

## Información Importante

La Universidad de La Sabana informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea de la Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad de La Sabana.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento para todos los usos que tengan finalidad académica, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le de crédito al documento y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, La Universidad de La Sabana informa que los derechos sobre los documentos son propiedad de los autores y tienen sobre su obra, entre otros, los derechos morales a que hacen referencia los mencionados artículos.

**BIBLIOTECA OCTAVIO ARIZMENDI POSADA**  
UNIVERSIDAD DE LA SABANA  
Chía - Cundinamarca

**Caracterización de variables cinemáticas de la marcha humana mediante un sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana**

**AUTOR:**

Mauricio Hernando Valencia Agudelo Residente tercer año de Medicina Física y Rehabilitación, Universidad de la Sabana.

**ASESORES:**

Juan Guillermo Ortiz, Médico Ortopedista, Clínica Universidad de la Sabana.

María Catalina Gómez, Médico Fisiatra, Clínica Universidad de la Sabana.

Carlos Javier Rincón, Estadístico, MSc. Epidemiólogo Clínico. Universidad de la Sabana.

Luis Eduardo Rodríguez Cheu. PhD, Bioingeniería. Escuela Colombiana de Ingeniería.

Dr. Gilberto Alfonso Gamboa Bernal, asesor en Ética de la Investigación.



## INDICE

<b>RESUMEN</b>	<b>1</b>
<b>I. JUSTIFICACION</b>	<b>2</b>
<b>II. PREGUNTA DE INVESTIGACION</b>	<b>3</b>
<b>III. OBJETIVOS</b>	<b>4</b>
Objetivo General	4
Objetivos Específicos	4
<b>IV. MARCO TEÓRICO</b>	<b>5</b>
<b>V. DESARROLLO DE LA MARCHA</b>	<b>6</b>
<b>VI. MARCHA NORMAL</b>	<b>11</b>
1. Subdivisión de la fase de apoyo	13
2. Subdivisiones de la fase de balanceo	14
2.1 Línea del centro de gravedad	14
2.2 Desplazamiento vertical	15
2.3 Desplazamiento lateral	15
3. Características de la marcha que influyen en la línea del centro de gravedad	16
3.1 Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo	16
3.2 Descenso horizontal de la pelvis	16
3.3 Rotación de la pelvis	16
3.4 Ancho de la base de sustentación	17
<b>VII. MÉTODOS DEL ESTUDIO DE LA MARCHA</b>	<b>18</b>
1. Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio	20
1.1 Tobillo	20

1.1.1	Análisis cinemático	20
1.1.2	Análisis cinético	20
1.1.2.1	Fuerzas externas	20
1.1.2.2	Fuerzas internas	22
1.2	La Rodilla	22
1.2.1	Análisis cinemático	22
1.2.2	Análisis cinético	23
1.2.2.1	Fuerzas externas	23
1.2.2.2	Fuerzas internas	24
1.3	La cadera	25
1.3.1	Análisis cinemático	25
1.3.2	Análisis cinético	26
1.3.2.1	Fuerzas externas	26
1.3.2.2	Fuerzas internas	26
2.	Movimiento en el plano sagital entre apoyo medio y despegue del pie	27
2.1	Tobillo	27
2.1.1	Análisis cinemático	27
2.1.2	Análisis cinético	28
2.1.2.1	Fuerzas externas	28
2.1.2.2	Fuerzas internas	28
2.2	Rodilla	29
2.2.1	Análisis cinemático	29
2.2.2	Análisis cinético	30
2.2.2.1	Fuerzas externas	30
2.2.2.2	Fuerzas internas	31
2.3	Cadera	32
2.3.1	Análisis cinemático	32
2.3.2	Análisis cinético	32
2.3.2.1	Fuerzas externas	32
2.3.2.2	Fuerzas internas	33
3.	Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo	33

3.1	Tobillo	33
3.2	Rodilla	34
3.3	Cadera	34
4.	Movimiento en el plano frontal	35
<b>VIII. ANALISIS DE LA MARCHA HUMANA</b>		<b>40</b>
	Pista o Pasillo	<b>45</b>
<b>IX. ESTADO DEL ARTE</b>		<b>48</b>
<b>X. MÉTODOLOGIA</b>		<b>58</b>
	CONSIDERACIONES ETICAS	59
	CONFIDENCIALIDAD	59
	ASEGURAMIENTO Y CONTROL DE LA CALIDAD	60
1.	Pre procesamiento de la secuencia de imágenes (sistema de medición)	69
1.1	Modo Automático	69
1.2	Modo Manual	70
<b>XI. PRESENTACION DE HALLAZGOS</b>		<b>72</b>
1.	DURACIÓN DE PASO	73
2.	RANGOS DE MOVIMIENTO POR SEGMENTOS CORPORALES	75
2.1	RODILLA	75
2.1.1	Comportamiento de la rodilla en individuo femenino 1 – ángulo filtrado	75
2.1.2	Comportamiento de la rodilla individuo femenino 2 – ángulo filtrado	79
2.1.3	Comportamiento de la rodilla individuo masculino 1 – ángulo filtrado	82
2.1.4	Comportamiento de la rodilla en individuo masculino 2 – ángulo filtrado	85
2.1.5	Comportamiento general comparativo de la rodilla	88
2.2	TOBILLO	89
2.2.1	Comportamiento del tobillo en individuo femenino 1 – ángulo filtrado	89
2.2.2.	Comportamiento del tobillo en individuo femenino 2 – ángulo filtrado	92
2.2.3.	Comportamiento del tobillo en individuo masculino 1 – ángulo filtrado	95
2.2.4.	Comportamiento del tobillo en individuo masculino 2 – ángulo filtrado	98

2.2.5 Comportamiento general comparativo de la articulación de tobillo	101
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>104</b>
<b>DISCUSION</b>	<b>106</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>111</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>114</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>116</b>

## INDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Marcha del niño en meses	<b>6</b>
<b>Tabla 2.</b> Porcentaje de apoyo monopodal	<b>10</b>
<b>Tabla 3.</b> Tiempo relativo por fase del ciclo de marcha	<b>12</b>
<b>Tabla 4.</b> Rangos de movimiento comparativo tierra-agua	<b>51</b>
<b>Tabla 5.</b> Medición de los valores angulares de la articulación de la rodilla y el tobillo en un ciclo de marcha	<b>55</b>
<b>Tabla 6.</b> Resumen evaluación general de individuos.	<b>61</b>
<b>Tabla 7.</b> Evaluación de la movilidad articular por goniometría	<b>62</b>
<b>Tabla 8.</b> Evaluación de fuerza muscular del MRC	<b>65</b>
<b>Tabla 9.</b> Duración de paso completo por individuo	<b>73</b>
<b>Tabla 10.</b> Rodilla Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de balanceo	<b>77</b>
<b>Tabla 11.</b> Rodilla Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de apoyo	<b>78</b>
<b>Tabla 12.</b> Rodilla Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de balanceo	<b>80</b>
<b>Tabla 13.</b> Rodilla Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de apoyo	<b>81</b>
<b>Tabla 14.</b> Rodilla Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de balanceo	<b>83</b>
<b>Tabla 15.</b> Rodilla Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de apoyo	<b>84</b>
<b>Tabla 16.</b> Rodilla Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de balanceo	<b>86</b>
<b>Tabla 17.</b> Rodilla Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de apoyo	<b>87</b>
<b>Tabla 18a.</b> Rodilla. Media Fase de Balance por Individuo	<b>88</b>
<b>Tabla 18b.</b> Rodilla. Media Fase de Balance por género	<b>88</b>
<b>Tabla 19a.</b> Rodilla. Media Fase de Apoyo por Individuo	<b>89</b>
<b>Tabla 19b.</b> Rodilla. Media Fase de Apoyo por género	<b>89</b>
<b>Tabla 20.</b> Tobillo Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de despegue del pie	<b>91</b>
<b>Tabla 21.</b> Tobillo Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de apoyo plantar	<b>92</b>
<b>Tabla 22.</b> Tobillo Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de despegue del pie	<b>94</b>
<b>Tabla 23.</b> Tobillo Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de apoyo plantar	<b>95</b>
<b>Tabla 24.</b> Tobillo Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de despegue del pie	<b>97</b>
<b>Tabla 25.</b> Tobillo Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de apoyo plantar	<b>98</b>



<b>Tabla 26.</b> Tobillo Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de despegue del pie	<b>100</b>
<b>Tabla 27.</b> Tobillo Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de apoyo plantar	<b>101</b>
<b>Tabla 28a.</b> Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por Individuo	<b>102</b>
<b>Tabla 28b.</b> Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por género	<b>102</b>
<b>Tabla 29a.</b> Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por Individuo	<b>102</b>
<b>Tabla 29b.</b> Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por género	<b>102</b>

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Ciclo de marcha sin alteración	11
<b>Figura 2.</b> Longitud de paso	12
<b>Figura 3.</b> Duración total del ciclo de marcha	12
<b>Figura 4.</b> Subdivisiones de la fase de apoyo	13
<b>Figura 5.</b> Subdivisiones de la fase de balanceo	14
<b>Figura 6.</b> Pelvis – Desplazamiento lateral	15
<b>Figura 7.</b> Pelvis – Descenso horizontal	16
<b>Figura 8.</b> Ancho de base de sustentación	17
<b>Figura 9.</b> Fuerza ejercida contra gravedad	19
<b>Figura 10.</b> Cinemática para articulación de tobillo	20
<b>Figura 11.</b> Contacto de talón	21
<b>Figura 12.</b> Apoyo plantar	22
<b>Figura 13.</b> Rodilla en apoyo medio	23
<b>Figura 14.</b> Rodilla en fase media	24
<b>Figura 15a.</b> Contracción de cuádriceps en fase media (entre apoyo plantar y apoyo medio)	24
<b>Figura 15b.</b> Contracción de cuádriceps en fase media - Porcentaje (entre apoyo plantar y apoyo medio)	25
<b>Figura 16.</b> Cadera en fase media	25
<b>Figura 17.</b> Cadera en apoyo media	26
<b>Figura 18.</b> Cadera – Fuerzas internas	26
<b>Figura 19.</b> Elevación de talón y despegue de pie	27
<b>Figura 20.</b> Despegue de dedos	28
<b>Figura 21.</b> Pantorrilla en despegue de dedos	29
<b>Figura 22.</b> Rodilla despegue de talón y dedos	30
<b>Figura 23.</b> Rodilla después del despegue de talón	31
<b>Figura 24.</b> Cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo	31
<b>Figura 25.</b> Cadera en despegue de dedos	32

<b>Figura 26.</b> Cadera antes de doble apoyo	<b>33</b>
<b>Figura 27.</b> Tobillo entre elevación del pie y punto medio de balanceo	<b>34</b>
<b>Figura 28.</b> Pelvis en primera fase de apoyo	<b>35</b>
<b>Figura 29.</b> Pelvis en primera fase de apoyo	<b>36</b>
<b>Figura 30.</b> Marcadores pasivos	<b>45</b>
<b>Figura 31.</b> Fuerza de reacción a piso en agua	<b>50</b>
<b>Figura 32.</b> Electromiografía de superficie en medio acuática	<b>52</b>
<b>Figura 33.</b> Comparación marcha medio acuática y terrestre en ancianos	<b>53</b>
<b>Figura 34.</b> Posicionamiento de cámara dentro de la piscina	<b>54</b>
<b>Figura 35a.</b> Tanque de marcha	<b>66</b>
<b>Figura 35b.</b> Eje del robot	<b>66</b>
<b>Figura 36a.</b> Sistema de cadena	<b>67</b>
<b>Figura 36b.</b> Tren de arrastre	<b>67</b>
<b>Figura 37.</b> Sistema de control del robot	<b>67</b>
<b>Figura 38.</b> Sistema de importación de información	<b>68</b>
<b>Figura 39.</b> Calculo de vectores modo automático	<b>69</b>
<b>Figura 40.</b> Calculo de vectores modo manual	<b>70</b>
<b>Figura 41a.</b> Duración de paso completo individuo femenino 1	<b>74</b>
<b>Figura 41b.</b> Duración de paso completo individuo femenino 2	<b>74</b>
<b>Figura 41c.</b> Duración de paso completo individuo masculino 1	<b>74</b>
<b>Figura 41d.</b> Duración de paso completo individuo masculino 2	<b>74</b>
<b>Figura 41e.</b> Comparación duración de paso completo individuos 1 a 4	<b>75</b>
<b>Figura 42a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo femenina 1	<b>76</b>
<b>Figura 42b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo femenina 1	<b>76</b>
<b>Figura 42c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo femenina 1	<b>76</b>
<b>Figura 42d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo femenina 1	<b>76</b>
<b>Figura 42e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema	<b>76</b>

computarizado de captura para prueba 5 individuo femenina 1	
<b>Figura 43.</b> Rodilla femenina 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>77</b>
<b>Figura 44a.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba	<b>78</b>
<b>Figura 44b.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por ciclo de marcha	<b>78</b>
<b>Figura 45a.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba	<b>78</b>
<b>Figura 45b.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por ciclo de marcha	<b>78</b>
<b>Figura 46a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo femenina 2	<b>79</b>
<b>Figura 46b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo femenina 2	<b>79</b>
<b>Figura 46c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo femenina 2	<b>79</b>
<b>Figura 46d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo femenina 2	<b>79</b>
<b>Figura 46e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo femenina 2	<b>79</b>
<b>Figura 47.</b> Rodilla femenina 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>80</b>
<b>Figura 48a.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba	<b>81</b>
<b>Figura 48b.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por ciclo de marcha	<b>81</b>
<b>Figura 49a.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba	<b>81</b>
<b>Figura 49b.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por ciclo de marcha	<b>81</b>
<b>Figura 50a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo masculino 1	<b>82</b>
<b>Figura 50b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo masculino 1	<b>82</b>
<b>Figura 50c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo masculino 1	<b>82</b>
<b>Figura 50d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo masculino 1	<b>82</b>

<b>Figura 50e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo masculino 1	<b>82</b>
<b>Figura 51.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado para 5 pruebas	<b>83</b>
<b>Figura 51a.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba	<b>84</b>
<b>Figura 51b.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por ciclo de marcha	<b>84</b>
<b>Figura 52a.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba	<b>84</b>
<b>Figura 52b.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por ciclo de marcha	<b>84</b>
<b>Figura 53a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo masculino 2	<b>85</b>
<b>Figura 53b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo masculino 2	<b>85</b>
<b>Figura 53c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo masculino 2	<b>85</b>
<b>Figura 53d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo masculino 2	<b>85</b>
<b>Figura 53e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo masculino 2	<b>85</b>
<b>Figura 54.</b> Rodilla Masculino 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>86</b>
<b>Figura 55a.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba	<b>87</b>
<b>Figura 55b.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por ciclo de marcha	<b>87</b>
<b>Figura 56a.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba	<b>87</b>
<b>Figura 56b.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por ciclo de marcha	<b>87</b>
<b>Tabla 57a.</b> Rodilla. Media Fase de Balance por Individuo	<b>87</b>
<b>Tabla 57b.</b> Rodilla. Media Fase de Balance por género	<b>88</b>
<b>Tabla 58a.</b> Rodilla. Media Fase de Apoyo por Individuo	<b>88</b>
<b>Tabla 58b.</b> Rodilla. Media Fase de Apoyo por género	<b>89</b>
<b>Figura 59a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo femenina 1	<b>89</b>
<b>Figura 59b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema	<b>90</b>

computarizado de captura para prueba 2 individuo femenina 1	
<b>Figura 59c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo femenina 1	<b>90</b>
<b>Figura 59d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo femenina 1	<b>90</b>
<b>Figura 59e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo femenina 1	<b>90</b>
<b>Figura 60.</b> Tobillo femenina 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>90</b>
<b>Figura 61a.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba	<b>91</b>
<b>Figura 61b.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por ciclo de marcha	<b>91</b>
<b>Figura 62a.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba	<b>91</b>
<b>Figura 62b.</b> Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por ciclo de marcha	<b>92</b>
<b>Figura 63a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo femenina 2	<b>92</b>
<b>Figura 63b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo femenina 2	<b>93</b>
<b>Figura 63c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo femenina 2	<b>93</b>
<b>Figura 63d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo femenina 2	<b>93</b>
<b>Figura 63e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo femenina 2	<b>93</b>
<b>Figura 64.</b> Tobillo femenina 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>93</b>
<b>Figura 65a.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba	<b>94</b>
<b>Figura 65b.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por ciclo de marcha	<b>94</b>
<b>Figura 66a.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba	<b>94</b>

<b>Figura 66b.</b> Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por ciclo de marcha	<b>95</b>
<b>Figura 67a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo masculino 1	<b>95</b>
<b>Figura 67b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo masculino 1	<b>96</b>
<b>Figura 67c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo masculino 1	<b>96</b>
<b>Figura 67d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo masculino 1	<b>96</b>
<b>Figura 67e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo masculino 1	<b>96</b>
<b>Figura 68.</b> Tobillo Masculino 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>96</b>
<b>Figura 69a.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba	<b>97</b>
<b>Figura 69b.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por ciclo de marcha	<b>97</b>
<b>Figura 70a.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba	<b>98</b>
<b>Figura 70b.</b> Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por ciclo de marcha	<b>98</b>
<b>Figura 71a.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1 individuo masculino 2	<b>99</b>
<b>Figura 71b.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 2 individuo masculino 2	<b>99</b>
<b>Figura 71c.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 3 individuo masculino 2	<b>99</b>
<b>Figura 71d.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 4 individuo masculino 2	<b>99</b>
<b>Figura 71e.</b> Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 5 individuo masculino 2	<b>99</b>
<b>Figura 72.</b> Tobillo Masculino 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas	<b>100</b>

<b>Figura 73a.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba	<b>100</b>
<b>Figura 73b.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por ciclo de marcha	<b>100</b>
<b>Figura 74a.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba	<b>101</b>
<b>Figura 74b.</b> Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por ciclo de marcha	<b>101</b>
<b>Figura 78a.</b> Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por Individuo	<b>102</b>
<b>Figura 78b.</b> Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por género	<b>102</b>
<b>Figura 79a.</b> Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por Individuo	<b>103</b>
<b>Figura 79b.</b> Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por género	<b>103</b>



## INDICE DE ANEXOS

FORMATO DE VALORACION EN TIERRA (ANEXO 1)	114
FORMATO DE EVALUACION MARCHA SUBACUATICA (ANEXO 2)	115

## **RESUMEN**

Se ha investigado el proceso de ejecución de las terapias en el agua que se realizan en varios centros de rehabilitación en el entorno nacional e internacional, y no se ha definido un modelo o un sistema de medición de esta herramienta en rehabilitación. Teniendo en cuenta que la terapia física y los procesos de rehabilitación deben tener un punto de apoyo en datos mensurables y observacionales objetivos, y que hay pocos estudios que vinculen variables biomecánicas en el medio acuático; el presente estudio analiza el movimiento de personas sanas en el medio acuático a través de los parámetros cinemáticos angulares de rodilla y tobillo en las fases y subfases de la marcha, usando un sistema electrónico que permite medir variables biomecánicas, a partir de un sistema de imágenes digitalizadas adquiridas en el tanque de marcha, contribuyendo así con la promoción de los conocimientos existentes sobre el tema propuesto y, al mismo tiempo, determinando si el tanque de marcha es una herramienta de evaluación y desarrollo de tratamientos de terapia física en las personas que necesitan la recuperación cinética funcional de la marcha.

## I. JUSTIFICACION

La hidroterapia es utilizada en los procesos de rehabilitación de numerosas patologías neurológicas y osteomusculares. La terapia acuática ha sido utilizada en los procesos de rehabilitación de personas con trastornos de la marcha desde hace muchos años, y el uso del tanque de marcha es frecuente como herramienta de trabajo, sin embargo existe poca evidencia documentada sobre la evaluación objetiva de la eficacia que tiene esta terapia en la recuperación de los pacientes. En Colombia, han sido pocas las investigaciones realizadas sobre el estudio de variables biomecánicas cuantitativas que permitan establecer la eficacia real y sustentada de los tratamientos realizados con hidroterapia. La clínica universidad de la sabana cuenta con una moderna infraestructura y equipos de terapia de rehabilitación mediante hidroterapia y, junto con la escuela colombiana de ingeniería, ha diseñado un equipo robótico de captura de imágenes subacuáticas que permite medir los parámetros angulares de la rodilla y tobillo al deambular en el tanque de marcha; por lo cual se considera necesario cuantificar parámetros angulares y lineales de la marcha humana subacuática, estableciendo un modelo de mediciones y patrones estadísticos, que sirvan como punto de referencia para futuras investigaciones en el tanque de marcha de la Clinica Universidad de la Sabana

## **II. PREGUNTA DE INVESTIGACION**

¿Pueden cuantificarse las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos usando un sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana?

### **III. OBJETIVOS**

#### **Objetivo General:**

Cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana en individuos sanos, mediante un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.

#### **Objetivos Específicos:**

1. Determinar la sensibilidad y veracidad de resultados obtenidos por un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, a través de mediciones que sirvan como punto de partida a la estandarización de la evaluación de los parámetros angulares de la rodilla y tobillo, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.
2. Implementar el uso de la cámara subacuática en los procesos de evaluación de la marcha en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.

#### IV. MARCO TEÓRICO

Se puede definir la marcha como la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y monopodales (14). La marcha requiere un proceso de desarrollo y automatización. En el hombre el desarrollo se produce en sentido céfalo-caudal; por ejemplo, el niño consigue mantener erguida la cabeza entre las 6 semanas y los tres meses, comienza a coger objetos entre los 4-5 meses e inicia la marcha independiente después del año.(14)

Autores como McGraw y André Thomas estudiaron el reflejo de marcha automática y, de sus observaciones, se podría concluir que la marcha es algo innato. La marcha se adquiere por imitación y aprendizaje, mediante el sistema de ensayo-error (15). Para otros autores, sin embargo, la marcha es un proceso aprendido y no el desarrollo de un reflejo innato (16). Cada persona muestra en su desarrollo unas características propias que están determinadas por diversos factores como el entorno o las diferencias existentes en la masa y longitud de los distintos segmentos corporales (17,18).

La adquisición de la marcha tiene una gran importancia en el desarrollo psicomotor del niño pues le da autonomía para moverse en el espacio, aumenta su campo de visión y le permite coger y manipular objetos que antes no estaban a su alcance (19-22).

Los primeros pasos en el ser humano son tardíos a diferencia de otros animales; muchos cuadrúpedos tienen noción de equilibrio desde el momento del nacimiento, otros la adquieren en pocos días o pocas semanas; el ser humano necesita un período más prolongado hasta conseguir la posición bípeda y la marcha independiente (23).

## V. DESARROLLO DE LA MARCHA

El recién nacido muestra unos automatismos de marcha; cuando se le coloca en posición vertical, sujetándole por las axilas, y sus pies contactan con una superficie, realiza gestos de marcha cuando se aplican movimientos de basculación. Cuando el pie entra en contacto con la camilla se produce el reflejo de triple retirada en flexión y esto parece la fase de oscilación o balanceo de la marcha (15).

El lactante no carga el peso del cuerpo sobre sus extremidades inferiores y no mantiene erguida la cabeza (Tabla 1). A este reflejo primitivo se le denomina marcha automática y desaparece en los dos primeros meses de vida (19-21,24- 26)

<b>DESARROLLO MOTOR EN MESES</b>	
2 primeros meses	Marcha automática
7 meses	Reptación o rastreo
8 meses	Se mantiene en pie si le dan las manos
10 meses	Gateo (abdomen muy próximo al suelo)
11-12 meses	Marcha con apoyo
13-15 meses	Marcha independiente
5-7 años	Marcha parecida a la del adulto

**Tabla 1.** Marcha del niño en MESES

El niño de siete meses comienza a desplazarse mediante movimientos de reptación y a los ocho meses consigue mantenerse en pie unos instantes si le dan las dos manos.

A los diez meses comienza a gatear con el abdomen muy cerca del plano de apoyo y se coloca de pie espontáneamente si tiene algún sitio donde poder agarrarse.

A los 11-12 meses muchos niños gatean apoyando manos y pies y dan sus primeros pasos si le dan las dos manos, o caminan de lado agarrándose a algún mueble, en principio con ambas manos y luego intentan utilizar una de ellas para coger algún objeto (14,16, 26-28)

Entre los 12-15 meses el niño consigue la marcha independiente (16, 20, 22, 26,27) (Tabla 1).

Según Le Métayer una marcha de diez pasos, sin apoyo de las manos y sin caerse se consigue en un 3% de los niños, alrededor de los 9,6 meses; a los 13-14 meses un 50-75% de los niños y el 97% a los 18,4 meses y las variaciones individuales pueden deberse a muchos factores, como estímulos del medio externo y velocidad de maduración del sistema nervioso (29).

Si se trata de un niño pretérmino la adquisición de la marcha es algo más tardía, aproximadamente entre los 14-18 meses, frente a los 12-15 meses de los niños a término (30)

Cuando el niño da sus primeros pasos no suele llevar objetos en las manos pues necesita sus extremidades superiores para equilibrarse; según va practicando la marcha bípeda y mejorando su equilibrio y coordinación adquiere la capacidad de transportar algún objeto e incluso de agacharse a recoger algo del suelo, lo que le permite una mayor capacidad de exploración y más posibilidades motrices (28).

Cuando el niño comienza a caminar su marcha es insegura, inestable, tambaleante, muy irregular y con una falta de armonía y coordinación (7,18), camina con los pies muy separados para conseguir una mayor base de sustentación y separa las extremidades superiores del cuerpo para mantener mejor el equilibrio (22-23, 25,32).

Un 10% de los niños comienzan a caminar más tarde, generalmente por problemas de sobrepeso (33). También suelen comenzar a caminar algo más tardíamente los niños con deficiencias sensoriales, por ejemplo ceguera, debido a la falta de referencias visuales, y



en ocasiones también por la sobreprotección de sus familiares u otras personas de su entorno que temen que el niño se caiga o sufra alguna lesión. Cuando existen patologías como por ejemplo trastornos neurológicos, del aparato locomotor o afectación del desarrollo psicomotor, si se llega a adquirir la marcha será en etapas más tardías o con características patológicas.

A los 18 meses el niño con un desarrollo normal no sólo ha adquirido la capacidad de desplazarse de forma independiente, sino que además puede realizar otras actividades como subirse a una silla, caminar hacia atrás o subir y bajar escaleras si se le da la mano (7).

Durante el segundo año muchos niños andan con el pie plano valgo muy desarrollado. Esto suele corregirse hacia el tercer año (33)

Entre los dos y tres años de edad ya se observan signos de maduración de la marcha como aumento de la velocidad, de la duración del apoyo monopodal, empiezan a observarse rotaciones opuestas de las cinturas escapular y pélvica, ha mejorado el equilibrio y han aumentado los ángulos de flexión de la rodilla y de dorsiflexión del tobillo (28).

Entre los cinco y siete años el niño consigue un patrón de marcha semejante al adulto. A esta edad la posición bípeda es estable, sobre el talón carga un 61% de su peso corporal, sobre el borde lateral un 4% y sobre el antepie un 35% aproximadamente (35).

Sutherland considera que entre los 6-7 años, las características electromiográficas, cinéticas y cinemáticas se asemejan a las del adulto (37).

Popova y Bernshtein estudiaron el desarrollo de la marcha en el niño y comprobaron que el patrón propio del adulto lo alcanza el niño entre los 7-9 años. Antes de esa edad está experimentando con su sistema neurológico y musculoesquelético, modificando los desplazamientos que tienen lugar en las distintas partes del cuerpo durante la marcha, hasta conseguir completo control neural (33).

Grieve y Gear consideran que el niño tiene una marcha similar a la del adulto a los 5-6 años y que los cambios más importantes en el patrón de marcha se producen entre los 4-5 años. Estos cambios hacen referencia a la longitud de los ciclos, velocidad de la marcha y duración de la fase de apoyo unilateral (36).

Para Viladot Voegeli la marcha infantil se asemeja a la del adulto hacia los 7-9 años. Antes de esa edad el niño está experimentando con su sistema neural y musculoesquelético, hasta conseguir un adecuado control motor, más desarrollado en el hombre que en los animales cuadrúpedos (37).

La longitud del paso se duplica en la primera infancia, se triplica a los ocho años y es cuatro veces mayor cuando el niño tiene diez años (33). Esto se debe al crecimiento de las extremidades inferiores, mayor angulación de las articulaciones y aumento de la duración de la fase de oscilación. También se produce un aumento de la velocidad de la marcha, ésta se duplica a los 4 años, se triplica a los siete y es cinco veces mayor a los 10 años (33).

El aumento de la longitud del paso y de la velocidad no se debe únicamente a una adaptación funcional de los miembros inferiores, sino también, a la mejor coordinación, equilibrio y mayor precisión de movimientos (33). La cadencia de la marcha entre un año de edad y la etapa adulta varía de unos 85-90 ciclos/minuto a 50-55 ciclos/minuto. (15)

El niño tiene una marcha insegura y con poco equilibrio y por este motivo la etapa de apoyo monopodal está acortada, ya que es la de menor estabilidad, esto también ocurre en ancianos o en la marcha con calzado de tacón alto. El período de oscilación se va haciendo mayor y alrededor de los siete años se asemeja a la duración de este período del ciclo de la marcha en el adulto, pues el niño ha conseguido mejorar su equilibrio tanto en apoyo bipodal como monopodal (15) (Tabla 2).

EDAD	PORCENTAJE DE APOYO
1 año	32%
3 años y medio	35%
7 años	38%
20-30 años	40%

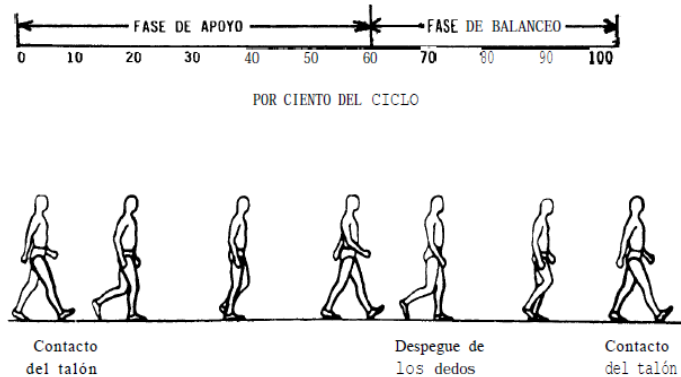
**Tabla 2.** Porcentaje de apoyo monopodal

También se observa una evolución de los parámetros cinéticos de la marcha, tanto en las fuerzas verticales, como en las anteroposteriores y medio laterales. La fase de despegue del antepie (impulso), es de escasa magnitud hasta los 4 años de edad, las fuerzas anteroposteriores reflejan que los valores de la fase de impulso son bajos hasta los 2 años y las fuerzas mediolaterales se asemejan a las del adulto hacia los dos años de edad (15).

## VI. MARCHA NORMAL

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. La locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. Figura 1 (4, 23,60).



**Figura 1.** Ciclo de marcha sin alteración

Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Figura 2. (4,23)

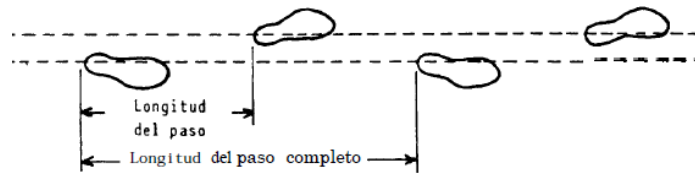


Figura 2. Longitud de paso

Apoyo sencillo se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral está también en contacto con el suelo. La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar. Figura 3. (4,23)

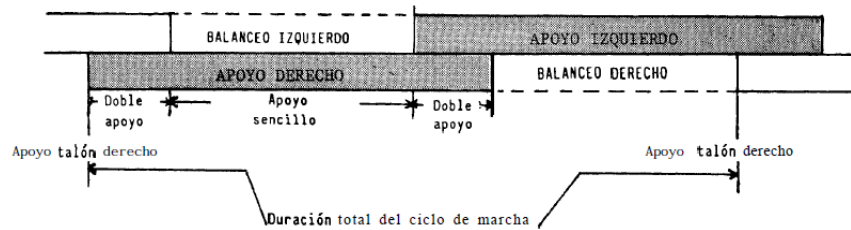


Figura 3. Duración total del ciclo de marcha

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

FASE	PORCENTAJE DEL CICLO
Apoyo	60%
Fase de balanceo	40%
Doble apoyo	20%

Tabla 3. Tiempo relativo por fase del ciclo de marcha

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha (4,23).

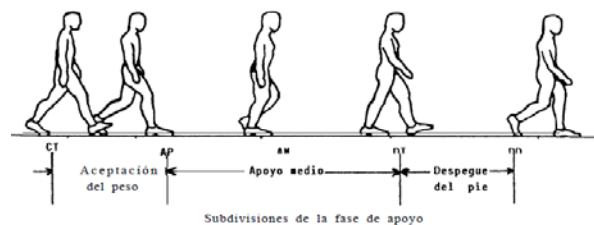
## 1. Subdivisión de la fase de apoyo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: Contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie.

- El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.
- El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- El apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital.
- La elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
- El despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos.

Figura 4. (4, 23,60)



**Figura 4.** Subdivisiones de la fase de apoyo

La evaluación clínica de la marcha es suficiente generalmente con la estimación visual de la posición del trocánter mayor (23,60).

## 2. Subdivisiones de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo. Figura 5 (23).



Figura 5. Subdivisiones de la fase de balanceo

### 2.1 Línea del centro de gravedad

Las leyes de la mecánica dicen claramente que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Esta línea recta sería posible en la marcha normal si las extremidades inferiores terminaran en ruedas. Como no es esto lo que ocurre, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo. (23)

## 2.2 Desplazamiento vertical

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación. (23)

## 2.3 Desplazamiento lateral

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm. Figura 6 (23). El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves. (23)

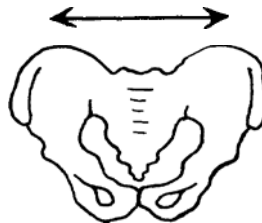


Figura 6. Pelvis – Desplazamiento lateral



### **3 Características de la marcha que influncian la línea del centro de gravedad**

#### **3.1 Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo**

Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya (4, 23, 60).

#### **3.2 Descenso horizontal de la pelvis**

En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5 grados. En la posición de pie esto es un signo positivo de Trendelemburg; en la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad. Figura 7 (23).



Figura 7. Pelvis – Descenso horizontal

#### **3.3 Rotación de la pelvis**

Además del descenso horizontal, la pelvis rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total (60).

### 3.4 Ancho de la base de sustentación

La figura muestra dos líneas que van a través de los sucesivos puntos medios de la fase de apoyo de cada pie. La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. En la marcha normal, el ancho entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros.

Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad. Figura 8 (60).

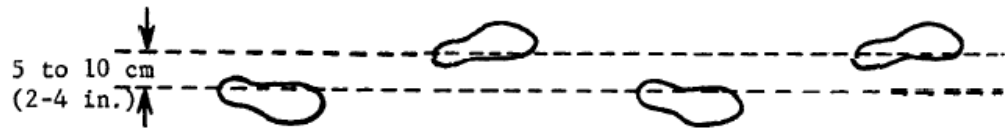


Figura 8. Ancho de base de sustentación

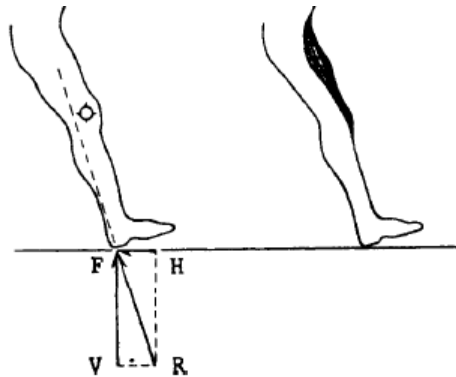
## VII.MÉTODOS DEL ESTUDIO DE LA MARCHA

Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos métodos de investigación. Uno es la **cinemática** que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. Un ejemplo de esto es el estudio de las relaciones angulares de los segmentos de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha. El otro es del área de la **cinética** que se refiere a las fuerzas que produce el movimiento.

Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal, son aquellas debidas a:

- Gravedad
- Contracción muscular
- Inercia
- Reacciones del suelo (resultantes de las fuerzas que ejerce el suelo en el pie).

La fuerza que el pie ejerce en el suelo debido a la gravedad y a la inercia está en oposición con la reacción del suelo (RS). Como indica el dibujo, en la marcha normal el componente vertical (RV) y horizontal de la reacción del suelo (RF), dan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás. Por ello pasa posteriormente al eje de la rodilla. Ello daría como resultante la flexión de la rodilla si no se aplicara ninguna restricción. Esta fuerza se ejerce por el cuadriceps, de manera que la rodilla no se colapsa, pero se flexiona de forma controlada. Figura 9 (60)



**Figura 9.** Fuerza ejercida contra gravedad

El siguiente análisis de la marcha normal se deriva de la cinemática y la cinética, y de estudios electro-miográficos de sujetos normales andando a una cadencia normal (100 a 115 pasos por minuto). Unas cadencias más o menos rápidas tienen un efecto muy pronunciado en los valores de los ángulos de la articulación, producido por las fuerzas generadas externamente y por la actividad muscular.

Con el propósito de analizar el plano sagital, la marcha ha sido considerada en tres intervalos seguidos:

- Contacto de talón a punto de apoyo medio
- Punto de apoyo medio a despegue de los dedos
- Fase de balanceo.

Cada uno de estos intervalos de acciones del tobillo, rodilla y cadera, se discuten separadamente, en términos de factores de cinemática y cinética. La discusión de los factores cinéticos se refiere a las fuerzas creadas externa e internamente (4, 23,60).

## 5. Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio

### 5.1 Tobillo

#### 5.1.1 Análisis cinemático

En el momento del contacto del talón:

El tobillo está en posición neutra, a medio camino entre la dorsiflexión y la flexión plantar.

Simultáneamente con el contacto del talón:

La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección a la flexión plantar.

En el tiempo en que la planta del pie está en contacto con el suelo:

La articulación del tobillo va de la posición neutra a los 15 grados de flexión plantar.

En la fase media:

La articulación del tobillo está en 5 grados aproximadamente de dorsiflexión. Figura 10. (60)

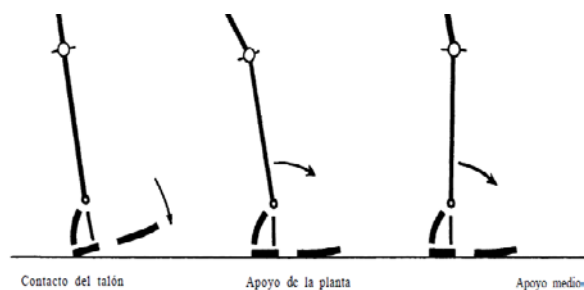


Figura 10. Cinemática para articulación de tobillo

#### 5.1.2 Análisis cinético

##### 5.1.2.1 Fuerzas externas

### Contacto del talón:

Por un breve período de tiempo la resultante de las fuerzas de reacción del suelo está por delante de la articulación del tobillo. De acuerdo con ello, un momento de fuerza de pequeña magnitud (1 Kg.) tiende a mover la articulación del tobillo en dirección a la dorsiflexión.

Esta tendencia que no mueve la articulación del tobillo, se produce por descenso del talón al suelo en el momento de apoyo del talón. Figura 11. (60)

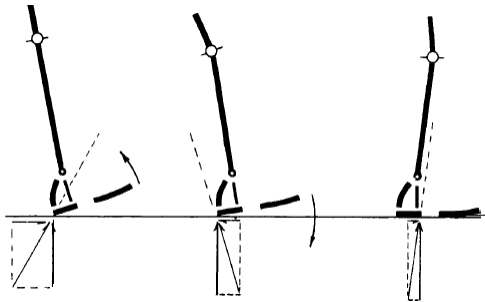


Figura 11. Contacto de talón

### Inmediatamente después del contacto del talón:

A medida que se transmite un mayor peso del cuerpo a la extremidad, el rápido aumento de la fuerza vertical hace que la resultante pase por detrás de la articulación, generando un momento de fuerza en dirección a la flexión plantar.

### Poco después de que la planta del pie esté plana en el suelo:

Se ha alcanzado el máximo momento de flexión plantar (aproximadamente 20 ft.-lb.). Después la reacción resultante del suelo se mueve de nuevo hacia delante de la articulación del tobillo y crea un momento de fuerza en la dirección de dorsiflexión. Este momento corresponde a la fuerza generada al rotar la tibia sobre el pie fijo.

### En el apoyo medio:

El momento de fuerza en dirección de dorsiflexión es aproximadamente 25 ft.-lb.

### 5.1.2.2 Fuerzas internas

#### En el instante del contacto del talón:

Los tres dorsiflexores primarios del tobillo están activos, con el extensor largo de los dedos y el extensor largo del dedo gordo, con mayor actividad que el tibial anterior.

#### A continuación del contacto del talón:

El grupo pre-tibial produce una contracción excéntrica para suministrar suficiente fuerza para evitar que el antepié golpee contra el suelo cuando las fuerzas externas, debido a la gravedad y a la inercia, llevan el pie a flexión plantar.

#### Después de que la planta del pie está plana en el suelo:

La tibia empieza a rotar hacia adelante sobre el pie fijo, los dorsiflexores están esencialmente inactivos y los músculos de la pantorrilla (Gastrocnemio, soleo, tibial posterior, flexor largo de los dedos y peroneo lateral largo) demuestran un aumento gradual de su actividad. Para la mayor parte de ellos su actividad continúa aumentando por encima del punto de apoyo medio y sirve para controlar la velocidad con que la tibia rota sobre el pie fijo. Figura 12. (60)

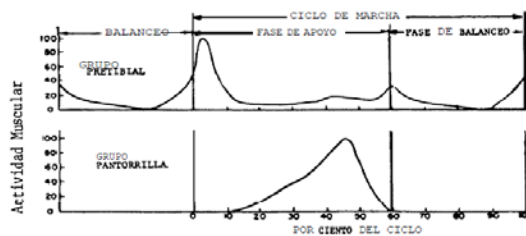


Figura 12. Apoyo plantar

## 5.2 La Rodilla

### 5.2.1 Análisis cinemático

#### Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo:

La articulación de la rodilla está en extensión completa.

Simultáneamente con el contacto del talón:

La articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo.

Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie:

La rodilla está aproximadamente a 20 grados de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión.

En el apoyo medio:

La rodilla está aproximadamente a 10 grados de flexión y continúa moviéndose hacia la extensión. Figura 13. (60)



Figura 13. Rodilla en apoyo medio

## 5.2.2 Análisis cinético

### 5.2.2.1 Fuerzas externas

Inmediatamente después del contacto del talón:

El talón empieza a empujar hacia adelante contra el suelo. El peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar rápidamente. La resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión de, aproximadamente, 10 ft.-lb.

Entre el pie apoyado completamente y el apoyo medio:

La magnitud de este momento mecánico que flexiona la rodilla alcanza un valor máximo de aproximadamente 30 ft.-lb. Figura 14. (60)



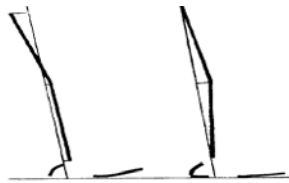


Figura 14. Rodilla en fase media

### 5.2.2.2 Fuerzas internas

#### Al contacto del talón:

El cuádriceps se va alargando por una contracción excéntrica para controlar la articulación de la rodilla, conforme se mueve de una extensión completa a una posición de 15 ó 20 grados de flexión.

#### Inmediatamente después que el pie está plano en el suelo:

La naturaleza de la actividad del cuádriceps cambia de una contracción excéntrica (alargamiento) a una contracción concéntrica (acortamiento).

#### Entre el pie plano en el suelo y el apoyo medio:

El cuádriceps actúa extendiendo el muslo en la pierna, la rodilla flexionada se mueve en la dirección de la extensión, como resultado de una contracción concéntrica del cuádriceps y de una aceleración hacia delante del centro de gravedad, producido por el despegue del miembro opuesto. Gráfica 15a, 15b. (60)

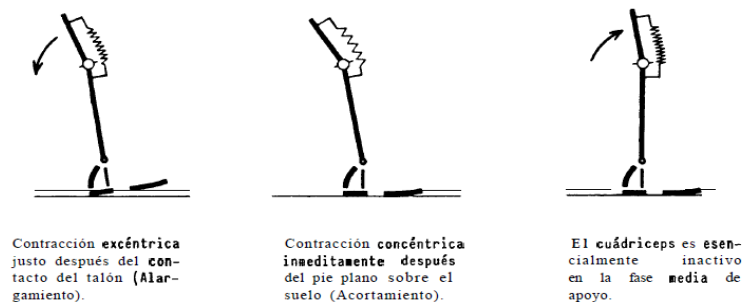
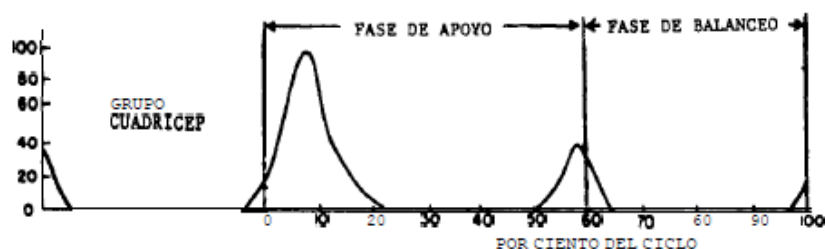


Figura 15a. Contracción de cuádriceps en fase media (entre apoyo plantar y apoyo medio)



**Figura 15b.** Contracción de cuádriceps en fase media - Porcentaje (entre apoyo plantar y apoyo medio)

## 5.3 La cadera

### 5.3.1 Análisis cinemático

#### Al contacto del talón:

La cadera está aproximadamente a 30 grados de flexión.

#### Inmediatamente después del contacto del talón:

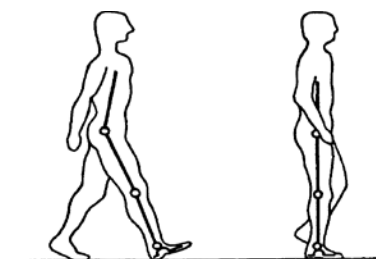
La articulación de la cadera empieza a moverse en extensión.

#### En la posición del pie plano en el suelo:

El ángulo de flexión ha disminuido alrededor de 20 grados.

#### Entre el pie plano y el apoyo medio:

La articulación de la cadera se mueve desde aproximadamente 20 grados de flexión, a posición neutral. Figura 16. (60)



**Figura 16.** Cadera en fase media

### 5.3.2 Análisis cinético

#### 5.3.2.1 Fuerzas externas

Al contacto del talón:

Las fuerzas externas generadas mueven la cadera en flexión.

Inmediatamente después que el pie está plano en el suelo:

Actúa un momento de fuerza en la articulación, en dirección de flexión.

Cuando se alcanza el apoyo medio:

La resultante de la reacción del suelo pasa por detrás del centro de la cadera y la fuerza mecánica actúa extendiendo la rodilla. Figura 17. (60)

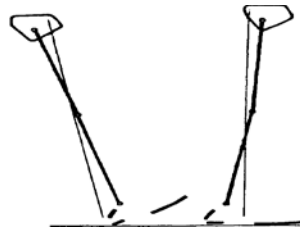


Figura 17. Cadera en apoyo media

#### 5.3.2.2 Fuerzas internas

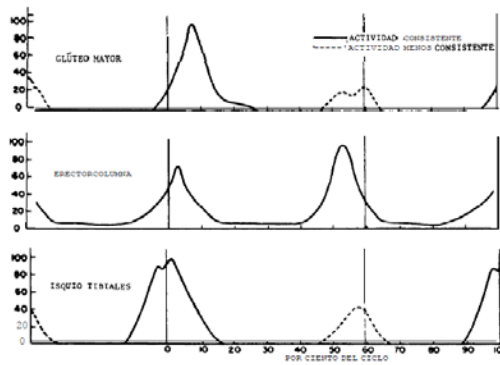


Figura 18. Cadera – Fuerzas internas

La acción del glúteo mayor y de los isquio-tibiales resiste el movimiento de fuerzas que tiende a flexionar la cadera después del contacto del talón. Los erectores de la columna también están activos para resistir la tendencia del tronco hacia una flexión hacia adelante. Figura 18. (60).

## 6. Movimiento en el plano sagital entre apoyo medio y despegue del pie

### 6.1 Tobillo

#### 6.1.1 Análisis cinemático

En el apoyo medio:

La dorsiflexión aumenta rápidamente desde una posición de unos 5 grados de dorsiflexión en el apoyo medio.

Al despegue del talón cuando el tacón del zapato deja el suelo:

La articulación del tobillo está aproximadamente en 15 grados de dorsiflexión.

En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie:

La relación angular entre la tibia y el pie son casi completamente opuestas. De 15 grados de dorsiflexión al despegue del talón, el tobillo se mueve hasta unos 35 grados, con lo que al despegue del pie la articulación está en unos 20 grados de flexión plantar. (60)



Figura 19. Elevación de talón y despegue de pie

## 6.1.2 Análisis cinético

### 6.1.2.1 Fuerzas externas

#### Después del apoyo medio:

La pierna continúa rotando hacia adelante sobre el pie fijo. Como la pierna rota hacia adelante, el momento de fuerza, actuando en una dirección de dorsiflexión, aumenta considerablemente debido a la mudanza hacia adelante del punto de apoyo entre el pie y el suelo, conforme el talón se eleva. Ello aumenta la distancia perpendicular entre la articulación del tobillo y la fuerza resultante de reacción al piso.

#### En el momento del despegue del talón:

Se alcanza el máximo momento de dorsiflexión.

#### En el despegue de los dedos:

El momento de dorsiflexión cae bruscamente a cero. Figura 20 (60)

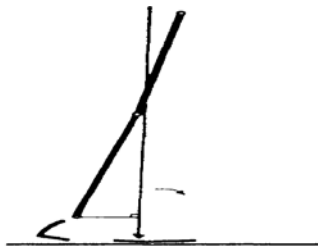


Figura 20. Despegue de dedos

### 6.1.2.2 Fuerzas internas

El momento de fuerza mecánica que se genera, tratando de hacer dorsiflexión el tobillo, encuentra resistencia desde el apoyo medio hacia adelante, por una contracción excéntrica de los músculos de la pantorrilla. Casi al mismo tiempo que se desarrolla la máxima reacción en dirección a la dorsiflexión, los flexores plantares del tobillo presentan

su máxima actividad eléctrica. Esta máxima actividad muscular, salvando el momento de dorsiflexión, constituye el despegue del pie. Esto es una respuesta secuencial de los flexores plantares durante el despegue del suelo. Los músculos que se insertan en la parte posterior del pie muestran un aumento de la actividad eléctrica antes que músculos que se insertan en la parte anterior del pie. Cuando se despegan los dedos, los flexores plantares se inactivan. Figura 21. (60)

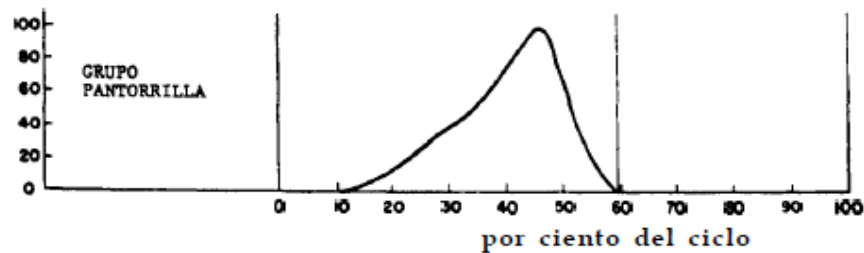


Figura 21. Pantorrilla en despegue de dedos

## 6.2 Rodilla

### 6.2.1 Análisis cinemático

#### En el apoyo medio:

La articulación de la rodilla está en unos 10 grados de flexión, moviéndose hacia la extensión.

#### Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo:

La rodilla tiene 4 grados de extensión completa.

#### Entre el despegue del talón y el de los dedos:

La articulación de la rodilla se mueve de casi una completa extensión a unos 40 grados de flexión. Figura 22. (60)



Figura 22. Rodilla despegue de talón y dedos

## 6.2.2 Análisis cinético

### 6.2.2.1 Fuerzas externas

#### En el apoyo medio:

La resultante de las fuerzas de reacción del suelo, pasan detrás de la articulación de la rodilla y generan un momento de flexión.

#### Entre el apoyo medio y el despegue del talón:

Como el cuerpo se mueve hacia adelante sobre la pierna en que se apoya, la fuerza resultante también se mueve hacia adelante, reduciendo la magnitud del momento de flexión.

#### En el despegue del talón:

La fuerza resultante continúa moviéndose hacia delante de la articulación de la rodilla y actúa extendiéndola. La máxima actividad de los flexores plantares del tobillo ocurre en el momento en que la fuerza resultante pasa por delante de la articulación de la rodilla.

#### Después del despegue del talón:

La resultante de la reacción del suelo, una vez más, pasa por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla de nuevo.



**Figura 23.** Rodilla después del despegue de talón

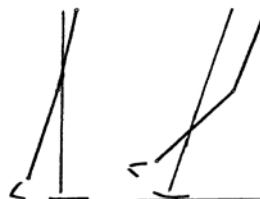
Durante el despegue del suelo, el punto de reacción entre el pie y el suelo pasa en frente de las articulaciones metatarso-falángicas. En el momento en que la reacción del suelo pasa enfrente de las articulaciones metatarsofalángicas la rodilla empieza a flexionar y las fuerzas resultantes pasan de nuevo detrás de la articulación de la rodilla.

La magnitud del momento de flexión actuando en la rodilla, continúa aumentando hasta alcanzar el apoyo doble y el peso del cuerpo empieza a desplazarse a la extremidad opuesta, reduciendo el momento de flexión de la rodilla. Gráfica 23. (60)

#### 6.2.2.2 Fuerzas internas

Cuando la reacción del suelo pasa por delante de la rodilla, como se indica en la parte izquierda de la figura 25, se genera un momento de fuerza en extensión y no se necesita ninguna reacción de los músculos extensores de la rodilla para controlar su estabilidad. El gastrocnemio, además de su acción en el tobillo, probablemente ayuda a evitar la hiperextensión de la rodilla. Entre la elevación del talón y el despegue del pie la reacción del suelo produce un momento de flexión en la rodilla.

La acción del cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo ayuda a controlar la potencia y cantidad de flexión de la rodilla. Figura 24. (60)



**Figura 24.** Cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo



## 6.3 Cadera

### 6.3.1 Análisis cinemático

#### Apoyo medio:

Desde una posición de 0 grados en el apoyo medio, la cadera continúa moviéndose hacia la extensión.

#### Cuando el talón deja el suelo:

La cadera está en una actitud de 10 a 15 grados de hiperextensión.

#### Inmediatamente después del despegue del talón:

La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de unos 20 grados.

#### Cuando los dedos despegan del suelo:

La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de flexión. Figura 25. (60)

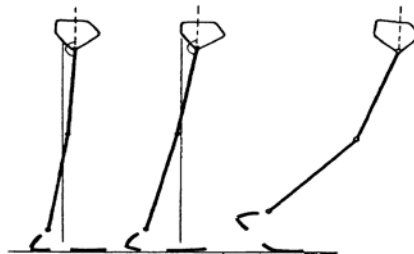


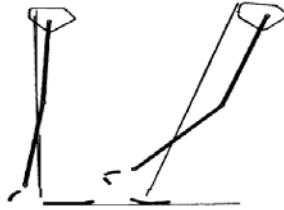
Figura 25. Cadera en despegue de dedos

### 6.3.2 Análisis cinético

#### 6.3.2.1 Fuerzas externas

En el apoyo medio, la resultante de las fuerzas de reacción del suelo pasa por detrás de la articulación de la cadera, produciendo un momento de extensión. La magnitud de este

momento de extensión continúa aumentando hasta que se llega a la fase de doble apoyo y el peso del cuerpo es trasladado, al menos parcialmente, a la extremidad opuesta. Inmediatamente antes del doble apoyo, la magnitud del momento de extensión actuando sobre la cadera de la extremidad que soporta el cuerpo alcanza su máximo, y entonces disminuye rápidamente, una vez que empieza la fase de doble apoyo. Figura 26. (60)



**Figura 26.** Cadera antes de doble apoyo

#### 6.3.2.2 Fuerzas internas

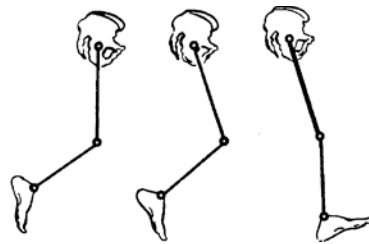
El iliopsoas y el aductor largo generan un momento de fuerza de flexión en la cadera durante el intervalo de despegue. Esta acción resiste la tendencia del movimiento hacia delante del cuerpo para hiperextender la cadera y produce flexión de la misma. El movimiento hacia delante del fémur inicia la flexión de la rodilla, mientras que la rodilla es llevada hacia adelante y el pie está todavía en contacto con el suelo.

### 7. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo

#### 7.1 Tobillo

Entre la elevación del pie y el punto medio del balanceo:

El pie se mueve de una posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutral, que se mantiene por el resto de la fase de balanceo. La causa del movimiento inicial de la posición neutral del pie es por acción de los músculos tibiales anteriores. Figura 27. (60)



**Figura 27.** Tobillo entre elevación del pie y punto medio de balanceo

## **7.2 Rodilla**

### Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo:

La rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40 grados a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65 grados. La acción del cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del tacón y también contribuye a una aceleración hacia delante de la pierna.

### Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón:

La rodilla se extiende hasta la extensión completa en el último instante de la fase de balanceo. La acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo, ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia adelante y ayuda a controlar la posición del pie, conforme se acerca al suelo.

## **7.3 Cadera**

### Entre el despegue del pie y la fase media de balanceo:

La articulación de la cadera partiendo de una posición neutral, flexiona aproximadamente 30 grados, al alcanzar la fase media de balanceo. Los músculos flexores de la cadera están activos durante La iniciación de ese intervalo.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón:

El ángulo de la cadera no cambia mucho. Durante la última parte de este intervalo, los músculos extensores de la cadera (principalmente los isquio-tibiales) están activos para controlar el movimiento de la extremidad hacia adelante.

## 8. Movimiento en el plano frontal

Los movimientos angulares de la pierna, vistos en el plano frontal, son mucho más pequeños que los observados en el plano sagital. Al contacto del talón, el pie está en ligera inversión. Inmediatamente después del contacto del talón, la reacción del suelo pasa ligeramente lateral al eje subtalar y el pie rota en ligera eversión cuando la parte anterior del pie contacta el suelo. Durante el intervalo de la fase media de apoyo, la parte posterior del pie se mueve desde una posición de 5 grados de eversión a una posición de ligera inversión, que continúa durante el despegue del suelo. La inversión de la parte posterior del pie resulta de la acción combinada del tríceps sural y la rotación externa de la tibia con respecto al pie, durante el intervalo de despegue.

El movimiento de la rodilla en el plano frontal es mínimo durante la fase de apoyo. Hay cierta tendencia hacia una ligera abducción de la tibia al contacto del talón, pero inmediatamente después la reacción del suelo tiende a producir adducción de la tibia.

Durante la primera parte de la fase de apoyo, la pelvis cae unos 5 grados de la horizontal en el lado opuesto, conforme esta pierna empieza su fase de balanceo Figura 28. (60)

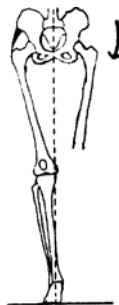


Figura 28. Pelvis en primera fase de apoyo

La caída de la pelvis está limitada por la acción de los músculos abductores de la cadera de la pierna en fase de apoyo. Figura 29. (60)

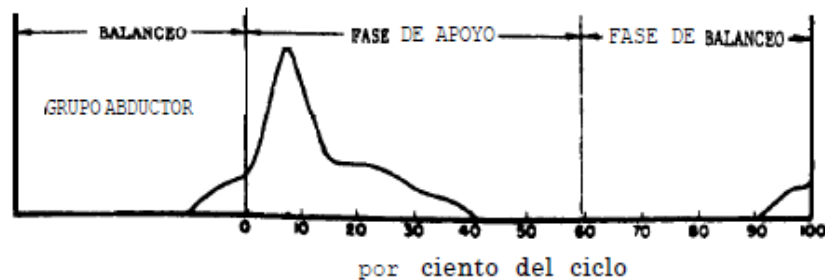


Figura 29. Pelvis en primera fase de apoyo

Existen determinantes de la marcha normal que intentan minimizar el desplazamiento vertical del cuerpo para reducir el gasto energético. El tronco oscila de lado a lado, con rotación axial y sagital simultáneamente, experimentando, aproximadamente, 2 cm de desplazamiento (56). Los determinantes de la marcha durante la marcha normal son la fase de oscilación y la fase de apoyo. Durante la fase en que una pierna se balancea, dicha pierna aumenta en un 15% la carga que soporta la otra pierna (de apoyo). En la fase de apoyo de una pierna, el 85% de todo el peso corporal recae sobre dicha pierna. (56)

Cuando se inicia la marcha hacia adelante, el centro de gravedad del cuerpo se desplaza en la misma dirección, y la carga recae sobre una pierna mientras la otra se balancea, básicamente para evitar que el cuerpo caiga hacia adelante. Esta es la fase de oscilación, en la que la cadera se flexiona unos 20° y la rodilla se flexiona lo suficiente como para que el pie pueda elevarse del suelo. Cuando la pierna completa la fase de oscilación, el pie adelantado golpea el suelo con el talón, ya que el pie, en este punto, está en dorsiflexión para no tocar el suelo durante el balanceo. Cuando el cuerpo pasa por encima del talón-pie estante, la rodilla pasa de una posición levemente flexionada a la extensión total, de

forma que el peso corporal no recaiga en la rodilla flexionada. En el momento del impacto del golpe del talón, la rodilla se flexiona levemente ( $15^\circ$ ) para minimizar el impacto. (56)

Tras el impacto del talón, empieza la fase de apoyo, dado que la pierna adelantada es la que soporta ahora la carga. El enderezamiento de la rodilla se produce no solo mediante la contracción del grupo muscular extensor del Cuadriceps, sino también por medio del grupo Gastrocnemius-Soleus, que se inserta encima de la articulación de la rodilla y tracciona la parte inferior de la pierna colocándola de nuevo debajo de la rodilla, lo que produce la extensión (56). En la fase de apoyo medio, el cuerpo pasa por encima del centro de gravedad del pie. En esta fase, la rodilla se encuentra completamente extendida, pero el mecanismo extensor permanece inactivo, sin que haya contracción muscular. La rodilla permanece extendida hasta la siguiente fase de oscilación de esta extremidad.

En los determinantes de la marcha, se produce cierta rotación de la pelvis ( $8^\circ$ ), el fémur ( $8^\circ$ ) y la tibia ( $9^\circ$ ), así como de la articulación del tobillo(56). Desde el inicio de la fase de oscilación, toda la rotación es interna hasta la fase de apoyo medio, momento en que la rotación se hace externa hasta la elevación del pie de apoyo. La rotación del fémur y la tibia no son iguales; así, se produce la rotación de la tibia sobre el fémur, y la de éste en la pelvis (56). La acción muscular que inicia estos movimientos se produce así: al inicio de la fase de oscilación, el Iliopsoas y el Cuadriceps se contraen, como lo hacen también la cabeza corta del Bíceps, el Gracilis y el Sartorius, que se contraen para desacelerar el balanceo. Los músculos Gracilis y Sartorius se contraen para extender la rodilla y dirigirla hacia adelante.

El Cuadriceps se contrae junto con el Iliopsoas para iniciar la fase de oscilación hacia adelante. En el golpe del talón, el Cuadriceps se contrae al máximo para absorber el golpe, relajándose a continuación para desacelerar la flexión de la rodilla ( $15^\circ$ ), que disminuye la elevación total del cuerpo durante la fase de apoyo medio.

En la fase de apoyo medio se produce una leve flexión de rodilla y, por tanto, la contracción isométrica de los Cuádriceps. Tras el golpe de talón y una vez que el pie se ha plantado firmemente sobre el suelo, el cuerpo pasa por encima del pie con la rodilla

extendida, pero ligeramente flexionada en la fase de apoyo medio. El grupo de músculos de la corva actúa como desacelerador y, probablemente, como propioceptor cinestésico. (56)

Hay tres ángulos importantes cuando se desea conocer la orientación de un segmento sobre otro y se denominan "ángulos comunes". El primer ángulo se define por la pelvis y muslo y se llama el ángulo de la cadera, el segundo ángulo está formado por el muslo y la pantorrilla y corresponde al ángulo de la rodilla y el tercero corresponde al ángulo del tobillo hasta la pantorrilla y pie. Estas variables se definen en los tres segmentos más bajos del cuerpo y las articulaciones que las unen (57).

La amplitud de movimientos de la cadera incluye la flexión, la extensión, abducción, aducción y rotación, existiendo una limitación fisiológica debida a los tejidos blandos de la articulación. (56,57)

La flexión está limitada por el grupo muscular de la corva. La extensión la limita el engrosamiento ligamentoso de la cápsula; la abducción, el grupo de músculos abductores, la aducción, el músculo tensor y la fascia de los músculos abductores; y la rotación, las fibras capsulares. La cadera se flexiona en la fase de oscilación, se mantiene en posición neutral durante la fase estante intermedia y se extiende luego cuando la pierna pasa por la fase de oscilación. La cadera oscila inicialmente  $60^\circ$  en la fase de oscilación hasta el golpe de talón, momento en que se inicia la extensión de la cadera, que se prolonga hasta la elevación talón y la elevación de los dedos. (56)

Durante cada ciclo de marcha, el tobillo atraviesa cuatro arcos de movimiento. El tobillo flexiona alternativamente el dorso y la planta, produciéndose los tres primeros arcos durante la fase de apoyo y el cuarto durante la fase de balanceo. Cada arco oscila entre los  $20^\circ$  y  $40^\circ$ . (56)

La extremidad inferior experimenta una rotación durante la marcha, además de la flexión y extensión, y todas ellas afectan al pie y al tobillo. Cuando el miembro entra en la fase de balanceo, el fémur rota internamente con lentitud, con la tibia rotando simultáneamente hacia dentro sobre el fémur. Esta rotación interna continua tras el golpe de talón hasta la fase de apoyo, y concluye cuando el pie está completamente apoyado en el suelo en la

fase de apoyo intermedio. En este punto de la marcha, la pierna comienza una rotación externa tanto de la tibia como del fémur, mientras que la pierna contraria inicia una rotación externa. (57)

Al alcanzarse la fase intermedia con el pie apoyado, el pie queda fijado en el suelo, así, la rotación debe producirse en la articulación subastragalina, puesto que no es posible que el astrágalo rote en la mortaja. Cuando el paciente entra ya en la fase de balanceo, se inicia la supinación y la dorsiflexión del pie. Cuando los dedos se elevan, el pie se dorsiflexiona y supina debido a la acción muscular del músculo Tibialis anterior. La supinación ha comenzado con el golpe de talón, y el pie inicia la pronación cuando se alcanza la fase de apoyo intermedio. (58,59)



## VIII. ANALISIS DE LA MARCHA HUMANA

El estudio de la marcha humana es una herramienta diagnóstica importante en la evaluación de patologías neuro-músculo-esqueléticas, ya sean transitorias o permanentes, locales o generales; aunque, comúnmente, otros padecimientos que afectan la deambulación son evaluados (40). Algunos de estos son la presencia de dolor, que lleva a adoptar posturas antiálgicas, enfermedades de debilitamiento general como cáncer, patologías respiratorias, edad, obesidad, o incluso problemas psicológicos o psiquiátricos como cuadros depresivos. (41)

Un análisis completo de la marcha de un paciente permite identificar los problemas específicos que la afectan y, partiendo de estos, es posible realizar la prescripción quirúrgica, terapéutica, farmacológica, generalmente con toxina botulínica (42,43) o de ayudas técnicas, para maximizar las habilidades físicas del paciente (44,45). Además, estos sistemas de análisis han sido utilizados en otros campos como la biomecánica deportiva (46), ergonomía, diseño y evaluación de calzado, ayudas técnicas u otros productos (47,48), evaluación de riesgo en actividades físicas, o simplemente para el estudio general de la biomecánica (49). Por lo tanto este tipo de estudios se conoce de forma más amplia como análisis de movimiento (50,51). Incluso, su campo de aplicación se ha extendido más allá del estudio del ser humano, y se ha utilizado para evaluaciones biomecánicas en animales (52).

Durante el análisis de marcha muchos factores deben ser considerados para realizar los estudios adecuadamente, algunos de ellos se deben tener en cuenta desde la etapa de configuración y planeación del laboratorio, otros para el proceso de adquisición de los parámetros, y otros para el análisis de los resultados. Los métodos y tecnologías existentes para este análisis son numerosos, y permiten la obtención de los parámetros cuantitativos característicos de un patrón de marcha de manera objetiva. (38)

Para el análisis de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los parámetros de interés de forma confiable y eficaz. Cada protocolo depende del tipo de pacientes por evaluar, la configuración del laboratorio, los parámetros que se desean obtener y la forma en que éstos son presentados, así como del orden, tiempo y ciclos de utilización de los equipos, la colocación de los marcadores (cuando se requieren) y los programas para el procesamiento de los datos, entre otros aspectos. (57)

Un patrón de marcha humana puede ser caracterizado con diferentes tipos de parámetros, algunos básicos y otros de mayor complejidad. De la forma más básica, la marcha se describe mediante parámetros espacio-temporales. Aunque estos parámetros no sólo varían entre sujetos sino también en el mismo sujeto, resultan ser representativos de una persona cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha (como terreno, calzado, transporte de carga, edad, fatiga, peso) se mantienen constantes (38). Sin embargo, se obtiene una descripción más detallada del ciclo de la marcha al utilizar información cinemática, y en mayor medida si el estudio se completa con información cinética. Con los estudios cinemáticos es posible registrar las variaciones angulares de las articulaciones del cuerpo así como la inclinación, torsión y oscilación de los segmentos corporales. Por su parte, los estudios cinéticos se enfocan principalmente en reportar las fuerzas de reacción del suelo y los momentos y potencias presentes en las articulaciones. (47,49).

En algunos casos se realizan otros estudios complementarios como el registro de la actividad muscular con electromiografía dinámica, la determinación del consumo energético, o el monitoreo del gasto cardio-respiratorio mediante espirometría (51). Mediante la electromiografía es posible diagnosticar problemas en los músculos, en las uniones neuro-musculares, o desórdenes nerviosos (52). La interpretación de la secuencia de activación y la intensidad relativa del esfuerzo presentes en la señal de EMG, permiten evaluar la efectividad funcional de la acción muscular. (54, 55)

El tanque de marcha es una de las más populares alternativas para las terapias de rehabilitación en pacientes con problemas neurológicos y osteomusculares debido a la rápida recuperación e impacto sobre el sistema muscular y articular. A pesar de esta popularidad, no se han registrado variables biomecánicas cuantitativas que permitan

garantizar su efectividad. Actualmente uno de los métodos más reconocidos para medir esta eficacia en terapias acuáticas es la electromiografía, a través de la cual, se registra la actividad eléctrica del sistema nervioso y muscular como expresión de la despolarización de las membranas durante la contracción ocasionada por el paciente al caminar dentro del agua. La potencia muscular se evalúa a partir de la energía almacenada en la señal mioeléctrica que determina el aporte energético de las fibras rápidas y lentas en el proceso de rehabilitación (60).

La principal dificultad para aplicar la electromiografía como sistema de medición de efectividad en terapias acuáticas, es la fijación de los electrodos a la piel, debido a que al filtrarse agua entre la piel y el electrodo puede afectar la fidelidad de la señal adquirida, sin contar con los complejos, sofisticados y costosos equipos necesarios para transmitir la señal electromiográfica (60).

Para la obtención de los parámetros de interés existen varias alternativas de equipos que pueden ser utilizados. Estos equipos permiten evaluar la marcha de forma cuantitativa. Los laboratorios más sencillos pueden obtener los parámetros espaciotemporales mediante la utilización de cintas métricas, cronómetros y un análisis visual sistemático. Para los análisis cinemáticos y cinéticos, se cuenta con gran variedad de herramientas como la dinamometría, acelerometría, ultrasonido, goniometría digital, sistemas de análisis en dos y tres dimensiones, entre otros. Estas técnicas permiten extraer información cuantitativa y más confiable que la obtenida con la simple observación de los eventos, siendo esta última inadecuada estadísticamente (40).

Actualmente uno de los métodos más utilizados es la combinación de plataformas dinamométricas para la cinética con técnicas de videogrametría para la cinemática, comúnmente en unión a sistemas de registro de electromiografía dinámica. Para esta última se utilizan sistemas telemétricos multicanal que permiten al paciente realizar su marcha libremente, de modo que se puede registrar simultáneamente la acción de varios grupos musculares para ser posteriormente contrastada con la información cinética y

cinemática en todas las fases del ciclo de la marcha.

Uno de los aspectos con mayor influencia durante el proceso de adquisición en los análisis mediante videogrametría, es el protocolo de colocación de los marcadores que utiliza el sistema para detectar los puntos anatómicos. Para la colocación de los marcadores algunos de los protocolos más conocidos son Newington, Gage, Davis, Helen Hayes, Kadaba o el modelo VCM (Vicon Clinical Manager) (59, 60).

Entre estos, el protocolo Davis es uno de los más utilizados actualmente. Este protocolo usa como puntos anatómicos de referencia prominencias óseas como el acromion, la espina iliaca antero-superior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral lateral, la cabeza del peroné, el maléolo lateral, la cabeza del quinto metatarsiano, la séptima vértebra cervical, la primera vértebra sacra y los calcáneos. Utiliza también marcadores proyectados en barras para la mitad del muslo derecho e izquierdo y la mitad de la pierna derecha e izquierda. Estos marcadores reflectivos, que son detectados por las cámaras infrarrojas, son adheridos a la piel del paciente en los puntos mencionados (59, 60).

El posicionamiento de los marcadores es un punto crítico y una fuente considerable de errores en los parámetros. Lo ideal para obtener los movimientos más precisos de los huesos sería ubicar los marcadores directamente adheridos a las estructuras óseas, sin embargo las desventajas son evidentes en cuanto al dolor, riesgo en el procedimiento y la modificación de los movimientos naturales. Por esto se utilizan los marcadores adheridos a la piel en puntos anatómicos de referencia como se mencionó para el protocolo Davis. Sin embargo, se ha reportado que ésta es la configuración menos precisa para los marcadores, debido a que cada uno presenta desplazamientos independientes respecto al hueso (59).

Algunos estudios han reportado hasta 40 mm de errores traslacionales y más de 13 grados en errores rotacionales. Otros estudios que analizan la similitud entre los resultados obtenidos en estudios con marcadores en la piel y marcadores adheridos al hueso, han encontrado errores relativos del 21% en movimientos de flexo-extensión, 63%

en aducción-abducción y 70% en rotación interna y externa, aunque los desplazamientos dependen del gesto que se esté realizando. Se ha confirmado con estudios adicionales que la mayor inestabilidad se da en el plano transversal, seguido por el frontal, y que en el plano sagital no es tan significativa (59, 60).

Para contrarrestar este inconveniente, algunos protocolos utilizan arreglos de marcadores adheridos a superficies rígidas, o la combinación de estos arreglos con marcadores independientes (59). Esto, además de hacer más práctica la colocación de marcadores, ayuda a mejorar la precisión, ya que los desplazamientos de los marcadores no son individuales. Por otro lado, el uso de marcadores en barras proyectadas lateralmente al segmento (como los utilizados para la mitad de cada muslo y la mitad de cada pierna en el protocolo Davis), utilizadas para un mejor cálculo de las rotaciones en el eje longitudinal, puede generar mayores errores debido a la vibración que presentan cuando el impacto del talón es brusco o la inercia del gesto es alta.

No obstante, el posicionamiento ideal de los marcadores es un aspecto con el que aún no se ha llegado a un acuerdo, y por lo tanto es una falencia común en los protocolos actualmente utilizados, siendo reportado como una fuente de error mayor que los errores instrumentales y de calibración (59, 60). Otro error adicional se debe a la incorrecta detección de los puntos anatómicos para la colocación de los marcadores, que es especialmente difícil en pacientes con ciertas condiciones patológicas, aunque también es una fuente de error común para todos los protocolos. Para evitar estos errores se están realizando nuevos avances como la unión con sistemas de resonancia magnética, fluoroscopia o radiografía para tener conocimiento constante del posicionamiento óseo, aunque sólo se logra en volúmenes pequeños de muestreo (59, 60). Otro punto de partida que se ha reportado para la disminución de estos errores es la colocación de los marcadores en posiciones más alejadas de los centros articulares, pero esto podría dificultar y hacer más subjetiva esta colocación, pues los centros articulares que tienen prominencias óseas son de más fácil reconocimiento mediante palpación. (60)

Para el análisis de la marcha y el posterior cálculo de los ángulos en el ambiente acuático es necesario marcar puntos anatómicos en los sujetos mediante el uso de marcadores

pasivos. El sujeto tiene dos marcadores pasivos en el eje central de la extremidad derecha. La elección de estos puntos se basa en el modelo bidimensional de cuatro segmentos (60). A través de este modelo las extremidades superiores y el tronco se representan como un único segmento llamado CBT (cabeza, brazos y tronco), y el miembro inferior se divide en tres segmentos: muslos, piernas y pies. Los segmentos están delimitados por puntos en estructuras anatómicas: hombro, trocánter mayor del fémur, cóndilo femoral lateral, maléolo lateral, base del V metatarsiano y todos los puntos hacen referencia al mismo sistema de coordenadas.

Los puntos analizados en este estudio sagital y cinemático de la marcha humana corresponden al cóndilo femoral lateral y al maléolo lateral. Los marcadores pasivos son amarillos, impermeables con dimensiones iguales a 3,5 x 3 cm. Figura 30. (60)



**Figura 30.** Marcadores pasivos

Cada individuo se sumerge en el tanque de marcha, con el nivel de agua en la apófisis xifoides, caminando a una velocidad de su elección.

### **Pista o pasillo**

Las dimensiones de la pista o pasillo en el que el paciente realiza su marcha, deben ser suficientes para lograr la ejecución de más de un ciclo completo de la marcha a cadencia

libre. Cuando el paciente se encuentra al inicio o al final de la pista, la captura de los marcadores por las cámaras se dificulta, por la posición del sujeto con respecto a éstas (60).

Para tener los parámetros de la marcha se necesita como mínimo el análisis de un ciclo completo, que consiste en dos pasos o una zancada, pero como en los extremos de la pista el reconocimiento de los marcadores no es tan bueno, es recomendable que el paciente tenga suficiente espacio para realizar más de un ciclo completo (60). En muchos casos, la utilización de pistas de aproximadamente 4 m. resulta suficiente para establecer una marcha natural (78,79).

En niños sanos, el largo de zancada promedio es de 1,07 m aproximadamente, mientras que en personas de 10 a 79 años el máximo promedio se da en los hombres de 15 a 19 años y es de 1,2 m en marchas normales, llegando hasta 1,6 m en promedio en marchas rápidas con una desviación estándar de 0,06 m en cada paso. Así, en algunos casos un pasillo de 4 m. sería apenas suficiente para realizar 2 ciclos completos, y el análisis debería realizarse sobre los dos pasos intermedios (1 sólo ciclo), de modo que no se incluya el paso inicial ni el final (78,79).

Pistas más largas permiten una marcha más típica y mayor información para realizar cálculos estadísticos de los parámetros. Por esto en algunos laboratorios se utilizan pistas de 10 o 20 m como en los de Derby Hospitals y University of Nebraska Medical Center o se hace el análisis en bandas caminadoras instrumentadas con plataformas de fuerzas como en el laboratorio de University of Virginia. Esta última opción permite además analizar el patrón de marcha en planos inclinados mediante la elevación de los extremos de las bandas con pistones, sin embargo en éstas el patrón no es del todo natural ya que no son las mismas condiciones para caminar que en terrenos estáticos.

El análisis de las variables angulares del ciclo de la marcha acuática (100% al igual que la marcha terrestre) se dividirá en sus fases y subfases. Se considera la fase de apoyo del 60% y la fase de balanceo del 40%. La fase equivalente al 60% del ciclo fue subdividida

en la fase de apoyo inicial (ciclo inicial de 10%), fase de apoyo medio (30% del ciclo), apoyo final (60% del ciclo). La fase de balanceo correspondiente al 40% del ciclo de la marcha esta subdividida en: fase de equilibrio inicial (60 a 73%), fase media de equilibrio (73% a 87%) y fase final de equilibrio (87% a 100% del ciclo) (78,79).



## IX. ESTADO DEL ARTE

Se revisaron las publicaciones más relevantes y recientes utilizando las palabras y términos MESH: "Hydrotherapy", "water therapy", "march", "gait", "underwater", "goes underwater", "Kinematics", "measurements", "computerized system", "underwater image capture", "videogrametría" en las bases de datos MEDLINE, PUBMED y COCHRANE encontrando 32 artículos relacionados con hidroterapia y manejo de algunas patologías neuromusculares y osteoarticulares(61-92), pocos artículos fueron fundamentados en parámetros biomecánicos y solo 5 artículos relacionados con la evaluación de la marcha subacuática.

En un estudio del departamento de disfunción motora del Instituto de Investigaciones del Centro Nacional de Rehabilitación para personas con discapacidad en Tokorozawa, Japón y el Departamento de Maquinarias de la Facultad de Ingeniería de Sistemas del Instituto Shibaura de tecnología en Saitama, Japón, en el año 2004 se evaluaron las características de la marcha a diferentes velocidades en tierra y en agua, en 16 individuos adultos jóvenes sanos describiendo la actividad electromiográfica del Bíceps femoris y del Gluteus maximus, y haciendo mediciones cinemáticas y cinéticas (75). Utilizaron cinco marcadores en el lado derecho del tronco y la extremidad inferior derecha a nivel del centro geométrico de las articulaciones, ubicándolos en el punto medio de la cresta iliaca entre la espina iliaca anterosuperior y posterosuperior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral lateral, el maléolo lateral y la quinta articulación metatarsal.

Ubicaron dos cámaras en el lado derecho del sujeto en estudio, a una distancia de 2 metros y analizaron los movimientos reconstruyendo la posición de los marcadores en coordenadas tridimensionales. El objetivo principal de este estudio fue identificar la función principal de los momentos articulares de la cadera, rodilla y tobillo y su contribución con la función de soporte y propulsión en la fase de apoyo y compararon los resultados de la marcha en agua con la marcha en tierra, encontrando:

- La flexión plantar del tobillo es menor mientras caminaban en agua.
- El momento de extensión de la rodilla al caminar en agua presenta un solo pico en la fase de apoyo, mientras que en tierra aparecen dos picos de extensión
- El momento de extensión de cadera aparece siempre en la fase de apoyo en agua.
- El momento de extensión de cadera aumenta al incrementar velocidad de marcha en agua.
- La fuerza de impacto sobre la articulación de la rodilla se redujo drásticamente por la flotabilidad, pero aumenta con la velocidad de marcha.
- El momento de flexión plantar en la fase de apoyo del tobillo aumenta al incrementar la velocidad de la marcha.

Concluyeron que el rol funcional de cada músculo de la extremidad inferior es diferente, que el grupo muscular del tobillo está encargado de soportar el peso contra la gravedad y que el grupo muscular involucrado en la extensión de la cadera contribuye con la propulsión de la marcha. Además que durante la marcha en agua se reducen los momentos articulares y cambia completamente la coordinación interarticular. (75)

En el año 2005, el estudio dinamométrico de la marcha humana subacuática del laboratorio de investigaciones en biomecánica acuática del centro de educación física, fisioterapia y deportes (CEFID) de la Universidad del estado de Santa Catarina (UDESC) en Brasil (91), hizo un análisis de los parámetros temporales y de los componentes verticales de la fuerza de reacción del suelo (FRS) al andar en medios acuáticos a una profundidad de la espina-iliaca-antero-superior. Estudio realizado en 2 sujetos del género masculino, con 1,86 y 1,87 metros de estatura, con edades de 21 y 29 años. Los sujetos pasaron 20 veces sobre una pasarela de 4,15 metros de largo, posicionada en el fondo de la piscina, que contenía dos plataformas de fuerzas subacuáticas. El valor medio de pico máximo quedó entre 60 e 70%. Con relación a los valores medios de tiempo del primer paso, segundo paso y tiempo de doble apoyo para el sujeto 1 fueron de: 1,33; 1,35; y 0,33 segundos, y para el sujeto 2 de: 1,32; 1,36; y 0,30 segundos respectivamente. Los

resultados mostraron una disminución de aproximadamente la mitad en el componente vertical de la FRS y un aumento de los valores temporales cuando fueron comparados con la marcha en el suelo.

En 2005 un estudio realizado en la Universidad de Sao Paulo con 10 adultos voluntarios sanos (4 hombres, 6 mujeres) con edad promedio de  $29 \pm 6$  años, talla de  $1.65 \pm 0.10$  m, y peso de  $63 \pm 10$  kg. en quienes se evaluó primero la marcha en diez ocasiones en el laboratorio de marcha en tierra, y luego en condiciones acuáticas durante diez ocasiones sumergidos hasta el nivel del apéndice xifoides en la piscina (78). Utilizaron marcadores corporales en el lado derecho del cuerpo en: la cabeza del quinto metatarsiano, el maléolo lateral, el epicóndilo femoral, el trocánter mayor, y 5 cm debajo de la proyección lateral del apéndice xifoides. Obtuvieron las imágenes del movimiento en el plano sagital con una cámara fija digital (GRDVL-9800U, JVC). Para la digitalización de todos los marcadores usaron el software APAS (Ariel Performance Analysis System) y la reconstrucción, filtro y posterior análisis con el software Matlab (Mathworks, Inc., versión 6.5). Obtuvieron datos cinemáticos, duración del paso, velocidad de la marcha, tiempo de duración de la fase de apoyo, rangos de movimiento de segmentos corporales del tronco, pelvis, cadera, rodilla, tobillo y pie. Además obtuvieron datos cinéticos del componente vertical de la fuerza de reacción al piso en tierra y en agua. Figura 31. (78)



**Figura 31.** Fuerza de reacción a piso en agua

En la evaluación articular y de los ángulos evaluados, observaron que el ángulo del tobillo tiene más flexión plantar en agua durante la fase de apoyo y al final de la fase de balanceo que en tierra. La articulación de la rodilla en agua presenta una reducida flexión durante los primeros 15° comparadas con la flexión en tierra, así como una mayor extensión en agua que en tierra durante la fase de soporte. La articulación de la cadera en condiciones bajo el agua y en tierra tiene un comportamiento similar a excepción del pico de flexión mayor que se observó en la fase de balanceo durante la marcha en agua. Tabla 4. (78)

<b>RANGO</b>	<b>Tierra (promedio +- DS)</b>	<b>Agua (promedio +- DS)</b>
<b>De movimiento articular</b>		
Tobillo (°)	32.9 +- 4.1	32.3 +-11.6
Rodilla (°)	61.4 +- 4.6	56.4 +- 8.7
Cadera (°)	29.3 +- 7.0	29.6 +- 3.5
<b>Del segmento angular</b>		
Pie (°) *	100.7 +- 7.2	78.5 +- 14.3
Pierna(°)*	76.8 +- 6.0	60.9 +- 6.7
Muslo (°)	42.4 +- 5.9	42.7 +- 3.9
Tronco(°)**	18.8 +- 3.9	15.9 +- 4.1

\*p <0.005

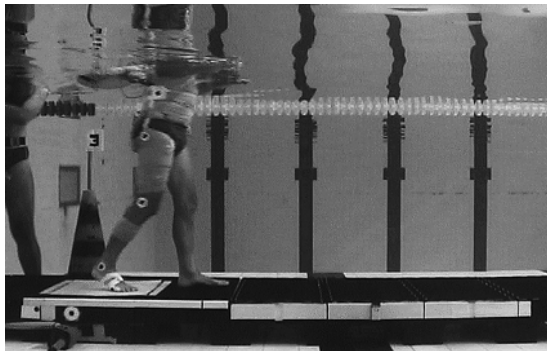
\*\*p< 0.05

**Tabla 4.** Rangos de movimiento comparativo tierra-agua

Posteriormente, en el año 2006, en otro estudio (79) se examinaron los parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha en 10 personas ancianas sanas ( $70 \pm 6$  años) caminando en agua y en tierra y los compararon con un grupo de referencia de 10 adultos más jóvenes ( $29 \pm 6$  años). Encontraron que en las personas más viejas caminando en tierra tienen menor longitud de zancada, velocidad más lenta del paso, valores más bajos de la fuerza de reacción al piso, impulsos horizontales superiores, rango menor del movimiento de la rodilla y dorsiflexión menor del tobillo (79). Todos ellos caminaron sumergidos en el agua hasta el nivel del proceso xifoideo, en piscina de 10 metros, caminando durante 10 ocasiones.

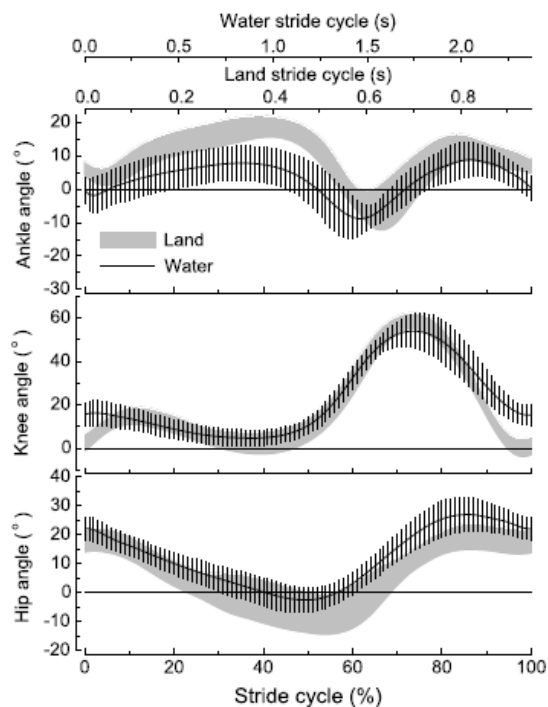
Capturaron imágenes subacuáticas en el plano sagital mediante una cámara fija digital (GRDVL-9800U, JVC). Utilizaron marcadores pasivos reflectivos localizados en la cabeza del V metatarsiano, maléolo lateral, epicóndilo lateral del fémur, trocánter mayor y 5 cm debajo y lateral del proceso xifoideo. La posición de los marcadores en el video fue posteriormente digitalizada usando un software APAS.

Al mismo tiempo le realizaban Electromiografía de superficie sobre el Tibialis anterior (TA), Gastrocnemius medialis (GM), Vastus lateralis (VL), cabeza larga y corta del Bíceps femoris (BFLH y BFSH), Tensor Fasciae Latae (TFL), Rectus-abdominis (RA), y Erector spinae (ES) y a nivel de los músculos paravertebrales derechos de la primera vértebra lumbar (L1). Figura 32. (78)



**Figura 32.** Electromiografía de superficie en medio acuática

Cuando compararon la marcha subacuática de los ancianos con la de los adultos, encontraron que los ancianos caminaban mucho más lentamente en la tierra que los adultos, pero ambos grupos presentaban la misma velocidad en el agua. Los ancianos presentan significativamente menor longitud y menor duración de zancada que los adultos más jóvenes en el agua. Así, las adaptaciones de las personas ancianas caminando en agua difieren de las del grupo de edad más joven. Este hecho debe considerarse cuando se prescriben programas de rehabilitación o de idoneidad para estas poblaciones. Figura 33. (78).

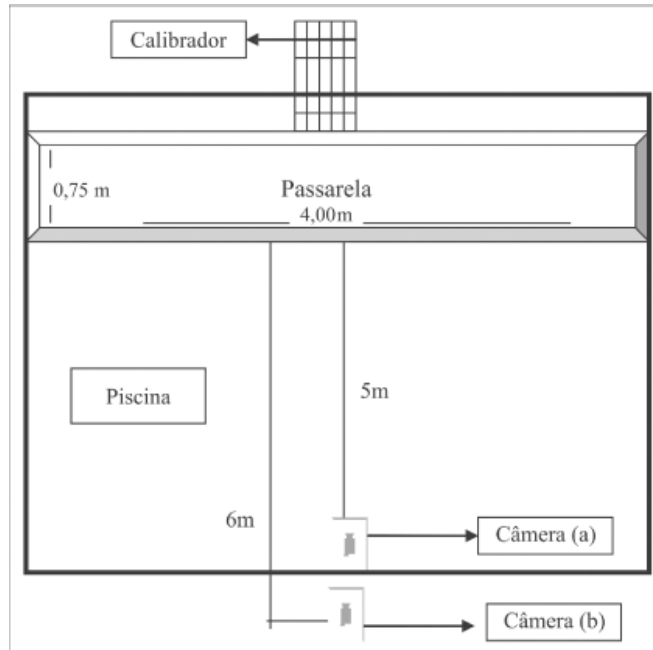


**Figura 33.** Comparación marcha medio acuática y terrestre en ancianos

En el año 2007 la revista Brasileña de medicina del deporte publicó un estudio comparativo de los parámetros angulares de la marcha humana en ambiente acuático y terrestre en individuos adultos jóvenes sanos. (92) Estudio realizado en el laboratorio de ingeniería de rehabilitación del área de hidroterapia de la clínica Escola de la Pontificia Universidad Católica de Paraná, en la ciudad de Curitiba, Brasil en el periodo de enero a febrero de 2006. Estudio realizado en 19 individuos, voluntarios del género masculino, mayores de 18 años. Para el análisis de la marcha y posterior cálculo de los ángulos articulares en ambiente terrestre y acuático fue necesario marcar los puntos anatómicos a través del uso de marcadores pasivos, basados en el modelo bidimensional de los cuatro segmentos, en el cual todos los puntos están referenciados a un mismo sistema de coordenadas. Cada individuo caminó a una velocidad cómoda en una pasarela de 4,0 x 1,10 m en una piscina de 4,0 m x 6,0 m. El agua estuvo a nivel del apéndice xifoides.

Para la obtención de las imágenes en el ambiente acuático, utilizaron dos cámaras de video digital. Una cámara fue posicionada en el interior de la piscina a una distancia de

5,0 m de la pasarela. La otra cámara fue posicionada fuera de la piscina a una distancia de 6,0 m del borde contralateral de la pasarela. Gráfica 35. (92)



**Figura 34.** Posicionamiento de cámara dentro de la piscina

Las imágenes fueron transferidas a un computador con un software Adobe Premier-Pro versión 7.0. Por cada individuo fueron seleccionados 3 ciclos de marcha. La reconstrucción, filtro y posterior análisis con el software Matlab (Mathworks, Inc., versión 6.5).

Para el análisis de las variables angulares en ambiente terrestre y acuático, el ciclo de la marcha (100%) fue dividido en sus fases y subfases. Considerando que la fase de apoyo y balanceo para el ambiente acuático y terrestre es de 60% y 40% respectivamente. La fase de apoyo fue subdividida en fase de apoyo inicial (10% inicial del ciclo), apoyo medio (10% a 30% del ciclo), apoyo final (30% a 60% del ciclo). La fase de balanceo fue subdividida en balanceo inicial (60 a 73% del ciclo), balanceo medio (73% a 87% del ciclo) y balanceo final (87% a 100% del ciclo). Tabla 5 (92).

FASE	Rodilla		Tobillo	
	AT	AA	AT	AA
<b>Apoyo inicial</b>	5.11 +- 4.44	19.88 +- 9.98	49.94 +- 3.44	62.24 +- 5.91
<b>Apoyo medio</b>	8.66 +-5.42	12.34 +- 6.46	56.42 +- 3.97	67.93 +- 4.58
<b>Apoyo final</b>	6.29 +-3.79	8.52 +- 3.18	64.03 +- 4.69	70.12 +- 4.78
<b>Balance inicial</b>	43.12 +- 5.82	40.92 +- 14.43	47.99 +- 4.53	57.04 +- 6.95
<b>Balance medio</b>	57.13 +- 3.07	63.94 +- 17.57	54.58 +- 4.05	63.03 +- 7.02
<b>Balance final</b>	17.57 +- 5.60	38.22 +- 8.89	57.01 +- 3.29	66.16 +- 4.57

**Tabla 5.** Medición de los valores angulares de la articulación de la rodilla y el tobillo en un ciclo de marcha

Encontraron que el apoyo inicial y el balanceo final en la extensión articular de la rodilla en ambiente terrestre es mayor que en el ambiente acuático. Durante el balanceo inicial y medio, la flexión de la rodilla es mayor en ambiente acuático que en el terrestre. Los resultados obtenidos en esta investigación contrastan con los realizados por Yamamoto (1995), Ervilha (1999) y Miyoshi et al. (2003-2004), que encontraron diferencias para el movimiento de la rodilla en agua cuando los comparan con el ambiente terrestre. Estos autores relatan que no hay apoyo inicial en ambiente acuático y la rodilla está en flexión.

Este estudio presenta diferencias con los resultados encontrados por Barela; Stolf y Duarte (2005), que no encontraron diferencias para el patrón de movimientos de la rodilla en ambiente acuático y terrestre. Encontraron una flexión en ambiente acuático menor en relación con el ambiente terrestre durante los 15° iniciales del ciclo de la marcha y cuando compararon la flexión encontrada para la fase de balanceo medio, en agua la flexión también fue menor. En la fase de apoyo inicial en tierra, los individuos realizan durante el apoyo del calcáneo, dorsiflexión del tobillo que disminuye a la posición neutra articular en la fase de apoyo medio. En el apoyo final la articulación está en plantiflexión y a medida que la fase de oscilación ocurre, la articulación pasa nuevamente a una posición neutra hacia el balanceo final, donde nuevamente estará en dorsiflexión

Barela, Stolf y Duarte en 2005 (78) aclaran que la articulación del tobillo en ambiente acuático está prácticamente neutra durante el apoyo inicial. Otros estudio (75,95) encontraron un pico de dorsiflexión en el apoyo medio para el ambiente acuático y en el estudio de Infantini y Rodriguez del 2000 (13) aclaran cualitativamente que el tobillo



presenta en el ambiente acuático una disminución de la dorsiflexión en el apoyo inicial. En la oscilación inicial ocurre un aumento de la plantiflexión del tobillo, pero esta fue menor en el ambiente acuático. Estos resultados son diferentes a los encontrados en otros estudios. (13, 37, 78, 93)

A partir del apoyo medio y hasta el apoyo final ocurre una variación angular mayor del tobillo en dirección a la plantiflexión la cual aumenta significativamente en este periodo. (37,93)

Barela, Stolf y Duarte en 2005 (78) aclaran que durante el 60% de la fase de apoyo y en la oscilación final, la plantiflexión del tobillo en agua fue mayor. Estudios anteriores (75, 78, 94) constatan que la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, músculo responsable de la dorsiflexión, fue menor en ambiente acuático. Puede deducirse que los sujetos en ambiente acuático buscaran mayor contacto con la superficie para garantizar mayor estabilidad y equilibrio.

Mecánicamente el aumento de la flexión de la rodilla que ocurre en el ambiente acuático promueve la disminución de la inercia angular y facilita una rotación del segmento de apoyo en la superficie, no siendo necesario realizar una dorsiflexión durante el apoyo inicial.

Este estudio concluye que la marcha en el medio acuático presenta diferencias significativas en relación con el comportamiento articular en sus fases y subfases en relación con la marcha en ambiente terrestre, que deben ser consideradas durante la elaboración de un programa de tratamiento que utilice la hidroterapia como recurso. En el medio acuático la articulación de la rodilla realiza extensión articular menor a la realizada en tierra y la articulación del tobillo realiza apoyo en el talón, permaneciendo en una posición neutra principalmente durante la fase de apoyo inicial.

Estas diferencias pueden atribuirse al hecho de que el cuerpo humano adopta patrones de movimiento y diferentes estrategias motoras mientras camina en el medio acuático. Esto ocurre probablemente, por la necesidad de adaptar el sistema sensorio-motriz al deambular en un medio con diferentes características físicas. La falta de familiaridad y las

condiciones ambientales impuestas por el medio líquido promueven adaptaciones al movimiento de la marcha en el medio acuático para así tener éxito en el nuevo entorno.

A nivel nacional el programa de ingeniería biomédica de la escuela de ingeniería de Antioquía y la Universidad CES Medellín, Colombia realizaron un trabajo sobre las consideraciones para el análisis de la marcha humana con técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría, por ser estos los de mayor utilización en la actualidad. Muestra los parámetros espaciotemporales, cinéticos y cinemáticos que usualmente se analizan en estudios de marcha y detallan las consideraciones para la configuración y proceso de adquisición de un laboratorio de marcha. Establecen las consideraciones para el análisis de resultados en estudios de marcha, al presentarlas analizadas desde el punto de vista teórico, partiendo de revisiones bibliográficas, y desde lo práctico, de la experiencia directa con pacientes.

## X. MÉTODOLÓGIA

Estudio realizado en el tanque de marcha del área de hidroterapia de la Clínica Universidad de la Sabana, en el municipio de Chía, departamento de Cundinamarca, Colombia, durante el mes de mayo de 2012.

Estudio descriptivo en el que participaron 4 individuos voluntarios (2 mujeres y 2 hombres) mayores de 18 años, quienes firmaron libremente el consentimiento informado.

En este estudio se siguen las pautas que sobre investigación en seres humanos están previstas en la Declaración de Helsinki (versión 2008), las pautas CIOMS, el informe Belmont, y con base en el artículo 5 del capítulo 1 de la Resolución 8430 del 4 de octubre de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia (actualmente Ministerio de la Protección Social) sobre los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, en este trabajo prevalece el criterio del respeto a la dignidad, protección de los derechos y el bienestar humano.

Este trabajo:

1. Se ajusta a los principios científicos y éticos.
2. Se fundamenta en la experimentación previa realizada en otros laboratorios de marcha (Instituto de Investigaciones del Centro Nacional de Rehabilitación para personas con discapacidad en Tokorozawa, Japón; el Departamento de Maquinarias de la Facultad de Ingeniería de Sistemas del Instituto Shibaura de tecnología en Saitama, Japón; el laboratorio de investigaciones en biomecánica acuática del centro de educación física, fisioterapia y deportes (CEFID) de la Universidad del estado de Santa Catarina (UDESC) en Brasil; y el laboratorio de ingeniería de rehabilitación del área de hidroterapia de la clínica Escola de la Pontificia Universidad Católica de Paraná, en la ciudad de Curitiba, Brasil).
3. Prevalece la seguridad de los individuos bajo estudio, a los que se les expresa claramente los riesgos a través del Consentimiento Informado y por escrito.

4. Es realizado por profesionales con conocimiento y experiencia para cuidar la integridad del ser humano bajo la responsabilidad de una entidad de salud, supervisados por las autoridades de salud, y con los recursos humanos y materiales necesarios que garantizan el bienestar del individuo que participa en el estudio.
5. Se lleva a cabo con la autorización del representante legal de la Clínica Universidad de la Sabana y de la Universidad de la Sabana.
6. Se protege la privacidad del individuo, sujeto de investigación. Los datos que puedan identificar al sujeto de investigación son anonimizados, y la información es manejada siguiendo criterios de confidencialidad y en las publicaciones derivadas del estudio no se podrán identificar a los sujetos que intervinieron.
7. Este trabajo se clasifica como **investigación con riesgo mínimo** que emplea el registro de datos a través de dos procedimientos comunes: una fase inicial de examen físico general y toma de medidas angulares de miembros inferiores a través de un goniómetro, y una segunda fase en la que se aplican unas marcas autoadhesivas en los miembros inferiores del individuo, que luego es filmado al hacerlo pasar caminando por un pasillo sumergido en agua hasta el nivel del apéndice xifoides.

## **CONSIDERACIONES AMBIENTALES**

1. El estudio no tiene ningún riesgo ecológico o ambiental.

## **CONFIDENCIALIDAD**

Con el propósito de respetar los principios éticos para la investigación médica que involucra sujetos humanos, incluyendo la investigación respecto a material y datos humanos enunciados en la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, actualizada en la 59ª Asamblea General, Seúl, Corea, octubre 2008:

1. La responsabilidad del estudio es del investigador principal.
2. Todos los procedimientos de la investigación son realizados por profesionales calificados, idóneos y competentes desde el punto de vista clínico.
3. Los investigadores involucrados en el estudio no tienen conflictos de intereses.
4. Se garantiza la confidencialidad de los datos obtenidos utilizando como identificación de los pacientes el número de la historia clínica y en ningún caso se revela la identidad de los sujetos involucrados.
5. Los resultados son publicados en revistas de carácter científico y académico, haciendo referencia a datos generales y no a pacientes en particular.
6. Tienen acceso a los instrumentos de la investigación, únicamente, los investigadores involucrados en el estudio y los monitores del mismo.

## **ASEGURAMIENTO Y CONTROL DE LA CALIDAD**

El proceso estuvo monitorizado por el grupo de monitoria del Clínica Universidad de la Sabana para garantía de la calidad de la información y el cumplimiento de las normas de buenas prácticas clínicas.

Los **criterios de inclusión** del presente trabajo fueron individuos adultos jóvenes sanos, mayores de 18 años, que participaron de manera voluntaria y firmaron el consentimiento informado.

Los **criterios de exclusión** fueron las contraindicaciones relativas y absolutas para permanecer en ambiente acuático previstas por la literatura, a saber: presencia de heridas abiertas, procesos infecciosos o inflamatorios agudos, hipertensión arterial no controlada, alteraciones cardíacas o pulmonares en períodos no estables, insuficiencias orgánicas en períodos de descompensación, mal estado general, pacientes desorientados, epilepsia no controlada, diabetes no controlada y tuberculosis. Personas con alteraciones del patrón de marcha, con limitaciones físicas de los sistemas óseo, muscular, articular, nervioso y cardiopulmonar diagnosticados.

Para la recolección de los datos, los sujetos fueron sometidos inicialmente a una selección denominada fase I, a través de una entrevista y un examen físico general. Los sujetos seleccionados fueron sometidos a un análisis clínico observacional de la marcha en ambiente terrestre por el médico residente de fisiatría en la fase II. Los sujetos seleccionados fueron sometidos a un análisis cinemático de la marcha en ambiente acuático en la fase III.

Para la selección de los sujetos se utilizó una ficha de evaluación elaborada para el estudio (anexo 1). Se analizaron 4 individuos adultos sanos sin antecedentes patológicos así:

<b>Genero</b>		<b>Femenino</b>		<b>Masculino</b>		
<b>Individuo</b>		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	
<b>Edad (Años)</b>		21	30	26	38	
<b>Dominancia cerebral</b>		Izquierda	Izquierda	Derecha	Izquierda	
<b>Peso (Kg.)</b>		58	65	72	82	
<b>Talla (m.)</b>		1,70	1,68	1,70	1,76	
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>		20,06	23,04	24,91	26,47	
<b>TENSIÓN ARTERIAL</b> (MSD - mm de Hg)		Sedente	110/70	120/70	110/80	130/80
		Bípedo	110/70	115/70	110/70	130/80
<b>FRECUENCIA</b> (Por minuto)	<b>CARDIACA</b>	76	72	70	80	
	<b>RESPIRATORIA</b>	16	16	18	18	

**Tabla 6.** Resumen evaluación general de individuos

- Individuo 1  
Género femenino, edad 21 años, dominancia cerebral izquierda, peso de 58 kg, talla 1,70 m, IMC: 20,06 Kg/m<sup>2</sup> con signos vitales estables (T/A 110/70 mm de Hg brazo derecho sentado y 110/70 mm de Hg brazo derecho en bipedo, Frecuencia cardiaca 76 x minuto, Frecuencia respiratoria: 16 x minuto).
- Individuos 2  
Género femenino, edad 30 años, dominancia cerebral izquierda, peso de 65 kg, talla 1,68 m, IMC: 23,04 Kg/m<sup>2</sup> con signos vitales estables (T/A 120/70 mm de Hg

brazo derecho sentado y 115/70 mm de Hg brazo derecho en bipedo, Frecuencia cardiaca 72 x minuto, Frecuencia respiratoria: 16 x minuto).

- Individuo 3

Género masculino, edad 26 años, dominancia cerebral derecha, peso de 72 kg, talla 1,70 m, IMC: 24,91 Kg/m<sup>2</sup> con signos vitales estables (T/A 110/80 mm de Hg brazo derecho sentado y 110/70 mm de Hg brazo derecho en bipedo, Frecuencia cardiaca 70 x minuto, Frecuencia respiratoria: 18 x minuto).

- Individuo 4

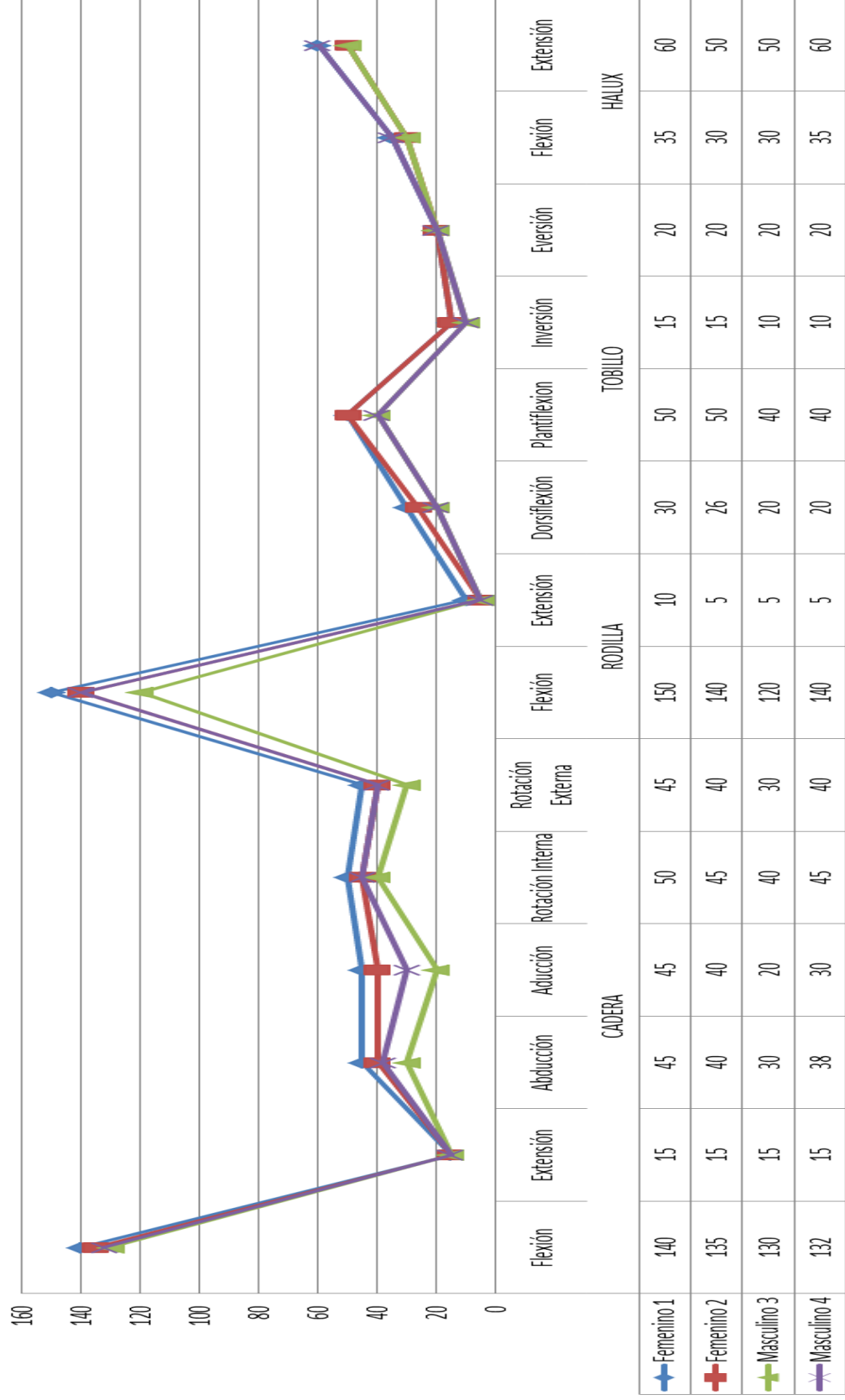
Género masculino, edad 38 años, dominancia cerebral izquierda, peso de 82 kg, talla 1,76 m, IMC: 26,47 Kg/m<sup>2</sup> con signos vitales estables (T/A 130/80 mm de Hg brazo derecho sentado y 130/80 mm de Hg brazo derecho en bipedo, Frecuencia cardiaca 80 x minuto, Frecuencia respiratoria: 18 x minuto).

La evaluación de la movilidad articular por goniometría por individuo expresada en grados:

Hemicuerpo		Derecho				Izquierdo			
Genero		Femenino		Masculino		Femenino		Masculino	
Individuo		1	2	3	4	1	2	3	4
CADERA	Flexión	140	135	130	132	140	135	130	132
	Extensión	15	15	15	15	15	15	15	15
	Abducción	45	40	30	38	45	40	30	38
	Aducción	45	40	20	30	45	40	20	30
	Rotación Interna	50	45	40	45	50	45	40	45
	Rotación Externa	45	40	30	40	45	40	30	40
RODILLA	Flexión	150	140	120	140	150	140	120	140
	Extensión	10	5	5	5	10	5	5	5
TOBILLO	Dorsiflexión	30	26	20	20	30	26	20	20
	Plantiflexión	50	50	40	40	50	50	40	40
	Inversión	15	15	10	10	15	15	10	10
	Eversión	20	20	20	20	20	20	20	20
HALLUX	Flexión	35	30	30	35	35	30	30	35
	Extensión	60	50	50	60	60	50	50	60

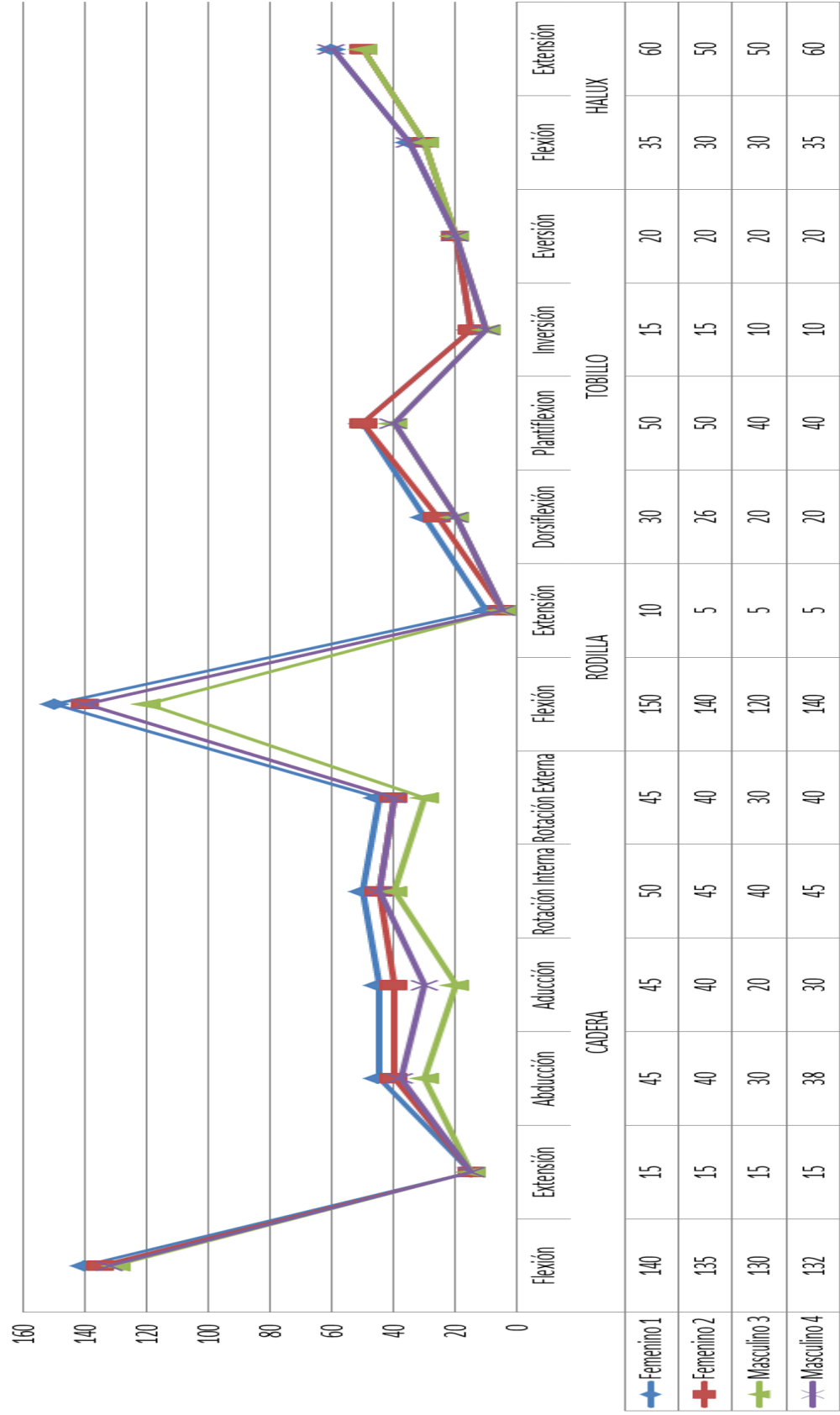
Tabla 7. Evaluación de la movilidad articular por goniometría por individuo

## Movilidad Articular Por Goniometría Hemicuerpo Derecho





## Movilidad Articular Por Goniometría Hemicuerpo Izquierdo



<b>3</b>	<b>Regular</b>	Movimiento parcial sólo contra gravedad.
<b>3+</b>	<b>Regular</b>	Movimiento completo sólo contra gravedad.
<b>4-</b>	<b>Buena</b>	Movimiento completo contra gravedad y resistencia mínima.
<b>4</b>	<b>Buena</b>	Movimiento completo contra gravedad y resistencia moderada.
<b>4+</b>	<b>Buena</b>	Movimiento completo contra gravedad y fuerte resistencia.
<b>5</b>	<b>Normal</b>	Movimiento completo contra resistencia total.

**Tabla 8.** Evaluación de fuerza muscular del MRC

Los 4 individuos examinados tuvieron una fuerza muscular de 5/5 en los miotomas examinados (anexo 1).

Para el análisis de la marcha y posterior cálculo de los ángulos articulares en ambiente acuático se marcaron puntos anatómicos en el miembro inferior derecho de cada individuo a través de marcadores pasivos que se ubicaron de acuerdo con el modelo bidimensional de cuatro segmentos (40).

El miembro inferior fue dividido en tres segmentos: cadera, pierna y pié. Los segmentos fueron delimitados por puntos localizados en estructuras anatómicas: cóndilo femoral lateral y maléolo lateral, Los puntos fueron referenciados en un mismo sistema de coordenadas. (Protocolo de Davis). Los marcadores utilizados fueron circulares de 3,5 cm de diámetro, de color amarillo con borde negro, impermeables, que se fijaron a las superficies articulares y puntos de referencia con velcro.

Los 4 individuos fueron sumergidos hasta el nivel de los apéndices xifoides y posteriormente analizados de manera individual en el tanque de marcha de la clínica universidad de la sabana.

Para la evaluación de los ángulos de movimiento, se filmó al sujeto en movimiento en el plano sagital, se le pidió que caminara a una velocidad constante y cómoda para él, a

través del tanque de marcha, donde se ubico un eje de robot que permitió el movimiento horizontal y vertical de una cámara subacuática adjunta, y que realizó la adquisición de la secuencia de imágenes, que posteriormente se analizaron para el cálculo del ángulo de la rodilla y tobillo, y su variación durante las fases y subfases de la marcha subacuática. En cada individuo se realizaron 5 secuencias de filmación de la rodilla derecha durante cuatro pasos en el tanque de marcha y 5 secuencias de filmación del tobillo derecho durante cuatro pasos en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.

El sistema robótico consta de un sistema de cadena y una plataforma móvil en el piso del tanque, que ajusta la posición final de la cámara submarina.

La gráfica 35 muestra el tanque de marcha (a) y el eje del robot (b)

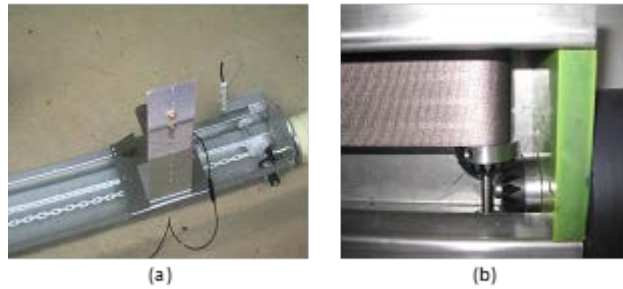


**Figura 35a-35b.** Tanque de marcha y eje del robot

El equipo tiene 4 metros de longitud y un ancho de 1,5 metros, hay un espacio de 15 cm de ancho entre la pared de la piscina y barras de soporte lateral, la cámara es compatible con una plataforma sobre el robot. Su ubicación está entre la pared de la piscina y barras de soporte lateral.

Para el movimiento de la cámara de video se utilizan dos prototipos, el primero con un sistema de cadena y tren que arrastra la cadena en sus enlaces. El segundo consiste en un rodillo de banda de hilo sintético que permite que el motor este totalmente aislado por una caja especial y un retén mecánico para arrastrar la plataforma que sostiene la

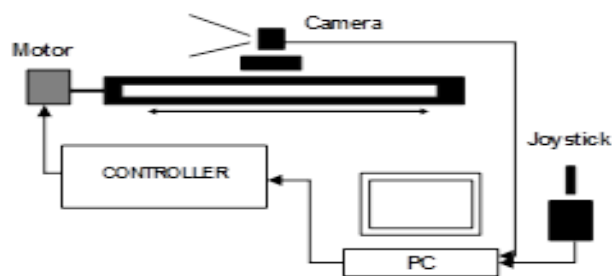
cámara, los dos prototipos han sido probados en el área de la piscina de la Clínica Universidad de la Sabana. (Figuras 36a-36b). En este estudio se utilizó el sistema de cadena y tren que arrastra la cadena.



**Figura 36a-36b.** Sistema de cadena y tren de arrastre

La herramienta desarrollada está constituida por un eje robótico que permite el movimiento horizontal y vertical de una cámara subacuática acoplada a él; el sistema realiza el seguimiento de la persona dentro del tanque de marcha, y la adquisición de la secuencia de imágenes que posteriormente se procesa para obtener el cálculo del ángulo de la rodilla y tobillo, así como su variación en el tiempo. El sistema mecánico del eje robótico está compuesto por un actuador (motor), un sistema de transmisión por engranaje – cadena y una plataforma móvil en el piso del tanque que ajusta la posición final de la cámara subacuática.

El sistema es controlado electrónicamente con una palanca de mando. La figura 37 muestra el diagrama del sistema de control del robot.



**Figura 37.** Sistema de control del robot

El controlador está basado en un micro controlador comercial, y el sistema de visión consiste en un casco cámara análogo submarino, con un objetivo de 2,6 mm, con 120 grados de alcance angular óptico, que tiene una cámara con una resolución de 240.480 Pixeles, es decir una resolución de 112.5 Kilo Pixeles y con una velocidad de la Cámara de 30 cuadros por segundo. El voltaje de alimentación es de 12 V.

La captura y digitalización de la secuencia de imágenes se realiza a través de un importador de tarjeta de vídeo Pinnacle, que transmite la información a un computador portátil mediante el puerto USB. El almacenamiento de información de vídeo en formato AVI es inicialmente en el equipo y, a continuación, en una unidad externa y portable. (Figura 38).



**Figura 38.** Sistema de importación de información

Procesamiento del video y cálculo del ángulo de la rodilla y tobillo lo realiza un Software con lenguaje C#-.net. Se utilizaron como bibliotecas adicionales para el tratamiento de la imagen el Aforge.Net y <http://www.aforgenet.com/>

El sistema permite grabar en video lo que se adquiere por la cámara, y a partir de estos videos, se puede hacer análisis del ángulo entre 3 marcadores, ya sea de manera manual o automática, y permite revisar los videos grabados cuadro por cuadro.

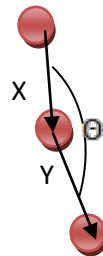
Se diseño un algoritmo de procesamiento para el protocolo de adquisición de imágenes. Este algoritmo se basa en un método automático para el cálculo de la variación del ángulo de la rodilla y del tobillo, que consiste en una etapa de pre procesamiento de la

secuencia de imágenes, otra de segmentación de los marcadores pasivos del eje central de la pierna, seguido del procesamiento basado en morfología matemática, y finalmente la etapa de cálculo del ángulo.

## 1. Pre procesamiento de la secuencia de imágenes (sistema de medición):

### 1.1 Modo Automático

- Se determina el color de filtro para hacer el umbral.
- Se filtra por umbral de color es decir en la imagen todo lo del color se mantiene en blanco y lo que no sea de ese color se vuelve negro, generando una colección de puntos candidatos.
- Dentro de los puntos candidatos más grandes, se busca la forma (circulo) y a este se le determina el centroide de masa (centro del círculo).
- Se trazan 2 vectores entre estos puntos, tomando como 0, el punto central ya sea rodilla o tobillo.
- Por definición del producto escalar en vectores se determina el ángulo entre estos:



$$\vec{X} \cdot \vec{Y} = |\vec{X}| * |\vec{Y}| * \cos(\Theta)$$

$$\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{(|\vec{X}| * |\vec{Y}|)} = \cos(\Theta)$$

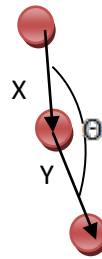
$$\cos^{-1}\left(\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{(|\vec{X}| * |\vec{Y}|)}\right) = \Theta$$

Figura 39. Cálculo de vectores modo automático

En el caso de la medición sobre rodilla y tobillo, se hace el ángulo real en grafica como el 180 menos el ángulo  $\Theta$  obtenido para normalizar a 0

### 1.2 Modo Manual:

- Se determinan los tres puntos en cada cuadro mediante clics sobre los marcadores
- Se trazan 2 vectores entre estos puntos, tomando como 0, el punto central ya sea rodilla o tobillo.
- Por definición del producto escalar en vectores se determina el ángulo entre estos:



$$\vec{X} \cdot \vec{Y} = |\vec{X}| * |\vec{Y}| * \cos(\Theta)$$

$$\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{(|\vec{X}| * |\vec{Y}|)} = \cos(\Theta)$$

$$\cos^{-1}\left(\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{(|\vec{X}| * |\vec{Y}|)}\right) = \Theta$$

Figura 40. Calculo de vectores modo manual

En el caso de la medición sobre rodilla y tobillo se hace el ángulo real en grafica como el 180 menos el ángulo  $\theta$  obtenido para normalizar a 0.



## XI. PRESENTACION DE HALLAZGOS

Con el objetivo de validar la posibilidad de cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, usando video fotogrametría como sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas; a continuación, se describen los resultados de la caracterización de las variables para rodilla y tobillo derecho, con registro en plano sagital.

Se realiza la filmación de marcha subacuática de 4 individuos sanos con participación voluntaria por género (50% femenino, 50% masculino), con media y desviación estándar para edad 29 +- 7 años, talla 1,71 +- 0.03 M, peso 69 +- 10 Kg, índice de masa corporal 24 +- 2,8 Kg/m<sup>2</sup>, frecuencia cardiaca 75 +- 4,5 pulsaciones por minuto, y frecuencia respiratoria 17+- 1,2 ciclos por minuto. Con evaluación previa de los rangos de movilidad articular por goniometría de cadera, rodilla, tobillo y hallux; para ambos hemicuerpos.

Se evalúan 10 ciclos de marcha sobre la banda por persona como número de ciclos válidos; sumergidos hasta el nivel del apéndice xifoides, y 5 capturas por sesión y movimiento para cada uno, con recorrido de 4 metros, durante 10 segundos, con velocidad de paso determinado por condiciones de 'comodidad' otorgadas por cada individuo para las cinco pruebas; con desentrelazado de 30 fotogramas por segundo, logrando la digitalización de marcadores superficiales con mayor precisión por medio del sistema utilizado; exportando datos cinemáticos (duración del paso, rangos de movimiento por segmentos corporales) en proyección sobre el plano sagital para tres pasos con longitud completa, para ser tratados matemáticamente; utilizando como herramientas razonadas los programa Microsoft Excel y Minitab Statistical Software.

## 1. DURACIÓN DE PASO

Se entiende como longitud de paso completo, la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie [4,23]; la duración de paso será entendida entonces, como el tiempo en que el individuo tarde en ejecutar esta acción.

Se toma como muestra, la duración de paso completa (DPC) de tres recorridos en 5 pruebas, con criterio de velocidad 'comodidad' otorgada por cada sujeto; encontrando tiempo en segundos:

Genero			Femenino		Masculino	
Sujeto			1	2	3	4
PRUEBA	1	DPC.P1	2,24	4,52	3,2	1,96
		DPC.P2	2,24	3,24	1,24	2,52
		DPC.P3	1,32	5,36	2,32	2,32
	2	DPC.P1	0,96	2,92	0,96	1,24
		DPC.P2	2,56	2,24	2	2,56
		DPC.P3	0,32	2,28	2,4	3
	3	DPC.P1	1,44	3,88	2,8	2,08
		DPC.P2	1,84	3,72	2,96	3
		DPC.P3	2,4	4,12	2,4	2,54
	4	DPC.P1	1,84	4,16	2,72	0,92
		DPC.P2	2,4	4,04	3,04	2,48
		DPC.P3	2,24	5,08	2,56	2,32
	5	DPC.P1	0,72	4,68	2,16	1,76
		DPC.P2	2,56	4,28	3,12	2,12
		DPC.P3	2,16	3,52	2,64	2,84

**Tabla 9.** Duración de paso completo por individuo

En el género femenino se encuentran grandes diferencias individuo-individuo. El primero cuenta con registros de duración de paso completo más bajos que el segundo, con diferencia entre medias de 2,35 segundos (figura 41a, 41b). La diferencia de talla entre ambos individuos es mayor en el primero 2 centímetros sobre el segundo. Se encuentra en la entrevista, mayor afinidad, entrenamiento y contacto por/en el medio subacuático en el individuo uno, con fecha de registro para el último contacto con el agua 1 día antes de la prueba; a diferencia del segundo, que muestra periodos de latencia amplios en meses. Esto indica, que los puntos de comparación son hipotéticamente subjetivos, y que deberán tenerse en cuenta como hipótesis variables en futuros estudios.

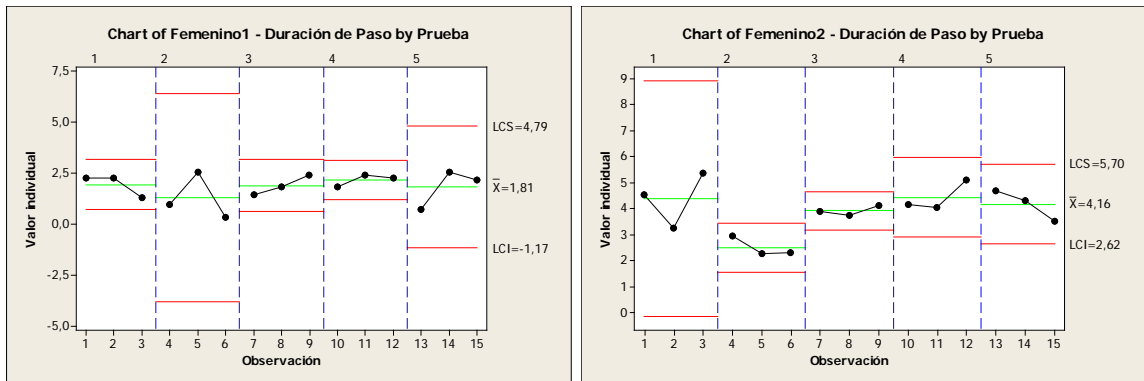


Figura 41a-41b. Duración de paso completo individuos femenino 1 y 2

En el género masculino se encuentran diferencias no distantes individuo-individuo. El primero cuenta con registros de duración de paso completo más altos que el segundo, con diferencia entre medias de 0,4 segundos (figura 41c, 41d). La diferencia de talla entre ambos individuos es menor en el primero 6 centímetros sobre el segundo. Se encuentra en la entrevista, niveles de afinidad, entrenamiento y contacto similares por/en el medio subacuático en ambos individuos, con fecha de registro para el último contacto con el agua equidistantes en meses.

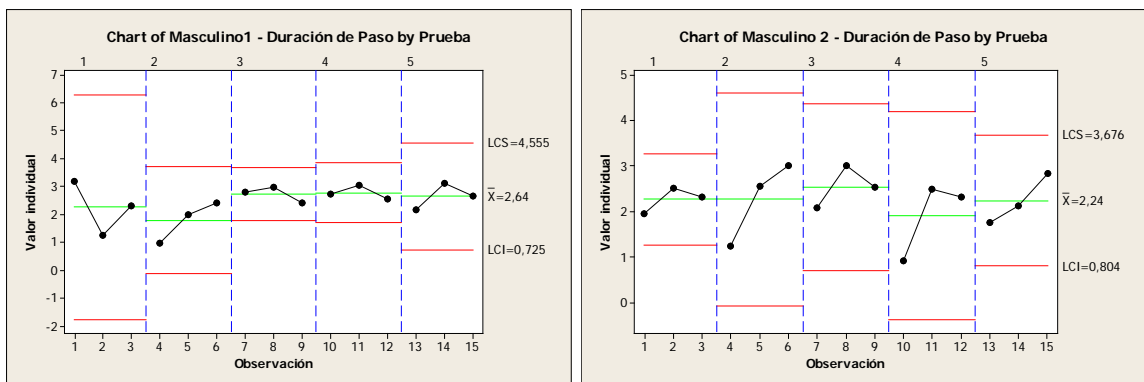


Figura 41c-41d. Duración de paso completo individuos masculino 1 y 2

Para estas condiciones, se encuentran duraciones de paso en segundos con valores mínimos y máximos en el género femenino; por otra parte, valores medianos 'aproximados' en el masculino (figura 41e).

En términos generales, se hace evidente en la entrevista y a través de las pruebas, que a pesar que los 4 individuos evaluados cuentan con variables antropométricas y de movilidad articular similares, existen variables externas a tener en cuenta en futuros estudios.

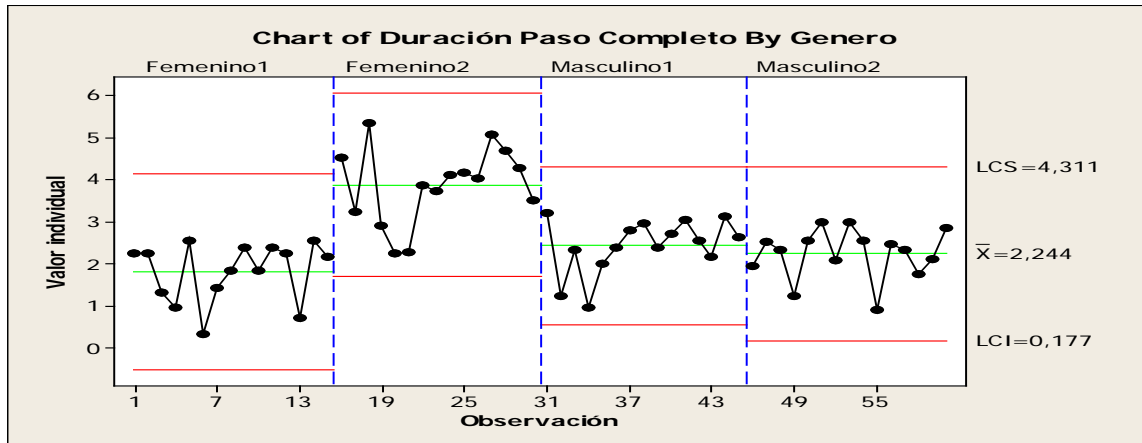


Figura 41e. Comparación duración de paso completo individuos 1 a 4

## 2. RANGOS DE MOVIMIENTO POR SEGMENTOS CORPORALES

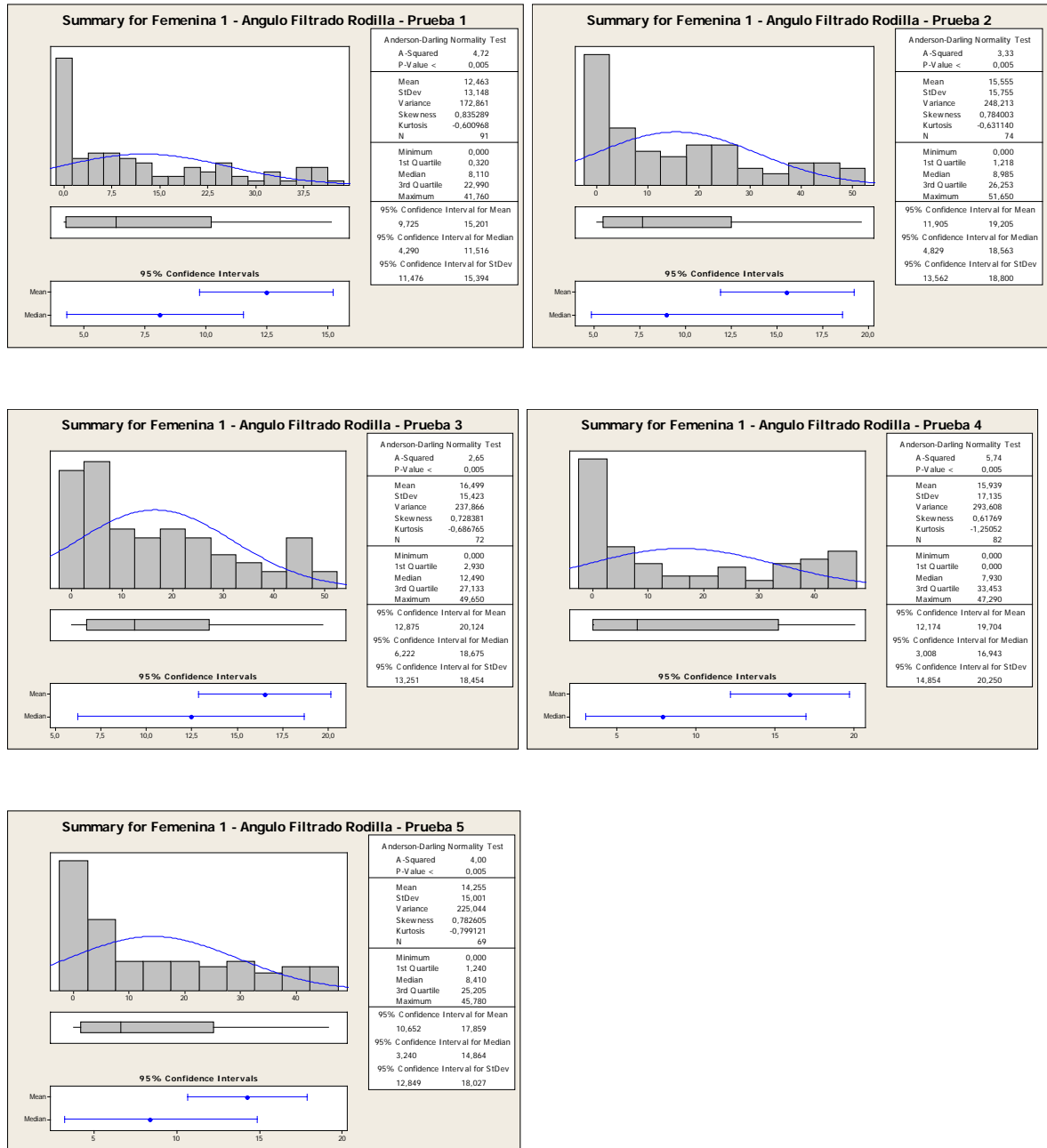
Nota Aclaratoria: Después de esta, se hará referencia en repetidas ocasiones al criterio 'registros estadísticos confiables'. Se utilizara este criterio con el fin de validar el proceso de captura de información a través del sistema computarizado, y no para validar condiciones de 'normalidad' de angulación por articulación.

### 2.1 RODILLA

#### 2.1.1 Comportamiento de la rodilla en individuo femenino 1 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value  $<0.05$ , denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 100% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de

protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor (figuras 42a-42e).



Figuras 42a, 42b, 42c, 42d, 42e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura por prueba para individuo femenina 1.

Según datos recogidos en el análisis dinámico se puede inferir que el primer paso difiere de los subsiguientes, con registros menores al segundo y al tercero, con hipótesis de variables externas influyentes; además, que el comportamiento del segundo y tercer paso son similares para cada una de las pruebas.

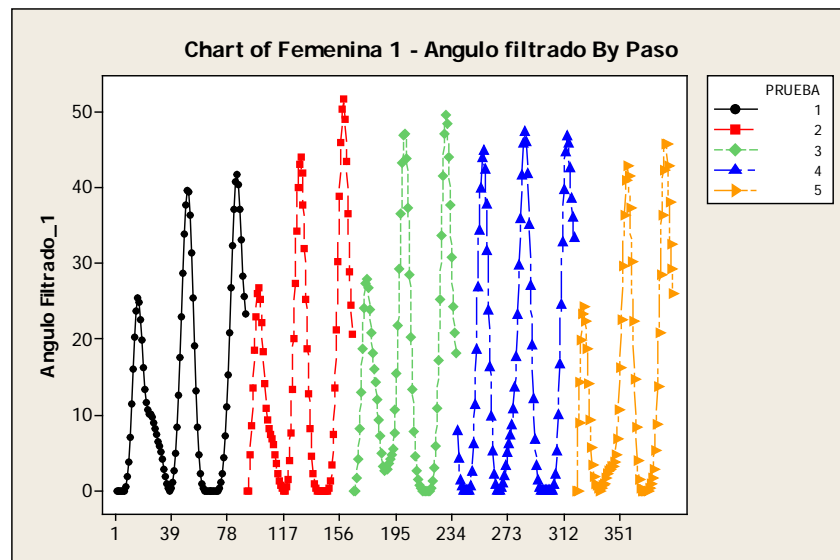


Figura 43. Rodilla femenina 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en la fase de balanceo en grados, cuenta con una media de 37.66, con valor mínimo de 24.32 en prueba 5 paso 1 y máximo de 51.64 en prueba 2 paso 3. Existe un patrón predominante entre pasos 1 a 3, señalando flexiones mínimas del ángulo de la rodilla en el paso 1 frente los pasos 2 y 3.

RODILLA. Flexión en la fase de balance - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	24,92	26,06	27,28	44,80	24,32
2	39,46	43,95	47,12	45,90	42,88
3	40,68	51,64	49,65	46,68	45,78

Tabla 10. Rodilla Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de balanceo

Es considerable resaltar la ‘poca’ variabilidad presentada en el individuo femenina 1 prueba 4. Revisando el registro de la prueba no se puede definir causalidad exacta de factores que influyan en el registro para estandarización de pruebas futuras.

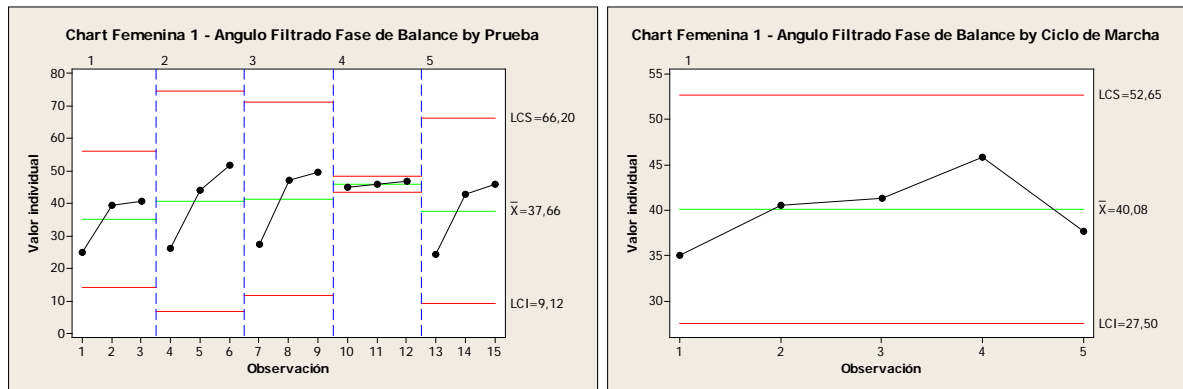


Figura 44a, 44b. Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba y ciclo de marcha.

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en la fase de apoyo en grados, cuenta con una media de 4.65, con valor mínimo de 0 y máximo de 5.83 en prueba 5 paso 2.

RODILLA. Flexión en la fase de apoyo - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	0	5,27	0	0	3,79
2	2,54	0	3,72	0	5,83
3	1,53	0	1,75	0	4,31

Tabla 11. Rodilla Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de apoyo

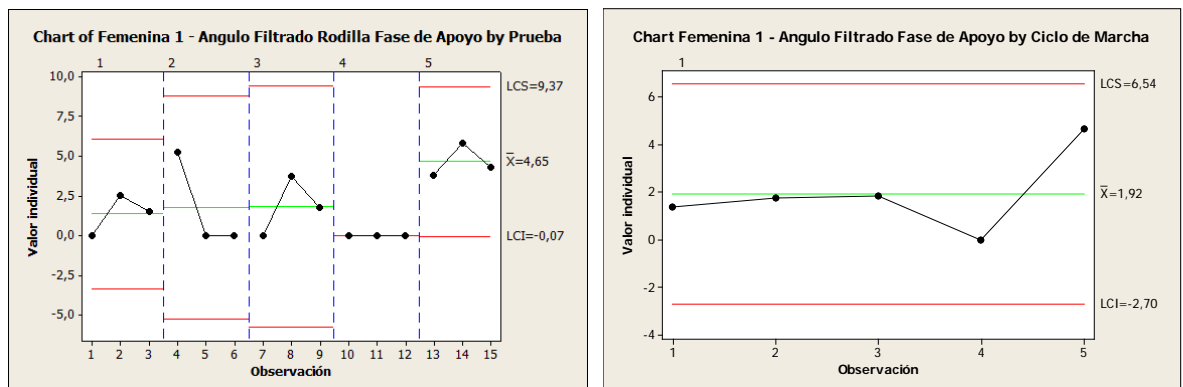


Figura 45a, 45b. Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba y ciclo de marcha

## 2.1.2 Comportamiento de la rodilla individuo femenino 2 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 100% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor.

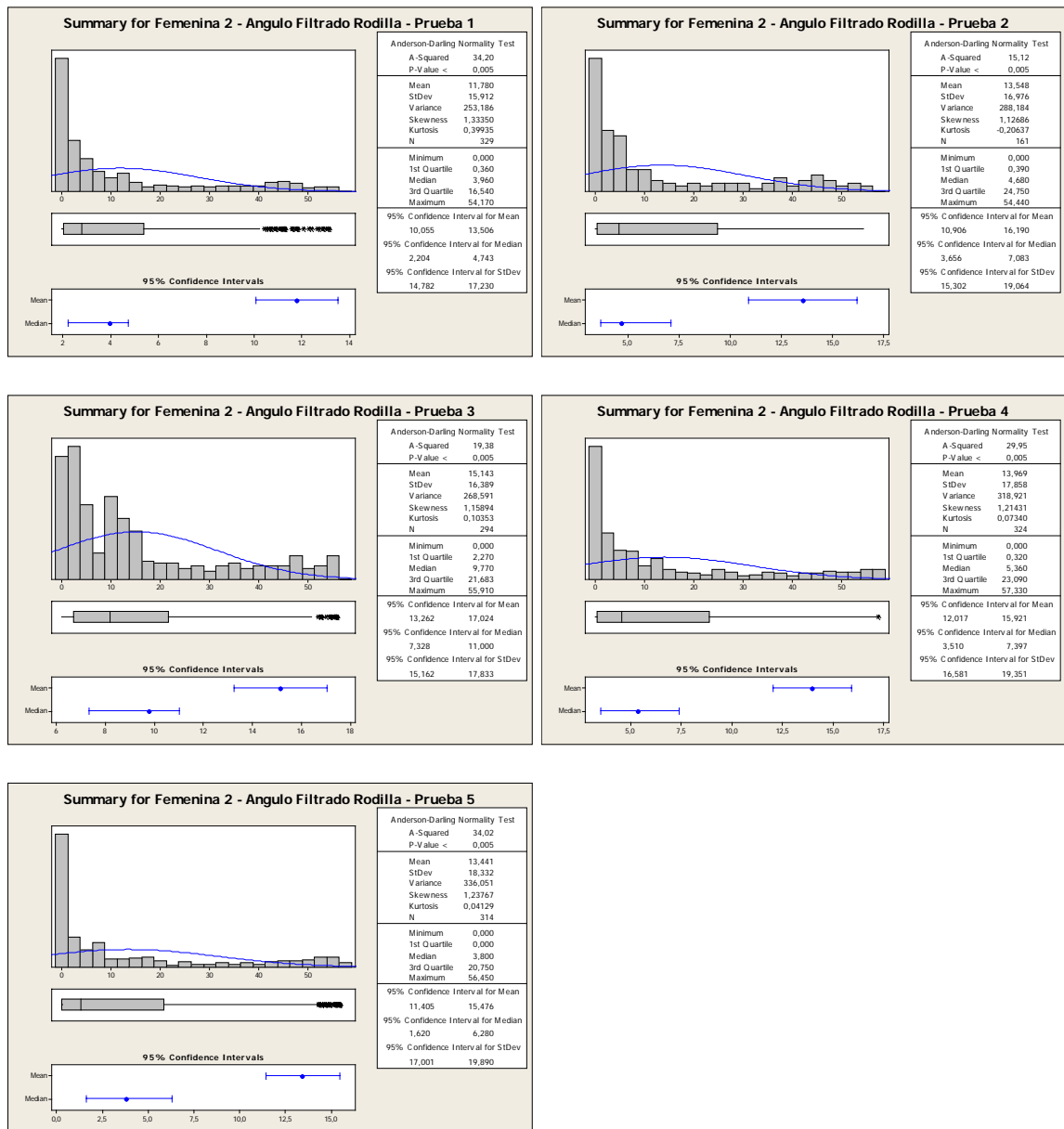


Figura 46<sup>a</sup>, 46b, 46c, 46d, 46e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo femenina 2



Según datos recogidos en el análisis dinámico se puede inferir que el primer paso difiere de los subsiguientes, con registros menores al segundo y al tercero, con hipótesis de variables externas influyentes; además, que el comportamiento del segundo y tercer paso son similares para cada una de las pruebas.

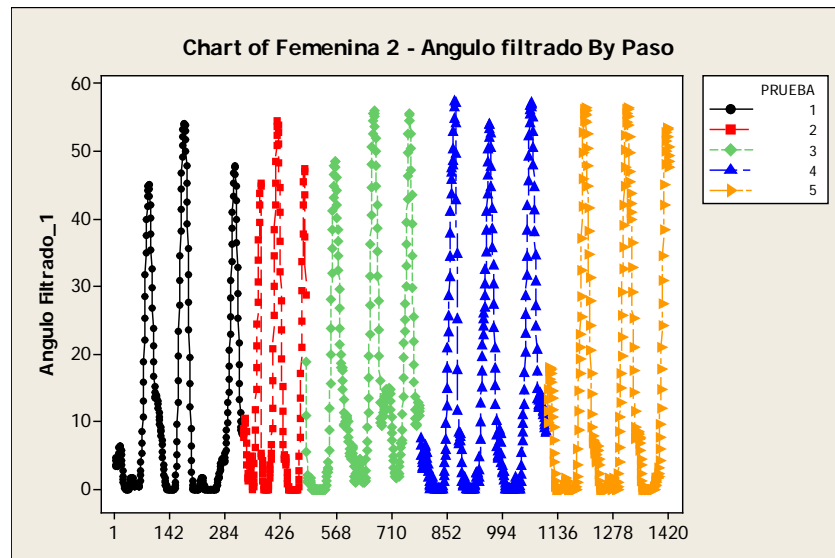


Figura 47. Rodilla femenina 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en fase de balanceo en grados, cuenta con una media de 56.45, con valor mínimo de 42.77 en prueba 4 paso 1 y máximo de 57.33 en prueba 4 paso 2. Existe un patrón predominante entre pasos 1 a 3, señalando flexiones mínimas del ángulo de la rodilla en el paso 1 frente los pasos 2 y 3.

RODILLA. Flexión en la fase de balanceo - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	45,10	44,80	47,94	42,77	57,41
2	52,98	51,16	55,60	57,33	56,36
3	47,82	49,45	55,54	53,75	55,59

Tabla 12. Rodilla Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de balanceo

Es considerable resaltar la ‘poca’ variabilidad presentada en el individuo femenina 2 prueba 5. Revisando el registro de la prueba podría describirse un paso completo de inicio

posterior a la línea de partida, acortando el número de pasos para terminar el ciclo. Esto no será tomado como hipótesis única real, ya que como en el caso anterior no se puede definir causalidad exacta de factores que influyan en el registro para estandarización de pruebas futuras.

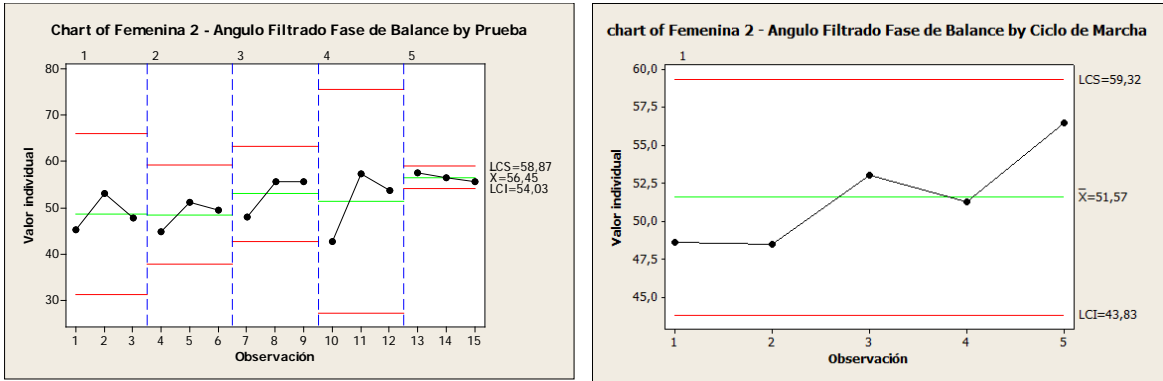


Figura 48a, 48b. Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en fase de apoyo en grados, cuenta con una media de 0.17, con valor mínimo de 0 y máximo de 5,83 en prueba 5 paso 2. Existe un patrón predominante a la extensión completa del ángulo de la rodilla en la mayoría de las pruebas.

RODILLA. Flexión en la fase de apoyo - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,00	0,00	0,97	0,00	0,00
3	0,00	0,00	1,62	0,00	0,00

Tabla 13. Rodilla Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de apoyo

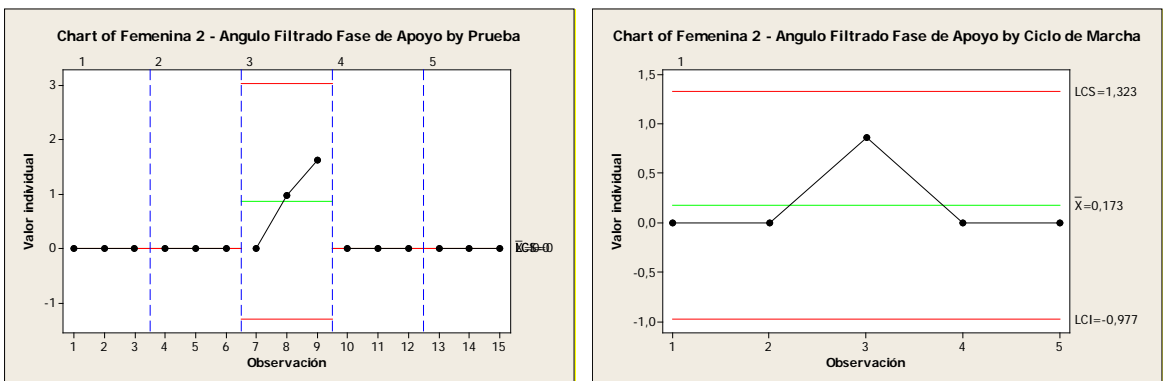


Figura 49a, 49b. Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba y por ciclo de marcha

### 2.1.3 Comportamiento de la rodilla individuo masculino 1 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 100% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor.

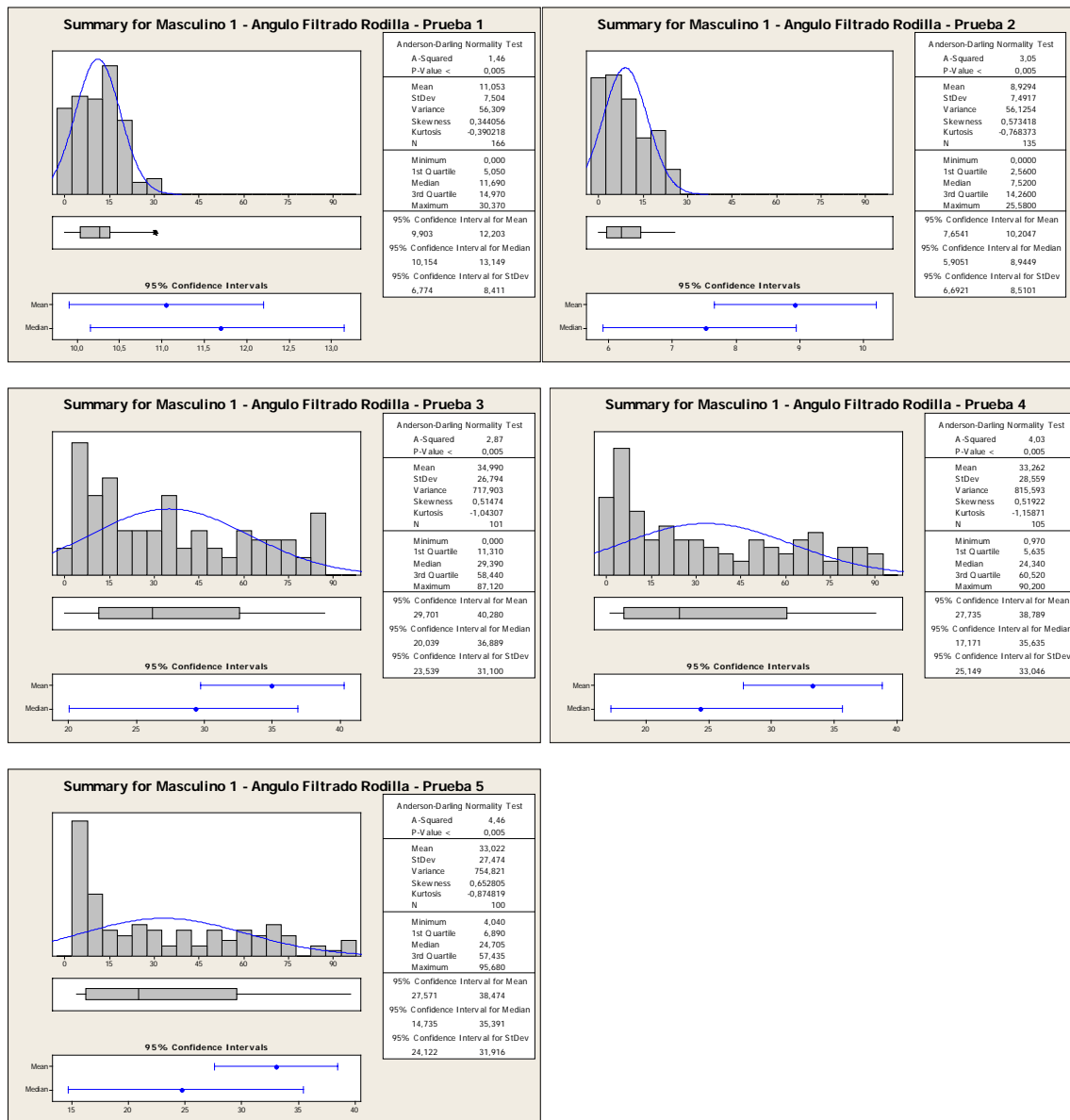


Figura 50<sup>a</sup>, 50<sup>b</sup>, 50<sup>c</sup>, 50<sup>d</sup>, 50<sup>e</sup>. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo masculino 1

Según datos recogidos en el análisis dinámico no se puede inferir como en apartes superiores, que el primer paso difiere de los subsiguientes; el registro muestra claras diferencias entre pruebas 1-2 y 3-5; con fluctuaciones en el comportamiento del paso 1 prueba 3 en comparación a los demás.

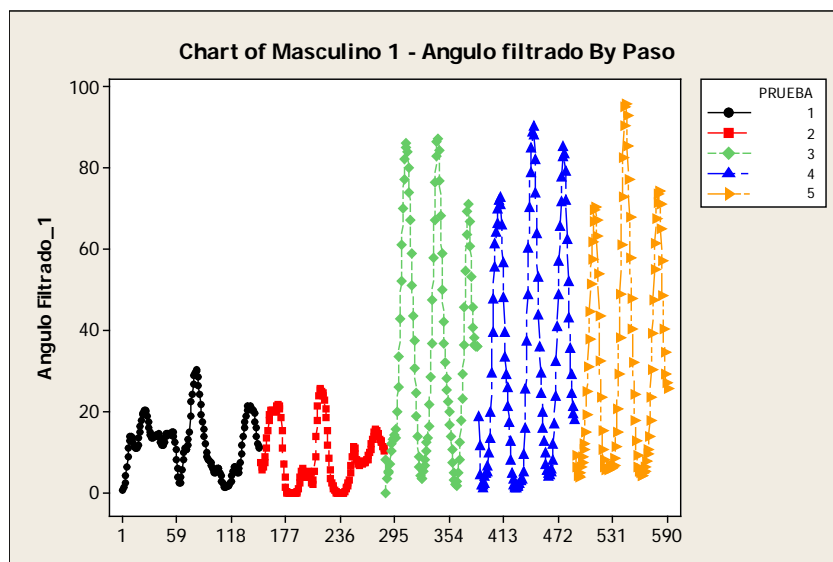


Figura 51. Masculino 1 – Ángulo filtrado para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en fase de balanceo en grados, cuenta con una media de 76.7, con valor mínimo de 19.35 en prueba 1 paso 1 y máximo de 92.83 en prueba 5 paso 2. Existe un patrón predominante entre pruebas 1-2 y 3-5, señalando ángulos mínimos de flexión de la rodilla en las primeras y máximos en los segundos.

RODILLA. Flexión en la fase de balance - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	19,35	15,38	82,37	72,74	63,17
2	30,00	20,34	84,31	90,20	92,83
3	21,31	24,10	71,15	85,19	74,20

Tabla 14. Rodilla Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de balanceo

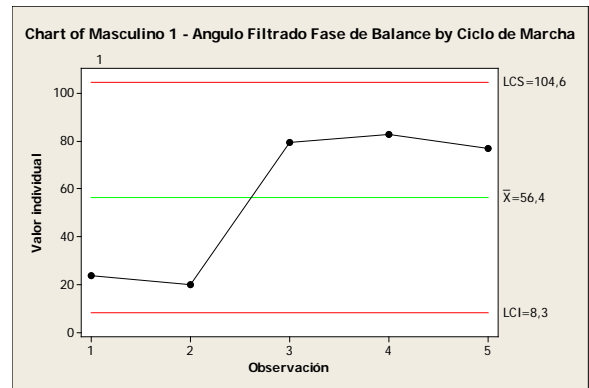
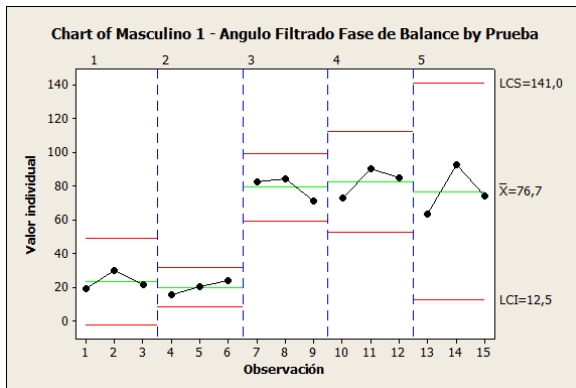


Figura 51<sup>a</sup>, 51b. Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en fase de apoyo en grados, cuenta con una media de 4,65, con valor mínimo de 0 y máximo de 5,83 en prueba 5 paso 2.

RODILLA. Flexión en fase de apoyo ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	0,00	5,27	0,00	0,65	3,80
2	2,54	0,00	3,73	0,97	5,83
3	1,54	0,00	1,76	3,90	4,31

Tabla 15. Rodilla Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de apoyo

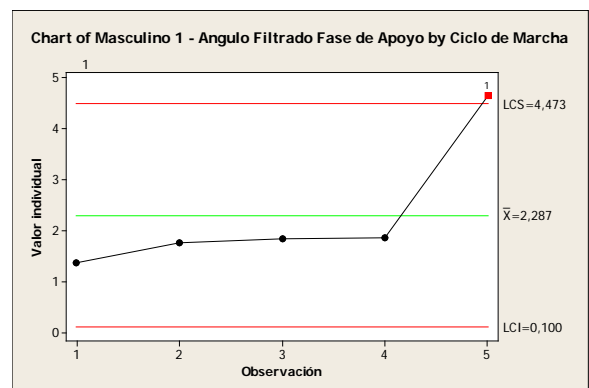
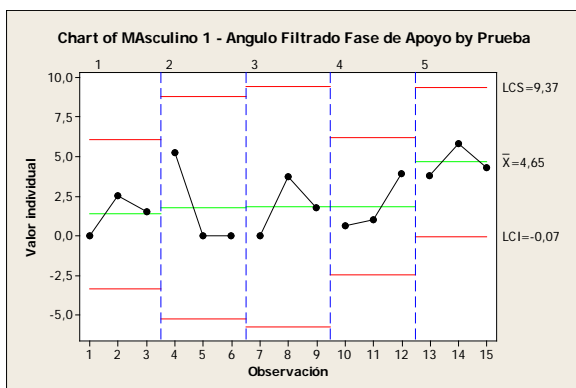


Figura 52<sup>a</sup>, 52b. Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba y por ciclo de marcha

## 2.1.4 Comportamiento de la rodilla en individuo masculino 2 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 100% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor.

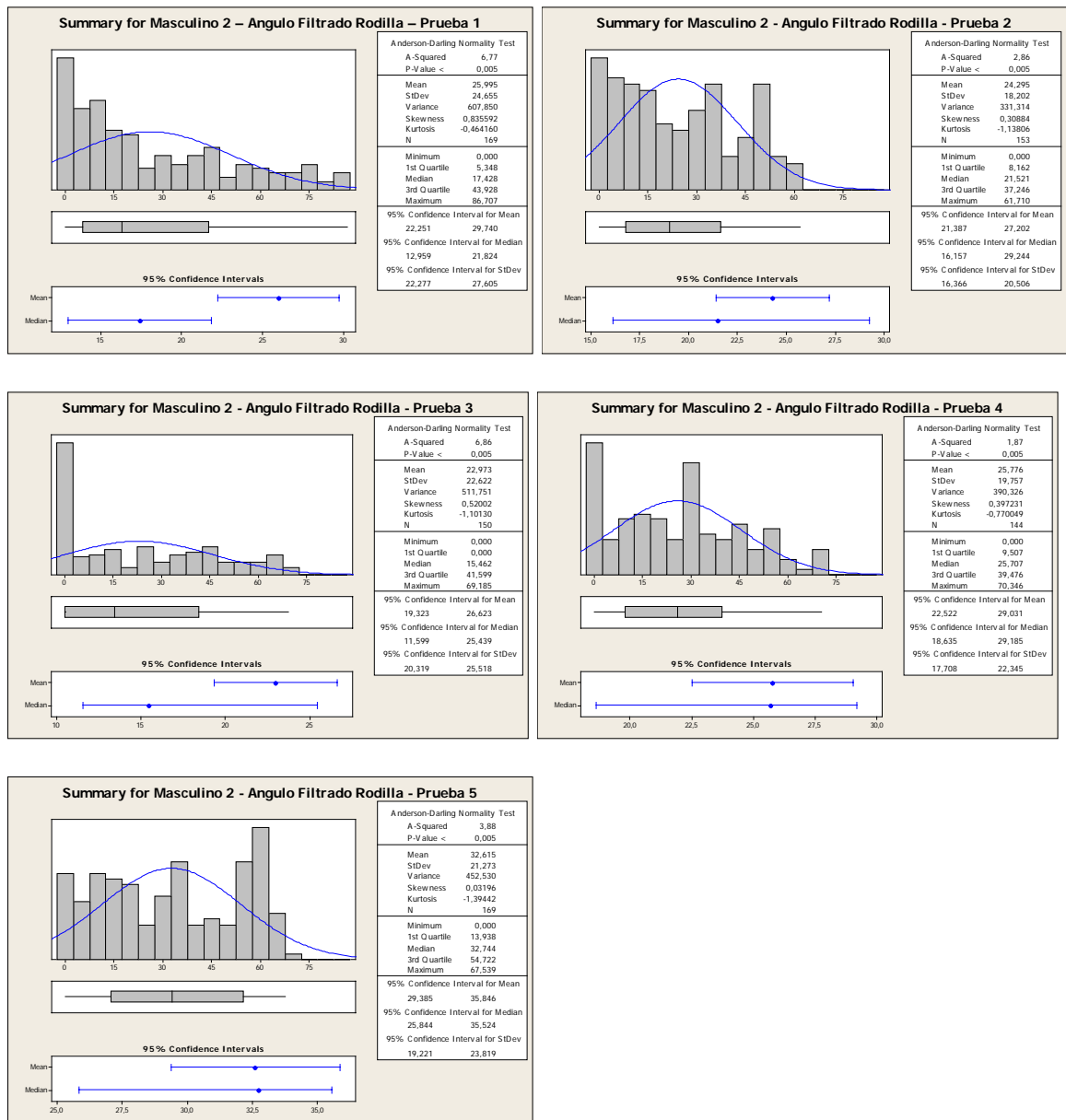


Figura 53ª, 53b, 53c, 53d, 53e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo masculino 2

Según datos recogidos en el análisis dinámico se puede inferir que el primer paso difiere de los subsiguientes, con registros menores al segundo y al tercero, con hipótesis de variables externas influyentes; además, que el comportamiento del segundo y tercer paso son similares para cada una de las pruebas.

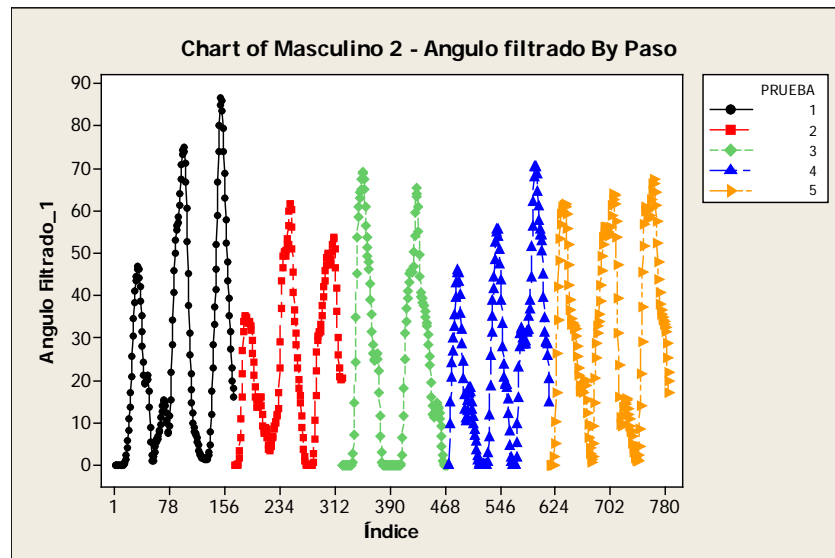


Figura 54. Rodilla Masculino 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en la fase de balanceo en grados, cuenta con una media de 58.5, con valor mínimo de 35.18 en prueba 2 paso 1 y máximo de 86.71 en prueba 1 paso 3. Existe un patrón predominante en ángulo de flexión de rodilla entre pasos 3-5 en comparación con pasos 1-2.

RODILLA. Flexión en la fase de balance - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	46,18	35,18	69,19	43,12	59,32
2	74,13	60,36	59,59	52,49	56,07
3	86,71	50,11	64,39	67,73	60,12

Tabla 16. Rodilla Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de balanceo

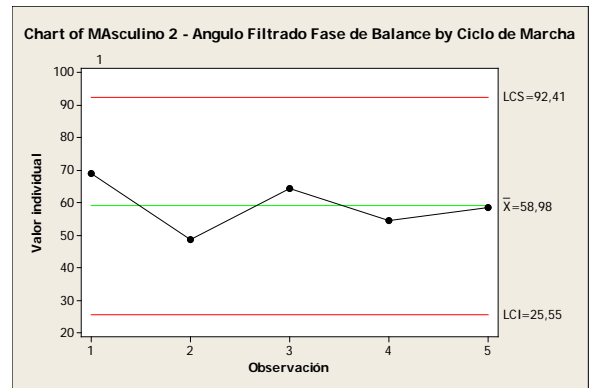
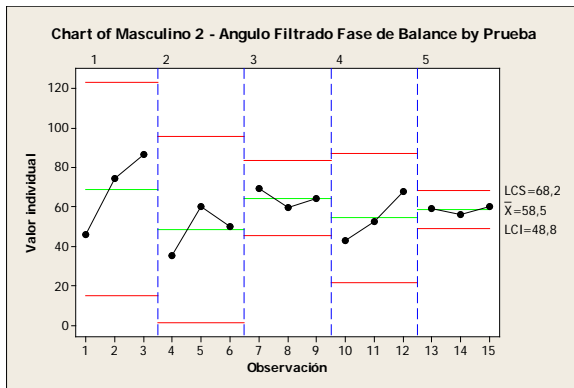


Figura 55ª, 55b. Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de balance por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de rodilla de ángulo filtrado en fase de apoyo en grados, cuenta con una media de 0.59, con valor mínimo de 0 y máximo de 3.70 en prueba 2 paso 2.

RODILLA. Flexión en fase de apoyo - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,97	3,70	0,00	0,00	0,78
3	1,30	0,00	0,00	2,64	0,97

Tabla 17. Rodilla Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de apoyo

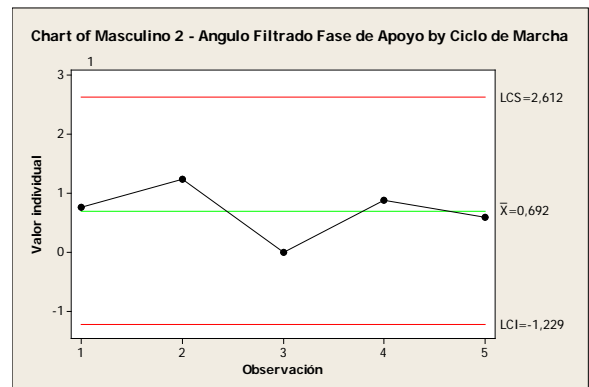
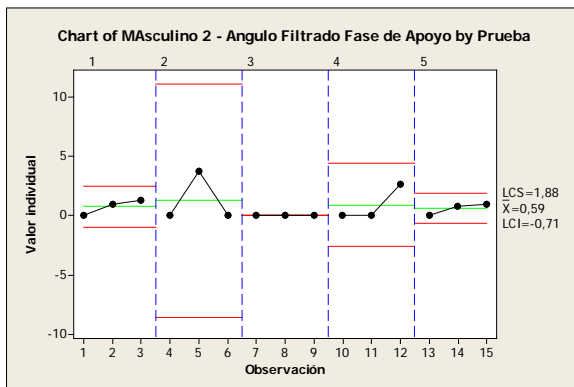


Figura 56ª, 56b. Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo por prueba y por ciclo de marcha



### 2.1.5 Comportamiento general comparativo de la rodilla

Los resultados de las 5 pruebas de rodilla para los 4 individuos a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 100% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor, para pruebas en esta articulación.

El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de balanceo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (52.2 +- 9.7) que en el femenino (45,6 +- 7.0).

ÁNGULO RODILLA FASE DE BALANCE		ANGULO RODILLA FASE DE BALANCE	
Ángulo Filtrado	Genero	Ángulo Filtrado	Genero
40,7	Femenina1	45,66	Femenina
50,61	Femenina2		
45,35	Masculino1	52,23	Masculino
59,1	Masculino2		

Tabla 18<sup>a</sup>, 18<sup>b</sup>. Rodilla. Media Fase de Balance por Individuo y por género

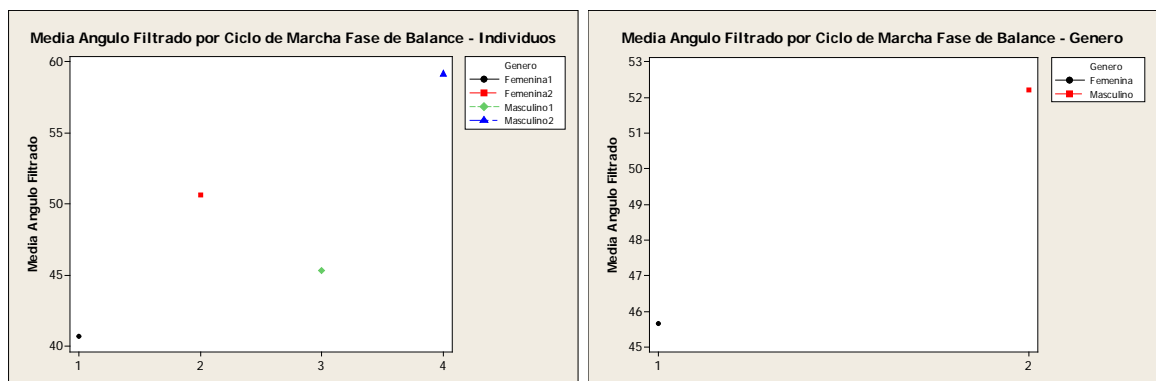


Tabla 57<sup>a</sup>, 57<sup>b</sup>. Rodilla. Media Fase de Balance por Individuo y por género

El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (1.6 +- 1.5) que en el femenino (0.1 +- 0.01).

ÁNGULO RODILLA FASE DE APOYO	
Ángulo Filtrado	Genero
0,15	Femenina1
0,13	Femenina2
2,69	Masculino1
0,51	Masculino2

ANGULO RODILLA FASE DE APOYO	
Ángulo Filtrado	Genero
0,14	Femenina
1,6	Masculino

Tabla 19<sup>a</sup>, 19b. Rodilla. Media Fase de Apoyo por Individuo y Por género

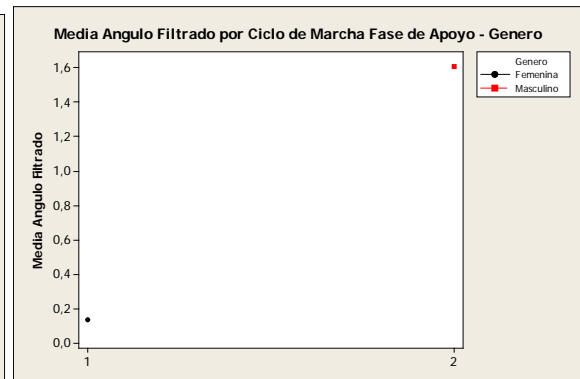
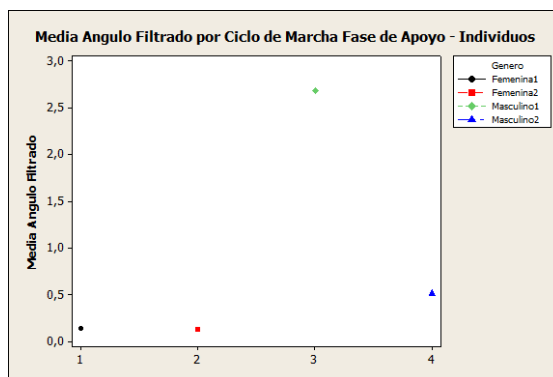


Tabla 58<sup>a</sup>, 58b. Rodilla. Media Fase de Apoyo por Individuo y por género

## 2.2 TOBILLO

### 2.2.1 Comportamiento del tobillo en individuo femenino 1 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 40% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor para pruebas 3 y 5. Las fluctuaciones en registros angulares en pruebas 1, 2 y 4 varían según revisiones minuciosas del sistema de captura por: desplazamiento del marcador durante la inmersión, desplazamiento del marcador por resistencia del agua, características de elaboración del marcador, sistema de fijación para el marcador utilizado.

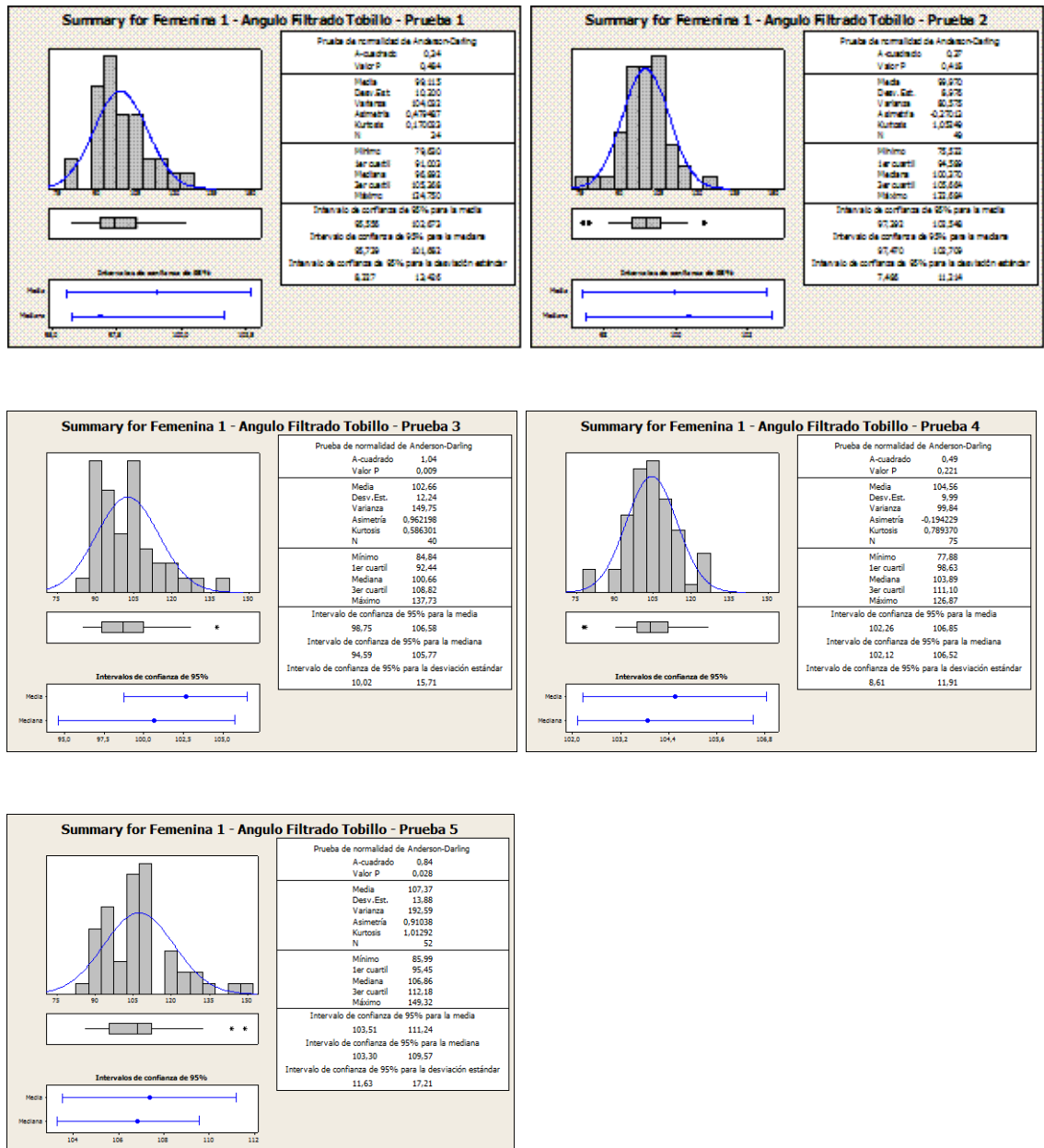


Figura 59<sup>a</sup>, 59b, 59c, 59d, 59e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo femenina 1

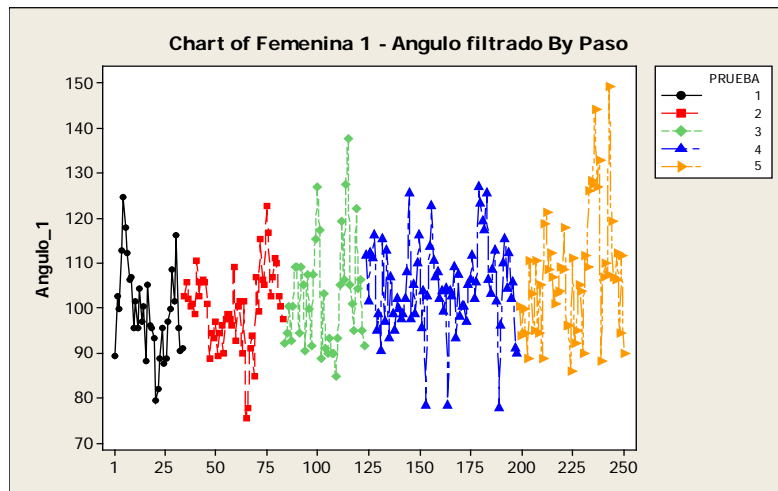


Figura 60. Tobillo femenina 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de despegue del pie en grados, cuenta con una media de 138.2, con valor mínimo de 105.7 en prueba 1 paso 2 y máximo de 149.32 en prueba 5 paso 3. Existe un patrón predominante de tipo ascendente en ángulos de flexión de flexión plantar durante la progresión de la marcha prueba a prueba.

TOBILLO. Flexión en fase de despegue del pie ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	118,03	110,49	109,27	116,10	121,33
2	105,07	109,27	126,87	125,45	144,10
3	116,10	122,68	137,73	126,87	149,32

Tabla 20. Tobillo Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de despegue del pie

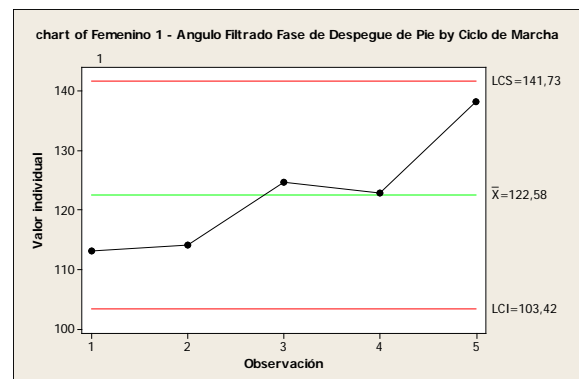
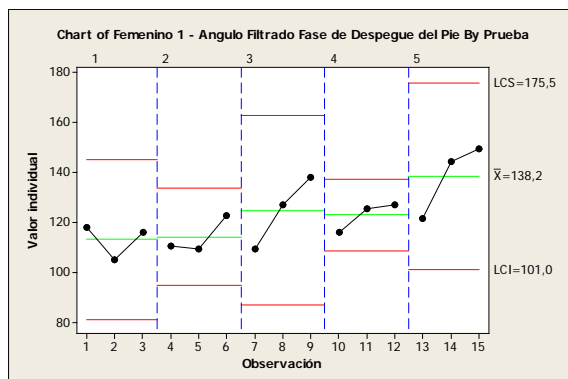


Figura 61a, 61b. Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de apoyo plantar en grados, cuenta con una media de 87.71, con valor mínimo de 77.88 en la prueba 4 paso 3 y máximo de 98.63 en prueba 2 paso 1.

TOBILLO. Flexión en fase de apoyo plantar - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	89,43	98,63	90,57	90,57	88,85
2	95,74	88,85	88,85	78,46	85,99
3	79,63	84,84	91,72	77,88	88,28

Tabla 21. Tobillo Individuo Femenina 1 – Flexión en fase de apoyo plantar

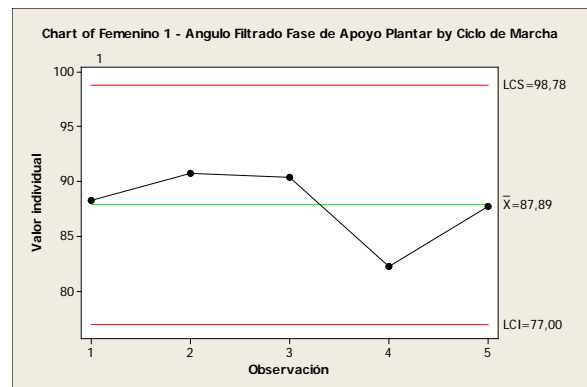
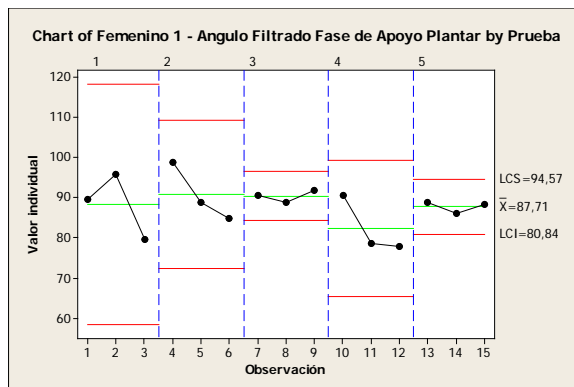


Figura 62<sup>a</sup>, 62<sup>b</sup>. Femenina 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba y por ciclo de marcha

## 2.2.2 Comportamiento del tobillo en individuo femenino 2 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 80% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor para pruebas 2-5. Las fluctuaciones en registros angulares para prueba 1 varía según revisiones minuciosas del sistema de captura por: desplazamiento del marcador durante la inmersión, desplazamiento del marcador por resistencia del agua,

características de elaboración del marcador, sistema de fijación para el marcador utilizado.

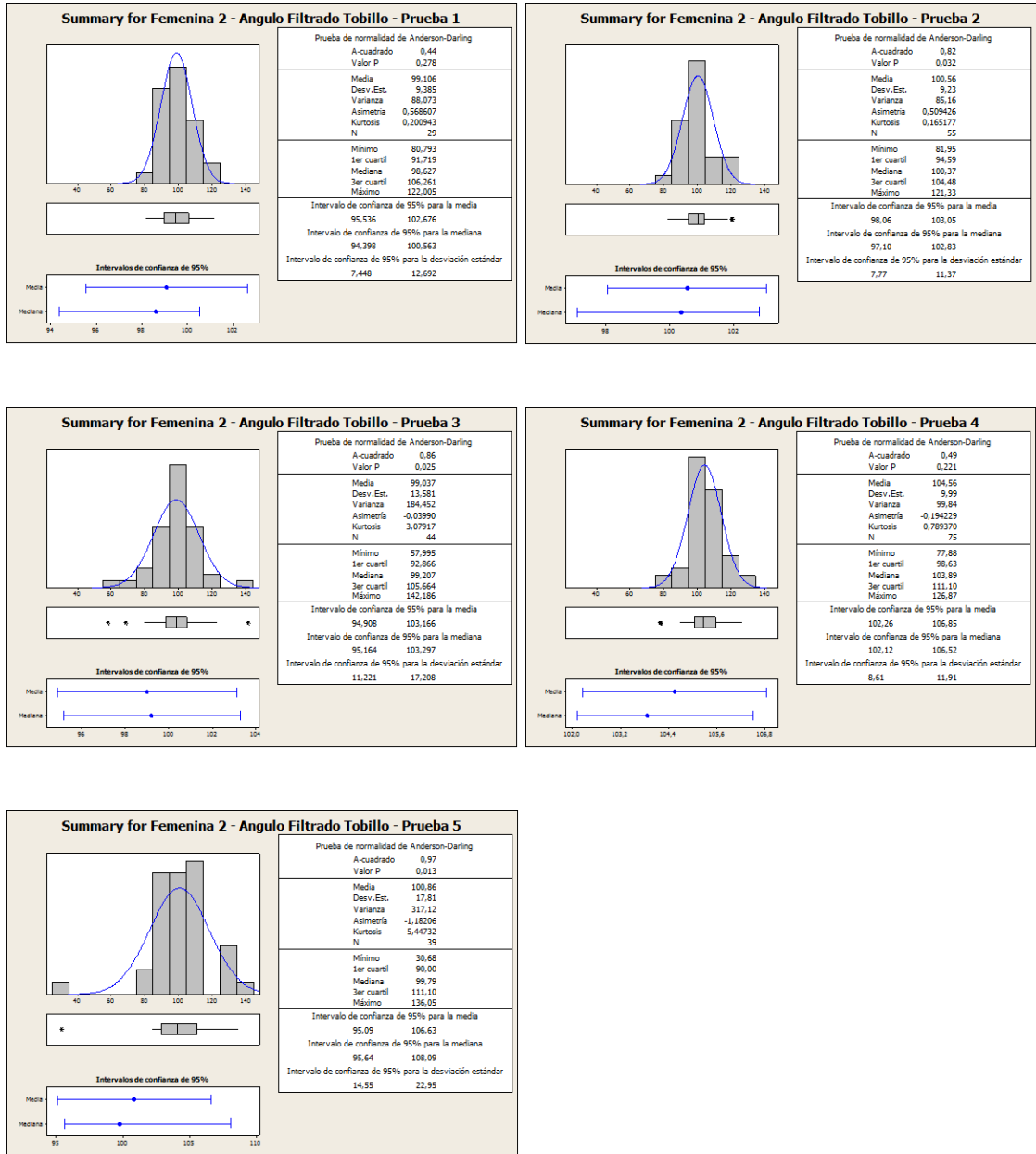


Figura 63<sup>a</sup>, 63b, 63c, 63d, 63e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo femenina 2

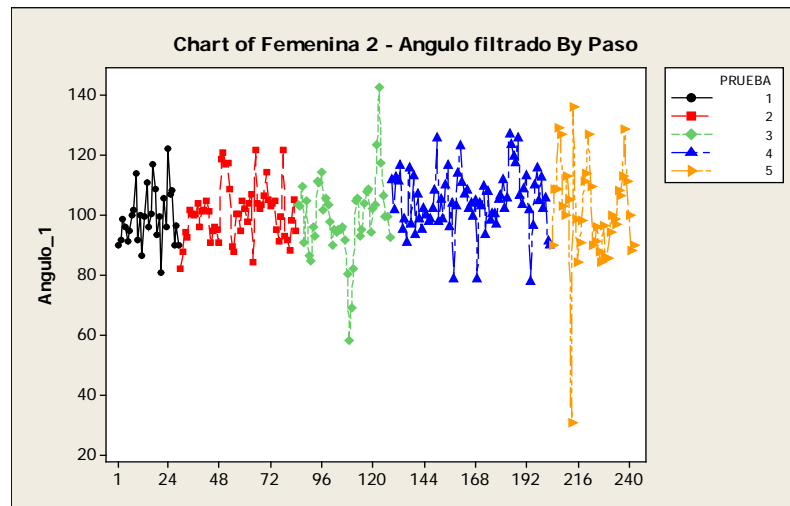


Figura 64. Tobillo femenina 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de despegue del pie en grados, cuenta con una media de 130.4, con valor mínimo de 105.07 en prueba 1 paso 2 y máximo de 142.19 en prueba 3 paso 3. Existe un patrón predominante de tipo ascendente en ángulos de flexión plantar durante la progresión de la marcha prueba a prueba.

TOBILLO. Flexión en fase de despegue del pie - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	118,03	118,69	114,20	125,45	136,05
2	105,07	121,33	105,66	122,68	126,87
3	116,10	121,33	142,19	126,87	128,32

Tabla 22. Tobillo Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de despegue del pie

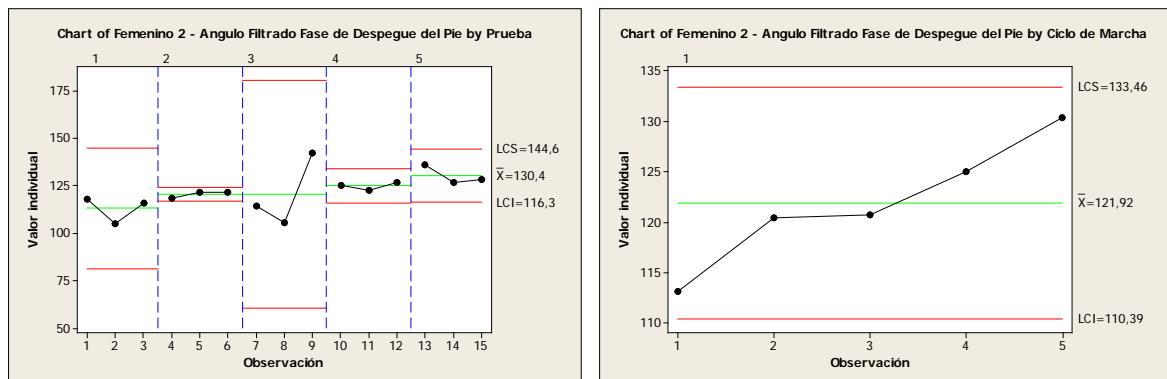


Figura 65ª, 65b. Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de apoyo plantar en grados, cuenta con una media de 84.84, con valor mínimo de 78.46 en la prueba 2-3 paso 2-3 y máximo de 91.15 en prueba 2 paso 3.

TOBILLO. Flexión en fase de apoyo plantar - ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	89,43	81,95	84,84	90,57	84,83
2	88,28	84,26	81,95	78,46	84,26
3	88,85	91,15	94,01	78,46	85,41

Tabla 23. Tobillo Individuo Femenina 2 – Flexión en fase de apoyo plantar

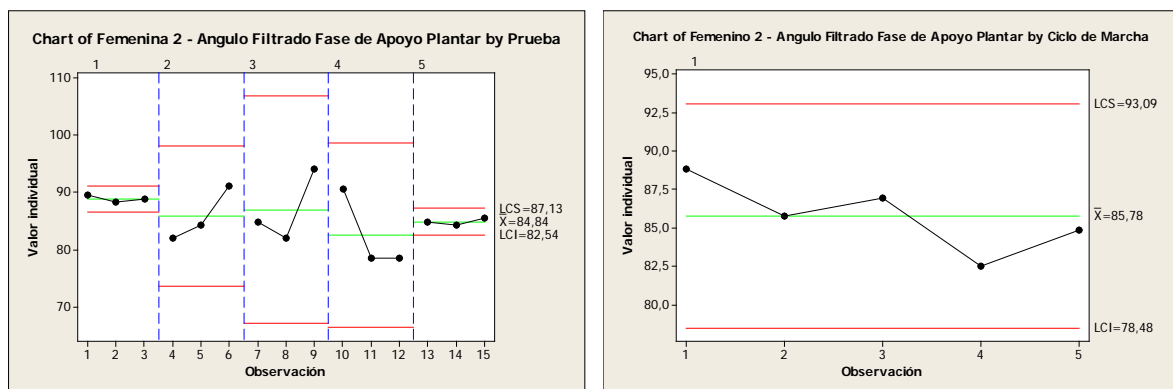


Figura 66ª, 66b. Femenina 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba y por ciclo de marcha

### 2.2.3 Comportamiento del tobillo en individuo masculino 1 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 40% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor para pruebas 1 y 3. Las fluctuaciones en registros angulares para pruebas 2, 4 y 5 varían según revisiones minuciosas del sistema de captura por: desplazamiento del marcador durante la inmersión, desplazamiento del marcador por resistencia del agua,



características de elaboración del marcador, sistema de fijación para el marcador utilizado.

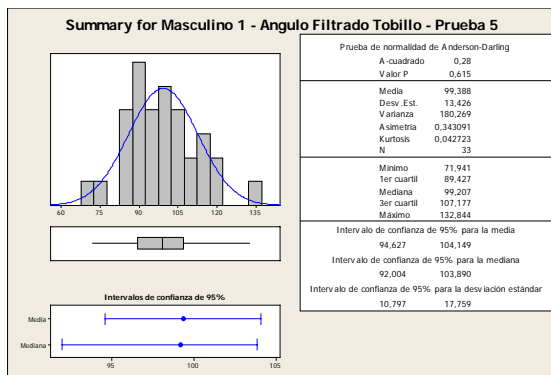
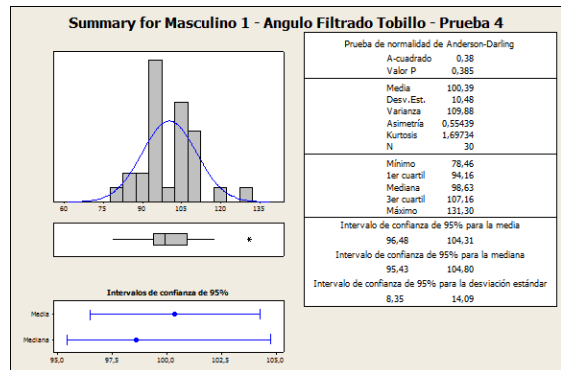
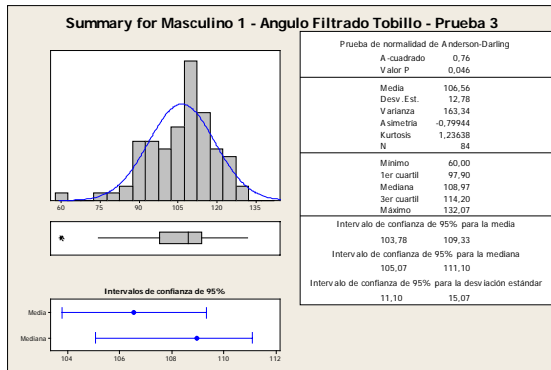
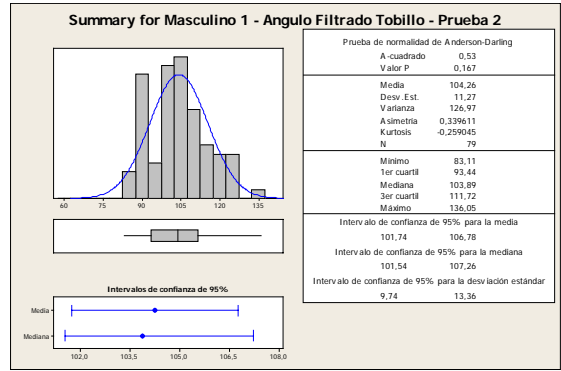
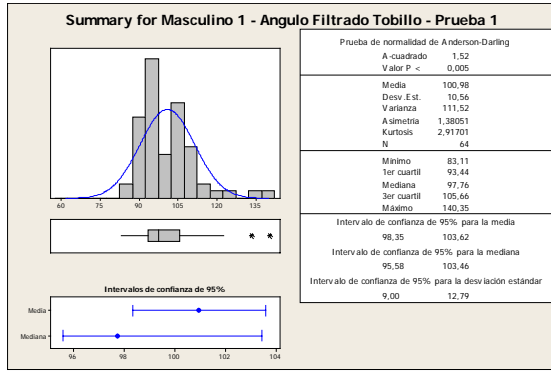


Figura 67<sup>a</sup>, 67<sup>b</sup>, 67<sup>c</sup>, 67<sup>d</sup>, 67<sup>e</sup>. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo masculino 1

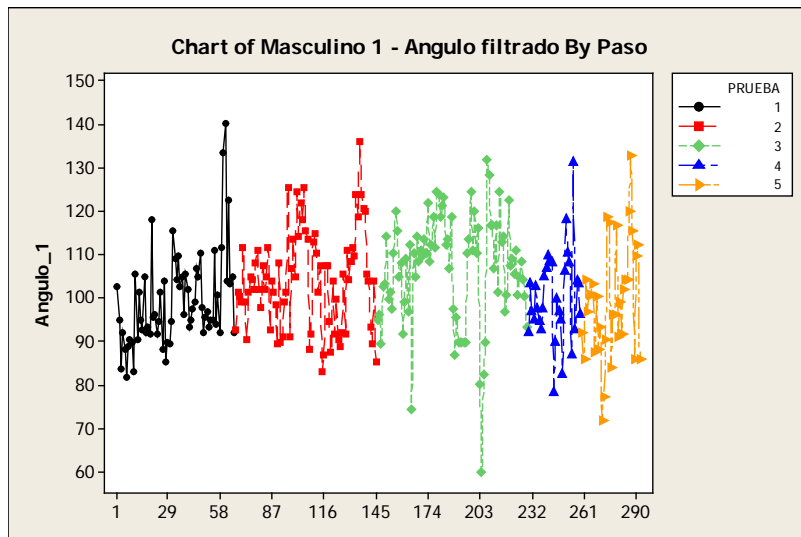


Figura 68. Tobillo Masculino 1 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de despegue del pie en grados, cuenta con una media de 118.67, con valor mínimo de 103.3 en prueba 4 paso 1 y máximo de 140.35 en prueba 1 paso 3.

TOBILLO. Flexión en fase de despegue del pie ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	118,03	111,72	114,20	103,30	104,48
2	115,47	125,45	124,75	109,88	118,69
3	140,35	124,06	132,07	131,30	132,84

Tabla 24. Tobillo Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de despegue del pie

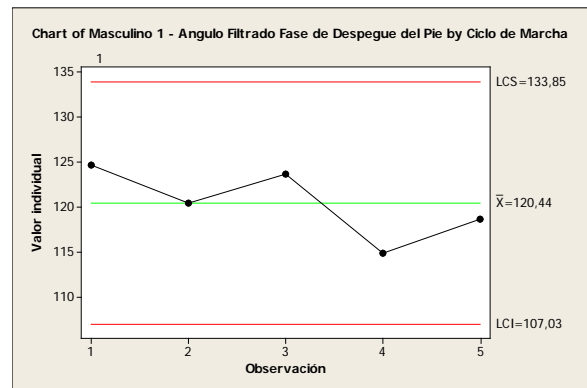
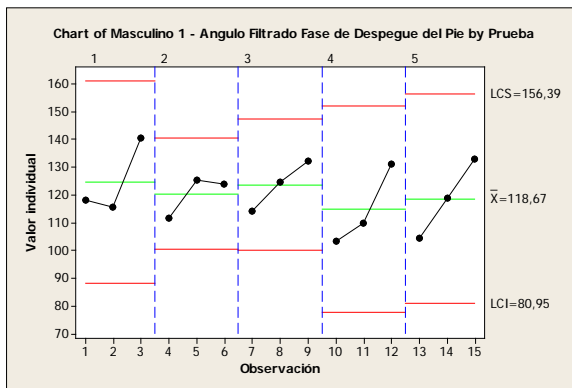


Figura 69<sup>a</sup>, 69<sup>b</sup>. Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de apoyo plantar en grados, cuenta con una media de 80.73, con valor mínimo de 60.00 en la prueba 3 paso 3 y máximo de 92.29 en prueba 1 paso 3. .

TOBILLO. Flexión en fase de apoyo plantar ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	83,11	92,87	89,43	92,29	85,99
2	85,41	90,00	74,34	92,87	71,94
3	92,29	83,11	60,00	82,53	84,26

Tabla 25. Tobillo Individuo Masculino 1 – Flexión en fase de apoyo plantar

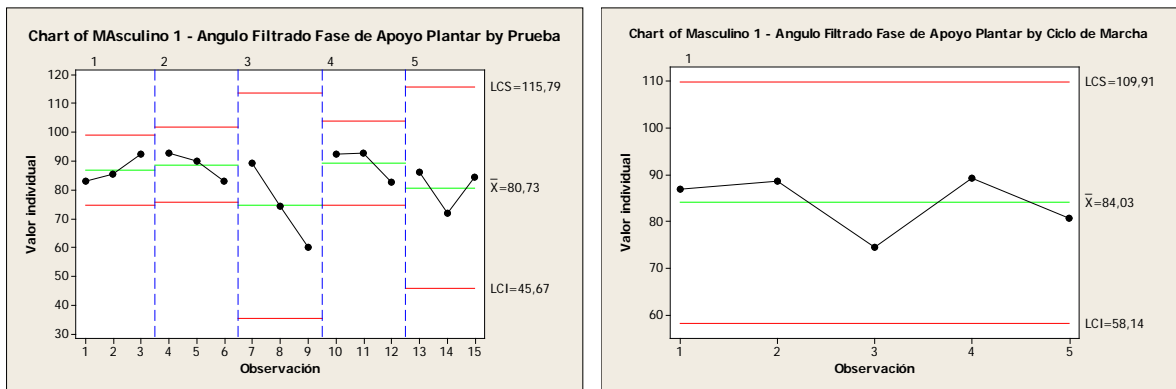


Figura 70<sup>a</sup>, 70<sup>b</sup>. Masculino 1 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba y por ciclo de marcha

## 2.2.4 Comportamiento del tobillo en individuo masculino 2 – ángulo filtrado

Los resultados de las 5 pruebas a través de valores P-Value <0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura para el 20% de las mismas, permitiendo aceptar la hipótesis que el último permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor para la prueba 4. Las fluctuaciones en registros angulares en pruebas 1, 2, 3 y 5 varían según revisiones minuciosas del sistema de captura por: desplazamiento del marcador durante la inmersión, desplazamiento del marcador por resistencia del agua, características de elaboración del marcador, sistema de fijación para el marcador utilizado.

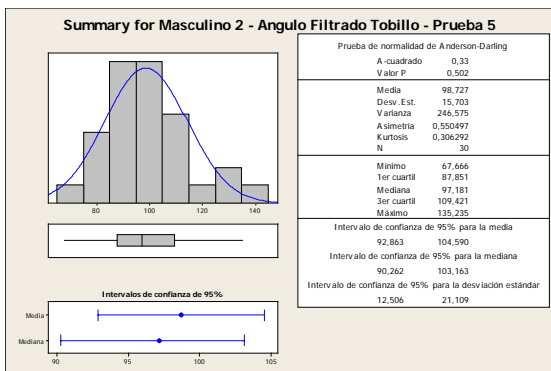
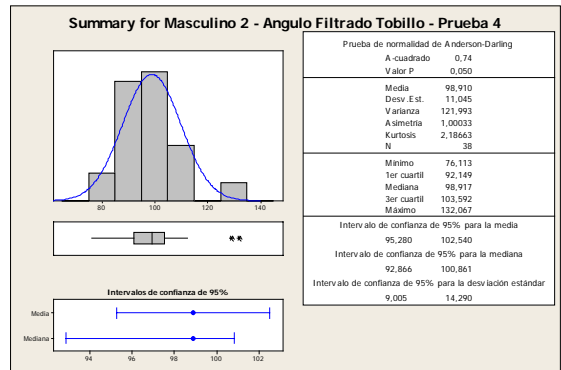
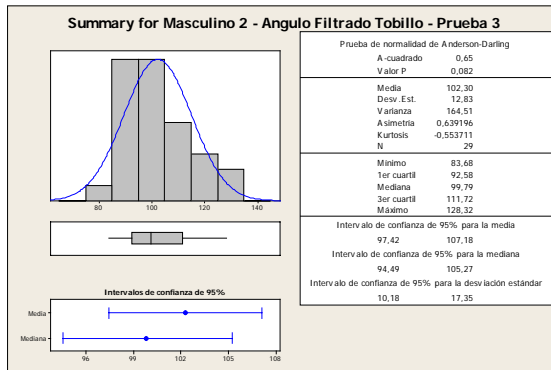
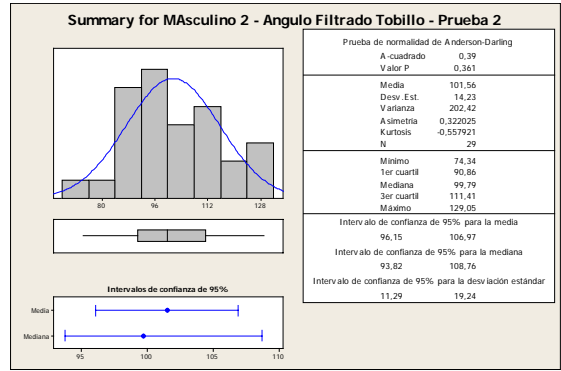
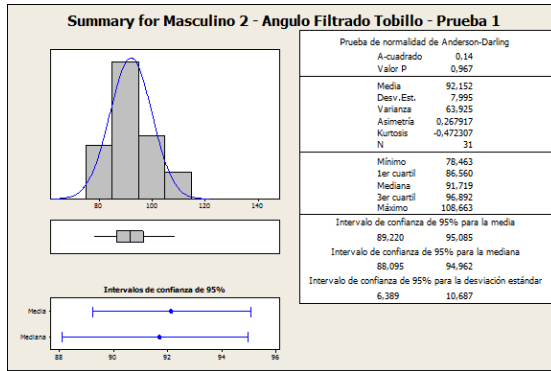


Figura 71a, 71b, 71c, 71d, 71e. Validación de registros estadísticos obtenidos a través del sistema computarizado de captura para prueba 1-5 individuo masculino 2

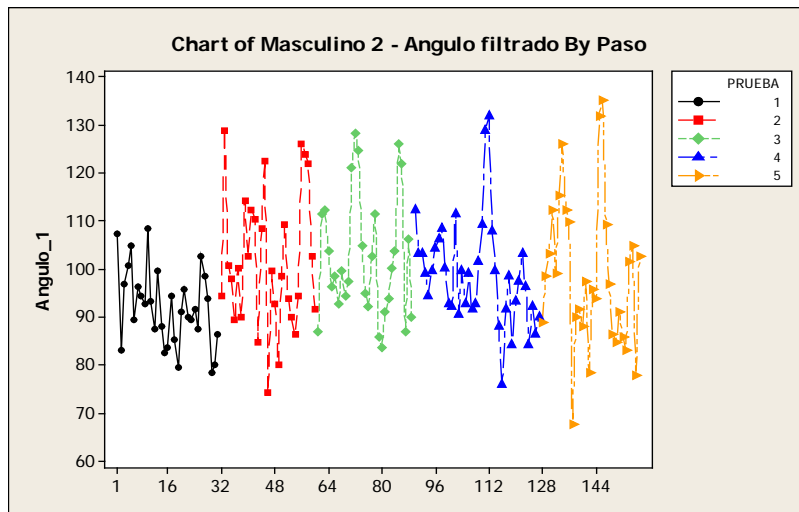


Figura 72. Tobillo Masculino 2 – ángulo filtrado por paso para 5 pruebas

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de despegue del pie en grados, cuenta con una media de 121.4, con valor mínimo de 102.7 en prueba 1-5 paso 3 y máximo de 135.23 en prueba 5 paso 2. Existe un patrón de estabilización gradual en ángulos de flexión plantar durante la progresión de la marcha prueba a prueba.

TOBILLO. Flexión en Fase de Despegue del Pie Angulo Filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	107,46	129,05	112,33	112,33	126,16
2	108,66	122,68	128,32	111,72	135,23
3	102,71	126,16	126,16	132,07	102,71

Tabla 26. Tobillo Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de despegue del pie

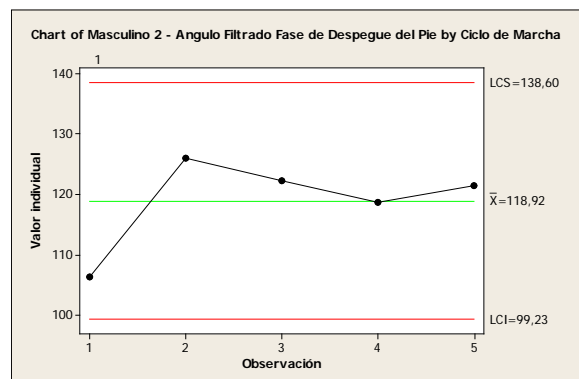
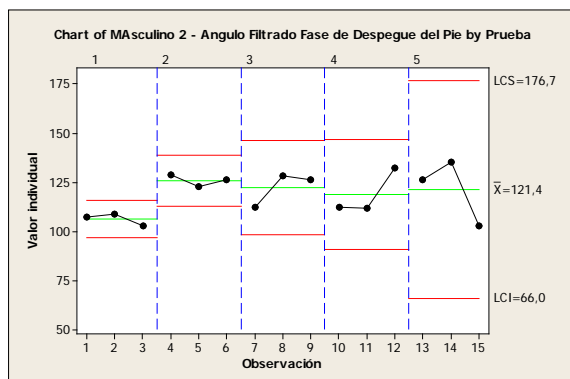


Figura 73<sup>a</sup>, 73<sup>b</sup>. Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de despegue de pie por prueba y por ciclo de marcha

El rango de movimiento para la flexión de tobillo de ángulo filtrado en fase de apoyo plantar en grados, cuenta con una media de 81.73, con valor mínimo de 76.11 en la prueba 4 paso 3 y máximo de 92.87 en prueba 3 paso 2.

TOBILLO. Flexión en fase de apoyo plantar ángulo filtrado					
PASO	AF.P1	AF.P2	AF.P3	AF.P4	AF.P5
1	83,11	84,84	87,13	92,87	88,85
2	82,53	74,34	92,87	91,72	78,46
3	78,46	91,72	83,68	76,11	77,88

Tabla 27. Tobillo Individuo Masculino 2 – Flexión en fase de apoyo plantar

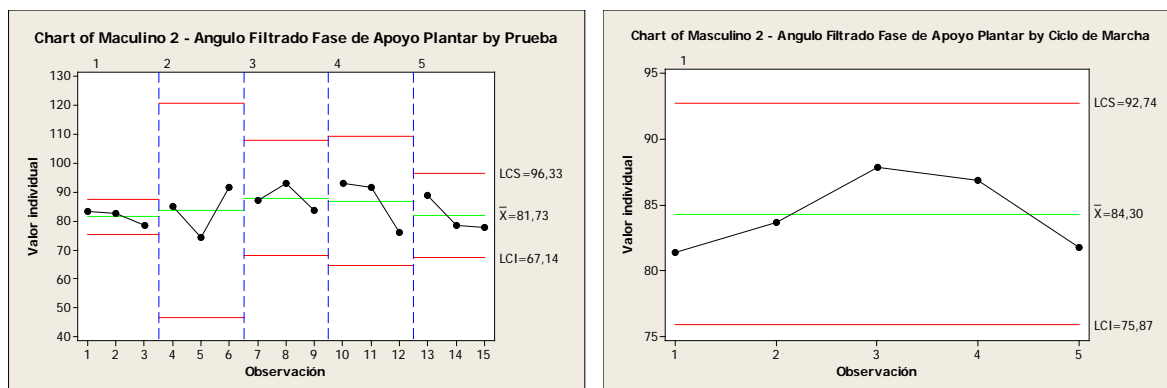


Figura 74<sup>a</sup>, 74<sup>b</sup>. Masculino 2 – Ángulo filtrado en fase de apoyo plantar por prueba y por ciclo de marcha

## 2.2.5 Comportamiento general comparativo de la articulación de tobillo

Los resultados de las 5 pruebas de tobillo para los 4 individuos a través de valores P-Value <0.05 y revisión minuciosa del sistema computarizado de captura, denotan registros estadísticos confiables para el 45% de las pruebas, permitiendo aceptar la hipótesis que el sistema de captura permite con apoyo de protocolos estandarizados, realizar deducciones con consideraciones fuertes de evidencia a favor para pruebas en esta articulación siempre y cuando sean monitoreadas rigurosamente variables externas influyentes orientadas especialmente a posición y fijación del sistema de marcación.

El ángulo filtrado de flexión plantar del tobillo durante la fase de despegue del pie en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género femenino (122.7 +- 1.1) que en el masculino (118.9 +- 2.5).

ÁNGULO TOBILLO FASE DESPEGUE DEL PIE	
Ángulo Filtrado	Genero
123,5	Femenina1
121,9	Femenina2
120,2	Masculino1
117,7	Masculino2

ANGULO TOBILLO FASE DESPEGUE DEL PIE	
Ángulo Filtrado	Genero
122,7	Femenina
118,95	Masculino

Tabla 28ª, 28b. Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por Individuo y Por Género

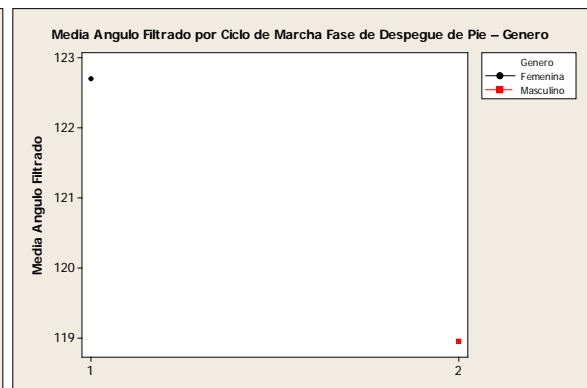
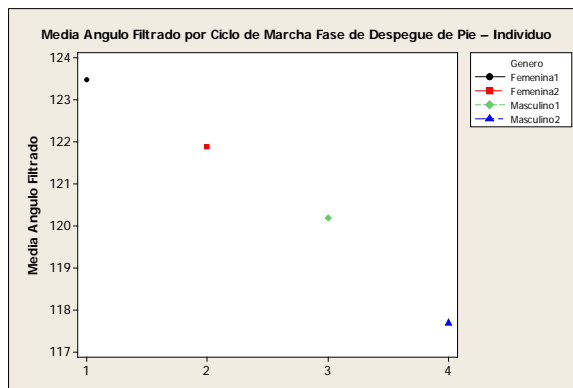


Figura 78ª, 78b. Tobillo. Media Fase de Despegue del Pie por Individuo y Por Género

El ángulo filtrado de dorsiflexión del tobillo durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática presenta 'ligeras' diferencias, siendo mayor en el género masculino (85.2 +- 2.5) que en el femenino (84.7 +- 1.0).

ÁNGULO TOBILLO FASE APOYO PLANTAR	
Ángulo Filtrado	Genero
87,2	Femenina1
82,24	Femenina2
85,98	Masculino1
84,48	Masculino2

ANGULO TOBILLO FASE APOYO PLANTAR	
Ángulo Filtrado	Genero
84,72	Femenina
85,23	Masculino

Tabla 29ª, 29b. Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por Individuo y Por género

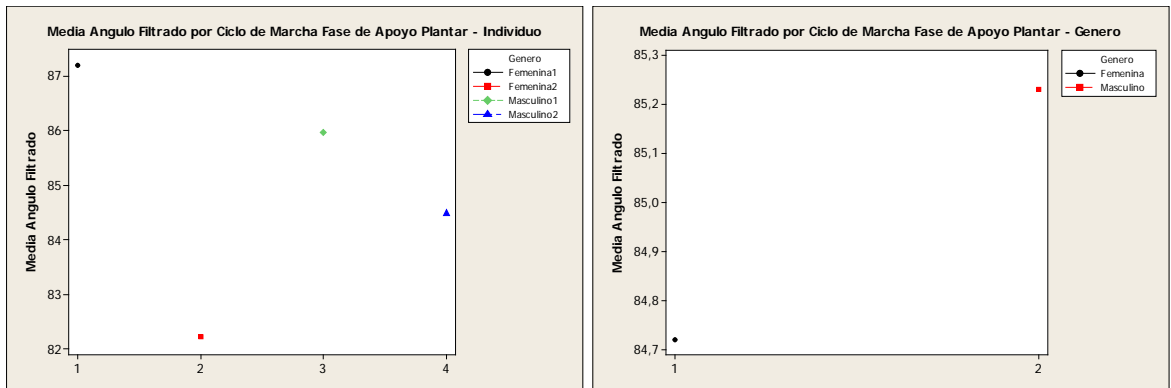


Figura 79a, 79b. Tobillo. Media Fase de Apoyo Plantar por Individuo y Por Género



## CONCLUSIONES

Se cuantifican las variables cinemáticas de la marcha humana, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo y la duración de paso completo en el tanque de marcha de la Clínica Universitaria de la Sabana.

1. El 100% de los datos obtenidos para rodilla a través de valores P-Value  $< 0.05$ , denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura durante el estudio.
2. El 45% de los datos obtenidos para tobillo cuentan con confiabilidad estadística representada con P-value  $< 0.05$ ; encontrando en registro de video para datos no confiables errores instrumentales y de posicionamiento de marcadores (desplazamiento durante la inmersión, desplazamiento por resistencia del agua, características de elaboración del marcador, sistema de fijación utilizado); corroborando los hallazgos descritos en protocolos de colocación de marcadores [59,60].
3. Se encuentran duraciones de paso en segundos con valores mínimos y máximos en el género femenino para realizar un paso completo en condiciones subacuáticas; con valores medianos 'aproximados' en el masculino.
4. El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de balanceo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino ( $52.2 \pm 9.7$ ) que en el femenino ( $45,6 \pm 7.0$ ).
5. El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino ( $1.6 \pm 1.5$ ) que en el femenino ( $0.1 \pm 0.01$ ).

6. El ángulo filtrado de flexión plantar del tobillo durante la fase de despegue del pie en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género femenino ( $122.7 \pm 1.1$ ) que en el masculino ( $118.9 \pm 2.5$ ).
7. El ángulo filtrado de dorsiflexión del tobillo durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática presenta 'ligeras' diferencias, siendo mayor en el género masculino ( $85.2 \pm 2.5$ ) que en el femenino ( $84.7 \pm 1.0$ ).

Según los resultados obtenidos, se puede validar la posibilidad de cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, usando video fotogrametría como sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.

El sistema robótico y el software utilizados, son sensibles para cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, a diferentes velocidades de paso completo.

## DISCUSIÓN

El objetivo de este trabajo es cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana en individuos sanos, mediante un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo; determinando la sensibilidad y veracidad de resultados obtenidos por el sistema, presentando mediciones que sirvan como punto de partida a futuros estudios, a la estandarización de la evaluación y a la implementación del uso de la cámara subacuática bajo parámetros de medicina basada en la evidencia, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana. Los resultados del estudio han revelado datos interesantes comparados con estudios similares referentes a sistemas de registro y marcha subacuática.

El tanque de marcha es una gran alternativa para las terapias de rehabilitación en pacientes con problemas neurológicos y osteomusculares, debido a la rápida recuperación e impacto sobre el sistema muscular y articular. A pesar de esta frecuente alternativa en Colombia, actualmente, muchos sistemas de rehabilitación de marcha subacuática se ejecutan de manera subjetiva bajo supervisión de especialistas, no registrando variables biomecánicas cuantitativas que permitan garantizar su efectividad.

El estudio de la marcha humana es una herramienta diagnóstica que permite identificar los problemas específicos que la afectan y, durante el análisis de marcha muchos factores deben ser considerados para realizar los estudios adecuadamente (38). Este análisis, pretende presentar a través de cuatro experiencias clínicas monitoreadas por un sistema de captura de imágenes, consideraciones que sirvan como referencias de apoyo en términos de configuración y planeación del laboratorio, adquisición de parámetros, y análisis de resultados.

Los estudios analizados consideran que para el análisis de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los parámetros de interés de forma confiable y eficaz. Cada protocolo depende del tipo de pacientes por evaluar, la configuración del laboratorio, los parámetros que se desean obtener y la forma en que éstos son presentados, así como del orden, tiempo y ciclos de utilización de los equipos, la colocación de los marcadores (cuando se requieren) y los programas para el procesamiento de los datos, entre otros aspectos (57).

En el presente estudio, se realiza la filmación de marcha subacuática de 4 individuos sanos con participación voluntaria por género, con medidas antropométricas y de movilidad articular similares.

Se revisaron protocolos que consideran la importancia de descripciones detalladas de tipo cinemática, y en mayor medida cinética (47,49) a la hora de elegir los sujetos prueba; además, se considera la importancia de utilizar herramientas como la goniometría (40) y técnicas de videogrametría para la cinemática (59). Se llevan a cabo las sugerencias propuestas en protocolos a cabalidad, pero se encuentran diferencias notables en el género femenino en duración de paso completo (figura 41<sup>a</sup>, 41b,).

El sujeto individuo femenina 1 presenta mayor afinidad por el medio subacuático, con entrenamiento previo y de contacto frecuente; el individuo femenina 2 en contraparte, no se encuentra cómoda con el medio, variando constantemente su comportamiento en la prueba. El individuo femenina 1 presenta menores tiempos en segundos en duración de paso completo (figura 41e), rangos de movimiento articular de rodilla más cortos en fase de balance (tabla 18a, 18b) y fase de apoyo plantar del ángulo de tobillo (tabla 29<sup>a</sup>, 29b).

Los resultados del estudio presentan variables externas que pueden ser consideradas como hipótesis incipientes en futuros estudios, no consideradas en los protocolos revisados; corroborando la afirmación de Barela, Stolf y Duarte en 2005 (78), y Villa, Gutiérrez y Perez (2008), los cuales exponen que muchas diferencias pueden atribuirse al

hecho de que el cuerpo humano adopta patrones de movimiento y diferentes estrategias motoras mientras camina en el medio acuático; y que ocurren probablemente, por la necesidad de adaptar el sistema sensorio-motriz al deambular en un medio con diferentes características físicas. La falta de familiaridad y las condiciones ambientales impuestas por el medio líquido promueven adaptaciones al movimiento de la marcha en el medio acuático para así tener éxito en el nuevo entorno.

Se utilizan marcadores adheridos a la piel en puntos anatómicos de referencia como menciona el protocolo Davis para la articulación de rodilla y tobillo (96).

Se utilizaron marcadores corporales en el lado derecho del cuerpo en el cóndilo lateral y en el maléolo externo. Se obtuvieron imágenes del movimiento en el plano sagital con una cámara móvil digital. Se obtuvieron datos cinemáticos, duración del paso, y rangos de movimiento de segmentos corporales de la articulación de la rodilla y el tobillo; encontrando variaciones en la confiabilidad estadística de los datos recogidos para la última articulación, corroborando y validando las afirmaciones del protocolo Davis sobre el posicionamiento de los marcadores.

El presente estudio considera la colocación del marcador como un punto crítico y una fuente considerable de errores en los parámetros de recolección de información. El principal criterio para las variaciones mencionadas, es la presencia de desplazamientos independientes del marcador respecto a la articulación.

Al igual que otros estudios, se reportan hasta 40 milímetros de errores traslacionales y más de 13 grados en errores rotacionales [97, 98], aunque estudios adicionales afirman que en el plano sagital no se presenten cambios tan significativos [99, 100].

Se encuentran similitudes entre este estudio y el realizado por Barela AM, Stolf SF, Duarte M. del año 2005 (78), referente a las condiciones como se aplica el protocolo de inmersión para la evaluación de la marcha subacuática, discrepando en el número de puntos de marcación, y coincidiendo en la comparación en que el ángulo del tobillo tiene

más flexión plantar en agua durante la fase de apoyo y al final de la fase de balanceo que en tierra. (78)

El presente estudio coincide con el realizado por Romanovitch D. y colaboradores del año 2007, (92) encontrando que la extensión articular de la rodilla en ambiente terrestre es mayor que en el ambiente acuático; disertando que durante el balanceo medio, la flexión de la rodilla es mayor en ambiente acuático que en el terrestre, como lo afirman Barela, Stolf y Duarte (2005).

Al igual que Romanovitch D. y colaboradores del año 2007 (92), los resultados obtenidos en esta investigación contrastan con los realizados por Yamamoto (1995), Ervilha (1999) y Miyoshi et al. (2003-2004), encontrando diferencias con estos autores cuando relatan que no hay apoyo inicial en ambiente acuático y la rodilla está en flexión.

Se coincide con Barela, Stolf y Duarte en 2005 (78) en la aclaración que la articulación del tobillo en ambiente acuático está prácticamente neutra durante el apoyo inicial.

Se constata para algunos individuos sujeto de estudio la afirmación de Barela, Stolf y Duarte en 2005 (78), en la que los mencionados buscaran mayor contacto con la superficie en ambiente acuático para garantizar mayor estabilidad y equilibrio. Mecánicamente el aumento de la flexión de la rodilla que ocurre en el ambiente acuático promueve la disminución de la inercia angular y facilita una rotación del segmento de apoyo en la superficie, no siendo necesario realizar una dorsiflexión durante el apoyo inicial.

Este estudio concluye que la marcha en el medio acuático presenta diferencias significativas en relación con el comportamiento articular en sus fases y subfases en relación con la marcha en ambiente terrestre, que deben ser consideradas durante la elaboración de un programa de tratamiento que utilice la hidroterapia como recurso. En el medio acuático la articulación de la rodilla realiza extensión articular menor a la realizada

en tierra y la articulación del tobillo realiza apoyo en el talón, permaneciendo en una posición neutra principalmente durante la fase de apoyo inicial.

El trabajo interprofesional entre Medicina de Rehabilitación e Ingeniería en busca de soluciones específicas, utilizando moderna infraestructura y equipos de terapia de rehabilitación mediante hidroterapia y, el diseño de un equipo robótico de captura de imágenes subacuáticas que permite medir los parámetros angulares de la rodilla y tobillo al deambular en el tanque de marcha; contribuyen con la promoción de conocimientos existentes sobre el tema propuesto y, al mismo tiempo, determina que el tanque de marcha es una herramienta de evaluación en las personas que necesitan la recuperación cinemática funcional de la marcha.

## RECOMENDACIONES

1. Sería enriquecedor para estudios de marcha subacuáticos futuros, complementar el análisis aquí descrito con el uso de un sistema de banda en el piso que permita una velocidad constante de paso completo, para realizar una toma de video efectiva desde el primer paso, e implementar el uso de plataformas dinámicas o incluso sistemas electromiográficos para el estudio neurofisiológico de la actividad bioeléctrica muscular.
2. Se recomienda el desarrollo de dispositivos tecnológicos (goniometría digital, marcadores de detección infrarrojo o laser, entre otros), que contribuyan con el análisis del movimiento humano, y/o mejorar las técnicas de optimización de dispositivos existentes, en función de apoyo en la toma de decisiones basados en diagnósticos más precisos de patologías del paciente con o sin discapacidad/lesiones motoras.
3. El sistema de videogrametría utilizado en este estudio tiene un grado de precisión confiable especialmente para la articulación de la rodilla y en menor medida para la del tobillo. Existen factores externos que afectan el sistema de registro, por ello se deben tomar en cuenta técnicas precisas de optimización de captura de imágenes, como la ubicación de la cámara, el campo de volumen de trabajo que esta abarca y la simetría entre esta y la persona por evaluar, 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.
4. Una de las dificultades frecuentes para el registro confiable de valores angulares para la articulación del tobillo en este estudio, y común en los protocolos actualmente utilizados, es la colocación y permanencia de los marcadores en puntos definidos. Para evitar estos errores se sugiere implementar/desarrollar



tácticas como la unión con sistemas de resonancia magnética, fluoroscopia o radiografía para tener conocimiento constante del posicionamiento óseo, aunque sólo se logra en volúmenes pequeños de muestreo (59, 60).

5. El pasillo de 4 metros en este estudio utilizado, es suficiente para realizar 2 ciclos completos de marcha. Se recomienda en futuros análisis que deseen implementar un tanque con esta especificación, realizar un análisis tomando como referente de estudio los dos pasos intermedios de los dos ciclos (1 sólo ciclo), de modo que no se incluya el paso inicial ni el final, para evitar dispersiones por diferencias en el muestreo; evidentes en este estudio.
6. Considerar además de variables antropométricas y de movilidad articular, factores externos que puedan influenciar positiva o negativamente los resultados, entre otros, entrenamiento previo de individuos en medios subacuáticos y control de velocidad.
7. Se sugiere para realización de futuros estudios, estructurar o re-estructurar protocolos según criterios: tipo de pacientes por evaluar, configuración del laboratorio, parámetros que se desean obtener y la forma en que éstos son presentados, así como del orden, tiempo y ciclos de utilización de los equipos, el mecanismo de fijación de los marcadores y los programas para el procesamiento de los datos, entre otros aspectos.

## **ANEXOS**

## FORMATO DE VALORACION EN TIERRA (ANEXO 1)

**Nombre:**

**Edad:**

**Género:**

**Fecha de evaluación:**

**Ocupación:**

**Peso:**

**Talla:**

**IMC:**

**Dominancia Cerebral:**

Antecedentes

---



---



---

Signos vitales: T/A \_\_\_\_\_ Fc \_\_\_\_\_ Pulso \_\_\_\_\_ Fr \_\_\_\_\_

Observación del estado actual del paciente: Bueno \_\_\_\_\_ Regular \_\_\_\_\_ Malo \_\_\_\_\_

Presencia de heridas abiertas: Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

Procesos infecciosos o inflamatorios agudos: Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

Observaciones \_\_\_\_\_

<b>MOVILIDAD ARTICULAR: (GONIOMETRÍA)</b>		
<b>CADERA</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		
Abducción		
Aducción		
Rotación interna		
Rotación externa		
<b>RODILLA</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		
<b>TOBILLO</b>		
Dorsiflexión		
Inversión		
Eversión		
<b>HALLUX</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		

<b>FUERZA MUSCULAR (Medical Council Research)</b>		
<b>CADERA</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		
Abducción		
Aducción		
Rotación interna		
Rotación externa		
<b>RODILLA</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		
<b>TOBILLO</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Dorsiflexión		
Inversión		
Eversión		
<b>HALLUX</b>	<b>DERECHA</b>	<b>IZQUIERDA</b>
Flexión		
Extensión		

## FORMATO DE EVALUACION MARCHA SUBACUATICA (ANEXO 2)

I. Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio

<b>RODILLA</b>	<b>DERECHA</b>
Flexión	
Extensión	
<b>TOBILLO</b>	<b>DERECHO</b>
Dorsiflexión	
Plantiflexión	

II. Movimiento en el plano sagital entre apoyo medio y despegue del pie

<b>RODILLA</b>	<b>DERECHA</b>
Flexión	
Extensión	
<b>TOBILLO</b>	<b>DERECHO</b>
Dorsiflexión	
Plantiflexión	

III. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo

<b>RODILLA</b>	<b>DERECHA</b>
Flexión	
Extensión	
<b>TOBILLO</b>	<b>DERECHO</b>
Dorsiflexión	
Plantiflexión	

## BIBLIOGRAFIA

1. Alonso VK, Okaji SS, Pinheiro MT, Ribeiro CM, Souza HP, Santos SS, et al. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos. *Revista Fisio Brasil*.2002; 55:16-23.
2. Rose J, Gamble JG. *Human walking*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994.
3. Alencar JF, Marino LF, Lucena BA, Gomes J, Medeiros ML. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB. *Anais do VIII Congresso de Biomecânica*; 1999. p. 197-202.
4. Sutherland DH, Kaufman KR, Moitza JR. Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG, editors. *Human walking*. 2nd. Baltimore: Williams e Wilkins; 1994. p. 23-44.
5. Campos MH. Aspectos biomecânicos do andar e do correr em meio aquático. São Paulo, 2001. Monografia (Bacharel em Esportes) Universidade de São Paulo.
6. Griffin TM, Tolani TM, Kram R. Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. *J Appl Physiol*. 1999; 86:383-90.
7. Schütz GR, Hauptenthal A, Roesler H. Estudio dinamométrico de la marcha humana en el medio acuático. *Revista Digital*. 2005:81. <http://www.efdeportes.com/>> Acesso em: Outubro, 2005.
8. Duarte M. Princípios físicos da interação entre ser humano e ambiente aquático. Acesso em: Outubro, 2005.

9. Bates A, Hanson N. Exercícios aquáticos terapêuticos. 1ª edição. São Paulo: Manole; 1998.
10. Campion MR. Hidroterapia: princípios e prática. São Paulo: Manole; 2000.
11. Becker BE, Cole AJ. Terapia aquática moderna. São Paulo: Manole; 2000.
12. Harrison RA, Hillman M, Bustrade S. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. *Physioterapy*. 1992;3:164-7.
13. Infantini RM, Rodrigues E. Descrição cinemática qualitativa da marcha normal dentro da água. *Revista Fisioterapia UNICID*. 2000;1:37-44.
14. Collado Vázquez S. Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2002
15. Blanc Y. Adquisición de la marcha en Viel E. En: La marcha humana. La carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson; 2002.p.205-215.
16. Shaffer D R. Psicología del desarrollo. Infancia y adolescencia. Thomson Learning; 2000.
17. Esteban MJ, Pellicer MC. Descripción y análisis de la marcha humana y de los patrones de movimiento necesarios para la recuperación de la fase de oscilación en la marcha normal. *Tratamiento neurológico. Fisioterapia* 1989 (40):7-19.
18. Rodríguez Torres, R. Análisis de la marcha infantil. [Tesis Doctoral]. Alcalá de Henares: Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares; 1.993.

19. Collado Vázquez S, Pascual Gómez F, Álvarez vadillo A, Rodríguez, Rodríguez LP. Marcha. Factores moduladores. Biociencias [en línea]. URL disponible en: [https://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV03\\_002.pdf](https://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV03_002.pdf)
20. Sánchez–Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1.993
21. Aharonson Z, et al. Normal foot-ground pressure pattern in children. Clin Orthop Related Research 1980; 150: 220-223
22. Grieve DW, Gear RJ. The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. Ergonomics 1966; 5: 379-399.
23. Sutherland D, Olshen R, Biden E, et al. The development of mature walking. Clin. Develop. Med. Oxford, Mac Keith Press 1988; 104, 105.
24. Revista EIA, ISSN 1794-1237 Número 5 p. 85-92. Junio 2006 Escuela de Ingeniería de Antioquia, Medellín (Colombia)
25. Alain Chevutschi, Ghislaine Lensele, Daniel Vaast and André Theve non An Electromyographic Study of Human Gait both in Water and on Dry Ground. Journal of Physiological Anthropology
26. Becker, B.E.; Cole, A.J. Terapia acuática moderna, 2000; São Paulo: Manole.
27. Harrison, R. et al. Loading of the lower limb when walking partially immersed. Physiotherapy, 1992; v.78.n. 3. p. 164-166.
28. Yano,H. Nakasawa, K. Yamamoto, S. Activation patterns of human ankle muscles during walking in water, 1995; Book of Abstracts XVth Congress ISB, p.1018-1019.
29. Yamamoto, S. Yano,H. Nakasawa, K. Lower limb kinematics during walking in water, 1995; Book of Abstracts XVth Congress ISB, p.1012-1013.

30. Skinner, A. T. & THOMSON, A. M. Duffield: exercícios na água, 1985; 3. ed. São Paulo: Manole.
31. Dulcy, F. Benefits of aquatic therapy: Part I. American Exercise Association, AKWA Newsletter, November, 1988 apud BATES, A. & HANSON, N. Exercícios aquáticos terapêuticos, 1998; São Paulo: Manole.
32. Roesler, H. Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em Biomecânica, 1997; Tese de Doutorado - Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.
33. Perry, J. Gait analysis: normal and pathological function, 1992; New York: MacGraw-Hill.
34. Skinner, A. T. & Thomson, A. M. Duffield: exercícios na água, 1985; 3. ed. São Paulo: Manole.
35. Rose, J. e Gamble, J. G. Marcha Humana, 1998; 2a ed. São Paulo: Premier.
36. Nakasawa, K.; Yano, H.; Miyashita, M. Ground reaction forces during walking in water, 1994; Medicine and Science in Aquatic Sports, 1994; Karger, v.39, p.28-34.
37. Gehm, F., Becker, R. A., Martinez, F. G., Loss, J. F. et al. Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático - parte I: terra x água. In: Anais X Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2003; Minas Gerais: v.1, p. 107-110.
38. Collado S. Análisis de la Marcha Humana con Plataformas dinamométricas. Influencia en el transporte de cargas. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 2002.
39. Sweeting K., Mock M. Gait and posture. Assessment in general practice. Australian Family Physician, 36, 398-405, June 2007.



40. Vismara L., Romei M., Galli M, Montesano A, Baccalaro G., Crivellini M, Grugni G. Clinical implications of gait analysis in the rehabilitation of adult patients with “Prader-Willi” Syndrome: a cross-sectional comparative study (“Prader-Willi” Syndrome vs matched obese patients and healthy subjects). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, May 2007.
41. Van Iersel M. B., Haitsma A., Olde Rikkert M. G. M., MD, Benraad C. E. M. Quantitative gait analysis to detect gait disorders in geriatric patients with depression. *Journal of the American Geriatric Society*, 53, 1441-1442, August 2005.
42. Papadonikolakis A. S., Vekris M. D., Korompilias A. V., Kostas J. P., Ristanis S. E., Soucacos P. N. Botulinum A toxin for treatment of lower limb spasticity in cerebral palsy. Gait analysis in 49 patients. *Acta Orthop Scand*, 74, 749-755, 2003.
43. Rousseaux M., Launay M. J., Kozlowski O., Daveluy W. Botulinum toxin injection in patients with hereditary spastic paraparesis. *European Journal of Neurology*, 14, 206–212, 2007
44. Patrick J.H. The Case for gait analysis as part of the management of incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 41, 479-482, 2003.
45. Collins M. M. Validation of a Protocol for Motion Analysis. Consultado el 10 de febrero de 2008 en: <http://forms.gradsch.psu.edu/equity/mcnair/2003/collins.pdf>
46. Tenore N., Fortugno F., Viola F., Galli M., Giaquinto S. Gait Analysis as a Reliable Tool for Rehabilitation of Chronic Hemiplegic Patients. *Clinical and Experimental Hypertension*, 28, 349-355, 2006.
47. Astephen J. L., Deluzio K. J. A multivariate gait data analysis technique: application to knee osteoarthritis. *Proc. Instn Mech. Engrs*, 218, 271-279, 2004.

48. Bartlett R. Introduction to Sports Biomechanics. Taylor & Francis. Part II, 161-281, 1997.
49. Datta D., Heller B., Howitt J. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. *Clinical Rehabilitation*, 19, 398-403, 2005.
50. Franceschini M., Massucci M., Ferrari L., Agosti M., Paroli C. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation* , 17, 368-372, 2003.
51. Benedetti M. G., Catani F., Leardini A., Pignotti E., Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*,13, 204-215, 1998.
52. Instituto de Biomecánica de Valencia. Kinescan (2006).
53. Universidad de los Andes. Instituto de ortopedia infantil Roosevelt. Laboratorio para el análisis de movimiento (2007).
54. Clayton H. M., Schamhardt H. C. Measurement Techniques for Gait Analysis.
55. Prat J. M., Sánchez-Lacuesta, J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. IMPIVA Generalitat Valenciana, 2002.
56. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological function. SLACK Incorporated, 1992. Sección 2, 49-167.
57. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 3, March 2006.
58. The Nemours foundation. EMG (2007). Consultado el 20 de enero de 2008

59. Villa M. A., Gutierrez G. E., Pérez M. J. Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. Revista Ingeniería Biomédica ISSN 1909–9762, volumen 2, número 3, enero-junio 2008, págs. 16-26.
60. Cailliet, R. Anatomía funcional Biomecánica. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia, Pa: FA Davis, Co:1992
61. Harmer AR, Naylor JM, Crosbie J, Russell T. Land-based versus water-based rehabilitation following total knee replacement: a randomized, single-blind trial. University of Sydney, Sydney, New South Wales, Australia. Arthritis Rheum. 2009 Feb 15;61(2):184-91.
62. Retarekar R, Fragala-Pinkham MA, Townsend EL. Effects of aquatic aerobic exercise for a child with cerebral palsy: single-subject design. Outpatient Physical Therapy, Spaulding Rehabilitation Hospital, Boston, Massachusetts, USA. 2009 Winter;21(4):336-44.
63. Silva LE, Valim V, Pessanha AP, Oliveira LM, Myamoto S, Jones A, Natour J. Hydrotherapy versus conventional land-based exercise for the management of patients with osteoarthritis of the knee: a randomized clinical trial. Rheumatology Rehabilitation Section, Division of Rheumatology, Federal University of São Paulo, São Paulo, Brazil. Phys Ther. 2008 Jan;88(1):12-21. Epub 2007 Nov 6.
64. Fransen M, Nairn L, Winstanley J, Lam P, Edmonds J. Physical activity for osteoarthritis management: a randomized controlled clinical trial evaluating hydrotherapy or Tai Chi classes. The George Institute for International Health, University of Sydney, Sydney, Australia. Arthritis Rheum. 2007 Apr 15;57(3):407-14.
65. Foley A, Halbert J, Hewitt T, Crotty M. Does hydrotherapy improve strength and physical function in patients with osteoarthritis--a randomised controlled trial comparing a gym based and a hydrotherapy based strengthening programme. Flinders University

Department of Rehabilitation and Aged Care, Repatriation General Hospital, South Australia. *Ann Rheum Dis.* 2003 Dec;62(12):1162-7.

66. Mannerkorpi K, Ahlmén M, Ekdahl C. Six- and 24-month follow-up of pool exercise therapy and education for patients with fibromyalgia. Department of Physical Therapy, Sahlgrenska University Hospital, Göteborg, Sweden. *Scand J Rheumatol.* 2002;31(5):306-10.
67. Gowans SE, deHueck A, Voss S. Six-minute walk test: a potential outcome measure for hydrotherapy. Department of Rehabilitation Services, Toronto Hospital, Ontario, Canada. *Arthritis Care Res.* 1999 Jun;12(3):208-11.
68. Hoffman HG, Patterson DR, Seibel E, Soltani M, Jewett-Leahy L, Sharar SR. Virtual reality pain control during burn wound debridement in the hydrotank. Human Interface Technology Laboratory, Departments of Mechanical Engineering, University of Washington, Seattle, WA, USA. *Clin J Pain.* 2008 May;24(4):299-304.
69. Valtonen A, Pöyhönen T, Sipilä S, Heinonen A. Effects of aquatic resistance training on mobility limitation and lower-limb impairments after knee replacement. Department of Health Sciences, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010 Jun;91(6):833-9.
70. Katsura Y, Yoshikawa T, Ueda SY, Usui T, Sotobayashi D, Nakao H, Sakamoto H, Okumoto T, Fujimoto S. Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. Department of Sports Medicine, Osaka City University Graduate School of Medicine, 1-4-3, Asahi-machi, Abeno-ku, Osaka, 545-8585, Japan. *Eur J Appl Physiol.* 2010 Mar;108(5):957-64. Epub 2009 Dec 4.
71. Bocalini DS, Serra AJ, Murad N, Levy RF. Water- versus land-based exercise effects on physical fitness in older women. Division of Medical Clinic, Federal University of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil. *Geriatr Gerontol Int.* 2008 Dec;8(4):265-71.

72. Bartels EM, Lund H, Hagen KB, Dagfinrud H, Christensen R, Danneskiold-Samsøe B. Aquatic exercise for the treatment of knee and hip osteoarthritis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007 Oct 17;(4):CD005523.
73. Kutner NG. How can exercise be incorporated into the routine care of patients on dialysis? Department of Rehabilitation Medicine, Emory University, 1441 Clifton Rd. NE, Atlanta, GA 30322, USA. *Int Urol Nephrol.* 2007;39(4):1281-5.
74. Municinó A, Nicolino A, Milanese M, Gronda E, Andreuzzi B, Oliva F, Chiarella F; Cardio-HKT Study Group. Hydrotherapy in advanced heart failure: the cardio-HKT pilot study. *Struttura Complesso di Cardiologia, A.O. Ospedale Santa Corona, Pietra Ligure SV, Italy. Monaldi Arch Chest Dis.* 2006 Dec;66(4):247-54.
75. Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. Department of Motor Dysfunction, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, 4-1 Namiki, Tokorozawa-City, Saitama 359-8555, Japan. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005 Feb;20(2):194-201
76. Yurtkuran M, Yurtkuran M, Alp A, Nasircilar A, Bingöl U, Altan L, Sarpdere G. Balneotherapy and tap water therapy in the treatment of knee osteoarthritis. *Uludag University Atatürk Rehabilitation Center, 16080, Bursa, Turkey. Rheumatol Int.* 2006 Nov;27(1):19-27. 2006 Jul 11.
77. Assis MR, Silva LE, Alves AM, Pessanha AP, Valim V, Feldman D, Neto TL, Natour J. A randomized controlled trial of deep water running: clinical effectiveness of aquatic exercise to treat fibromyalgia. Division of Rheumatology, São Paulo Federal University, Rua Botucatu 740, 04023-900 São Paulo, Brazil. *Arthritis Rheum.* 2006 Feb 15;55(1):57-65.
78. Barela AM, Stolf SF, Duarte M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. Laboratory of Biophysics, Escola de Educação Física e

- Esporte, Universidade de São Paulo, Av. Prof. Mello Moraes 65, São Paulo/SP 05508-030, Brazil. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006 Jun;16(3):250-6. Epub 2005 Aug 18.
79. Barela AM, Duarte M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. Laboratory of Biophysics, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Av. Mello de Moraes, 65, São Paulo/SP 05508-030, Brazil. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Jun;18(3):446-54. Epub 2006 Dec 29.
80. Edlich RF, Abidin MR, Becker DG, Pavlovich LJ Jr, Dang MT. Design of hydrotherapy exercise pools. Department of Plastic Surgery, University of Virginia School of Medicine, Charlottesville 22908. *J Burn Care Rehabil.* 1988 Sep-Oct;9(5):505-9.
81. Becker BE. Washington . Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. State University, National Aquatics and Sports Medicine Institute, Department of Rehabilitation Medicine, University of Washington School of Medicine, Spokane WA 99224, USA. *PM R.* 2009 Sep;1(9):859-72.
82. Tanaka H. Swimming exercise: impact of aquatic exercise on cardiovascular health. Department of Kinesiology and Health Education, The University of Texas at Austin, Austin, Texas 78712, USA. *Sports Med.* 2009;39(5):377-87. doi: 10.2165/00007256-200939050-00004.
83. Dzedzic K, Jordan JL, Foster NE. Land- and water-based exercise therapies for musculoskeletal conditions. Primary Care Musculoskeletal Research Centre, Keele University, Keele, Staffordshire ST5 5BG, UK. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2008 Jun;22(3):407-18.
84. Cider A, Sveälv BG, Täng MS, Schaufelberger M, Andersson B. Immersion in warm water induces improvement in cardiac function in patients with chronic heart failure. Department of Cardiology, Cardiovascular Institute, Sahlgrenska University Hospital, Göteborg, Sweden. *Eur J Heart Fail.* 2006 May;8(3):308-13. Epub 2005 Oct 26.

85. Epps H, Ginnelly L, Utley M, Southwood T, Gallivan S, Sculpher M, Woo P. Is hydrotherapy cost-effective? A randomised controlled trial of combined hydrotherapy programmes compared with physiotherapy land techniques in children with juvenile idiopathic arthritis. The Children's Trust, Tadworth Court, UK. Health Technol Assess. 2005 Oct;9(39):iii-iv, ix-x, 1-59.
86. Brantigan OC, Voshell AF. The tibial collateral ligament: its function, its bursae, and its relationship to the medial meniscus. J Bone Joint Surg. 1943; 25:121.
87. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and Pathological gait. J Bone Joint Surg. 1953; 35 A:543.
88. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New York. NY: McGraw-Hill; 1992
89. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. 3rd ed. New York: A Wiley Interscience Publication JohnWiley e Sons; 2004.
90. Tasuku M, Takashi Sh, Shin Y, Kimitaka N, Masami A. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. Clinical Biomechanics 20 (2005) 194–201.
91. Schutz G, Haupenthal A, Roesler H. Estudio dinamométrico de la marcha humana en el medio acuático. Laboratorio de pesquisas em Biomecânica Aquatica: Centro de Educacao Física, Fisioterapia e Desportos (CEFID), Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) Brasil. <http://www.efdeportes.com/> Revista Digital - Buenos Aires - Año 10 - N° 81 - Febrero de 2005.
92. Romanovitch D; Vera I; Ferretti E; Costa C. Estudio comparativo de los parámetros angulares de la marcha humana en ambiente acuático y terrestre en individuos adultos jóvenes sanos Revista Brasileña de Medicina del deporte vol.13 No. 6 Nov.2007.

93. Becker RA, Gehm F, Martinez FG, Loss JF. Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático Parte II: diferentes profundidades. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2003. p. 111-4.
94. Ervilha UF. Estudo da variação angular da articulação do joelho e do sinal eletromiográfico no domínio temporal durante a marcha humana em ambiente aquático. Dissertação. Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo; 1999.
95. Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto SI, Nakazawa K, Akaia M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forcer during walking in water. *Disability and Rehabilitation*. 2004;26: 724-32.
96. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, March 2006.
97. Robertson D.G.E., Caldwell G.E., Hamill J., Kamen G., Whittlesey S.N. Research and methods in biomechanics. Cap 2, 35-52, 2004.
98. Benoit D.L., Ramsey D.K., Lamontagne M., Xu L., Wretenberg P., Renstrom P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture*, 24, 152-164, October 2006.
99. Sudhoff I., Van Driessche S., Laporte S., de Guise J.A., Skalli W. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 25, 533-543, April 2007.
100. Westhoff B., Hirsch M.A., Hefter H., Wild A., Krauspe R. How reliable are data from 3D-gait analysis. *Sportverletz Sportschaden*, 18, 76-79, June 2004.



**RESUMEN ANALÍTICO DE INVESTIGACIÓN (R.A.I)**

## ORIENTACIONES PARA SU ELABORACIÓN:

El Resumen Analítico de Investigación (RAI) debe ser elaborado en Excel según el siguiente formato registrando la información exigida de acuerdo la descripción de cada variable. Debe ser revisado por el asesor(a) del proyecto. EL RAI se presenta (quema) en el mismo CD-Room del proyecto.

No.	VARIABLES	DESCRIPCIÓN DE LA VARIABLE
1	NOMBRE DEL POSTGRADO	Medicina Física y Rehabilitación
2	TÍTULO DEL PROYECTO	Caracterización de variables cinemáticas de la marcha humana mediante un sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana
3	AUTOR(es)	Valencia Agudelo Mauricio Hernando
4	AÑO Y MES	2012, Noviembre
5	NOMBRE DEL ASESOR(a)	Ortiz Juan Guillermo, Gómez Guevara María Catalina, Rincón Carlos Javier, Rodríguez Cheu Luis Eduardo, Gamboa Bernal Gilberto Alfonso
6	DESCRIPCIÓN O ABSTRACT	<p><b>Resumen</b> - El análisis de marcha humana ha sido utilizado en un amplio rango de aplicaciones, como en diagnóstico y tratamiento de pacientes con trastornos neuromusculares y/o relacionados con el movimiento. En Colombia, son pocos los estudios documentados en esta área que permiten definir un modelo o un sistema de medición de esta herramienta en rehabilitación bajo el agua. El presente estudio presenta algunas consideraciones derivadas de revisiones bibliográficas y de la experiencia directa con pacientes, utilizando técnicas de videogrametría para recolección de información. Este estudio pretende ser un punto de partida para futuras investigaciones, determinando si la hidroterapia es una herramienta funcional para personas que necesitan la recuperación de la marcha.</p> <p><b>Abstract</b> - Human gait analysis has been used in a wide range of applications, such as diagnosis and treatment for patients with neuromusculoskeletal diseases and/or related to movement. In Colombia, there are a few studies documented in this area for defining a model or a measurement system of this tool in rehabilitation under water. This study presents some considerations resulting from literature reviews and direct experience with patients, using videogrammetry techniques for data collection. This study is intended as a starting point for further research, determining if the hydrotherapy is a functional tool for people who need to recover the gait.</p>
7	PALABRAS CLAVES	<b>Palabras Clave</b> – Hidroterapia, Análisis de marcha, Cinemática, Rodilla, Tobillo, Videogrametría. <span style="float: right;">Keywords – Hydrotherapy, Gait Analysis, Kinematics, Knee, Ankle, Videogrammetry.</span>
8	SECTOR ECONÓMICO AL QUE PERTENECE EL PROYECTO	Sector Salud
9	TIPO DE ESTUDIO	Estudio descriptivo.
10	OBJETIVO GENERAL	Cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana en individuos sanos, mediante un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.
11	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	<ol style="list-style-type: none"> <li>Determinar la sensibilidad y veracidad de resultados obtenidos por un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, a través de mediciones que sirvan como punto de partida a la estandarización de la evaluación de los parámetros angulares de la rodilla y tobillo, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.</li> <li>Implementar el uso de la cámara subacuática en los procesos de evaluación de la marcha en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.</li> </ol>
12	RESUMEN GENERAL	Se ha investigado el proceso de ejecución de las terapias en el agua que se realizan en varios centros de rehabilitación en el entorno nacional e internacional, y no se ha definido un modelo o un sistema de medición de esta herramienta en rehabilitación. Teniendo en cuenta que la terapia física y los procesos de rehabilitación deben tener un punto de apoyo en datos mensurables y observacionales objetivos, y que hay pocos estudios que vinculen variables biomecánicas en el medio acuático; el presente estudio analiza el movimiento de personas sanas en el medio acuático a través de los parámetros cinemáticos angulares de rodilla y tobillo en las fases y subfases de la marcha, usando un sistema electrónico que permite medir variables biomecánicas, a partir de un sistema de imágenes digitalizadas adquiridas en el tanque de marcha, contribuyendo así con la promoción de los conocimientos existentes sobre el tema propuesto y, al mismo tiempo, determinando si el tanque de marcha es una herramienta de evaluación y desarrollo de tratamientos de terapia física en las personas que necesitan la recuperación cinética funcional de la marcha.
13	CONCLUSIONES.	<p>Se cuantifican las variables cinemáticas de la marcha humana, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo y la duración de paso completo en el tanque de marcha de la Clínica Universitaria de la Sabana.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>El 100% de los datos obtenidos para rodilla a través de valores P-Value &lt; 0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura durante el estudio.</li> <li>El 45% de los datos obtenidos para tobillo cuentan con confiabilidad estadística representada con P-value &lt; 0.05; encontrando en registro de video para datos no confiables errores instrumentales y de posicionamiento de marcadores (desplazamiento durante la inmersión, desplazamiento por resistencia del agua, características de elaboración del marcador, sistema de fijación utilizado); corroborando los hallazgos descritos en protocolos de colocación de marcadores [59,60].</li> <li>Se encuentran duraciones de paso en segundos con valores mínimos y máximos en el género femenino para realizar un paso completo en condiciones subacuáticas; con valores medianos 'aproximados' en el masculino.</li> <li>El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de balanceo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (52.2 +- 9.7) que en el femenino (45,6 +- 7.0).</li> <li>El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (1.6 +- 1.5) que en el femenino (0.1 +- 0.01).</li> <li>El ángulo filtrado de flexión plantar del tobillo durante la fase de despegue del pie en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género femenino (122.7 +- 1.1) que en el masculino (118.9 +- 2.5).</li> <li>El ángulo filtrado de dorsiflexión del tobillo durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática presenta 'ligeras' diferencias, siendo mayor en el género masculino (85.2 +- 2.5) que en el femenino (84.7 +- 1.0).</li> </ol> <p>Según los resultados obtenidos, se puede validar la posibilidad de cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, usando video fotogrametría como sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.</p> <p>El sistema robótico y el software utilizados, son sensibles para cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, a diferentes velocidades de paso completo.</p>

14	FUENTES BIBLIOGRÁFICAS	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Alonso VK, Okaji SS, Pinheiro MT, Ribeiro CM, Souza HP, Santos SS, et al. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos. <i>Revista Físio Brasil</i>.2002; 55:16-23.</li> <li>2. Rose J, Gamble JG. <i>Human walking</i>. 2nd ed. Baltimore: Williams &amp; Wilkins; 1994.</li> <li>3. Alencar JF, Marino LF, Lucena BA, Gomes J, Medeiros ML. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB. <i>Anais do VIII Congresso de Biomecânica</i>; 1999. p. 197-202.</li> <li>4. Sutherland DH, Kaufman KR, Moitoza JR. Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG, editors. <i>Human walking</i>. 2nd. Baltimore: Williams e Wilkins; 1994. p. 23-44.</li> <li>5. Campos MH. Aspectos biomecânicos do andar e do correr em meio aquático. São Paulo, 2001. Monografia (Bacharel em Esportes) Universidade de São Paulo.</li> <li>6. Griffin TM, Tolani TM, Kram R. Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. <i>J Appl Physiol</i>. 1999; 86:383-90.</li> <li>7. Schütz GR, Hauptenthal A, Roesler H. Estudio dinamométrico de la marcha humana en el medio acuático. <i>Revista Digital</i>. 2005;81. <a href="http://www.efdeportes.com/">http://www.efdeportes.com/</a>&gt; Acesso em: Outubro, 2005.</li> <li>8. Duarte M. Princípios físicos da interação entre ser humano e ambiente aquático. Acesso em: Outubro, 2005.</li> <li>9. Bates A, Hanson N. <i>Exercícios aquáticos terapêuticos</i>. 1ª edição. São Paulo: Manole; 1998.</li> <li>10. Campion MR. <i>Hidroterapia: princípios e prática</i>. São Paulo: Manole; 2000.</li> <li>11. Becker BE, Cole AJ. <i>Terapia aquática moderna</i>. São Paulo: Manole; 2000.</li> <li>12. Harrison RA, Hillman M, Bustrade S. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. <i>Physiotherapy</i>. 1992;3:164-7.</li> <li>13. Infantini RM, Rodrigues E. Descrição cinemática qualitativa da marcha normal dentro da água. <i>Revista Fisioterapia UNICID</i>. 2000;1:37-44.</li> <li>14. Collado Vázquez S. Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2002</li> <li>15. Blanc Y. Adquisición de la marcha en Viel E. En: <i>La marcha humana. La carrera y el salto</i>. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson; 2002.p.205-215.</li> <li>16. Shaffer D R. <i>Psicología del desarrollo. Infancia y adolescencia</i>. Thomson Learning; 2000.</li> <li>17. Esteban MJ, Pellicer MC. Descripción y análisis de la marcha humana y de los patrones de movimiento necesarios para la recuperación de la fase de oscilación en la marcha normal. <i>Tratamiento neurológico. Fisioterapia</i> 1989 (40):7-19.</li> <li>18. Rodríguez Torres, R. Análisis de la marcha infantil. [Tesis Doctoral]. Alcalá de Henares: Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares; 1.993.</li> <li>19. Collado Vázquez S, Pascual Gómez F, Álvarez vadillo A, Rodríguez, Rodríguez LP. Marcha. Factores moduladores. <i>Biociencias</i> [en línea]. URL disponible en: <a href="https://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV03_002.pdf">https://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV03_002.pdf</a></li> <li>20. Sánchez-Lacuesta J. <i>Biomecánica de la marcha humana normal y patológica</i>. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1.993</li> <li>21. Aharonson Z, et al. Normal foot-ground pressure pattern in children. <i>Clin Orthop Related Research</i> 1980; 150: 220-223</li> <li>22. Grieve DW, Gear RJ. The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. <i>Ergonomics</i> 1966; 5: 379-399.</li> <li>23. Sutherland D, Olshen R, Biden E, et al. The development of mature walking. <i>Clin. Develop. Med. Oxford, Mac Keith Press</i> 1988; 104, 105.</li> <li>24. <i>Revista EIA</i>, ISSN 1794-1237 Número 5 p. 85-92. Junio 2006 Escuela de Ingeniería de Antioquia, Medellín (Colombia)</li> <li>25. Alain Chevutshi, Ghislaine Lensel, Daniel Vaast and André Theve non An Electromyographic Study of Human Gait both in Water and on Dry Ground. <i>Journal of Physiological Antthropology</i></li> <li>26. Becker, B.E.; Cole, A.J. <i>Terapia aquática moderna</i>, 2000; São Paulo: Manole.</li> <li>27. Harrison, R. et al. Loading of the lower limb when walking partially immersed. <i>Physiotherapy</i>. 1992; v.78.n. 3. p. 164-166.</li> </ol>
----	------------------------	--

Vo Bo Asesor y Coordinador de Investigación: