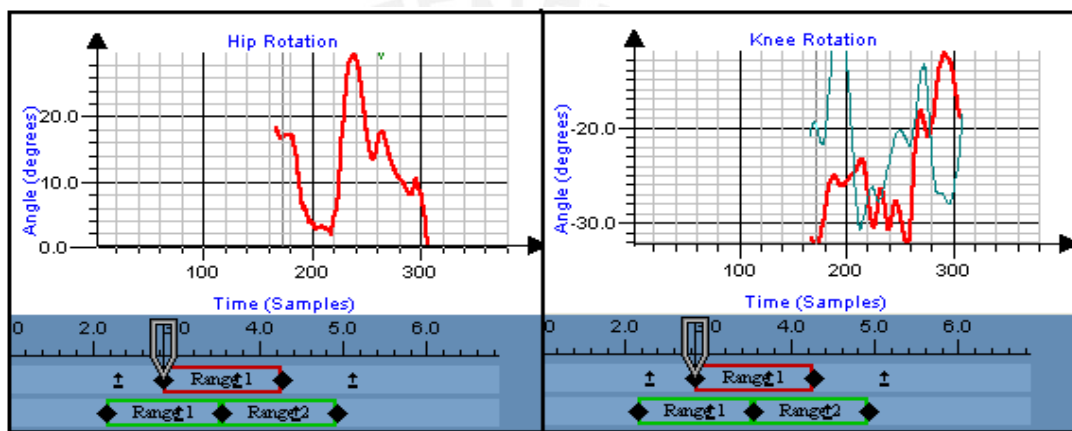


Figura 4.10: Rotación de la Cadera Izquierda y la Rodilla Izquierda de la Marcha Patológica.

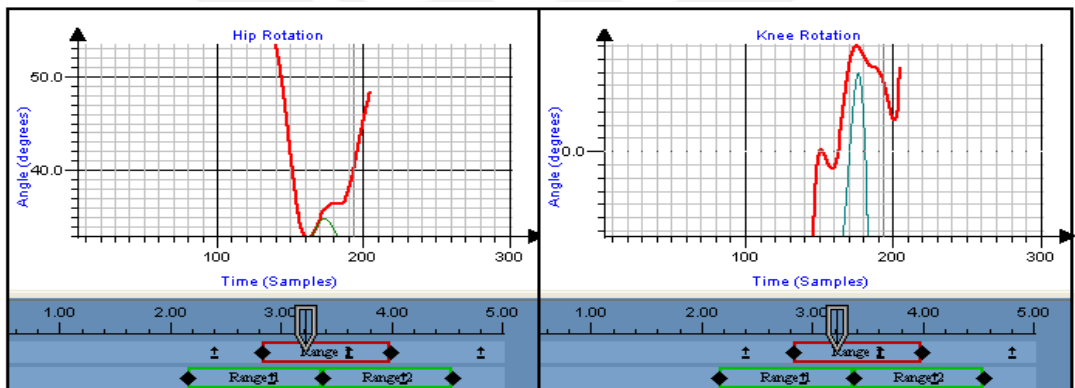


Figura 4.11: Ángulo de Rotación de la Cadera y la Rodilla de la Marcha Normal

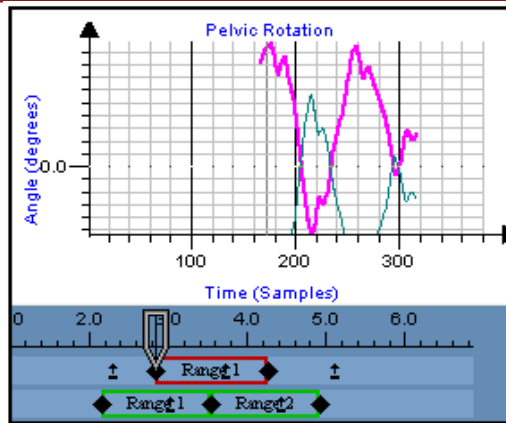


Figura 4.12. Rotación de la Pelvis de la Marcha Patológica

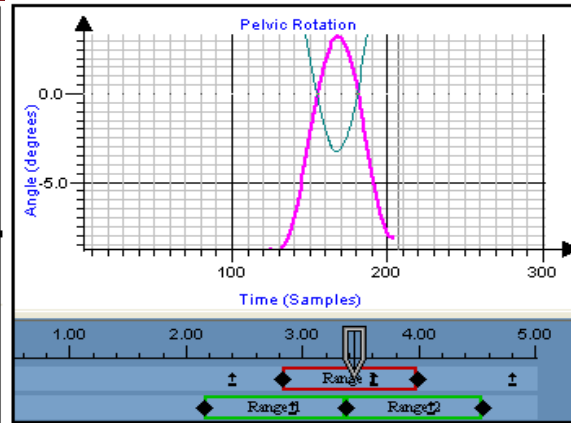


Figura 4.13 Rotación de la Pelvis de la Marcha Normal

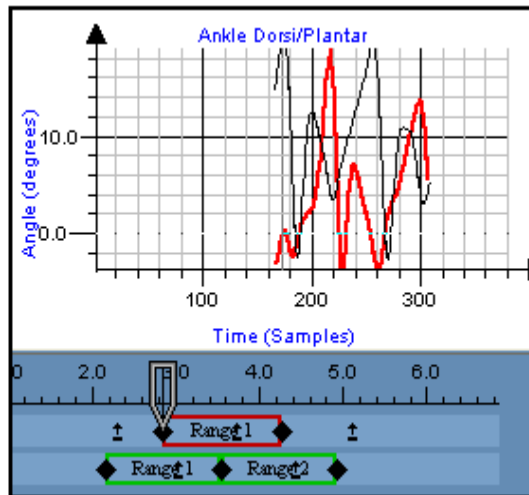


Figura 4.14: Ángulo del Dorsi/Plantar Izquierdo de la marcha Patológica

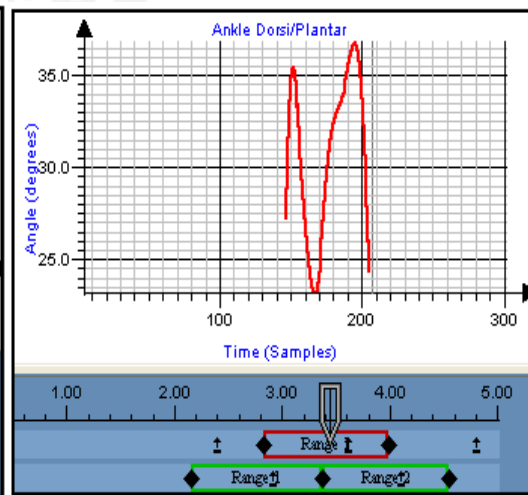


Figura 4.15: Ángulo del Dorsi/Plantar Izquierdo de la marcha normal

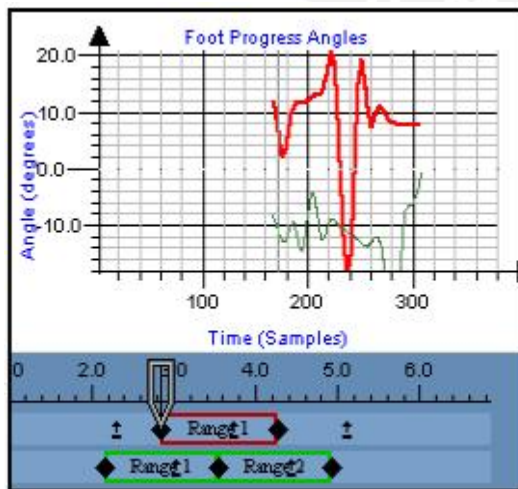


Figura 4.16: Ángulo del pie de la marcha Patológica

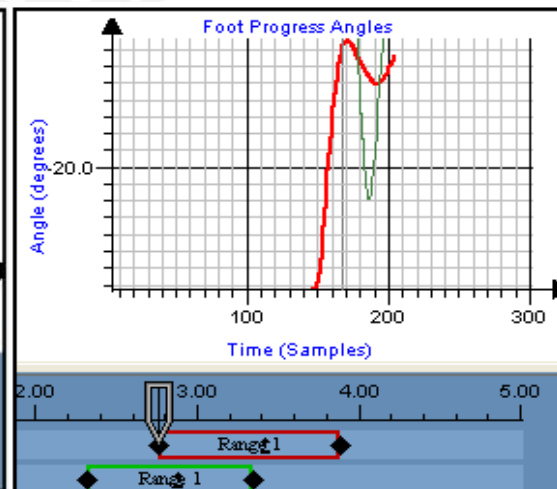


Figura 4.17: Ángulo del pie de la marcha Normal

Las gráficas anteriores muestran de forma gráfica los patrones motores de la marcha patológica y normal. Estas curvas son suaves y continuas; además, permiten observar la secuencia de la pierna izquierda en el ciclo de la marcha y las anomalías que presentan.

En ellas, se podrá determinar cuáles son las posibles causas de dicha patología y el especialista aplicará un tratamiento preciso al paciente.

#### 4.4 Análisis de costos del diseño de la guía de análisis de movimiento patológico

El diseño de la guía de análisis de movimiento se desarrolló en el Laboratorio de Bioingeniería en la Sección de Electricidad y Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú donde se implementó el sistema de análisis de movimiento Vicon el año 2009.

Tabla 4.3: Presupuesto en la implementación del Sistema Vicon.

Descripción	Costo (\$)
Equipo Vicon	90000
Estación de trabajo (Computadora)	1000
Preparación del laboratorio (iluminación, color del piso, etc.)	400
Licencia del software	300
Otros (herramientas, cintas, etc.)	200
<b>Total</b>	<b>91250</b>

El promedio de costo por análisis de la marcha patológica en el mercado internacional latinoamericano es de 300 dólares (esto involucra también los resultados dados por un profesional médico), es decir, la recuperación de la inversión se estima que podría ser en 2 años (considerando que parte de los 300 dólares deben servir también para los gastos de mantenimiento preventivo de los equipos y que el costo de operatividad del sistema con un costo de 100 dólares) y a partir de ello generaría utilidades para las mejoras del laboratorio de análisis del movimiento.

La siguiente Tabla 4.4 muestra la diferencia de los costos de varios sistemas de análisis del movimiento, el análisis tradicional que consta del uso de goniómetros,

test articular, etc.; versus otros sistemas que dependen de la tecnología que utilizan especificado en la Tabla 4.5 en función de sus características. Donde el sistema de fotogrametría Vicon muestra mayor precisión y resolución es por ello que es de mayor costo.

Tabla 4.4: Costo de sistemas de análisis del movimiento.

Análisis de movimiento	Costo (\$/.)
Tradicional (clínicas de Lima)	500
Sistema Elite	54000
Motiom analysis system	72000
Motion Vicon system	90000

Tabla 4.5: Tabla comparativa de los principales sistemas de Análisis de Movimiento.

Sistema	Elite	Motion Analysis	Vicon
Ordenador	PC	PC	PC
Luz	IR	IR	IR
Marcadores	Pasivos	Pasivos	Pasivos
Frecuencia de registro (Hz)	50 - 100	60 - 240	60 - 240
Número de cámaras	2 - 4	16	12
Número de marcadores	ilimitado	400	ilimitado
Precisión del sistema	03mm/3m	0.1mm/3m	0.1mm/3m
Resolución de receptores	---	648x480	800x590



## CONCLUSIONES

- Este trabajo de tesis ha permitido la implementación de una guía de análisis de movimiento patológico para tratamiento post quirúrgico de fractura de fémur, la cual obtuvo resultados tridimensionales de las trayectorias de las variables de la cinemática de la rodilla y la cadera en un ciclo de marcha de un paciente con dicha patología.
- El uso del sistema Vicon 460 en el diseño de la guía de análisis de movimiento patológico fue analizado y experimentado en el Laboratorio de Bioingeniería de la Sección de Electricidad y Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Este protocolo mostró ser el adecuado, pues en el capítulo cuatro se observa que los resultados obtenidos (individuo con patología – 23 años) y comparados son similares respecto a los de la marcha normal (individuo – 22 años con características similares) y a los patrones de estudios y pruebas realizadas por Winter y Miller, con el objetivo de brindar a futuro una herramienta en el diagnóstico y tratamiento de diversas patologías.
- En el Perú actualmente, los sistemas de rehabilitación de los miembros inferiores se ejecutan de forma subjetiva a través de la visión del especialista. La guía de análisis de movimiento patológico presentado en esta tesis, contribuye significativamente al uso correcto de un sistema de monitoreo del movimiento VICON 460 en 3D que tiene una precisión de 01mm/3m y una resolución de 800x590 en las mejores condiciones de la implementación, por ello sus resultados son eficientes, eficaces y precisos brindando resultados de forma objetiva, análisis cuantitativo.
- Es importante definir el área y volumen donde el individuo realizará su marcha ya que de esto depende la toma de datos. Para ello, se deberá definir el eje de coordenadas (calibración estática) y el volumen del espacio (calibración dinámica), obteniendo como resultados óptimos una media residual a 1mm y una exactitud de reproducibilidad en el rango de 78% a 80%. En caso los valores obtenidos no se encuentren en el rango, será un indicador de datos con errores ya que generará una marcha patológicas con patrones fuera de rangos.
- El sistema Vicon 460 tiene un grado de precisión, pero este se puede ver afectado por factores externos por ello se tomaron en cuenta las técnicas de optimización como la ubicación de las cámaras, el volumen de trabajo que estas

abarcen y la simetría entre ellas, la configuración eficiente del sistema, preparación del ambiente, la visualización de los marcadores colocados y la exactitud de la marcación de las etapas de la marcha en la reconstrucción de la misma.



## Trabajos Futuros

Se considera importante evaluar esta guía con los organismos o instituciones pertinentes para validar su uso y con ello contribuir a futuro en proveer una herramienta de apoyo para dar un diagnóstico preciso y efectivo a la anomalía en el sistema locomotor y neuromuscular producto de la fractura de fémur en los centros de salud que usen sistemas de análisis de movimiento como el sistema VICON.

Este trabajo se debería complementar con el análisis cinético a través del uso de una plataforma de fuerza la cual definirá las fuerzas que causan y afectan al movimiento humano y la electromiografía cuyo estudio neurofisiológico de la actividad bioeléctrica muscular definirá las condiciones del sujeto.

Finalmente, se recomienda el desarrollo de dispositivos tecnológicos que contribuyan en el de análisis del movimiento humano y mejorar las técnicas de optimización de estos dispositivos que deben apoyar en la toma de decisión con diagnósticos más precisos de patologías del paciente con discapacidad con lesiones motoras.

## FUENTES

- [1] A. BRIOT, L. CIAN, A. CHERNIZ, D. GALLARDO Y J. SPINETTO  
2001 Desarrollo de sistema de videografía digital para el análisis marcha,  
Memorias II  
Congreso Latinoamericano de ingeniería Biomédica.
- [2] ARROYO, J.  
2006 Derecho a la salud de las personas con discapacidad. Fondo  
Editorial del Congreso del Perú.
- [3] DANIELE GIANANTI  
2006 Investigation of fall-risk using a wearable device with accelerometers  
and rate gyroscopes”
- [4] DAVID A. WINTER  
1991 The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly  
and Pathological.
- [5] DR. FRANCISCO IZQUIERDO, DR. EDGAR NIETO  
2001 Fracturas diafisarias de húmero, fémur y tibia tratadas con sistema  
de enclavado endomedular expansible FIXION® (Serie Clínica)
- [6] DR. MAURICIO PALACIO BOTERO\*, DR. JUAN GUILLERMO  
SALDARRIAGA  
Tratamiento quirúrgico de las fracturas supracondíleas de fémur con  
clavo endomedular supracondíleo de fémur con clavo endomedular  
supracondíleo retrógrado.
- [7] ERIC L. RADIN  
1998 Biomédica Práctica en Ortopedia.
- [8] ÉRIC VIEL  
2002 La marcha humana, la carrera y el salto: Biomecánica, exploraciones,  
normas y alteraciones.
- [9] FLERURY, Sonia.  
1998 Política social, exclusión y equidad en América Latina en los 90.  
Caracas, Nueva Sociedad, No. 156.
- [10] Fundación LEIA Centro de Desarrollo Tecnológico – Parque Tecnológico de  
Álava
- [11] GIANIKELLIS, K.  
1996 Revista motricidad: Características técnicas y prestaciones de los  
sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la  
Biomecánica del movimiento humano.

- [12] JACQUELINE PERRY, MD  
2005 Análise de Marcha, Volume 2 Marcha Patológica
- [13] OLGA CLEMENCIA GIRALDO A.  
2007 Generalidades de las fracturas  
Universidad Autónoma de Manizales - Colombia
- [14] RODRIGO MIRALLES MARRERO  
2009 Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor
- [15] VICON MOTION SYSTEMS.  
2002 Guide Book Preparation.
- [16] VICON MOTION SYSTEMS.  
2002 Guide Book of Reference.
- [17] VICON MOTION SYSTEMS.  
2002 Guide Book System Options.
- [18] VICON MOTION SYSTEMS.  
2002 Vicon 460 manual..
- [19] UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID  
2002 Análisis de la Marcha Humana con Plataformas Dinamométricas.  
Influencia del Transporte de Carga.
- [20]  
[http://www.ceheginet.com/archivos/2007/instalaciones del servicio de fisioterapia rapia del centro de salud de cehegin.jpg](http://www.ceheginet.com/archivos/2007/instalaciones_del_servicio_de_fisioterapia_rapia_del_centro_de_salud_de_cehegin.jpg)
- [21]  
<http://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articles/733/1/Guia-basica-para-la-confeccion-de-una-Historia-Clinica-La-Anamnesis-Remota.html>
- [22]  
<http://www.biomech.uottawa.ca/english/teaching/apa6905/lectures/tutorials/plugin%20Gait%20-%20Capture%20to%20Report.html>



[23]

<http://www.sjbhealth.org/images/MotionAnalysis3.jpg>

[24]

[http://4.bp.blogspot.com/\\_GByISx73eHY/SgTTT5O3RI/AAAAAAAAADs/DoftqUwWI3k/s320/11556829811.gif](http://4.bp.blogspot.com/_GByISx73eHY/SgTTT5O3RI/AAAAAAAAADs/DoftqUwWI3k/s320/11556829811.gif)

