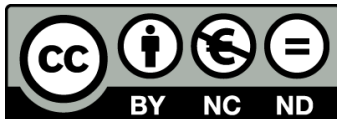

Tesi doctoral

Diseño, implementación y validación del software ADiBAS asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D

José Ramírez Moreno



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

This doctoral thesis is licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)



TESIS DOCTORAL

2023

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Fisioterapia

**Diseño, implementación y validación del software ADiBAS
asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la
posición corporal en 3D**

Doctorando:

José Ramírez Moreno

Directores:

Dr. Enric Cáceres Palau

Dr. Albert Busquets Faciabén

Universitat Internacional de Catalunya (UIC Barcelona)

Barcelona, 2023

*“El cuerpo humano es la obra maestra de la naturaleza,
y la proporción es la clave para su belleza”*

Frase atribuida a **Leonardo Da Vinci**, posiblemente citada en algunos de sus escritos relacionados con el libro de Luca Pacioli “De divina proportione” (año 1490)

AGRADECIMIENTOS

¡Por fin lo puedo decir! Tras más de 10 años inmerso en el fascinante y, al tiempo, ímprobo mundo de la tecnología vinculada a la fisioterapia, un episodio más de mi larga trayectoria académica concluye aquí. A pesar de los desafíos y obstáculos que enfrenté durante la ejecución de mi tesis, incluyendo la pandemia, me siento orgulloso y agradecido de haber llegado hasta aquí y haber completado una etapa importante de mi carrera profesional.

Durante este largo viaje, tuve la fortuna de cruzarme con personas maravillosas que me brindaron su ayuda y apoyo en diferentes formas. A todos ellos, les expreso mi más sincero agradecimiento, especialmente a:

Mis dos directores de tesis, el Dr. Enric Cáceres Palau y el Dr. Albert Busquets Faciabén, sin los cuales este trayecto hubiera sido mucho más sinuoso. Dr. Cáceres, gracias por depositar su vasta experiencia como profesional y académico en esta tesis y, especialmente, por confiar en mí y alentarme a no desistir en momentos difíciles. Mi enorme gratitud al Dr. Busquets por su dedicación, disponibilidad y perseverancia en apoyarme durante todo el proceso investigador. Sin tu ayuda, no habría sido posible alcanzar este logro. También mi recuerdo a la Dra. Begoña Campos, quien fue mi directora durante los primeros años. Una gran profesional que me dio buenos consejos. Lamentablemente, yo no estuve a su altura y me disculpo por ello.

Soy afortunado por haber tenido la oportunidad de trabajar junto a un profesional tan comprometido y talentoso como el Dr. Miguel Reyes. Compartimos innumerables horas detrás de un ordenador y juntos superamos desafíos para lograr alcanzar nuestro objetivo, un proyecto tecnológico que se transformó en realidad.

A mis pacientes, quienes ha sido los verdaderos motivadores de mis propósitos. Su generosa contribución como voluntarios en las pruebas del estudio ha sido fundamental para el éxito de esta tesis. A mis colegas del Centre de Fisioteràpia KineMez, Thaïs Deulofeu y Oihana Arizmendi, por su amistad y apoyo en diversos

aspectos del estudio. Un agradecimiento especial a Angel Fructuoso y Victor Manuel Armenta por su colaboración valiosa y dedicación en las fases de evaluación del estudio.

No puedo pasar por alto la oportunidad de expresar mi agradecimiento a personas que he tenido la satisfacción de conocer y que me han favorecido con su amistad y dedicado parte de su enorme conocimiento en este campo: al Dr. Sergi Escalera, la Dra. Rosa Angulo, Dr. Luis Roche, Dr. Pere Rodríguez, Dr. Bertram Müller, a todos los valiosos voluntarios de INEFC y a mis alumnos de la UIC, quienes me obligan a permanecer en la inestable cuerda del saber a través de sus dudas y certezas.

A todos los fisioterapeutas que forman o formaron parte de las asociaciones Mezieristas de AMIF y AMIK. Estar con ellos durante toda mi vida profesional, me ha servido como un recordatorio constante de la importancia de la fisioterapia global inspirada en Françoise Mézières.

Por último, me gustaría hacer una mención especial a dos personas que han contribuido de manera significativa al éxito de este proyecto. En primer lugar, a mi amigo y socio el Sr. Juan Ramón Revilla Gutiérrez. Juntos estudiamos fisioterapia y junto crecimos como personas y profesionales. Gracias por tu ayuda y apoyo incondicional al desarrollo de este sistema tecnológico. Y, por último, a mi esposa Maribel por haberme brindado su tiempo, comprendido mis ausencias, gestionado mis emociones y por haberme dado dos hijos maravillosos, Pablo quién pronto se graduará como arquitecto, y mi hija Sandra, quien en unos años seguirá mis pasos como fisioterapeuta.

A todos ellos y ellas...¡Muchas Gracias!

RESUMEN

La desalineación de la postura ortoestática se ha relacionado como un factor de riesgo para ciertos trastornos musculoesqueléticos (TME). La tridimensionalidad del cuerpo humano supone un desafío para ciertos instrumentos de medida. La precisión de estos datos resulta esencial para emitir un buen diagnóstico, proponer una intervención fundamentada y evaluar su efectividad. Gracias al desarrollo de tecnologías basadas en sensores de profundidad, es posible obtener datos de la posición del cuerpo humano en 3D. Concretamente, el sensor Kinect™ V2 (SKV₂) ha sido utilizado para el análisis del control postural y objeto de numerosos estudios de validación utilizándose como software el creado por Microsoft©. Sin embargo, existen pocos programas informáticos que utilicen el SKV₂ con un software propio y que hayan analizado su fiabilidad y validez para el análisis la posición corporal en 3D en entornos clínicos. En esta tesis, se presenta una tecnología basada en el SKV₂ y un software propio llamado ADiBAS, diseñado para ser utilizado en entornos clínicos por profesionales de la salud y el deporte. MÉTODOS: se ha estructurado en cuatro fases. 1) se describió el procedimiento para el desarrollo del sistema ADiBAS definiendo los requisitos, funcionalidades, diseño del interfaz del software, implementación y testeo; 2) se determinó la validez concurrente y fiabilidad comparando el sistema ADiBAS con un calibrador digital y una muestra de 30 participantes (48,3 ± 15,7 años; 19 mujeres). Con ambos dispositivos, se realizaron mediciones sobre 24 variables en cinco posiciones ortoestáticas. 3) Se evaluó la usabilidad del sistema ADiBAS comparándolo con un sistema multicámara 3D. Se realizaron mediciones sobre 11 variables en tres posiciones ortoestáticas de 22 participantes (33,5 ± 9,7 años; 12 hombres). Por último, 4) se determinó la fiabilidad de las mediciones realizadas con el sistema ADiBAS de 18 variables clinimétricas por tres evaluadores fisioterapeutas en 30 participantes (48,3 ± 15,7 años; 19 mujeres). Se efectuaron capturas de la postura en el plano frontal y sagital de pacientes con TME en dos sesiones con un intervalo de una semana aproximadamente. RESULTADOS: Fase 1) se diseñó e implementó un software propio vinculado al SKV₂ con capacidad para medir ángulos y longitudes en 3D de la posición corporal humana. Se incluyeron herramientas como: marcadores virtuales, distancias y ángulos 3D, visualizaciones de la imagen con detección de la nube de puntos y mapas de profundidad. Aplicación de protocolos para obtención automática de los datos y herramientas de calibración; Fase 2) la fiabilidad relativa obtuvo un

coeficiente de correlación intraclase excelente ($CCI_{2,1} > 0,99$) y un coeficiente de variación muy pequeño ($CV\% < 0,58\%$) para todas las mediciones. La fiabilidad absoluta determinó errores pequeños con un error estándar de medida ($SEM < 0,03\text{mm}$) y un mínimo cambio detectable ($MDC < 0,08\text{ mm}$). Respecto a las pruebas de validez, se obtuvo una alta correlación entre el calibrador digital y el sistema ADiBAS para todas las variables de longitud y ángulo ($r=1,00$; $p=0,001$). Los errores típicos de la estimación fueron muy bajos ($TEE \leq 1,32\text{ mm}$); Fase 3) el error técnico de medida (RMSD) fue de $0,57\text{ cm}$ para las variables de longitud y de $2,04^\circ$ para las de ángulo. Tanto el CCI como para el coeficiente de correlación de concordancia fue excelente ($>0,999$) y con un intervalo de confianza ($IC=1,00-1,00$) para todas las variables. En los límites de acuerdo (LOA) el 92% de los datos estuvieron comprendidos entre $0,79$ y $0,37\text{ cm}$, con un SE de $-0,21\text{ cm}$ para las variables de longitud. Para las variables de ángulo el 95% ($LOA=-4,26/3,68$) con un SE de $-0,29^\circ$; Fase 4) se obtuvieron fiabilidades muy altas tanto intraobservador ($CCI_{2,1} > 0,95$) ($IC=0,94-0,97$) como interobservador ($CCI_{2,1} > 0,99$) ($IC=0,97-0,99$). Para el test-retest, los valores de correlación fueron buenos ($r > 0,78$ y $p=0,001$) y un $CCI_{3,1} > 0,76$ con un $IC=0,70-0,80$. CONCLUSIONES: el sistema ADiBAS permite realizar mediciones de longitud y ángulos de forma válida y fiable para el análisis de la posición corporal en 3D en el ámbito clínico.

ABSTRACT

Orthostatic postural misalignment has been linked as a risk factor for several musculoskeletal disorders (MSDs). However, the three-dimensionality of the human body can be a challenge for instrumented measuring, when the accuracy of such data is essential for producing a correct diagnosis. This is required for proposing an informed intervention as well as for evaluating its effectiveness. Thanks to the development of technologies based on depth sensors, it is possible to obtain data on the position of the human body in 3D. One of such systems, the Kinect™ V2 sensor (SKV2), has been used for postural control analysis, including numerous validation studies using software developed by Microsoft©. Yet, there are very few external computer programmes that use the SKV2 included in their own software. Even less has been analysed for its reliability and validity in analysing 3D body position in clinical environments. In this thesis, we present a technology based on SKV2 and a proprietary software called ADiBAS, designed to be used in clinical settings by health and sport professionals. METHODS: The development and presentation has been structured in four phases: 1) Development of the ADiBAS system defining the requirements, functionalities, software interface design, implementation, and testing. 2) Determination of validity and reliability by comparing the ADiBAS system against a digital calibrator including a sample of 30 participants (48.3 ± 15.7 years; 19 females). With both devices, measurements were made on 24 variables in five orthostatic positions. 3) Validation of the ADiBAS system in comparison with a multi-camera 3D-BTS. Measurements were made on 11 variables in three orthostatic positions of 22 participants (33.5 ± 9.7 years; 12 males). 4) Clinical evaluation and reliability-testing of ADiBAS measurements of 18 clinimetric variables by three physiotherapy professionals including 30 participants (48.3 ± 15.7 years; 19 females). Frontal and sagittal plane postural acquisitions of MSD patients were performed in two sessions approximately one week apart. RESULTS: In the first phase, a proprietary software linked to SKV2 was designed and implemented with the capability to measure 3D angles and lengths of the human body position. This included the following tools: Virtual markers, 3D distances and angles, image visualisations with point cloud detection and depth maps. Additionally, protocols for calibration and automatic data-acquisition were developed. In the second phase,

relative reliability of the system showed an excellent intraclass-correlation-coefficient (ICC2.1>0.99) and a very small coefficient of variation (CV%< 0.58%) for all measurements. Absolute reliability determined small errors with a standard error of measurement (SEM< 0.03 mm) and minimal detectable change (MDC< 0.08 mm). Regarding validity tests, a high correlation between the digital caliper and the ADiBAS system was obtained for all length and angle variables ($r=1.00$; $p=0.001$). The standard errors of estimation were very low (TEE \leq 1.32 mm). In phase 3, the technical measurement error (RMSD) obtained was 0.57 cm for the distance variables and 2.04° for the angle variables. Both the CCI and the correlation coefficient of agreement were excellent (>0.999). The confidence interval for all variables were excellent (CI=1.00-1.00). For the limits of agreement (LOA), 92% of the data were between 0.79 and 0.37 cm, with a systematic error of -0.21 cm for the distance variables. For the angular variables, 95% (LOA=-4.26/3.68) included a systematic error of -0.29°. In phase 4, very high intraobserver (ICC2.1>0.95) (CI=0.94-0.97) and interobserver (ICC2.1>0.99) (CI=0.97-0.99) reliabilities were obtained. For the test-retest, the correlation values were good ($r>0.78$ and $p=0.001$) and a CCI_{3,1}>0.76 with a CI=0.70-0.80. CONCLUSIONS: the ADiBAS software allows valid and reliable measurements of length and angles for the analysis of 3D body position in a clinical setting.

INDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS	4
RESUMEN	6
INDICE DE CONTENIDOS.....	10
ÍNDICE DE FIGURAS.....	13
ÍNDICE DE TABLAS.....	13
INDICE DE ANEXOS.....	19
ABREVIATURAS.....	20
ESTRUCTURA DE LA TESIS	22
1. CAPÍTULO I: Introducción.....	24
1.1. <i>LA POSTURA MORFOESTÁTICA BÍPEDA DEL HUMANO</i>	<i>25</i>
1.1.1. Criterios clínicos de la postura morfoestática.....	25
1.1.2. Factores biomecánicos, biológicos y psico-neurológicos	29
1.1.3. Aferencias en el control tónico postural	32
1.1.4. Factores que favorecen el desequilibrio morfoestático	39
1.1.4.1. Influencia de las cadenas miofasciales sobre la postura	40
1.1.4.2. Influencia del dolor sobre la postura.....	45
1.1.4.3. Influencia de la pulsión afectivo-emocional sobre la postura.....	47
1.1.4.4. Desequilibrio morfoestático. Factor de riesgo en patologías musculoesqueléticas	49
1.2. <i>MÉTODOS DE EVALUACIÓN POSTURAL</i>	<i>52</i>
1.2.1. Métodos convencionales	53
1.2.2. Métodos radiológicos.....	54
1.2.3. Métodos con dispositivos electrónicos.....	55
1.2.4. Métodos fotogramétricos en 2D.....	58
1.2.5. Métodos con tecnología en 3D	62
1.2.5.1. Sistemas multicámara 3D.....	62
1.2.5.2. Sistemas con sensores de profundidad.....	63
1.3. <i>Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 1</i>	<i>70</i>

2.	CAPÍTULO II. Justificación, hipótesis y objetivos	77
2.1.	<i>JUSTIFICACIÓN</i>	77
2.2.	<i>HIPÓTESIS</i>	81
2.3.	<i>OBJETIVO GENERAL</i>	81
2.4.	<i>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</i>	81
2.5.	<i>Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 2</i>	83
3.	CAPÍTULO III. Metodología	85
3.1.	<i>INTRODUCCIÓN</i>	85
3.2.	<i>Fase 1: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN</i>	88
3.2.1.	Material y métodos.....	88
3.2.1.1.	Definición de los requisitos.....	89
3.2.1.2.	Diseño del software e implementación.....	94
3.2.1.3.	Validación o testeó.....	101
3.2.1.4.	Mantenimiento.....	103
3.2.2.	Referencias bibliográficas de la FASE 1.....	104
3.3.	<i>Fase 2: VALIDACIÓN CON CALIBRADOR DIGITAL</i>	105
3.3.1.	Material y métodos.....	105
3.3.1.1.	Participantes.....	105
3.3.1.3.	Procedimientos.....	107
3.3.1.4.	Datos y variables.....	111
3.3.1.5.	Análisis estadístico.....	114
3.3.2.	Referencias bibliográficas de la FASE 2.....	117
3.4.	<i>Fase 3: USABILIDAD. CONCORDANCIA CON SISTEMA MULTICÁMARA 3D BTS</i>	119
3.4.1.	Material y métodos.....	119
3.4.1.1.	Participantes.....	119
3.4.1.2.	Equipamiento.....	119
3.4.1.3.	Procedimientos.....	121
3.4.1.4.	Datos y variables.....	125
3.4.1.5.	Análisis estadístico.....	126
3.4.2.	Referencias bibliográficas de la FASE 3.....	129
3.5.	<i>Fase 4: APLICACIÓN PRÁCTICA. FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR CON SISTEMA ADiBAS</i> 130	
3.5.1.	Material y métodos.....	130
3.5.1.1.	Participantes.....	130

3.5.1.2.	Equipamiento	131
3.5.1.3.	Procedimientos	131
3.5.1.4.	Datos y variables	135
3.5.1.5.	Análisis estadístico	140
3.5.2.	Referencias bibliográficas de la FASE 4.....	141
4.	CAPÍTULO IV. Resultados	143
4.1.	<i>Fase 1: Resultados. Diseño e implementación</i>	<i>143</i>
4.1.1.	Resultados sobre el diseño gráfico	143
4.1.2.	Resultados de las funcionalidades de medición	145
4.1.3.	Resultados de las funcionalidades de visualización	151
4.1.2.	Resultados de las funcionalidades de almacenamiento de los datos.....	155
4.2.	<i>Fase 2: Resultados. Validación con calibrador digital</i>	<i>157</i>
4.3.	<i>Fase 3: Resultados. Usabilidad. Concordancia con sistema multicámara 3D BTS.....</i>	<i>167</i>
4.4.	<i>Fase 4: Resultados. Aplicación práctica. Fiabilidad intra e interobservador con sistema ADiBAS</i>	<i>179</i>
5.	CAPÍTULO V. Discusión	183
5.1.	<i>Discusión general.....</i>	<i>183</i>
5.2.	<i>Referencias bibliográficas CAPÍTULO 5.....</i>	<i>192</i>
6.	CAPÍTULO VI. Conclusiones	195
7.	CAPÍTULO VII. Fortalezas, limitaciones y líneas de futuro	197
7.1.	<i>Fortalezas</i>	<i>197</i>
7.2.	<i>Limitaciones.....</i>	<i>200</i>
7.3.	<i>Futuras líneas de investigación</i>	<i>202</i>
7.4.	<i>Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 7.....</i>	<i>206</i>
8.	ANEXOS	209

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema general de la tesis.....	23
Figura 2. “Le proporzione del corpo umano secondo Vitrubio”	26
Figura 3. Tipologías según Staffel en 1889	27
Figura 4. Dibujo representativo de la postura bípeda fisiológica	27
Figura 5. Estrategias de equilibrio en la evolución motriz del niño.....	31
Figura 6. El eje corporal oscila en el interior de un cono invertido de 4º.....	33
Figura 7. Plataforma de fuerza.....	33
Figura 8. Esquema del control postural.....	35
Figura 9. Visión esquemática de la cadena muscular posterior según Jacques Patté.....	42
Figura 10. Actitud psicocomportamental según GDS	48
Figura 11. Modificación de la postura con el Método Mézières	52
Figura 12. Medición con plomada.....	53
Figura 13. Sistemas de medición analítica. Goniómetro (A), Cifómetro de Debrunner (B)	54
Figura 14. Medición angular de una radiografía en una escoliosis siguiendo el método Cobb.	54
Figura 15. Visualización tras realización de Rx con escáner EOS®.....	55
Figura 16. Imagen realizada con un topógrafo	56
Figura 17. Spinal mouse (A). Sistema de ultrasonografía de Zebris (B)	58
Figura 18. Efecto de distorsión radial y tangencial.	60
Figura 19. Ejemplo de utilización de fotografía digital realizada con un teléfono móvil	61
Figura 20. Sala con dispositivos multicámara BTS.	62
Figura 21. Ejemplo de utilización del sensor Kinect junto con la consola Xbox360	63
Figura 22. Visualización del espacio RGBD.	64
Figura 24. Distribución de las articulaciones sobre el esqueleto humano.	65
Figura 25. Componentes del sensor Kinect V2.	65
Figura 23. Dispositivos Kinect de bajo coste RGB-D fabricados por Microsoft Corp.....	65
Figura 26. Modelo basado en la tecnología Time-of-flight	66
Figura 27. “Ruidos” detección profundidad incorrecta.....	67

Figura 28. Fases del estudio.	80
Figura 29. Muestra del interfaz del primer prototipo del software ADiBAS 1.0.	86
Figura 30. Modelo de desarrollo en cascada.	89
Figura 31. Rangos de distancia que soporta el sensor Kinect para la adquisición de una imagen	90
Figura 32. Sistema de ensamblaje entre el PC y el sensor Kinect V2 a partir de un cable adaptador	90
Figura 33. Tabla que muestra los incrementos en XYZ de una distancia entre dos puntos	91
Figura 35. Este método incluye la información de profundidad (Random Forest),	95
Figura 34. Clasificación por etiquetas de las regiones anatómicas	95
Figura 36. Plantilla de calibración	96
Figura 37. Representación geométrica del modelo pinhole.	97
Figura 39. Mapa de profundidad original (A); Filtrado y resultado final (B).	98
Figura 38. Algoritmo de entrada y salida de datos.	98
Figura 40. Representación 3D de tres instantáneas obtenidas con una sola captura.	99
Figura 41. Modelo trigonométrico basado en el cálculo de dos ángulos diferentes de la geometría de la cifosis.	99
Figura 42. Cálculo del ángulo de una curva	100
Figura 43. Representación de la curva sobre una cifosis torácica.	101
Figura 44. Esquema del proceso de pruebas del software para la validación.	102
Figura 45. Calibrador digital.	106
Figura 46. Objeto triangular de material rígido.	107
Figura 47. Ubicación de los objetos triangulares rígidos	108
Figura 48. Disposición del sensor Kinect respecto al participante y al suelo.	109
Figura 49. Posiciones bípedas ortoestáticas.	109
Figura 50. Representación 3D coordenadas XYZ de las posiciones bípedas ortoestáticas.	110
Figura 51. Fórmulas del teorema del Coseno.	111
Figura 52. Variables de medida correspondiente a longitudes (A) y ángulos de 4 triángulos (B).	113
Figura 53. Diagrama de flujo para la selección adecuada del Coeficiente de Correlación Intraclase ..	116
Figura 54. Laboratorio de biomecánica de INEFC	120
Figura 55. Cámara BTS con las luces LEDs activadas (A).	121

Figura 56. Ubicación anatómica de los marcadores utilizados para obtener las variables de medida.	122
Figura 57. Posiciones bípedas ortoestáticas.	124
Figura 58. Disposición del sensor Kinect respecto al participante.	125
Figura 59. Variables de medida de longitud (A) y ángulos (B).	126
Figura 61. Ubicación del sensor Kinect, tanto la distancia respecto al paciente como la altura.	133
Figura 60. La imagen muestra la posición ortogonal del sensor Kinect respecto al paciente.	133
Figura 62. Posiciones bípedas ortoestáticas.	134
Figura 63. Esquema del cronograma para la captura de la imagen con el sistema ADiBAS.	135
Figura 64. Variables de longitud y ángulo en las tres posiciones	136
Figura 65. Ángulo Frontal Cefálico (AFC) corresponde a una látero-flexión de la cabeza (A); Ángulo Frontal Acromial (AFA) corresponde a la elevación de los hombros (B).	138
Figura 66. Ángulo Sagital Esternón (ASE).	138
Figura 67. Ángulo Frontal Pelviano (AFP) corresponde a la báscula lateral de la pelvis. Ángulo Transversal Pelviano (ATP).	138
Figura 68. Ángulos Frontales Extremidades Inferiores derecha e izquierda (AFEID y AFEII).	138
Figura 69. Variables de longitud correspondientes a la Alineación de los Bloques Corporales (ABC).	139
Figura 70. Ángulo de Traslación Anterior Cefálica (TAC) corresponde a la proyección de la cabeza (A); Ángulo de Traslación Sagital de C7 (TSC7).	139
Figura 71. Ángulo de Versión Pelviana (AVP) corresponde a la posición de retroversión o anteversión de la pelvis (A); Alineación Sagital Extremidad Inferior Derecha (ASEID).	139
Figura 72. Se muestran los puntos anatómicos de ubicación de los marcadores (A); Cifosis Torácica (CT) y Lordosis Lumbo-Sacra (LLS) (B); imagen del ángulo de CT (C); imagen del ángulo de LLS (D).	140
Figura 73. Logotipo del sistema ADiBAS (Automatic Digital Biometry Analysis System) con	144
Figura 74. Interfaz del software ADiBAS.	145
Figura 75. Iconos de las funciones de cálculo de distancias y ángulos.	146
Figura 76. Se muestra en las dos imágenes las herramientas de medida:	146
Figura 77. Descomposición de los ejes tridimensionales en X, Y y Z.	147
Figura 78. Ejes y planos anatómicos. Identificación de los ángulos rotacionales	148
Figura 79. Cálculo del ángulo Cobb de la región dorso-lumbar en una Rx sobre una escoliosis.	149
Figura 80. Cálculo del ángulo de curvatura de la región dorsal.	150
Figura 81. Arco de una curva.	150

Figura 82. Ventana del software que muestra el resultado de un nivel de rotación dorsal	151
Figura 83. Ventana del software que muestra la visualización de la escena	152
Figura 84. Visualización en 3D del ángulo de curvatura dorsal.	153
Figura 85. Visualización de una imagen capturada en el plano frontal visión posterior y mostrada en los tres planos del espacio.	153
Figura 86. Visualización en 3D del plano sagital utilizando la herramienta de cálculo de distancia respecto a un eje vertical.	153
Figura 87. Ventana de configuración que muestra tres apartados para modificar.....	155
Figura 90. Ventana de exportación de las capturas realizadas a un formato pdf	156
Figura 89. Ventana de tabla de resultados.	156
Figura 88. Ventana del formulario.....	156
Figura 91. Gráficos de regresión lineal (A-F).....	163
Figura 92. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud	164
Figura 93. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos	164
Figura 95. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de longitud (cm). Se representa el valor de las diferencias y promedios	170
Figura 94. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de longitud (cm). Se representa el valor de la medida	170
Figura 96. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de longitud (cm). Se representa el valor absoluto de las diferencias y promedios	170
Figura 97. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de longitud (cm). Se representan todas las posiciones	170
Figura 98. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de ángulo (grados). Se representa el valor de la medida	171
Figura 99. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de ángulo (grados). Se representa el valor de las diferencias y promedios	171
Figura 101. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de ángulo (grados). Se representan todas las posiciones	171
Figura 100. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las variables de ángulo (grados). Se representa el valor absoluto de las diferencias y promedios	171
Figura 102. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Posición neutra	172
Figura 103. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Rotación derecha.....	172

Figura 104. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Pulsión anterior	173
Figura 105. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Todas las posiciones	173
Figura 106. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Posición neutra	174
Figura 107. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Rotación derecha	174
Figura 108. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Pulsión anterior	175
Figura 109. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Todas las posiciones	175

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Diferencias técnicas entre la versión 1 y 2 del sensor Kinect.....	65
Tabla 2. Variables de medida correspondiente a los longitudes y ángulos de los cuatro triángulos. ..	112
Tabla 3. Variables de medida y su descripción.	126
Tabla 4. Características demográficas de los pacientes.	130
Tabla 5. ubicación anatómica de los marcadores adhesivos situados sobre la piel.	132
Tabla 6. Referencias bibliográficas donde se analizan las variables clinimétricas.	136
Tabla 7. Definición de las variables clinimétricas en visión frontal, sagital y posterior.	137
Tabla 9. Fiabilidad intraobservador utilizando el calibrador digital y el sistema ADiBAS.	158
Tabla 8. Promedio y desviación típica calculada para cada condición y las diferencias en valor absoluto de las dos mediciones. Análisis de la heterocedasticidad	158
Tabla 10. Fiabilidad interobservador utilizando el calibrador digital y el sistema ADiBAS	159
Tabla 11. Fiabilidad utilizando el sistema ADiBAS y el calibrador digital	159
Tabla 12. Prueba t pareada o prueba de Wilcoxon.....	160
Tabla 13. Prueba t independiente o prueba U Mann-Whitney	160
Tabla 14. Valores de correlaciones entre el calibrador digital y el sistema.....	161
Tabla 15. Valores de correlaciones entre el calibrador digital y el sistema ADiBAS	161
Tabla 16. Promedio y desviación típica de las variables de longitud.....	168
Tabla 17. Promedio y desviación típica de las variables de ángulo.....	168
Tabla 18. Índices de concordancia entre BTS y ADIBAS para cada posición corporal. Variables de longitud	169
Tabla 19. Índices de concordancia entre BTS y ADIBAS para cada posición corporal. Variables de ángulo.....	169
Tabla 20. Promedio y desviación típica calculada para todas las variables de longitud y ángulo. Análisis de la heterocedasticidad	180
Tabla 21. Fiabilidad intra e interobservador de la sesión 1	180
Tabla 22. Prueba t independiente o prueba U Mann-Whitney	181
Tabla 23. Test-retest y correlación de las medidas de longitud y ángulo realizadas con el sistema ADiBAS en las sesiones 1 y 2	181
Tabla 24. Publicaciones utilizando el sensor Kinect en comparación con otros dispositivos.....	198

INDICE DE ANEXOS

Anexo 1.	Infografía sobre las fases de la metodología	209
Anexo 2.	Estrategia de búsqueda de la bibliografía	210
Anexo 3.	Carta de aprobación del comité de ética.....	212
Anexo 4.	Consentimiento informado fases 2 y 4.....	213
Anexo 5.	Hoja de información para el participante fases 2 y 4	215
Anexo 6.	Documento de recogida de datos variables antropométricas	217
Anexo 7.	Consentimiento informado fase 3.....	218
Anexo 8.	Hoja de información para la participante fase 3	220
Anexo 9.	Documento de recogida de datos fase 3	222
Anexo 10.	Registro propiedad intelectual	223
Anexo 11.	Ejemplo de informe ADiBAS	224

ABREVIATURAS

En este estudio se han utilizado las siguientes abreviaturas, siglas y acrónimos detallado por un orden alfabético.

2D: dos dimensiones

3D: tres dimensiones o tridimensional

ADiBAS: Automatic Digital Biometry Analysis System

Apóf.: Apófisis

CCC: coeficiente correlación de concordancia

CCI o ICC: coeficiente correlación intraclase o, del inglés, Intraclass Correlation Coefficient

CG: centro de gravedad

cm: centímetros

CMOS: del inglés Complementary metal-oxide-semiconductor

COSMIN: COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments

CMP: cadena muscular posterior

CV: coeficiente de variación

CVC: Centre Visió per Computació

DE: Desviación estándar

Dcha.: derecha

EIAS: espina ilíaca ántero-superior

EIPS: espina ilíaca póstero-superior

Esp.: espinosa

Et al. Y colaboradores

Fig.: figura

GDS: Godelieve Denys Struyf

HNM: huso neuromuscular

HSL: del inglés Hue, Saturation, Lightness

IC: intervalo de confianza

i.e: es decir

IR: infrarrojo

Izq.: izquierda

LED: Light-Emitting Diode

Ln: Logaritmo neperiano

LOA: del inglés, Limits Of Agreement

MAD: del inglés, Máximum Allowed Difference

MDC: del inglés, Minimal Detectable Change

Mesh: del inglés Medical Subject Heading

m: metros

mm: milímetros

OTG: órgano tendinoso de Golgi

PC: del inglés, personal computer

PCL: del inglés, Point Cloud Library

P.ej: por ejemplo

RAM: del inglés random-access memory

RAP: reflejo antálgico a priori

RGB: del inglés Red, Green, Blue

RGB-D: del inglés Red, Green, Blue, Depth

RMSD: del inglés, Root Mean Square Deviation

SaMD: Software as a Medical Device

SD: del inglés, Standard Deviation

SDK: kit de desarrollo de software

SE: error sistemático

SEM: del inglés, standard error measurement

SIU: sistema internacional de unidades

SNC: sistema nervioso central

SPSS: del inglés, Statical Package for the Social Sciencies

SVGA: del inglés, Super Video Graphics Array

TAC: Traslación anterior cefálica

TEE: del inglés, Typical Error of the Estimate

TME: trastornos musculoesqueléticos

ToF: Time-of-flight

TTM: trastornos témporo-mandibulares

UAB: Universitat Autònoma de Barcelona

UB: universitat de Barcelona

ESTRUCTURA DE LA TESIS

La presente tesis quiere mostrar el desarrollo y la validación de un dispositivo 3D formado por un software, denominado ADiBAS, asociado al sensor de profundidad Kinect[®] V2 (en adelante, Kinect V2), con capacidad para detectar a personas, digitalizar las imágenes en 3D y efectuar mediciones de ángulos y distancias de las imágenes capturadas. Para ello, hemos estructurado la tesis en siete capítulos (fig.1). El primer y segundo capítulo corresponden a la introducción de los conceptos esenciales para la comprensión de los siguientes capítulos, la justificación y los objetivos que se persiguen con esta tesis. El contenido de estos primeros capítulos se compone principalmente de dos grandes secciones: la postura morfoestática bípeda del humano y los métodos de evaluación postural. Se hará hincapié en los factores patomecánicos que favorecen el desequilibrio postural y se abordarán las tecnologías basadas en sistemas 3D para cuantificar de forma objetiva estos desequilibrios.

El tercer capítulo está dedicado a la parte metodológica conformada por cuatro fases las cuales han seguido un orden cronológico en el proceso investigador: 1) la primera fase presenta el procedimiento de diseño e implementación del sistema ADiBAS (hardware + software); 2) en la segunda fase se expone la validación del sistema ADiBAS en comparación con un calibrador digital como medidor de longitud; 3) en la tercera fase se comprobará la usabilidad a partir de la concordancia entre el sistema ADiBAS y el sistema multicámara 3D BTS[®] (en adelante, BTS); y, 4) por último, la cuarta fase se comprobará la fiabilidad intra e interobservador mediante una aplicación práctica con variables clinimétricas y pacientes reales medidas con el sistema ADiBAS. En todas las fases se detallarán los participantes, el equipamiento utilizado, los procedimientos y las variables analizadas. Para comprender de forma gráfica cada una de estas fases, se ha realizado una infografía específica incluida en el anexo 1.

En el cuarto capítulo se presentarán los resultados independientes de cada una de las cuatro fases, en el quinto capítulo realizaremos una discusión general conjunta de todas las fases y, en el sexto capítulo, se enunciarán las conclusiones a la que

hemos llegado. Por último, en el séptimo capítulo se mostrarán las limitaciones de esta tesis, así como, propuestas sobre futuras líneas de investigación.

Para simplificar el contenido de los capítulos se utilizarán anexos citados en el texto. Cabe mencionar el anexo 2, donde se especifica la estrategia de búsqueda de la literatura científica utilizada, con el objetivo de hacer una gestión de los datos más eficiente sobre los artículos que han fundamentado esta tesis.

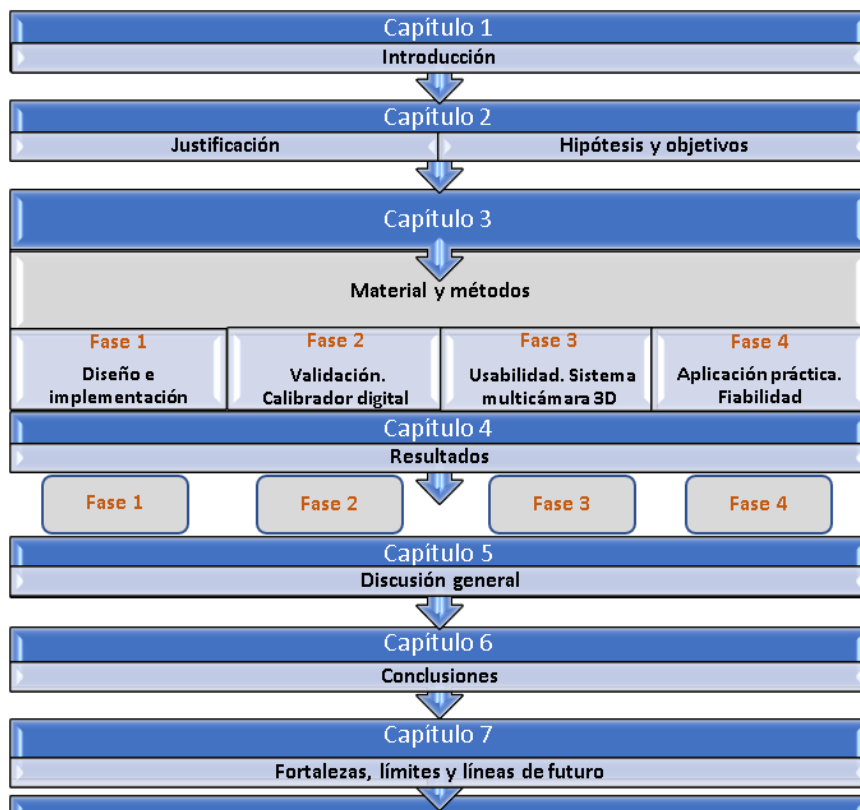


Figura 1. Esquema general de la tesis.

1. CAPÍTULO I: Introducción

La medición es una condición básica para el clínico ya que, para una correcta atención a los pacientes, se necesita conocer los cambios producidos tras la intervención, bien sean favorables o desfavorables. Dicho de otra manera, las pruebas son relevantes pues permiten la detección de enfermedades, el control de la remisión o de la progresión de la enfermedad y el control del efecto de la intervención. Para que las pruebas realizadas sean válidas es imprescindible la cualidad de fiabilidad. Muchas veces el clínico debe enfrentarse a una determinada prueba, entre las diversas existentes, sin conocer muchas veces si una es superior a la otra en términos de fiabilidad y validez. En ocasiones, el clínico suele elegir las pruebas en las que está más familiarizado, sin modificarla durante años. Consecuentemente, los profesionales determinan la importancia clínica del cambio basándose en su propia intuición.

La evaluación de la postura corporal, tanto en el entorno laboral como simplemente en posición bípeda estática, ha sido y sigue siendo motivo de interés tanto por los profesionales del ámbito de la salud (fisioterapeutas, médicos, podólogos) como por los profesionales del ámbito tecnológico (por ejemplo, para los ingenieros informáticos interesados en la visión computacional de la estática y dinámica del cuerpo humano). Así, ambos ámbitos de estudio (salud y tecnológico) han estudiado la alteración del equilibrio estático de la postura bípeda ya que constituye un factor de riesgo para trastornos musculoesqueléticos (TME) comunes en tareas profesionales donde se exige estar mucho tiempo en la misma posición (1, 2). El uso de herramientas clínicas confiables y válidas para documentar el deterioro de la postura se recomienda en la guía para la práctica del fisioterapeuta (3).

La fundamentación teórica de esta tesis se nutre de dos temas: en primer lugar, los aspectos relacionados con la postura corporal, los factores biomecánicos y fisiológicos de la postura, así como los factores de riesgo asociados al desequilibrio postural; en segundo lugar, los sistemas de evaluación postural utilizados en el ámbito clínico y, especialmente, los sistemas actuales que emplean tecnología de tres dimensiones (3D) para conocer sus aplicaciones en el ámbito de la salud.

1.1. LA POSTURA MORFOESTÁTICA BÍPEDA DEL HUMANO

La noción de postura lleva implícito el concepto de equilibrio del ser humano, una concepción global de las relaciones persona-entorno. Esta idea engloba en sí misma las interrelaciones existentes entre la parte biomecánica, biológica y psico-neurológica. Así, es preciso abordar elementos como la filogénesis y la ontogénesis de la postura, el rol del sistema neurológico en las reacciones de equilibrio y los aspectos ligados a la vida socioemocional.

Pero también, en el intento de estudiar la postura se han medido las diversas partes corporales y las relaciones espaciales entre ellas para conocer si la postura está dentro o no de los criterios de normalidad morfológica. En este procedimiento hay una idea implícita en conocer cuánto de simétrica es la postura bípeda. De alguna manera el hombre ha establecido la idea que la asimetría corporal es sinónimo de pérdida de la salud. Dicho de otro modo, las proporciones corporales y sus posiciones simétricas simbólicamente expresan la noción de bienestar.

1.1.1. Criterios clínicos de la postura morfoestática

En general, podemos describir la postura humana como la actitud de caminar, de sentarse, de tumbarse o estar de pie. Consecuentemente, es necesario establecer una diferenciación entre postura, postura morfoestática y control postural. La postura es la posición del conjunto de los segmentos corporales en un instante preciso, ya sea la posición de estar sentado, en decúbito supino, etc. La postura morfoestática, bípeda estática u ortoestática ha sido definida por diferentes autores, especialmente durante el siglo XX. Kendall et al. (4), la definieron como aquella que se obtiene con el mínimo esfuerzo y sobrecarga, conduciendo a una eficiencia máxima del cuerpo. Palmer et al. (5), la definieron como el alineamiento del cuerpo con eficiencia fisiológica y biomecánica máxima adaptada a los efectos de la gravedad. Raine et al. (6), la definieron como la alineación o la orientación de los segmentos corporales que más favorece el estar erguido sobre ambos pies. En ausencia de patología, la posición morfoestática debería solicitar el mínimo trabajo del sistema musculoesquelético para mantener la alineación biomecánica de la estructura esquelética y el centro de presiones en el centro de la base de sustentación (4,7). Por último, el control postural es la capacidad de mantener el equilibrio tanto en situaciones estáticas como dinámicas, permitiendo la estabilización y orientación del cuerpo (8). El control

postural está bajo el control continuo del sistema nervioso central (SNC), de los sistemas aferentes y eferentes los cuales se tratarán en el apartado 1.1.3.

La necesidad de encontrar un patrón de la postura que pueda ser representativo de la normalidad morfológica ha suscitado el interés de matemáticos, físicos, antropólogos o médicos a lo largo de la historia. Uno de los ejemplos más conocidos son las aportaciones del matemático y teólogo Luca Pacioli. Alrededor del 1490 publicó su libro *De Divina Proportione* (La Proporción Divina) que contiene una ilustración realizada por Leonardo da Vinci “*Le proporzioni del Corpo Umano Secondo Vitruvio*” (fig.2) y donde Luca Pacioli expuso cuales han de ser las proporciones humanas de un sujeto en posición bípeda (9). El autor describió de forma teórica la morfología ideal del cuerpo humano en base a las relaciones entre sus distintas partes. Esta relación sigue el modelo matemático de proporciones áureas. De esta forma, la proporción entre dos segmentos debe dar como resultado el número Phi, denominado también número áureo o de oro representado por la letra griega Φ en honor al escultor griego Fidias y cuyo valor es un número irracional igual a 1,618. En cierto modo, con esta figura se quiere expresar que existe una relación numérica en el cuerpo humano de modo que los segmentos corporales deben estar correlacionados con el número áureo cuando las proporciones son perfectas. En otras palabras, la divina belleza del hombre vinculada a las matemáticas.

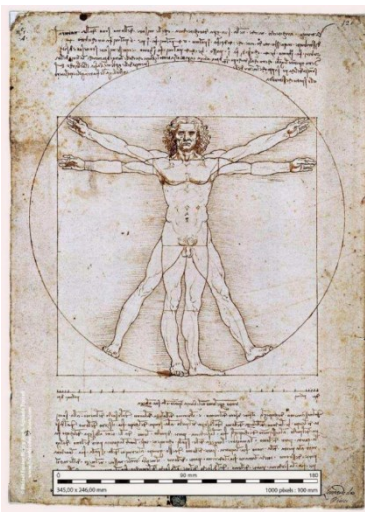


Figura 2. “Le proporzioni del corpo umano secondo Vitruvio”. Litografía a tinta y lápiz sobre papel realizado por Leonardo da Vinci (9).

Posteriormente, las aportaciones realizadas por otros autores como el alemán Franz Staffel en 1889 (10) (fig.3), la fisioterapeuta francesa Françoise Mézières (11), la estadounidense Florence Peterson Kendall (4) o la belga Godelive Struyf-Denys (12). A mediados del siglo XX estos autores expusieron un modelo de postura bípeda con la que poder comparar a los pacientes y conocer, de este modo, el grado de desequilibrio postural. Estos autores mostraron diversas tipologías basadas en los desequilibrios de las cadenas musculares como veremos más adelante.

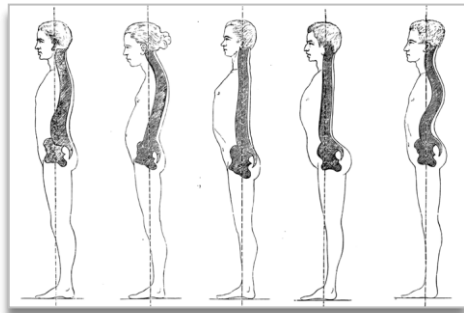


Figura 3. Tipologías según Staffel en 1889 (10).

Los planteamientos expuestos por F. Mézières basados en estudios empíricos, siguen siendo hoy en día utilizados en el ámbito de la fisioterapia (11). La autora hizo alusión al concepto de postura ideal o de “forma perfecta” fundamentada a partir de la imagen de una escultura griega antigua del periodo clásico. Este morfotipo de “poliatleta”, como ella decía, representa el ideal por la simetría de sus formas y lo utilizó como referencia de normalidad (i.e., gold standard) para su análisis clínico postural. Según Mézières, un sujeto morfológicamente equilibrado en posición bípeda con pies juntos debería tener una simetría perfecta en sus formas en todos los planos del espacio (fig.4).

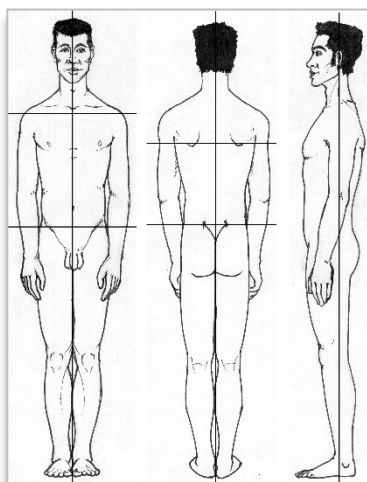


Figura 4. Dibujo representativo de la postura bípeda fisiológica.

En esta posición bípeda, en un estudio clínico se deberían analizar los diferentes planos y comprobar la simetría y los normo-ejes de los miembros mediante las siguientes observaciones:

- a) **Observación anterior:** la línea imaginaria de la gravedad pasa por la punta de la nariz, hueso cricoides, mitad del hueso esternal, sínfisis púbica, entre ambos cóndilos y maléolos hasta llegar a la línea media de los arcos plantares mediales. En esas condiciones los pies se tocan desde el talón hasta la punta de ambos dedos gordos, los tobillos contactan a nivel de los maléolos internos, las pantorrillas y los muslos se acercan hasta tocarse manteniendo la rodilla en una posición frontal. Las espinas ilíacas ántero-superiores (EIAS), los pezones, clavículas, acromion se encuentran al mismo nivel horizontal, en alturas iguales. El ombligo está situado en el centro del abdomen, sin desplazamientos. Las líneas del costado son rectas desde la cintura hasta la axila, los triángulos formados entre los costados y los brazos son perfectamente simétricos. La cabeza centrada, sin inclinación ni rotación alguna.

- b) **Observación sagital:** la línea imaginaria de la gravedad debe pasar por el tragus de la oreja, el acromion, la prominencia del trocánter mayor, el centro de la articulación de la rodilla y la estiloides del 5º metatarsiano. En estas condiciones de alineamiento global, la cabeza no está ni proyectada hacia delante ni incurvada hacia atrás; los hombros en posición neutra (ni protracción ni retracción); el tórax, referenciado por el esternón, marcaría una línea oblicua hacia abajo y hacia delante; la línea del abdomen será recta desde la altura de los pezones hasta el pubis. Los brazos se sitúan a lo largo del tronco y lateral del muslo, no debiendo estar proyectados hacia delante ni hacia atrás. La espalda no presenta ninguna exageración de sus curvas, las lordosis y cifosis deben mantener un arco cóncavo o convexo fisiológico. La pelvis mantendrá una versión neutra, mientras que las rodillas no deben estar ni en flexum ni en recurvatum.

- c) **Observación posterior:** la línea imaginaria de la gravedad divide en dos mitades al cráneo, pasa por todas las apófisis (apóf.) espinosas, el hemisacro, pliegue vertical Inter-glúteo, entre ambos cóndilos femorales y maléolos hasta llegar a la línea media de los arcos plantares mediales. En estas condiciones de simetría la cabeza

debe estar alejada de los hombros, la nuca larga, sin asimetrías. Los volúmenes a ambos lados de la columna vertebral deben ser simétricos. Las apófisis espinosas deben encontrarse sobre una misma vertical, alineadas desde la apófisis de la séptima cervical hasta el pliegue inter-glúteos. Los omoplatos, la espina ilíaca pósterio-superior (EIPS) y los pliegues subglúteos deben estar al mismo nivel. El tendón de Aquiles se orienta de forma vertical hasta llegar al calcáneo quien deberá conservar su posición neutra, ni en calcáneo varus ni en valgus.

1.1.2. Factores biomecánicos, biológicos y psico-neurológicos

El cuerpo humano está íntimamente conectado a la tierra en tanto que debe gestionar el empuje/atracción de la fuerza gravitacional que se ejerce bajo nuestros pies. El paso evolutivo de la cuadrupedia a la bipedestación no ha sido consecuencia del azar sino de la necesidad. Desde el punto de vista filogenético, la especie humana liberó sus miembros superiores gracias a la adquisición de la postura bípeda. Esto permitió el desarrollo de una gran destreza en la mano que, a su vez, favoreció la creación de millones de interconexiones neuronales a lo largo del proceso evolutivo de nuestra especie (13).

La alineación corporal depende de factores como el efecto de la gravedad, la tensión muscular y la integridad del sistema óseo (14). Desde el punto de vista espacial, la postura bípeda estática es aquella en la que su posición es vertical respecto a la superficie de la tierra, no existe un movimiento fácilmente perceptible y se mantiene por el contacto de los dos pies en el plano del suelo o similar. Más adelante se expondrá nuevos conceptos sobre lo que es y representa la postura, pero antes se hace necesario aclarar diversos conceptos como:

- **Centro de gravedad:** Es el punto donde se aplica la resultante de las fuerzas gravitatorias que actúan en los diversos puntos del cuerpo humano. Durante la postura bípeda, se halla situado aproximadamente en algún punto por delante de la 3ª vértebra lumbar.
- **Eje de gravedad:** Es la línea que une el centro de gravedad del cuerpo humano con el centro de la tierra. A efectos prácticos es la vertical que pasa por el centro del cuerpo y lo divide en dos mitades.

- **Base de sustentación:** Es el polígono limitado por el borde externo de ambos pies y las líneas que unen la porción más posterior del talón y la más anterior del antepié. En posición bipodal, para que el cuerpo se halle en equilibrio estable, el eje de gravedad debe caer dentro de dicha base de sustentación.
- **Trípode podal:** Está constituido por el triángulo que une el tubérculo de la cara inferior posterior del calcáneo, la cabeza del quinto metatarsiano por fuera y la cabeza del primer metatarsiano por dentro.
- **Equilibrio estático:** Estrategia que consiste en mantener la proyección del centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad (base de sustentación).

De forma sintética, y obviando los factores hereditarios o genéticos, se podría decir que en el equilibrio postural intervienen diversos aspectos:

- **Biomecánicos:** Aspectos relacionados con el posicionamiento de las cadenas articulares (conjunto de articulaciones interdependientes) junto con la tensión de las cadenas musculares (conjunto de músculos interdependientes) y su relación con el centro de gravedad y la base de sustentación.
- **Biológicos:** Determinados por las informaciones sensoriales y los reflejos posturales. Es decir, las aferencias vestibulares, visuales, cinestésicas y táctiles, así como, las reacciones de enderezamiento, equilibrio y reflejos tónicos.
- **Psicológicos:** Incluye los aspectos psico-comportamentales asociados al carácter o personalidad del individuo.

Desde el punto de vista de la ontogénesis y como describió Miralles (15), toda actividad pósturo-cinética se organiza a partir del soporte sobre el cual se mantiene el sujeto y la vertical gravitatoria. En el primer caso, el sujeto se referencia en relación con la base de sustentación principalmente por la propiocepción y organiza el equilibrio de forma ascendente, del pie hasta la cabeza. En el segundo caso, toma como referente la vertical gravitatoria estabilizando desde la cabeza hasta los pies. Las articulaciones tienen a reequilibrarse una con respecto a la otra. Esta forma de reequilibrarse va en dos sentidos: descendente y ascendente. Corresponde a dos grandes unidades anatómicas funcionales: la cabeza, cuello y tronco, por un lado (descendente), y el pie, articulación tibio-tarsiana, rodillas y pelvis, por el otro (ascendente). Este concepto fue ampliado por Bricot (16) quien describió que la evolución en la construcción y adquisición de las diversas estrategias posturales en

el niño se realiza en diversos estadios, donde el rol de la información visual periférica es permanente.

Desde el nacimiento y hasta poco más de un año (adquisición de la marcha), el aprendizaje es descendente (céfalo-podal), la cabeza y el vestíbulo juegan el rol esencial en la adquisición de la postura. La pelvis está estabilizada después de los dos meses posteriores al aprendizaje de la marcha. Tras la adquisición de la marcha y hasta los 6 años, la organización se realiza de forma ascendente (podo-cefálica) y a partir de las caderas estabilizadas y privilegiando un funcionamiento en bloque del conjunto cabeza-hombro. Hacia los 7 u 8 años se instaura nuevamente una organización descendente del equilibrio, con predominancia vestibular transitoria. La cabeza queda inmóvil en el espacio, retomando su movilidad sobre los hombros. A partir de esta edad y hasta los 13 años, la organización se hará en ambos sentidos, muy cercana a la del adulto (fig.5).

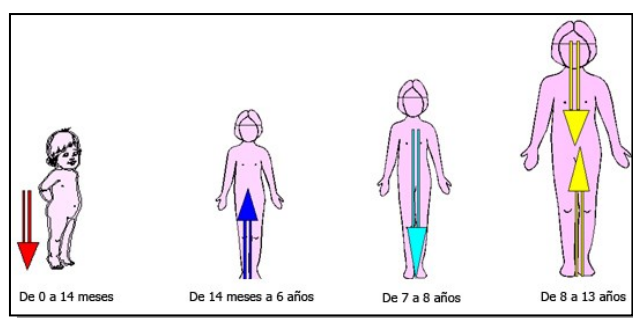


Figura 5. Estrategias de equilibrio en la evolución motriz del niño. Equilibrio céfalo-podal y podo-cefálico según la edad por Bricot (16).

La aparición de las curvas vertebrales también sigue una progresión ligada al proceso ontogénico. En el primer año de vida, el desarrollo y perfeccionamiento del sistema nervioso y motor han ido modificando la forma del eje vertebral. Así, la ley céfalo-caudal, según Bricot, establece que la organización de las respuestas motrices se efectúe en orden descendente, desde la cabeza hacia los pies. De este modo se controlan antes los movimientos de la cabeza que de las piernas. Es en esta fase cuando aparece la primera lordosis, la cervical. Como consecuencia de la madurez del SNC, el bebé tiene la necesidad de explorar su entorno. Para ello

necesita realizar un movimiento de extensión cefálica que estimula la concavidad cervical o la lordosis cervical.

Según van transcurriendo los meses, el niño adquiere un control postural del tronco y de las piernas hasta conseguir, hacia los 10 meses, ponerse de pie. La necesidad de mantenerse vertical le obligará a gestionar el equilibrio estático, en una primera fase y dinámico posteriormente. Esta destreza no suele ser fácil de conseguir teniendo en cuenta la pequeña base de sustentación que se dispone. Es a partir de este momento cuando el raquis debe adaptarse a esta nueva posición vertical, apareciendo la segunda lordosis, la lumbar. Para conseguir una cierta estabilidad bípeda y locomotriz, es preciso adelantar ligeramente el centro de gravedad por delante de ambos maléolos. Sólo aumentando la concavidad lumbar es posible adelantar globalmente la línea de gravedad. Se crea un desequilibrio anterior, sutil pero suficiente, para gestionar eficazmente la bipedestación y la marcha.

Durante todo el proceso de desarrollo motriz, desde sus primeros días de vida hasta la etapa adulta, el individuo ha ido desarrollando toda la actividad estática y motriz gracias a un sistema musculoesquelético complejo, a las aferencias y eferencias de su sistema neurológico y también, se ha nutrido de todas las vicisitudes afectivo-emocionales. El resultado final es una expresión postural que muestra un lenguaje propio, un lenguaje corporal que debe ser adecuadamente leído, pues refleja gran parte de la historia del individuo.

1.1.3. Aferencias en el control tónico postural

El sistema de control postural tiene como objetivos principales: “construir” una postura contra la gravedad y asegurar que se mantenga el equilibrio dentro de la base de sustentación, así como, fijar la orientación y posición de los segmentos para que sirvan de marco de referencia para la percepción y la acción con respecto al mundo exterior (17). No obstante, como refirió Da Cunha (18), la postura es más que un posicionamiento articular, pues interviene en la regulación de la circulación, respiración, presión arterial y del ritmo cardíaco.

El equilibrio estático en un sujeto normal es de una extrema finura. Se organiza alrededor de unos 200 mm cuadrados considerando que el individuo está inmóvil.

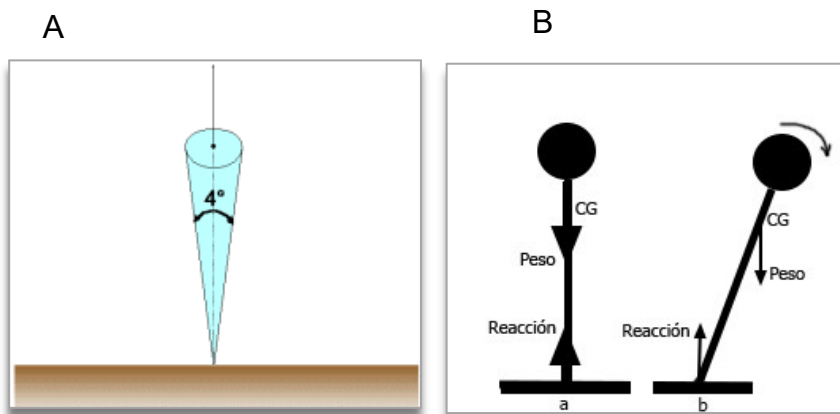


Figura 6. El eje corporal oscila en el interior de un cono invertido de 4°. En la imagen (A) el péndulo está en posición estable mientras que en la imagen (B) está en desequilibrio. El centro de gravedad (CG) oscila por encima de la base sustentación (19).

Pero la bipedestación estática en realidad no está en equilibrio mecánico ($\Sigma T=0$) sino en desequilibrio permanente. El eje corporal oscila constantemente provocando un desplazamiento de los centros de presión de los pies. Este eje pivota alrededor del tobillo y su oscilación describe un cono de 4° de apertura de media (fig.6). Salvo patologías neurológicas importantes donde se puede observar clínicamente alteraciones del equilibrio, la captación de esta variación de presiones únicamente puede ser registrada por instrumentos especiales como la plataforma de fuerza o estabilómetro (fig.7), el cual registra de forma instantánea datos de fuerza de reacción del suelo o de presión, respectivamente. Se obtiene de esta manera, un estatocinesiograma del sistema tónico postural (19,20).

El binomio postura-equilibrio precisa de una dinámica compleja de interacciones sensorio-perceptivo-motrices, que son captadas, procesadas, integradas, organizadas y ejecutadas en órganos y sistemas muy diferentes que van desde los receptores cinestésicos y planta del pie, al sistema vestibular, la visión, el sistema nervioso y el sistema musculoesquelético. Estos elementos serán descritos más adelante.

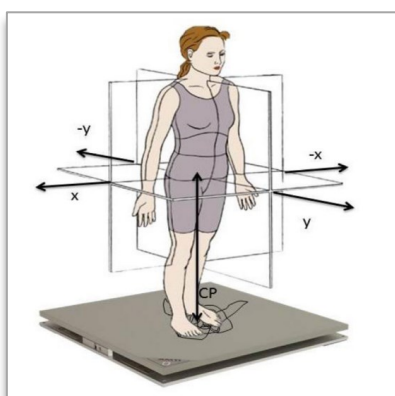


Figura 7. Plataforma de fuerza. Desplazamiento bidireccional del centro de presiones para mantener el equilibrio en bipedestación (20).

Para un control postural eficaz es necesario utilizar unas estrategias motrices, es decir, unas acciones coordinadas para conseguir el resultado deseado. Así, para obtener un buen control estático, el individuo buscará estrategias para proyectar el centro de la gravedad en el interior del polígono de sustentación. Esta complejidad del sistema postural reside en gran parte en las múltiples entradas y respuestas gestionadas por el sistema nervioso.

Las influencias sobre el individuo que condicionan su mantenimiento postural son innumerables; desde los fenómenos biomecánicos hasta neurofisiológicos y neuropsíquicos, los cuales obligan a modificar la postura en cada instante. Encontramos influencias internas captadas por: el sistema oculomotor, el aparato vestibular, la oclusión mandibular, la propiocepción y la piel, todo regido por el SNC; e influencias externas como los hábitos posturales (reposo, actividades de ocio o de trabajo) y los factores psico-emocionales. Todo ello influirá, de una u otra manera, sobre el sistema tónico postural (16).

Las entradas sensoriales, endoentradas o endo-inputs (internas) y exoentradas o exo-inputs (externas), se deben asociar necesariamente con la detección de los errores (comparación). La regulación central elabora una respuesta motora lo más adaptada a la situación y según las estrategias motoras individuales que dependen de las circunstancias cognitivas y de la riqueza de las reacciones motoras. La respuesta se realiza por el control del tono muscular de los músculos de la estática, cuya modificación induce a una variación de las informaciones dadas por los captadores posturales, quienes se comportan así en detectores de error. En la figura 8, se observan las interrelaciones existentes entre los principales sensores propioceptivos y la respuesta motora para la gestión del control postural. Estos inputs provienen de informaciones sensoriales y sensitivas de los exocaptadores y endocaptadores. Los primeros recogen un conjunto de información del entorno, gracias a que la postura bípeda es capaz de adaptarse continuamente en función del medio ambiente que nos rodea. Forman parte de este sistema: el sistema vestibular, ocular y los sensores táctiles del pie.

El sistema endocaptor recoge un conjunto de información directamente desde el interior del cuerpo (vísceras, músculos, tendones, fascias, ligamentos, etc.). Forman

parte de este sistema el sistema artrocinético sostenido por los propioceptores neurotendinosos (órgano tendinoso de Golgi (OTG) y neuromusculares (huso neuromuscular (HNM) y el sistema vestibular, entre otros receptores.

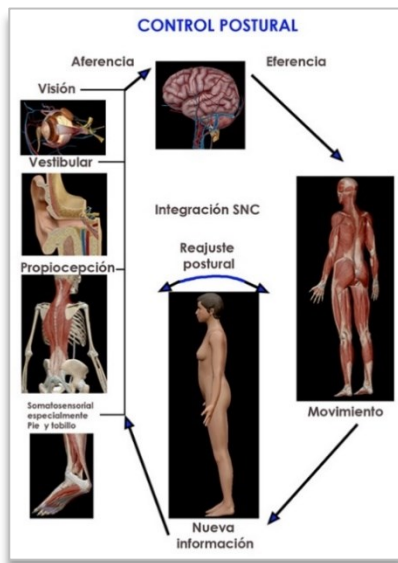


Figura 8. Esquema del control postural.

De forma resumida se mencionan los sistemas más relevantes encargados de gestionar el control postural:

El sistema vestibular

El control postural primario empieza por las fibras aferentes de los nervios vestibulares, distribuidas en el laberinto membranoso del aparato vestibular que luego, se dirigen tanto a los núcleos vestibulares como al cerebelo. El aparato vestibular que detecta las sensaciones del equilibrio se encuentra en el oído interno, en la porción petrosa del hueso temporal, estando compuesto por cavidades en forma de tubos y cámaras, denominadas laberinto óseo, y recubiertas por membranas que forman el laberinto membranoso.

Este sistema proporciona las informaciones del movimiento cuando la cabeza del individuo está sometida a aceleraciones angulares que estimulan las cúpulas de los canales semicirculares o de las aceleraciones lineales, quienes estimulan a su vez las máculas de los órganos otolíticos (éstos transmiten las informaciones sobre la posición de la cabeza en el espacio y sobre la aceleración de los desplazamientos).

Es importante conocer que este sistema tiene sus límites, pues nada más actúa en situaciones de cambios de aceleración y no envía ninguna información cuando el individuo está inmóvil o mantiene una velocidad constante (19).

Las investigaciones parecen confirmar que la información somatosensorial y vestibular en la coordinación de las respuestas posturales tiene más importancia en los gestos dinámicos que no tanto en los estáticos. La información transmitida es importante en la selección de las estrategias del movimiento dentro del contexto ambiental, mientras que la ortoestática está bien compensada con las informaciones cutáneas y articulares de los pies y tobillos (21).

El sistema oculomotor

La información de los receptores vestibulares se integra con la información procedente del ojo. Los conos y bastones son fotorreceptores encargados de transmitir información sensitiva por las fibras aferentes del nervio óptico y desde aquí se proyectan a la corteza visual del cerebro. De este modo, el cerebro puede reconstruir las distancias, colores, movimientos y formas de los objetos circundantes.

La vista representa una fuente importante de información del individuo en el entorno (19), por lo que una modificación de la información captada en el espacio visual puede conducir a un cambio en el control postural. Algunos estudios han demostrado que unas lentes mal graduadas producen efectos adversos sobre la postura, y viceversa, una mala postura mantenida durante períodos de tiempo prolongado produce un efecto negativo sobre la coordinación binocular y acomodación de los dos ojos (22).

Por otro lado, la óculo-motricidad está ligada a la tensión de los músculos oculomotores externos. La propiocepción óculo-motriz derivada de la tensión sometida de estos músculos y captada por los mécano-receptores, informa al sistema nervioso de la posición exacta del ojo en su órbita. Además, está estrechamente vinculada a la información proveniente de la región céfalo-cervical a través del reflejo óculo-céfalo-giro. Las torsiones y movimientos de la cabeza y también su estatismo están ligados automáticamente a la necesidad visual.

El sistema masticador

En el sistema masticador se integran las funciones de masticación y deglución. La asociación entre los trastornos témporo-mandibulares (TTM) y la postura ha sido ampliamente estudiada y discutida durante años y ha dado lugar a divergencias. Algunos autores (23), han afirmado que los pacientes con TTM presentan anomalías posturales como la hiperlordosis cervical o proyección anterior de la cabeza, entre otras. Los grupos musculares del sistema estomatognático están conectados con sistemas musculares del raquis cervical. Estas conexiones musculares refuerzan la teoría que una disfunción en una articulación puede llevar a la compensación en otras articulaciones, alterando el conjunto de la postura. En contraposición, investigaciones recientes sostienen en sus conclusiones que no existe una correlación significativa entre presentar una postura alterada y presentar un TTM (19,24,25).

Sistema artrocinético

El tono es el estado de ligera tensión que presentan los músculos estriados en un estado de reposo. Es un estado de actividad muscular involuntaria importante para mantener una postura adecuada, permitiendo a los músculos voluntarios a responder de manera rápida y efectiva según las señales nerviosas procedentes del SNC. En situaciones de hipotonía, los músculos tienen tendencia a la atrofia y debilidad mientras que, en situaciones de hipertonia, los músculos tienden a la rigidez y falta de flexibilidad limitando el movimiento articular. Este tono puede estar modificado por patologías como la parálisis cerebral, la esclerosis múltiple o la distrofia muscular, así como por lesiones en la médula espinal o en el sistema nervioso periférico. También puede ser modificado por el ejercicio físico, el estiramiento y la relajación muscular. Los agentes del tono son los HNM. Detectan los cambios de alargamiento del músculo, son los receptores sensitivos de alargamiento de inervación gamma que controlan la contracción muscular de las motoneuronas alfa. Los OTG se encuentran en los tendones musculares y reciben fibras aferentes de tipo Ib que detectan cualquier incremento de tensión en el tendón informando así al SNC sobre la tensión muscular (19).

Tanto los HNM como los OTG tienen la misión de informar al SNC sobre la posición artrocinética del cuerpo. Los cambios posturales, producidos por el desplazamiento

del centro de gravedad, están controlados básicamente por estos propioceptores y por los reflejos medulares que producen una rápida contracción del músculo cuando éste es sometido a un rápido estiramiento. Los captosres sensoriales situados a nivel de las articulaciones, músculos y tendones son grandes proveedores de información y detectores del error. Ellos informan permanentemente sobre la posición de los diferentes segmentos del cuerpo (unos con relación a los otros) y globalmente del cuerpo con relación al entorno. Bajo la idea de unidad corporal se encuentran siempre presentes las cadenas miofasciales. Son sistemas que generan percepciones y movimientos globales, y, por consiguiente, también intervienen en el control postural. Sobre las disfunciones de estas cadenas y su repercusión en la alineación postural se expondrá más adelante (19).

Los pies son el punto fijo en el suelo sobre el que descansa todo el peso del cuerpo. Los exteroceptores del pie juegan un rol importante en asegurar que la estática y la dinámica postural sea la adecuada. El pie tiene la particularidad que realiza dos funciones “teóricamente” opuestas: es un elemento efector que da respuesta motora a las consignas del sistema nervioso a través de los músculos del miembro inferior, y al mismo tiempo, interactúa con el resto del cuerpo mediante el suministro de información somatosensorial constante de los exteroceptores (baroreceptores como los corpúsculos de Paccini) situados en la planta del pie y de los propioceptores de sus músculos, tendones y articulaciones como el HNM y el OTG entre otros. La percepción de las diferentes presiones del pie con relación al suelo provoca unos reflejos de equilibrio constantes fundamentales para la gestión del equilibrio postural (19).

Sistema nervioso central

La acción de los centros superiores tiene una acción de integración y de control de todo lo concerniente a la postura. Los influjos nerviosos provenientes de los captosres sensoriales anteriormente descritos finalizan en las estructuras subcorticales y corticales, quienes integran el control del conjunto del sistema tónico postural por medio de unos reflejos.

El reflejo vestibulo-ocular permite el control de la estabilización de la mirada; y tanto el reflejo visuo-oculomotor como los reflejos vestibulo-espinales y vestibulo-oculo-

cervicales permiten el control global y el mantenimiento de la postura, por su acción sobre el reflejo miotático. Evidentemente un control postural mucho más profundo, constituido por el sistema límbico, talámico, cerebeloso y del córtex cerebral, será preciso para la gestión eficaz del control postural (19).

Así pues, la postura es la expresión o la resultante de la interacción de muchos elementos. Existe un continuo “feedback” sensitivo-motor para conseguir que la respuesta del sistema musculoesquelético sea la más adecuada. De la integridad de estos sistemas depende gran parte del control postural, tanto en estática como en dinámica.

1.1.4. Factores que favorecen el desequilibrio morfoestático

En primer lugar, es importante aclarar que al referirnos a desequilibrio de la estática bípeda no se hace referencia a la incapacidad de mantenerse de pie con riesgo a caerse. En oposición a la dinámica, la estática es la parte de la biomecánica que tiene por objeto el estudio del equilibrio de las fuerzas y momentos de fuerza, la suma global de estos debe ser igual a 0 ($\Sigma F=0$; $\Sigma T=0$) para mantener el sistema de forma estática. Cuando abordamos el desequilibrio postural en este contexto nos referimos a las estrategias articulares para mantenerse estable en posición de pie. Estas compensaciones o adaptaciones articulares modifican la alineación fisiológica de la postura. Esta desalineación u mala orientación de los segmentos corporales en posición bípeda está presente patologías de cierta prevalencia como la escoliosis idiopática del adolescente (26) espondiloartritis reumáticas como la espondilitis anquilosante (27), patologías congénitas (28), enfermedades neurológicas (29), osteoporosis (30).

Como se ha expuesto en el apartado 1.1.3, cualquier disfunción de los sistemas que regulan el control postural, es decir, el sistema vestibular, oculomotor, SNC, etc. contribuirá, en mayor o menor medida, a un desequilibrio morfoestático. Por otro lado, el dolor sea de tipo nociceptivo, neural o por sensibilización central, así como los aspectos psicológicos pueden asociarse a este desequilibrio.

Independientemente del nivel etiológico de estos centros de regulación sensoriales, encontramos en el sistema miofascial un elemento clave en el control postural. Su

importancia reside, por un lado, porque forma parte de órgano sensitivo propioceptivo músculo-articular (HNM) y, por otro lado, es un sistema eferente que permite la regulación y ajuste de la postura por la contracción muscular.

Desde el punto de vista funcional, las estrategias de reequilibrio de la estática bípeda es un proceso global donde diversas articulaciones se equilibran una en relación con la otra. La reacción de esta “cadena articular” está modulada también de forma global por las cadenas miofasciales. Formado por las aponeurosis y los músculos, estas cadenas miofasciales interconectan los miembros inferiores a la pelvis, los miembros superiores a la cintura escapular y ambos al raquis. De este modo, las compensaciones vertebrales pueden condicionar las deformaciones de los miembros superior e inferior y de las cinturas y viceversa (11,12,31).

1.1.4.1. Influencia de las cadenas miofasciales sobre la postura

Teóricamente, para que exista una buena morfología debe existir un adecuado equilibrio de las tensiones musculares. Kendall et al. (4), consideraban como “mala postura” aquella en la que su desajuste se debe a una mayor tensión en las estructuras de soporte y un equilibrio deficiente del cuerpo sobre su base de soporte. Para que exista un buen equilibrio debe permitir la coexistencia perfecta de la estabilidad y de la movilidad. El desequilibrio de tensiones musculares actúa como un efecto de onda, que desaparece cuando empieza la compensación, que es casi instantánea. Hay desequilibrio de tensión cada vez que aumenta la resistividad de un músculo, es decir, cuando existe una limitación en su extensibilidad. La pérdida de flexibilidad y el aumento de resistividad muscular no ocasionarán, al principio, perturbaciones demasiado importantes. Con el tiempo, estas compensaciones fisiológicas se tornarán deformaciones articulares modificando la forma y la postura del individuo. En resumen, todo desequilibrio conduce inmediatamente a una reorganización de un nuevo equilibrio a precio de la deformación de los segmentos (8,10,22).

Según Bergmark (32) los músculos esqueléticos deberían clasificarse en dos grupos: monoarticulares y poliarticulares. Los músculos monoarticulares, aunque también son generadores de movimiento, presentan un rol más estabilizador sobre los segmentos articulares (p.ej., el músculo popliteo). Los músculos poliarticulares,

están formados predominante por grandes músculos ubicados anatómicamente en zonas más superficiales del tronco y miembros (p.ej., músculos isquiotibiales). Su rol es doble, por un lado, son estabilizadores dentro del contexto de control estático postural, y por el otro, son dinámicos relacionados con la generación de fuerza sobre el sistema articular.

La pluralidad de fisiologías permite a los músculos poliarticulares, cuando estos se acortan, poner en marcha mecanismos antálgicos, de tal forma que ellos expresan esta retracción con la menor deformación y molestia posible. La elección en la que un músculo poliarticular rígido elige su forma de actuar a nivel articular es variable. Así, por ejemplo, los músculos isquiotibiales (poliarticulares) pueden favorecer una retroversión de la pelvis o bien un flexum de rodilla e incluso un recurvatum de rodilla. Esta compensación puede ser local (articulación coxo-femoral o la rodilla) o incluso global afectando a articulaciones más alejadas. La forma de actuar de los músculos no es siempre la misma y atiende a conceptos como el confort, equilibrio y gasto energético muscular (33).

La postura no es una posición articular en la que trabajan por separado los músculos, sino que existe una organización global en su mantenimiento. Es en este momento cuando aparece la noción de cadena muscular o cadena miofascial (integración del músculo y la fascia). Esta noción fue definida por F. Mézières como un conjunto de músculos, especialmente poliarticulares, con orígenes e inserciones adyacentes, y que participan de forma sinérgica en ciertas funciones estáticas (11,34). Todos los elementos de esta cadena son solidarios, de manera que, toda acción localizada sobre un segmento de esta cadena tiene una incidencia sobre el conjunto del sistema. Un ejemplo sencillo es la relación directa a nivel de la rodilla de dos músculos poliarticulares: isquiotibiales y gastrocnemios. Mientras que los músculos isquiotibiales, semimembranoso, semitendinoso y bíceps crural se insertan en tibia y peroné, los músculos gastrocnemios lo hacen sobre los cóndilos femorales. Este entrecruzamiento de ambos grupos musculares constituirá una cadena a nivel del hueco poplíteo.

Cuando las interconexiones de los músculos se producen de manera más global, tanto en su disposición anatómica como en sus acciones sinérgicas, pasa a

denominarse cadena muscular. Así, por ejemplo, la cadena muscular posterior (CMP) (fig.9) estaría formada por músculos poliarticulares situados a nivel posterior del tronco y miembros inferiores. Una interconexión músculo-téndino-fascial que iría desde el hueso occipital hasta los pies. Françoise Mézières fue quien describió por primera vez hacia el 1949 la noción de CMP, la cual sigue vigente tanto en su representación anatómica y funcional, como en las repercusiones patomecánicas que provoca su retracción.No es objeto de este estudio desglosar cada una de las cadenas musculares propuestas por autores como F. Mézières (11), por Godelieve Denys Struyf (12), L. Busquets (24), P. Souchard (35) o Myers (36), sino mencionar la importancia que tienen en el contexto global de la postura ortoestática.

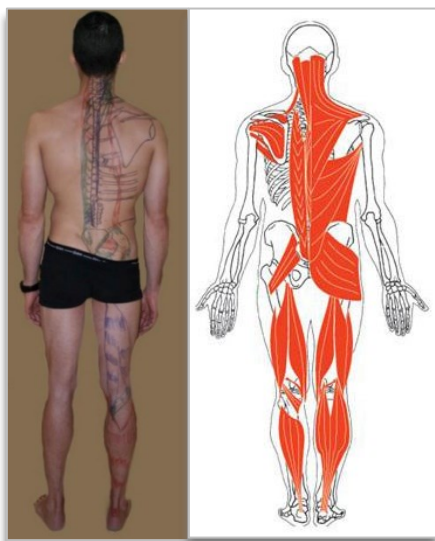


Figura 9. Visión esquemática de la cadena muscular posterior según Jacques Patté (34).

Todos estos autores sostienen que, para la adecuada coordinación motriz y estática, se necesita la adaptación y complementariedad de todo el sistema muscular. Cuando la actividad muscular es permanente, su tono de base también aumenta de forma permanente, dirigiendo al músculo a un estado de tensión constante. Los músculos de la estática, con mayor número de fibras tónicas, se desajustan hacia el acortamiento o la retracción mientras que los músculos de predominio en fibras fásicas se atrofian o debilitan (11, 12, 24, 35).

La tensión engendrada en una unidad funcional tiende a desbordar hacia la unidad funcional vecina, transmitiéndose las tensiones de unos músculos a otros en

dirección a su cadena muscular (31). El movimiento articular depende de la flexibilidad muscular. Cuanto menor es la flexibilidad muscular, la articulación tiende a perder amplitud articular. Esto puede favorecer la aparición de compensaciones articulares a distancia, como respuesta a esta hipomovilidad, y aumentar el riesgo de artropatías.

Cuando existe una hiperactivación de una cadena muscular frente a otra, existe una probabilidad que se desajuste la articulación o las cadenas articulares vinculadas a los músculos que la componen. Es decir, el tono muscular mal repartido, una motricidad mal coordinada por el trabajo aislado de una cadena muscular, favorece la instalación progresiva de un estado de rigidez muscular, descentrando las articulaciones y, en consecuencia, provocando dismorfismos y TME. De este modo, la hiperactividad de una cadena miofascial, asociada a una retracción del tejido miofascial que la compone, puede alterar la postura. Así, por ejemplo, la hiperactivación de la CMP puede favorecer una rigidez de los músculos espinales conllevando a un dorso plano o a una hiperlordosis cervical o lumbar (37). En ciertas enfermedades neuromusculares en las que existe una mala regulación del tono muscular pueden desarrollar escoliosis graves como la distrofia muscular Duchenne o la parálisis cerebral (38).

El origen de este desequilibrio miofascial puede ser multifactorial y, si bien no es tan espectacular como las afecciones neurológicas, su aparición sutil pero constante puede desajustar los ejes articulares fisiológicos y generar presiones desajustadas. La asimetría en la tensión muscular fue evidenciada por Cheung (39) en un estudio electromiográfico de los músculos espinales en pacientes con escoliosis idiopática. En este estudio demostró que existía una mayor proporción de fibras de contracción lenta o tipo I en el músculo multifíseo encontradas en el lado de la convexidad. Este autor concluyó que la hiperactividad de los músculos espinales es el intento de evitar la progresión de la rotación, aunque esto no implica que sea una etiología primaria de la escoliosis idiopática del adolescente.

Siguiendo con la etiopatogenia de la escoliosis idiopática, algunos autores han correlacionado un incremento en la extensión vertebral torácica (dorso plano) con la evolución de la curva (37-39). Ellos argumentan que existe un crecimiento vertebral alterado debido a una reducción del crecimiento condrocitario a nivel posterior y

aumentado a nivel del cuerpo anterior vertebral. No está claro el motivo de este desequilibrio entre las fuerzas de compresión posterior respecto a las anteriores, pero quizás una explicación pudiera ser que la hiperactividad de la CMP (músculos multifidus, espinoso torácico, longuísimo torácico, entre otros) favorecería el mantenimiento constante del tono muscular hacia la extensión vertebral, generando un dorso plano o lordosis torácica. Esta extensión vertebral podría descompensar la geometría vertebral induciendo a una mayor rotación vertebral, sobre todo en los momentos en los que se producen fuerzas flexoras durante los gestos cotidianos. En estos movimientos la columna no podría ceder en los movimientos de flexión, pero sí en latero-flexión y rotación vertebral. De acuerdo con Dickson et al. (40), en un artículo sobre la etiología de la escoliosis idiopática del adolescente, relataba que antes que aparezca la rotación vertebral, aparece la extensión (hiperlordosis) y la lateroflexión.

En relación con las deformidades en el plano sagital, como la hiperlordosis lumbar o cervical, es importante resaltar el rol funcional de estas dos concavidades vertebrales. Según L. Busquets (41), las lordosis están “pensadas” para el movimiento mientras que las cifosis están “diseñadas” para la estática. Los miembros superiores e inferiores están conectados funcionalmente con el raquis, haciendo de las curvas vertebrales unas zonas de adaptación estática y dinámica. Cuando se requieren grandes amplitudes de los miembros, el raquis se adapta aumentando la lordosis para ayudar a aumentar el rango de movimiento de los miembros. Así, por ejemplo, una elevación activa por encima de los 150° de los miembros superiores provoca un incremento automático de la lordosis lumbar.

Desde el punto de vista pato-mecánico, “movilidad de la lordosis”, expresa dos ideas: globalidad y compensación. Mézières se pronunciaba en este sentido diciendo que *“Todo es compensación lordótica, una lordosis se compensa siempre con otra lordosis”*, ella atribuía a la alteración de las lordosis la etiopatogenia de numerosas deformidades. En el caso de la escoliosis es frecuente encontrarse una hiperlordosis lumbar, pero también un dorso plano, que no es otra cosa que una lordosis torácica (42).

La respiración también está implicada en la estática corporal. Aunque F. Mézières (11) fue la primera en dar importancia al músculo diafragma, no en su rol sobre la

inspiración sino sobre la estática del raquis dorso-lumbar, otros autores han aplicado en sus terapias parte de estas nociones (43,44). Las inserciones de este músculo sobre el raquis lumbar y sus múltiples conexiones músculo-aponeuróticas, influye sobre la estática y la dinámica del cuerpo. Un exceso de tensión de la CMP puede provocar un tórax bloqueado en inspiración favoreciendo la lordosis lumbar. Son las rigideces musculares quienes favorecen una mecánica respiratoria inadecuada por limitación de las amplitudes fisiológicas del tórax. No es tanto un problema el saber cómo o por dónde respirar, sino más bien es una cuestión estructural. Por tanto, para activar adecuadamente el diafragma será preciso efectuar un reequilibrio, un reajuste postural a través de las cadenas musculares como describen todos los autores citados y vinculados a estos mismos principios.

Las influencias sobre la postura ejercidas por las acciones de las cadenas musculares son notables. Si bien, no son motivo de análisis profundo para este estudio, deben ser tenidas en cuenta ya que existe en la actualidad controversia con relación a cómo se expresa en el cuerpo la tensión desequilibrada de estas cadenas. Quizás la cuantificación precisa de la postura para establecer correlaciones con las perturbaciones de estas cadenas pudiera arrojar mayor claridad en este asunto. En este sentido, un estudio reciente de Ajimsha et al. (45) publicado en 2020, presenta una revisión de la literatura científica en torno al rol del sistema miofascial en las disfunciones musculoesqueléticas. Se concluye que existen pruebas razonables de la existencia objetiva del rol de continuidad del sistema miofascial y su posible relación con algunos TME. No obstante, el nivel de evidencia no es completo ya que la mayoría de las investigaciones experimentales se han realizado con cadáveres y no in vivo.

1.1.4.2. Influencia del dolor sobre la postura

Para facilitar las grandes funciones hegemónicas y asegurar su supervivencia, el cuerpo presenta unos mecanismos de adaptación y de protección con el fin de evitar un dolor o de ocultarlo. Estos mecanismos no sólo intervienen como elemento antiálgico sino también participan economizando el gasto energético con el objeto de mejorar la eficiencia del músculo y, por tanto, el mantenimiento de la postura durante más tiempo.

Existen dos mecanismos reflejos de defensa (11,35,42):

- a) El reflejo antálgico a posteriori que interviene desde la aparición de una agresión para huir de la sensación dolorosa consciente, por ejemplo, una picadura en la planta del pie que ocasiona una huida del apoyo para evitar el dolor;
- b) El reflejo antálgico a priori (RAP) es un proceso inconsciente que se produce antes de que el dolor aparezca. Es un automatismo de defensa contra un dolor oculto entrañando una actitud defectuosa del cuerpo. Para huir de una sensación dolorosa, o para encontrar un cierto confort físico o psíquico, los diferentes segmentos articulares se reorganizan con un nuevo equilibrio. Pero este nuevo posicionamiento articular se realiza perturbando la estática ya que el nuevo equilibrio no es posible sin provocar compensaciones a distancia que, con el tiempo, pueden fijarse y consolidar una deformidad.

Según F. Mézières, la propagación del RAP es facilitada por la musculatura de la estática reforzando las unidades motrices tónicas a fin de mantener las posiciones y controlar la estática corporal. Su actividad es de orden reflejo teniendo como agente mecánico el reflejo miotático, reflejo medular inconsciente cuyo sistema de control es de actividad gamma quien regula y modula la sensibilidad de sus receptores y su tensión. Este reflejo puede propagarse a nivel de los grupos musculares sinérgicos, aumentando su tono de forma excesiva.

Cuando esta situación de hipertonia basal, en ausencia de patología neurológica, se cronifica por las actividades profesionales, deportivas, situaciones emocionales, etc., pueden desencadenar un desajuste postural debido a las retracciones de las cadenas musculares integrada por músculos con función estática. El componente tónico de estos músculos frenará los movimientos del cuerpo, entrañando fenómenos de hipomovilidad articular en unas regiones y de hiperactividad en otras articulaciones.

Esta escalada de tensiones podría desempeñar un rol importante en los desequilibrios estáticos, compresiones y bloqueos articulares, origen de lesiones y fenómenos dolorosos musculoesqueléticos. En un estudio realizado sobre 3520 niños de edades comprendidas entre los 7 y 15 años para conocer la prevalencia y factores de riesgo por una mala postura, se observó que aquellos en los que existía

una postura inadecuada (38,3 %) manifestaban más episodios de cervicalgia y lumbalgia en comparación con los niños con mejor actitud postural (46).

1.1.4.3. Influencia de la pulsión afectivo-emocional sobre la postura

Distintos autores, entre los que destacan Piret y Bezières (31) y Godelieve Denys Struyf (12) entre otros, han aportado una nueva dimensión a la conexión entre “la forma de ser” y la postura corporal. Una forma de entender los desequilibrios del cuerpo y la mente, los cuales son indisociables. Estos aspectos denominados psicocomportamentales están determinados por ciertas tensiones musculares engendradas por necesidades de afecto, emotividad exacerbada, anhelo a la perfección, actitud desinhibida o todo lo contrario con introversión, por poner algunos ejemplos.

La desorganización postural quizás no se deba únicamente a un problema mecánico, producto del desequilibrio de las cadenas miofasciales donde la estructura gobierna la función. En otros casos puede suceder todo lo contrario, la función condiciona la postura. La estructura, la forma del cuerpo del hombre no es sólo el reflejo de la función del músculo sobre el hueso, es más que eso, es la expresión de su personalidad. El movimiento y el estatismo están representados por la genética, por las acciones de las cadenas miofasciales sobre la estructura corporal, y sobre la forma de entender la vida y relaciones con ella.

El cuerpo forma una unidad donde todas las partes son interdependientes, los músculos y sus fascias, organizadas en cadenas, son las encargadas de interconectarlas. La forma en la que el cuerpo manifiesta su forma está ligada indisociablemente con el comportamiento psicológico. El cuerpo tiene su propio idioma, un lenguaje no verbal que se manifiesta por las emociones, la manera de ser y de vivir de la persona desde su educación a la vida adulta, por los traumas psicológicos que haya sufrido, en definitiva, por cualquier aspecto psicológico que pudiera desequilibrar estas cadenas, dando origen a un comportamiento postural que sigue unos patrones muy concretos según las cadenas miofasciales afectadas. Así, por ejemplo, una persona que siente la necesidad de mejora constante en su profesión, búsqueda del conocimiento a “cualquier precio”, querer entender todo lo que sucede a su alrededor y progresar hacia el descubrimiento de nuevas cosas, es

probable que active excesivamente su musculatura posterior. Su mente y su cuerpo querrán proyectarse hacia delante y para conseguirlo activará la CMP quien controla y da freno a una actitud desenfrenada hacia la acción. Cuando esta actitud se produce de forma constante en la persona, se verá afectado todo el sistema musculoesquelético ya que, a la hiperactividad de la CMP se le añade un aumento en su tono basal. La CMP trabajará en exceso. Para mantener un cuerpo acorde con la manera de ser del individuo, el cuerpo buscará unos mecanismos compensatorios. Los reflejos miotáticos irán reclutando toda la musculatura de la cadena miofascial para tratar de reinstaurar nuevamente el equilibrio, pero al precio de deformar la postura.

El gesto y la postura están asociados a las estructuras psíquicas del individuo. Por tanto, conocer la forma en la que un individuo mantiene su posición ortoestática confortable, expresa en cierto modo, la forma de ser, la manera de vivir. Las huellas que deja la vida afectivo-emocional de una persona pueden leerse en la postura como se muestra en la figura 10.

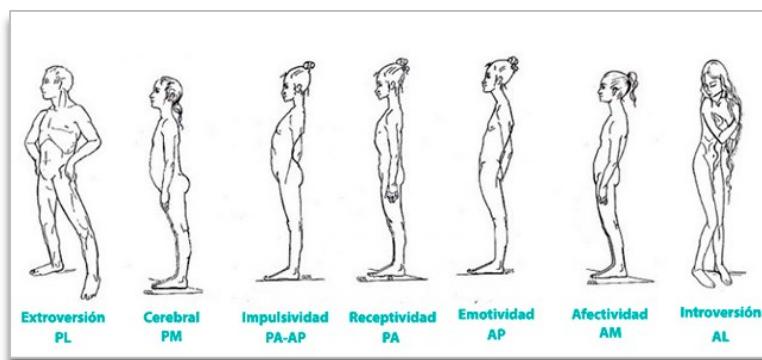


Figura 10. Actitud psicocomportamental según GDS (12).

Se ha investigado sobre como el dolor se comunica mediante expresiones no verbales, especialmente los gestos faciales, pero poco sobre cómo se comunica el dolor y las emociones básicas a través del cuerpo, tal y como sugieren Walsh et al. (47). Estos autores realizaron un estudio sobre posturas corporales relacionadas con la afectividad, dolor, felicidad, tristeza, miedo, asco, sorpresa, ira y expresiones neutras. Sus resultados mostraron una buena concordancia entre dichas expresiones emocionales y el lenguaje corporal (Cohen's $K > 0.861$).

1.1.4.4. Desequilibrio morfoestático como factor de riesgo en patologías musculoesqueléticas

En los apartados anteriores se han descrito algunos factores relacionados con el control postural que pueden alterar el equilibrio fisiológico de la postura ortoestática como el sistema musculoesquelético, vestibular, oculomotor e incluso los factores psicológicos. Pero estos no son los únicos factores que pueden perturbar la armonía postural. Las fracturas, las deformidades congénitas (hipercifosis congénita) o genéticas (distrofia muscular de Duchenne), ciertas enfermedades neurológicas (parálisis cerebral) o reumáticas (espondilitis anquilosante), el envejecimiento (osteoporosis) y otras causas más causas pueden alterar el equilibrio natural de la espalda y miembros.

La Organización Mundial de la Salud, declara que cada vez la población vive más años, pero esto no es directamente proporcional en la calidad de vida de los individuos, sobre todo en referencia a los TME. Según el documento Work-related musculoskeletal disorders de EU, publicado por European Agency for Safety and Health at Work en 2022 (48), los TME fueron las lesiones que constituyeron la enfermedad laboral más común en el entorno europeo y una de las principales causas de baja laboral a largo plazo. Dentro de este espectro de dolencias, el dolor de espalda, que estaba presente en el 45% de los trabajadores europeos, se sitúa hoy en día como el problema de salud relacionado con el trabajo más prevalente. Según esta misma agencia, los gestos de esfuerzo, los movimientos repetitivos y las posturas inadecuadas, principalmente relacionadas con el teletrabajo, fueron algunas de las principales causas en los TME y el motivo de absentismo e incluso incapacidad laboral permanente (49,50). La prevalencia comunicada de dolor musculoesquelético en la región céfalo-cervical en adolescentes se encuentra entre un 11,5% y un 29% (50,51) y puede convertirse en crónico en la edad adulta (52). El uso prolongado de los ordenadores puede ser un factor de riesgo. En una revisión sistemática de estudios que analizaron la postura sentada con tecnología 2D y 3D, se concluyó que existe una evidencia inequívoca de la posición sentada prolongada con sufrir dolor cervical en niños y adolescentes (46,49,53).

Los desequilibrios de la estática bípeda provocan una alteración en la distribución de las cargas en el conjunto articular lo que contribuye a la degeneración y al dolor

articular (54-57). La cifosis lumbar degenerativa por deshidratación discal que ocasiona un pinzamiento y un acuñamiento de los cuerpos vertebrales entraña un desequilibrio en el plano sagital. A nivel radiológico, los mecanismos de compensación se manifiestan por una retroversión de la pelvis y por una contranutación del sacro. Para compensar esta disminución de la lordosis, el centro de gravedad de la parte superior del cuerpo se desplaza hacia ventral, mientras que a nivel de los miembros la compensación se produce mediante un flexum de rodillas y una rotación externa de las articulaciones coxo-femorales. Según Roussouly et al. (58), la morfología individual en el equilibrio sagital de la columna puede favorecer ciertos procesos degenerativos. Los parámetros sagitales pueden considerarse como predictivos respecto a la morfología del raquis y pelvis.

La traslación de los centros articulares para reajustar este sistema es lógico desde el punto de vista biomecánico. Las compensaciones que el individuo realiza favorecen el paso del eje de la gravedad por las cabezas femorales. Pero como es conocido por los estudios de Nachemson hace más de 50 años (59), la flexión vertebral aumenta la presión intradiscal y favorece aún más el proceso degenerativo, lo que consolida un circuito vicioso altamente lesivo. Este mecanismo puede ser el responsable de las lumbalgias en primera instancia y de las hernias discales, dentro del proceso de desarrollo de la discopatía. Además, este aumento de la presión de la articulación intersomática del raquis torácico, puede ser un factor favorecedor de la fractura del cuerpo vertebral de D12-L1, especialmente en personas con osteoporosis.

Los cambios posturales de la cabeza y del cuerpo, tienen un efecto en la función y en el contacto oclusal. Así la disminución del ángulo cráneo-vertebral indica una disminución del espacio occipital-C1-C2. Una compresión a este nivel por una rotación posterior del cráneo puede provocar sintomatología como cervicalgias, cefaleas, vértigos, así como una mala oclusión y disfunción de la articulación temporo-manibular. Esta apreciación es corroborada por los estudios de Rocabado (60). El 65 % de casos pediátricos sometidos a ortodoncia presentan una pérdida de lordosis cervical y síntomas como dolores y cefaleas. El 80 % de los casos con degeneración vertebral están unidos a una pérdida de lordosis fisiológica.

La variabilidad en la organización geométrica y mecánica de los parámetros angulares analizados, así como la integridad anatomo-fisiológica, tanto del raquis como de la pelvis, está directamente relacionada con la postura. Establecer una normalidad fisiológica en el equilibrio sagital del raquis (61), si bien es comprensible desde un punto de vista teórico, es menos evidente en la práctica clínica. Esta adaptabilidad del sujeto a las condiciones de economía, equilibrio y confort hacen de la posturología toda una disciplina. El profesional que trata a pacientes con alteración postural no debería tener en cuenta únicamente el valor absoluto de cada uno de los parámetros angulares sino la relación funcional existente entre ellos (62). Por ejemplo, una rectificación de la lordosis lumbar asociada a una pendiente sacra normal, son dos parámetros disarmónicos. Para establecer una relación lineal de normalidad debería ser la pendiente sacra inferior a su valor normal.

Por último, se ha informado sobre la movilidad de la columna vertebral y el desequilibrio postural como aspectos predictores de la calidad de vida en sujetos adultos de mediana edad y ancianos. Los datos mostrados en este estudio sugieren que sujetos con un desequilibrio sagital del raquis (cifosis y lordosis), un déficit del rango de movimiento torácico y lumbar y un déficit de fuerza muscular en la espalda se asocian a un deterioro de las actividades de la vida diaria y calidad de vida analizado con el cuestionario SF-36, un trastorno de la marcha, así como un mayor riesgo de caídas (63).

1.2. MÉTODOS DE EVALUACIÓN POSTURAL

La evaluación de la postura forma parte de las pruebas diagnósticas clínicas empleadas en el ámbito de la fisioterapia. Ayuda a identificar los desequilibrios articulares en el cuerpo, que conducen a diversos problemas musculoesqueléticos. Tal y como contempla la American Medical Association (64), la evaluación postural debe formar parte del procedimiento habitual en el análisis clínico. En las guías de práctica clínica sobre dolor lumbar se insiste en la importancia de tomar medidas preventivas y terapéuticas que acorten los tiempos de convalecencia de estas disfunciones (65). Desde un punto de vista de dispositivo de medida, obtener una evaluación funcional cuantitativa puede ser un desafío, especialmente si se necesita analizar el esqueleto corporal en su globalidad y en 3D. Sistematizar la evaluación postural puede resultar de gran ayuda para el profesional tanto para la planificación de un tratamiento fisioterapéutico como para conocer la evolución de los resultados obtenidos tras la intervención (fig.11).

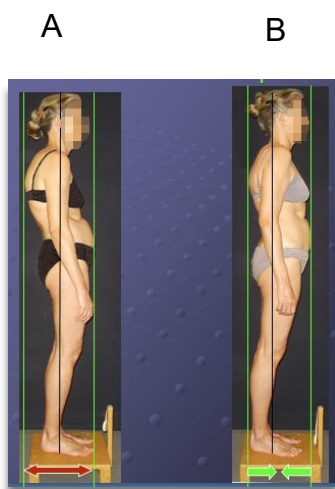


Figura 11. Modificación de la postura tras la realización de un programa de fisioterapia basada en el método Mézières. Fotografía obtenida antes de la intervención (A) y después de la intervención (B) (62).

Se han utilizado una variedad de métodos de evaluación postural. Las técnicas diagnósticas basadas en el procesamiento de imágenes como la radiología, tomografías, resonancias magnéticas han proporcionado una imagen muy precisa de la anatomía humana, pero, salvo la radiología y resonancia magnética dinámicas muy recientes, no son capaces de informar sobre el estado funcional de la postura (66). En definitiva, encontramos métodos de evaluación postural convencionales muy sencillos, pero poco precisos y otros muy complejos, pero poco útiles para la práctica clínica diaria por su coste, tamaño de estos dispositivos o factores de riesgo

asociados (67). Para una mejor comprensión de los métodos o instrumentos de valoración de la postura que se utilizan en la actualidad, se propone la siguiente clasificación:

- Métodos convencionales
- Métodos radiológicos
- Métodos con dispositivos electrónicos
- Método fotogramétrico en 2D
- Métodos con tecnología en 3D

1.2.1. Métodos convencionales

La observación visual de la postura ortoestática es comúnmente la más utilizada en el entorno clínico para la toma de decisiones terapéuticas pese a haber su baja fiabilidad y reproducibilidad (68-70). Este método no requiere de ningún instrumento, únicamente describir en la historia clínica el lugar anatómico de la alteración postural y la intensidad de dicha alteración como leve, moderada o severa.

Uno de los instrumentos más empleados para valorar la simetría del tronco es la plomada (71,72). Este instrumento consta de una cuerda que sujeta por uno de sus extremos una pieza metálica. Habitualmente utilizado para valorar la existencia de una escoliosis. Se utiliza midiendo la distancia horizontal entre la línea de la plomada colocada a nivel de la apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical y el pliegue interglúteo. También utilizado para medir la hiperlordosis lumbar mediante la distancia entre la apófisis espinosa lumbar media y la cuerda como se muestra en la figura 12.



Figura 12. Medición con plomada (72).

Para valoraciones más segmentarias se han empleado goniómetros simples (73,74), el cifómetro de Debrunner (75) pantógrafo (76), inclinómetro (77) o flexicurva (78) como instrumentos que cuantifican, en grados, la amplitud articular entre dos segmentos articulares o de una curva vertebral (fig.13). Si bien estos instrumentos presentan una fiabilidad moderada para medir aspectos locales, no son adecuados para cuantificar de forma fiable y rápida cada una de las partes que componen la postura ortoestática.

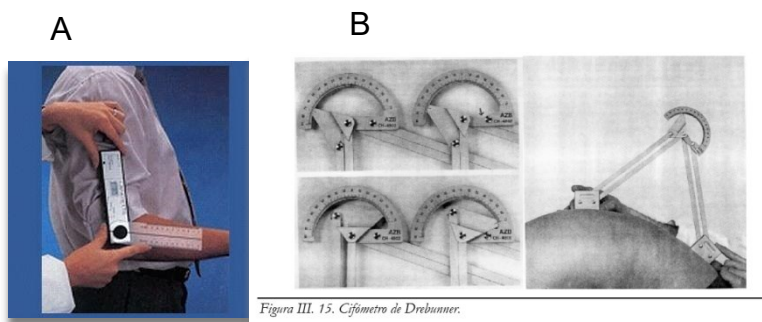


Figura 13. Sistemas de medición analítica. Goniómetro (A), Cifómetro de Debrunner (B) (75).

1.2.2. Métodos radiológicos

La radiología continúa siendo la prueba de imagen más utilizada para valorar la estática vertebral, siendo el patrón de referencia para cuantificar una alteración en el plano frontal o lateral (79,80) (fig.14). La estereorradiografía es una técnica que permite variados ángulos de visión de la deformidad de la columna vertebral, mediante la reconstrucción tridimensional a partir de dos proyecciones radiológicas (postero-anterior y lateral) (81).

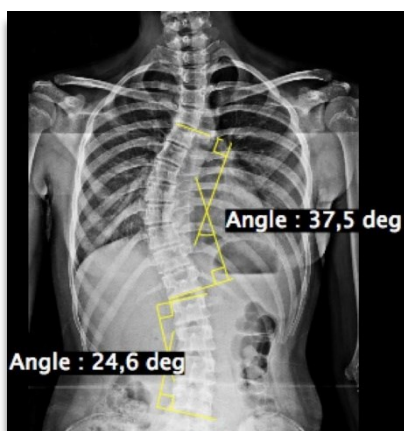


Figura 14. Medición angular de una radiografía en una escoliosis siguiendo el método Cobb.

Las últimas generaciones de tomografía axial computerizada presentan mayor precisión, observándose la anatomía en tres dimensiones con gran detalle. No obstante, solo es posible su utilización en casos muy precisos y en zonas concretas. Asociado a esta limitación, la esterorradiografía presenta el inconveniente de emitir altas dosis de radiación ionizante, mucho mayores que las emitidas por la radiografía convencional (82).

Dentro de la radiología de última generación está el escáner EOS System® (EOS imaging, París, Francia). Este instrumento permite realizar en una sola exposición una radiografía de cuerpo entero en tamaño real del paciente con una alta calidad de imagen. Además, este sistema de imagen expone al paciente a una dosis de radiación ultrabaja, mucho menor que las radiografías tradicionales o las tomografías computerizadas y, por otro lado, permite obtener una imagen completa de la postura ortostática (fig.15) (83, 84). El principal inconveniente de este sistema de escaneo, además de la radiación ionizante lo que obliga a limitar su uso, es su alto coste y especialización tecnológica.

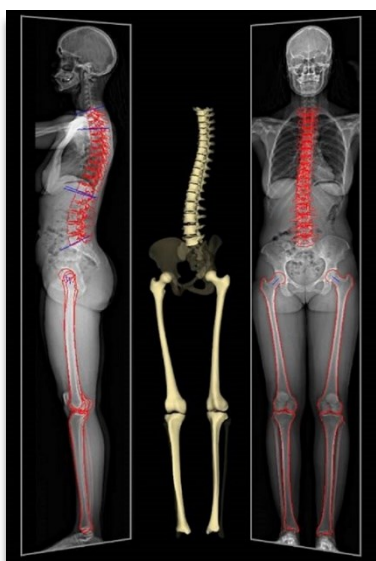


Figura 15. Visualización tras realización de Rx con escáner EOS® (84).

1.2.3. Métodos con dispositivos electrónicos

Los inconvenientes explicados anteriormente sobre los instrumentos que emiten radiación ionizante asociado a la mejora constante de la tecnología, ha sido clave para buscar alternativas menos costosas y suficientemente precisas para que puedan ser utilizadas por un mayor número de profesionales del ámbito de la salud.

En este grupo se encuentran instrumentos como la topografía de superficie, electrogoniómetros y sensores inerciales, plataformas estabilométricas, Spinal mouse© o la ultrasonografía.

La **topografía** de superficie es un término que describe un conjunto de técnicas donde se obtiene una imagen óptica de la superficie de un objeto o material. En el caso del cuerpo humano, se utiliza fundamentalmente para valorar la superficie del tronco y determinar la asimetría de la columna en sujetos con escoliosis. Los datos que aporta sobre la cosmética del tronco son lo suficientemente precisos como para obtener datos numéricos de la torsión vertebral (fig.16).

Las diferentes tecnologías topográficas utilizan un escaneado de la espalda con líneas o rejillas de luz y técnicas fotográficas que permiten mostrar una imagen. Cuando estas hileras de luz paralelas se proyectan sobre esa zona, éstas se distorsionan por la forma tridimensional del tronco. Esta distorsión contiene información, en longitud o píxeles, de la forma de esta superficie de manera que se puede digitalizar y obtener una representación en 3D con un software adecuado. A pesar del potencial de la topografía en sus diferentes versiones, son poco utilizadas en la práctica clínica quizás debido a que es un equipamiento caro, parcial en su análisis, requiere la presencia de un profesional muy especializado y ocupa un espacio excesivo (con frecuencia se debe destinar una sala entera) (85).



Figura 16. Imagen realizada con un topógrafo (85).

El **electrogoniómetro y sensores inerciales**. Son dispositivos desarrollados para conocer el rango de movimiento en diferentes situaciones, como por ejemplo para el análisis de la marcha. Se aplica directamente a la articulación o articulaciones que

se quiere medir fijándose con una cinta adhesiva o de velcro. Está formado por dos galgas unidas entre sí por un sensor que mide las variaciones del ángulo. El electrogoniómetro está conectado por cables que transmiten la señal eléctrica a un dispositivo electrónico que cuantifica el ángulo medido. Los sensores inerciales, más utilizados en la actualidad son inalámbricos. Una vez calibrado, el sistema ofrece datos sobre el rango de movimiento de la articulación, proporcionando resultados de grados iniciales y finales. Las dos principales ventajas de este dispositivo son su bajo coste y facilidad de uso. No obstante, a pesar de su fiabilidad como instrumento de medida angular para articulaciones como la rodilla, el codo, la cadera, el hombro, etc., presenta el inconveniente que no están desarrollados para el análisis ortoestático de la postura (86-88).

La **plataforma estabilométrica**, baropodométrica o también llamada plataforma de fuerza, mide la posición del centro de presión y la fuerza de reacción del suelo. Teniendo en cuenta que existe un centro de masa de referencia, el estabilómetro permite medir la distribución de las cargas, cuantificar su dispersión y valorar el grado de estabilidad ortoestática del sujeto. Su bajo coste, su pequeño tamaño y fácil aplicabilidad hacen de este dispositivo un buen instrumento para determinar la ubicación tanto del centro de presiones como de gravedad, pero no permite analizar los diferentes comportamientos articulares y, por tanto, la morfología corporal (89).

SpinalMouse© (idiag, Voletswil, Suiza) es otro dispositivo para medir el rango articular de las curvas vertebrales (fig.17). Este dispositivo electromecánico portátil dispone de un acelerómetro que al rodar por la columna del sujeto proporciona parámetros de rangos articulares en el plano sagital. Es un aparato inalámbrico asistido por ordenador, similar a un ratón para ordenador personal, se desliza a lo largo de la columna siguiendo las apófisis espinosas (desde C7 hasta hueso sacro). Los datos son recogidos por un software instantáneamente y convertidos en datos numéricos y gráficas. Este aparato es fácil de aplicar, es pequeño, tiene un coste aceptable y una fiabilidad adecuada pero no es útil para analizar el alineamiento global de la postura (90,91).

La **ultrasonografía**, como la propuesta por Zebris (Zebris Medical GmbH, Isny, Alemania) (fig.17), utilizan un procedimiento de medición basado en impulsos

ultrasónicos emitidos por transmisores integrados en un dispositivo compacto incorporado a una fuente de alimentación y asociado a un interfaz. Este sistema permite un análisis de la postura y el movimiento en 3D. Es una tecnología no invasiva con una buena fiabilidad y fácil aplicabilidad, quizás su precio no lo haga especialmente atractivo para el ámbito clínico habitual (92).

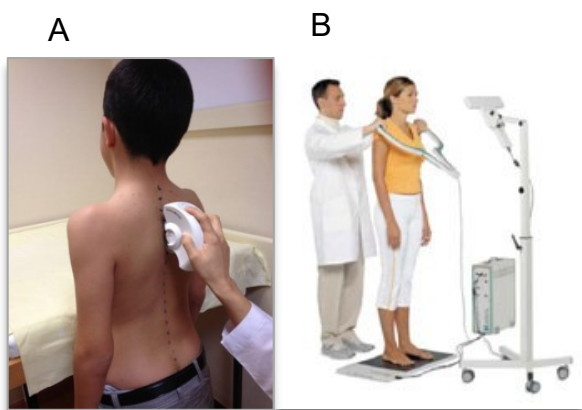


Figura 17. Spinal mouse (A) (91). Sistema de ultrasonografía de Zebris (B) (92).

1.2.4. Métodos fotogramétricos en 2D

En la última década se han incrementado los estudios que abordan la biometría, fotogrametría o biofotogrametría. En concreto, la palabra “fotogrametría” deriva del griego “photos” que significa luz; “gramma” que significa dibujo o escritura y “metron” que significa medida. Así pues, etimológicamente se podría definir como “medir gráficamente por medio de la luz”.

Esta terminología comienza a tener uso general en los Estados Unidos a mediados del siglo XX cuando se creó la American Society of Photogrammetry (93), si bien el término ya se usaba en Europa algunas décadas atrás. La American Society of Photogrammetry hacia el 1960 definió la fotogrametría, como la ciencia y el arte de obtener mediciones fiables a través de fotografías. Con el desarrollo de las nuevas tecnologías y de nuevas ideas, se ha propuesto una nueva definición más actual: "Ciencia, arte y tecnología en la obtención de información confiable sobre los objetos físicos y el medio ambiente, a través de procesos de registro, medición e interpretación de las imágenes y los patrones de energía electromagnética, la energía radiante y otras fuentes".

Los estudios basados en esta tecnología que analizan los desequilibrios posturales son numerosos: alteraciones de las curvas vertebrales (73,94-97), problemas respiratorios en niños (98,99), análisis de la marcha (100) o posturas en sedestación (101). A partir las imágenes obtenidas con la fotografía digital y su procesamiento mediante algoritmos matemáticos específicos, se ha podido cuantificar la imagen siguiendo las coordenadas cartesianas. No obstante, como intermediario entre el objeto y el microprocesador de la cámara se encuentra la lente. Las imperfecciones en las formas de las lentes provocan desviaciones laterales del haz de luz cuando atraviesan el objetivo. El resultado final es una posición del punto observado en la imagen diferente a su posición real como reflejo de un punto del espacio. La desviación de la posición es radial respecto a un centro de distorsión. En el caso de las imperfecciones debidas al ensamblaje de las lentes, se generan tanto distorsiones radiales como tangenciales de las posiciones de los puntos en la imagen. Las consecuencias son desplazamientos geométricos de los puntos en la imagen (102). Se distinguen tres tipos de distorsión: distorsión radial, distorsión tangencial o descentrado de la imagen y distorsión de prisma.

La distorsión radial produce un desplazamiento de la posición del punto a lo largo de la línea que une el punto con el centro de distorsión radial de la imagen. Normalmente, éste no coincide con el centro de la imagen. Esta distorsión está causada por los defectos que existen en la curvatura de la lente. Un desplazamiento radial negativo hace los puntos situados en los bordes de la imagen se acerquen y la escala disminuya. Cuando el desplazamiento es positivo, los puntos del borde de la imagen se alejan y la escala aumenta. Esta distorsión es simétrica respecto al eje óptico de la cámara.

Los sistemas ópticos están sujetos a varios grados de descentrado debido a que los centros ópticos de las diferentes lentes no están situados en la misma recta. Este defecto provoca una distorsión llamada de descentrado de la imagen denominado Distorsión tangencial o descentrado de la imagen. Por último, la distorsión de Prisma es debida a las imperfecciones en el diseño de las lentes, a su fabricación y ensamblado. Principalmente se trata de ligeros desplazamientos de algunas lentes que resultan en una falta de perpendicularidad con el eje óptico de la cámara. Esta

distorsión se puede modelar añadiendo un pequeño prisma al sistema óptico de la cámara el cual causa una mayor distorsión radial y tangencial.

Estas imperfecciones producen desviaciones en la trayectoria del haz de luz que a priori se supone recta. El efecto de estas desviaciones son distorsiones radiales y de descentrado en el dispositivo que recoge la imagen. Las diferentes transformaciones que sufren las coordenadas de los puntos se ven reflejadas en la figura 18. Cada cuadro representa las coordenadas del punto dentro de cada sistema de referencia. Las transformaciones entre cuadro y cuadro están parametrizadas por los parámetros indicados en las flechas. Estos parámetros se clasifican en intrínsecos o extrínsecos según describan características de la cámara o su posición y orientación en la escena.

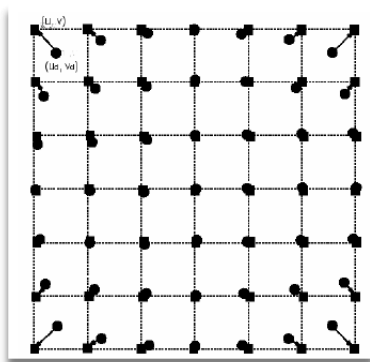


Figura 18. Efecto de distorsión radial y tangencial (102).

La calibración de una cámara es otro procedimiento fundamental en la obtención de una imagen adecuada. Aunque es posible obtener información de la escena a partir de imágenes tomadas con cámaras sin calibrar (103), el proceso de calibración resulta esencial cuando se trata de obtener medidas de estas. La calibración precisa de la cámara permite obtener distancias en el mundo real a partir de las imágenes captadas (104). Por ejemplo, desde un punto de vista de localización de objetos, es posible situarlos en el mundo real cuando se tiene una imagen de estos. Esta localización puede ser absoluta respecto a un origen de coordenadas del entorno o relativa respecto a cualquier otro objeto.

La evolución de esta tecnología digital relacionada con la óptica ha permitido desarrollar productos de diferentes características para el tratamiento de la imagen. Así, por ejemplo, la utilización de fotografías digitales para la evaluación postural

viene siendo una práctica cada vez más habitual entre los fisioterapeutas y otros profesionales del ámbito de la salud y la actividad física, por su sencillez de utilización, bajo coste y fiabilidad (94). Únicamente es necesaria una cámara digital montada sobre un trípode nivelado, que se coloca a cierta distancia del sujeto para realizar la captura de la imagen. A raíz de su demanda han aparecido estudios que investigan sobre la validez y fiabilidad de los dispositivos que trabajan con imágenes asistidas por ordenador (95,105) (fig.19).

El interés de los profesionales por modificar la forma de medir convencional por mediciones realizadas a través de la imagen, favoreció la investigación en este campo y la aparición de sistemas de análisis como los propuestos inicialmente por Posture Print©” (Biotonix, Varennes, Canada) (105,106) o el programa informático de libre acceso SAPO (Software de Avaliação Postural) creado con el objetivo, además de evaluar la postura, de generar una base de datos sobre la postura con las informaciones ofrecidas por los usuarios (96). Posteriormente, fueron apareciendo numerosas empresas que actualmente comercializan sus programas informáticos y aplicaciones para teléfonos móvil a partir de la creación de protocolos de análisis postural específicos como PSuite® (Posture Suite, Francia) (107), Body Zone® (Atlanta, USA) (108), PostureScreen® (PostureCo, Florida, USA) (109), Posture Experience® (Sprintit, Venecia, Italia) (110) o el software libre Kinovea, más empleado para analizar el movimiento en 2D a través de cámara de video, ha sido ampliamente utilizado por su fácil usabilidad, portabilidad y especialmente porque que es gratuito (111).



Figura 19. Ejemplo de utilización de fotografía digital para el análisis postural realizada con un teléfono móvil (109).

Se ha informado en la literatura sobre el uso de la fotogrametría para medir la postura y se ha comparado con el método visual y la goniometría (70,73). Si bien, los

estudios realizados con sistemas basados en la medición de una imagen en 2D demostraron ser confiables para la aplicación clínica, también se ha informado de los errores de medida inherentes a la limitación que supone medir un sujeto tridimensional con tecnología 2D. Estos errores pueden estar relacionados con las distorsiones propias de la lente, como se ha explicado anteriormente, pero muy especialmente asociado a la ausencia de medición del eje Z o profundidad del objeto/sujeto (112).

1.2.5. Métodos con tecnología en 3D

1.2.5.1. Sistemas multicámara 3D

Para analizar el posicionamiento articular con precisión en condiciones tridimensionales, se requieren dispositivos diseñados para la medición de objetos tridimensionales o personas. Los sistemas multicámara 3D considerados “gold standard” (fig.20), son sistemas digitales optoelectrónicos de alta precisión que se emplean, sobre todo, para el análisis cinemático especialmente en el ámbito de la actividad física y el deporte (113-115), pero también en ergonomía y medicina del deporte (116,117).



Figura 20. Sala con dispositivos multicámara BTS.

Los sistemas multicámaras 3D, comercializados por distintas empresas como VICON MX (Vicon Motion Systems, Oxford, Reino Unido) (118) o BTS Smart-dx (BTS Bioengineering, Milano, Italia) (119), entre otras. Para obtener datos sobre la pose de la persona se precisan de un mínimo de tres cámaras de video digital, equipamientos computarizados para el procesamiento de los datos y marcadores reflectantes que van desde bolitas de polipropileno a marcadores activos tipo LED. La tecnología basada en los sistemas multicámara proporcionan datos muy precisos, pero suelen quedar restringidos a centros especializados de análisis biomecánico o

a Universidades para la investigación por ser tecnológicamente complejos, costosos, necesitar unas instalaciones amplias en un entorno controlado con buena iluminación y buenos conocimientos técnicos para su utilización e interpretación de los datos (111).

1.2.5.2. Sistemas con sensores de profundidad

La evolución de la tecnología basada en el mundo del ocio dio un impulso importante hacia el 2010 con la aparición de un dispositivo que captaba los movimientos de una persona con una precisión notable y sin mandos. Este dispositivo, denominado Kinect para la consola de Xbox 360[®] desarrollado por la empresa Microsoft[©] (Redmond, WA, USA), supuso un gran adelanto en el campo de los videojuegos (fig.21). Constaba de un hardware desarrollado por la empresa PrimeSense (120) y un software creado por Rare, una subsidiaria de Microsoft[©] Game Studios, propiedad de Microsoft[©]. Creado para el mundo de los videojuegos, esta primera versión del sensor abrió nuevas perspectivas para el análisis funcional de la evaluación postural y del movimiento. En junio de 2011, Microsoft[©] publicó un kit de desarrollo de software (SDK) de Kinect V1, lo que permitió a ingenieros informáticos de todo el mundo utilizarlo como un dispositivo para el desarrollo de nuevas aplicaciones (121).



Figura 21. Ejemplo de utilización del sensor Kinect junto con la consola Xbox360 (121).

La primera versión de Kinect V1 asociada a la consola de Xbox360 se basó en una tecnología que combinaba un sensor de cámara color con sensor de profundidad. El sensor de profundidad consiste en un proyector de láser infrarrojo (IR) combinado con un sensor CMOS monocromo, que captura datos de vídeo tridimensionales bajo cualquier condición de luz ambiental, con un límite de distancia de 1,2 m hasta 3,5 m y con un angular de 57 y 43 grados en los ejes horizontal y vertical, respectivamente. La secuencia de vídeo de color utiliza 8 bits de resolución VGA (640x480). Para

obtener los datos 3D, el sensor IR dispara una nube de puntos contra el entorno. Cada píxel de profundidad es calculado entonces a través de la diferenciación de los píxeles distribuidos a más resolución. Este valor es inversamente proporcional al radio de la Gaussiana sobre cada punto, el cual es linealmente proporcional a la profundidad real de cada píxel. El dispositivo de salida de video trabaja a una velocidad de 30Hz, de este modo puede realizar cualquier medición del objetivo de las cámaras alineadas, ya que sobre cada punto de resolución que observa el usuario se conocen las “coordenadas mundo” (coordenadas referidas a los objetos o personas en entorno real, a diferencia de las coordenadas virtuales que se observan en el interfaz). La información que se obtiene a partir de un simple esqueleto basado en métodos de reconocimiento en coordenadas mundo supone un avance sustancial en las mediciones 3D (fig.22).



Figura 22. Visualización del espacio RGBD. Se observan tres instantáneas obtenidas sin mover el multisensor de su posición fija (112).

En el año 2014 Microsoft© sacó al mercado la segunda generación de Kinect V2 para los usuarios de Xbox One® (fig.23) (122). Esto supuso una mejora significativa especialmente en su cámara de mayor nitidez y de alta resolución (Tabla 1). Presenta un emisor infrarrojo para poder detectar profundidad en completa oscuridad, sin ser afectado por luces de lámparas o móviles. Uno de los aspectos más interesantes de este sensor era su capacidad de identificar automáticamente puntos anatómicos casi en tiempo real utilizando la inteligencia artificial. En este sentido, podía detectar simultáneamente hasta un máximo de 6 personas y también la posición de 25 articulaciones (fig.24). Tiene incorporada una cámara RGB con una resolución de 1920×1080 píxeles con una frecuencia de 30 Hz y una matriz de 4 micrófonos. El campo de visión dispone de un rango de profundidad de 0.4 a 4,5 m y un ángulo de visión horizontal de 70 ° y 60 °. Dispone de captación de audio a través de un micrófono incorporado (fig.25).



Figura 23. Dispositivos Kinect de bajo coste RGB-D fabricados por Microsoft Corp. a) Kinect V1 primera versión en noviembre 2010; b) Kinect V2 segunda versión en julio 2014.

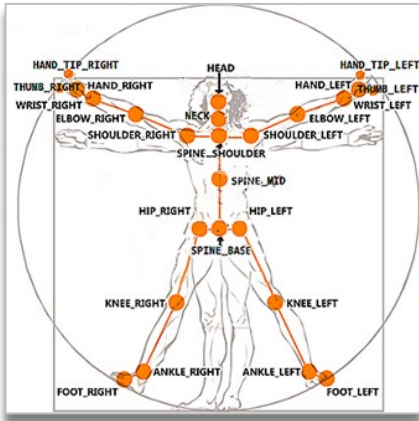


Figura 24. Distribución de las articulaciones sobre el esqueleto humano (122).

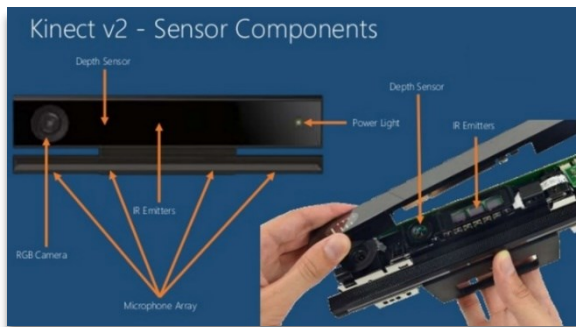


Figura 25. Componentes del sensor Kinect V2. Cámara RGB, sensor de profundidad, emisor IR, micrófono (122).

	Version 1	Version 2
Depth range	0.4m → 4.0m	0.4m → 4.5m
Color stream	640×480	1920×1080
Depth stream	320×240	512×424
Infrared stream	None	512×424
Type of Light	Light coding	ToF
Audio stream	4-mic array 16 kHz	4-mic array 48 kHz
USB	2.0	3.0
# Bodies Traked	2 (+4)	6
# Joints	20	25
Hand Traking	External tools	Yes
Face Traking	Yes	Yes+Expressions
FOV	57° H 43° V	70° H 60° V
Tilt	Motorized	Manual

Tabla 1. Diferencias técnicas entre la versión 1 y 2 del sensor Kinect (122).

El sensor Kinect RGB-D determina la información de profundidad mediante el uso de la tecnología de luz estructurada siguiendo el modelo Time-of-flight (ToF) o tiempo de vuelo (fig.26) (123). La tecnología 3D se mostró como algo revolucionario para la industria de la visión artificial por proporcionar imágenes en 3D usando un microprocesador CMOS de bajo costo, construcción compacta, fácil de usar y alta precisión y velocidad de fotogramas por segundo. El ToF opera iluminando la escena con una fuente de luz modulada y captando la luz reflejada. Su tecnología se compone de un emisor IR, una matriz de sensores IR y un circuito electrónico para recoger la señal reflejada y calcular el ToF aplicando un modelo matemático.

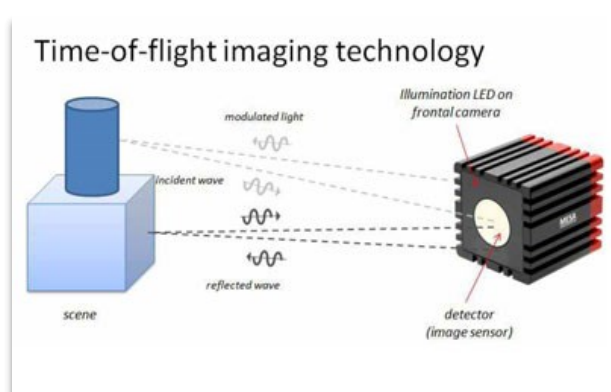


Figura 26. Modelo basado en la tecnología Time-of-flight (124).

La fuente de luz se proporciona por un emisor infrarrojo invisible para los ojos humanos. Para detectar el cambio de fase entre la iluminación y la reflexión, la fuente de luz puede ser impulsada o modulada por una onda continua, típicamente sinusoidal u onda cuadrada. La modulación de onda cuadrada es más popular porque se puede realizar fácilmente con circuitos digitales (124). No obstante, esta tecnología tiene unas limitaciones como la de no poder ser utilizada en exteriores y la de presentar “ruidos” en la información de la profundidad. Se entiende por “ruidos” la detección de píxeles que están fuera del objeto 3D (fig.27). Este problema en la detección de mapas de profundidad que aporten una información geométrica 3D adecuada, ha sido objeto de investigación y mejora tanto para el análisis postural como para el movimiento (112). Por otro lado, la calibración del sensor Kinect V2 para garantizar medidas reales precisas es un paso crucial ya que, de lo contrario, puede ser una fuente de error. Existen varios tipos de calibración: intrínseca y extrínseca. 1) la calibración intrínseca permite corregir los errores en los parámetros internos del sensor de profundidad, como la longitud focal, el punto principal y la

distorsión radial. Estos parámetros se pueden estimar utilizando un conjunto de imágenes de calibración capturadas en diferentes posiciones y ángulos. 2) la calibración extrínseca permite corregir los errores en la posición y orientación del sensor de profundidad, lo que podría dar imprecisiones en la información de profundidad. Esta calibración se puede realizar utilizando un conjunto de puntos 3D conocidos en el entorno, como los rincones de un objeto o un patrón de damero (112).

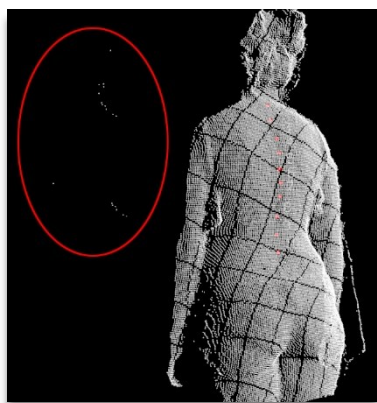


Figura 27. “Ruidos” detección profundidad incorrecta. Identificado en el interior del círculo rojo, píxeles de color blanco fuera del cuerpo que el sistema reconoce como puntos de profundidad (112).

Desde la aparición en 2010 hasta la fecha actual, el sensor Kinect fue considerado como una de las creaciones más importantes de Microsoft© de los últimos años, no solo para su uso en el mundo de los videojuegos, sino como dispositivo para el desarrollo de herramientas en amplios sectores como el de la salud y también en la actividad física y en el deporte. La validez del sensor Kinect ha sido motivo de investigación y su validez evaluada en diferentes contextos. Para medir variables espaciotemporales de la marcha (125-128), la validez concurrente en comparación con las cámaras Vicon® como “gold standard” (129), validación en comparación con la estereofotogrametría (130). Se ha utilizado para evaluar problemas relacionados con la salud (131) y con el deporte (132).

A partir de este sensor Kinect, diversas empresas crearon sus propios softwares para el análisis postural o el movimiento como Kineod (empresa que a fecha octubre 2022 no constaba su enlace web) (133), Motionmetrix® (Lidingö, Suecia) (134), Qinematic™ (Estocolmo, Suecia) (135) o Physicaltech® (Barcelona, España) (136). Si bien, Kinect ha sido utilizado y se sigue utilizando por una amplia gama de aplicaciones en el ámbito de la salud, deporte, entretenimiento o robótica, Microsoft©

decidió en 2018 dejar de fabricarlo. Desde 2019 Microsoft© sigue desarrollando su nuevo modelo, Azure Kinect DK. Este modelo únicamente está disponible para desarrolladores por lo que aún no existen productos genéricos comercializados con este dispositivo (137).

Prueba del éxito que ha tenido el sensor Kinect entre las profesiones anteriormente citados, son las numerosas publicaciones existentes. Así, el término “Kinect” introducido en el motor de búsqueda de la base de datos de MEDLINE de citas y resúmenes de artículos de investigación biomédica (PubMed), arroja un total de 1427 referencias en fecha octubre de 2022. Los sistemas basados en estos sensores de profundidad se consideran unas tecnologías confiables, no requieren obligatoriamente de marcadores sobre la piel, son fáciles de transportar, de bajo costo por lo que son utilizados en centros clínicos convencionales (138-139).

Todos estos sistemas basados en tecnología 3D parecen tener un buen potencial para desempeñar un papel importante en la evaluación clínica tanto de la estática como de la dinámica a partir de la detección de los movimientos articulares sin necesidad de marcadores adicionales. Antes de que estos sistemas de medición pudieran emplearse para el ámbito de la salud o de la actividad física, debería valorarse su fiabilidad y validez (140). Existen unas normas basadas en el consenso para la selección de instrumentos de medición de la salud propuestas por COSMIN (COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments) la cual forma parte de una iniciativa de un equipo internacional multidisciplinar de investigadores desarrollado en Holanda (141). Esta iniciativa tiene como objetivo mejorar la selección de instrumentos de medición de resultados en la investigación y en la práctica clínica para seleccionar el instrumento y el procedimiento más adecuado. Según COSMIN, La fiabilidad es definida como “el grado en que la medición está libre de errores de medición”. En líneas generales, existen tres factores que pueden afectar la fiabilidad del test-retest: En primer lugar, la variabilidad del sujeto de estudio (persona/paciente). Es la variabilidad biológica intrínseca del sujeto como, por ejemplo, a los ritmos circadianos, al tiempo transcurrido desde el tratamiento, al estrés, etc. Por ello, se recomienda que las condiciones por las cuales el sujeto es evaluado sean lo más parecidas posible. En segundo lugar, la variabilidad asociada al instrumento o al procedimiento con el que

se realiza la medición. La calidad del instrumento de medida, la calibración, la temperatura, la iluminación, etc. Se recomienda realizar las pruebas con los instrumentos o procedimientos que hayan sido testados previamente y validados. Por último, la variabilidad atribuida al evaluador u observador o examinador. Se trata de las variaciones relacionadas con las medidas efectuadas por distintos evaluadores como, por ejemplo, la forma en la que se dan las instrucciones al paciente, el grado de experiencia, la forma de utilizar el instrumento de medida, etc. Un buen protocolo y entrenamiento previo al estudio suele recomendarse para reducir esta variabilidad.

En psicometría, la validez hace referencia al grado en que un estudio refleja o evalúa con precisión el concepto específico que el investigador está tratando de medir. Hay muchos tipos de validez, de los cuales uno, la validez de criterio se utiliza para demostrar la precisión de una medida o procedimiento comparándolo con otra medida o procedimiento cuya validez se ha demostrado. Integrada en la validez de criterio se encuentra la validez concurrente que hace alusión al grado de concordancia que existe entre dos instrumentos de medida cuando las pruebas o test son medidos en el mismo momento (142).

Para diseñar el presente estudio y adecuarlo a una correcta calidad metodológica basada en la fiabilidad y validez concurrente, hemos tenido en cuenta las recomendaciones propuestas por COSMIN en su checklist de estudios sobre instrumentos de medición y resultados reportados por los pacientes (143).

1.3. Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 1

1. Nault M-L, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002 Sep 1;27(17):1911-7.
2. Kratěnová J, Žejglicová K, Malý M, Filipová V. Prevalence and Risk Factors of Poor Posture in School Children in the Czech Republic. *J Sch Health*. 2007 Mar;77(3):131-7.
3. American Physical Therapy Association. Pattern B: impaired posture. In: *Guide to physical therapist practice*, 2nd ed. *Phys Ther*. 2001; 81:9-157.
4. Kendall's E, Peterson F, Geise P. *Músculos, Pruebas, Funciones y Dolor Postural*. 4ª ed. Madrid: Ed Marban; 2000.
5. Palmer ML, Epple ME. *Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesquelética*. Editorial paidotribo; 2002.
6. Raine S, Twomey L. Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit Rev Phys and Rehabil Med* 1994; 6:409- 437.
7. Winter, David A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture* 1995; 3: 193-214.
8. López JR, Fernández NP. Caracterización de la interacción sensorial en posturografía. *Acta Otorrinolaringológica Española* 2004;55(2):62-6.
9. Pacioli, L. *La Divina Proporción*. 2ª ed. Buenos Aires: Ed Losada; 1959.
10. Staffel, F. *The types of human postures and their relations to deformations of the spine*. Wiesbaden, Germany: Ed. Bergmann; 1889.
11. Mézières F. *Originalité de la Méthode Mézières*. Paris: Ed. Maloine; 1984.
12. Struyf-Denys G. *Les chaînes musculaires et articulaires*. Bruxelles: Ed. Ictgds; 1979.
13. Wilson FR. *La mano: De cómo su uso configura el cerebro, el lenguaje y la cultura humana*. Barcelona: Tusquets editores; 2002.
14. Newton RU, Neal RJ. Three-dimensional quantification of human standing posture. *Gait Posture* 1994; 2:205-212
15. Rull IM. *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*: Elsevier España; 2007.
16. Bricot B. *La reprogrammation posturale globale*. París: Sauramps Médical; 1996.
17. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4(6):877-887.
18. Da Cunha HM. Postural deficiency syndrome. *Agressologie* 1987;28(9):941-943.
19. Guyton A C. *Sensaciones vestibulares y mantenimiento del equilibrio Anatomía y fisiología del sistema nervioso*. Neurociencia básica. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1997.
20. Pérez-Gurbindo I, Carrere MTA, et al. Los pacientes en hemodiálisis presentan peor equilibrio postural, que se relaciona con el riesgo de caídas. *Nefrología* 2020;40(6):655-663.
21. Horak F, Nashner L, Diener H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* 1990;82(1):167-177.
22. Bilello G, Caradonna C, Cuccia A. Relationships between stomatognathic and oculomotor systems in the postural determinism. *Mondo Ortod*. 2009:235-242.
23. Yi LC, Guedes ZCF, Vieira MM. Relação da postura corporal com a disfunção da articulação temporomandibular: hiperatividade dos músculos da mastigação; Relationship between physical global posture and temporomandibular joint dysfunction: masticatory muscle overactivity. *Fisioter.Bras* 2003;4(5):341-347.
24. Munhoz WC, Marques AP, de Siqueira JT. Evaluation of body posture in individuals with internal temporomandibular joint derangement. *Cranio* 2005;23(4):269-277.
25. Lunes DH, Carvalho LCF, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Craniocervical posture analysis in patients with temporomandibular disorder. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2009;13(1):89-95.
26. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Gravel D, Gauthier F, & Labelle H. Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. *Physiotherapy* 2012; 98(1), 64-75.
27. Pompeu JE, Romano RSL, Pompeu SMAA, et al. Static and dynamic balance in subjects with ankylosing spondylitis: literature review. *Rev Bras Reumatol*. 2012;52:413-416.

28. Winter RB: Congenital kyphosis. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;128: 26-32.
29. Rabin ML, Earnhardt MC, Patel A, Ganihong I, & Kurlan R. Postural, bone, and joint disorders in Parkinson's disease. *Movement Disorders Clinical Practice* 2016; 3(6): 538-547.
30. Granito RN, Aveiro MC, Renno ACM, Oishi J, & Driusso P. Comparison of thoracic kyphosis degree, trunk muscle strength and joint position sense among healthy and osteoporotic elderly women: a cross-sectional preliminary study. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2012; 54(2): e199-e202.
31. Piret S, Béziers MM. La coordination motrice: aspect mécanique de l'organisation psycho-motrice de l'homme. París: Éd. Masson; 1971.
32. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in the mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989.
33. Busquet L. Las cadenas musculares: Editorial Paidotribo; 2005.
34. Patté J. La méthode Mézières. Une approche globale du corps. Magny-les-Hameaux: Chiron; 2009.
35. Souchart Ph. Reeduación postural global: Editoriaial Paidotribo; 2005.
36. Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists: (2ª ed.) Churchill Livingstone. Edinburgh; (2009).
37. Ramírez-Moreno J. La patogénesis de la escoliosis idiopática y el método Mézières. Una revisión bibliográfica de la literatura. *Rev Cient Iberoamer FisioGlobal* 2011(5):5-13.
38. Driscoll SW SJ. Musculoskeletal complications of neuromuscular disease in children. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2008;19(1):163-194.
39. Cheung J, Halbertsma JP K, Veldhuizen AG, Sluiter WJ, Maurits NM, Cool JC, van Horn JR. A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 2005;14(2):130-137.
40. Dickson RA. The aetiology of spinal deformities. *Lancet* 1988;1(8595):1151-55.
41. Busquet L. Las cadenas musculares: Lordosis. Cifosis. Escoliosis y deformaciones torácicas: Editorial Paidotribo; 1999.
42. Patté, J. Le grand livre de la méthode Mézières: Privilégier une approche globale du corps- Apprendre à corriger sa posture-Prévenir et soulager les maux de dos. Paris: Editions Eyrolles; 2018.
43. Campignon Ph. Respir-Actions: programme d'exercices et d'étude des mécanismes de la respiration: Éditions Frison-Roche; 2007.
44. Lima LCDO, Baraúna MA, Sologurem MJJ, Canto RSDT, & Gastaldi AC. Postural alterations in children with mouth breathing assessed by computerized biophotogrammetry. *Journal of applied oral science* 2004;12:232-237.
45. Ajimsha MS, Shenoy PD, & Gampawar N. Role of fascial connectivity in musculoskeletal dysfunctions: A narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2020; 24(4): 423-431.
46. Kratenova J, Zejglicova K, Maly M, Filipova V, et al. Prevalence and risk factors of poor posture in school children in the Czech Republic. - *J Sch Health.*2007;77(3):131-7.
47. Walsh J, Eccleston C, & Keogh E. Pain communication through body posture: The development and validation of a stimulus set. *PAIN®* 2014; 155(11): 2282-2290.
48. Di Tecco C. Prevention of musculoskeletal disorders and psychosocial risks in the workplace: EU strategies and future challenges [Internet]. European Agency for safety and health at work. 2022 [citado 7 julio 2022]. Disponible en: <https://osha.europa.eu/en/publications/prevention-musculoskeletal-disorders-and-psychosocial-risks-workplace-eu-strategies-and-future-challenges>.
49. Auvinen BM, Tammelin T, et al. Neck and shoulder pains in relation to physical activity and sedentary activities in adolescence. *Spine* 2007;32:1038-44.
50. Brink, Yolandi, et al. The association between postural alignment and psychosocial factors to upper quadrant pain in high school students: A prospective study. *Manual therapy* 2009;14(6): 647-653.

51. Diepenmaat ACM, Van der Wal MFV, De Vet HCW. Neck/shoulder, low back, and arm pain in relation to computer use, physical activity, stress, and depression among Dutch adolescents. *Pediatrics* 2006;117:412–6.
52. Smith L, Louw QA, Crous LC, Grimmer-Somers K. Prevalence of neck pain and headaches: impact of computer use and other associative factors. *Cephalalgia* 2008; 29:250–7.
53. Brattberg G. Do pain problems in young school children persist into early adulthood? A 13-year follow-up. *European Journal of Pain* 2004;8:187–99.
54. Brink, Yolandi, and Quinette Abigail Louw. A systematic review of the relationship between sitting and upper quadrant musculoskeletal pain in children and adolescents. *Manual therapy* 2013;18(4): 281-288).
55. Balague F, Troussier B, Salminen J. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *European spine journal* 1999;8(6):429-438.
56. Mangione P, FAU - Senegas J, Senegas J. Sagittal balance of the spine. - *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.*1997;83(1):22-32.
57. Barrey C, Jund J, Nosedo O, Roussouly P, et al. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. - *Eur Spine J.*2007;16(9):1459-67.
58. Roussouly P, & Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal* 2011;20(5): 609-618.
59. Nachemson ALFL. The lumbar spine an orthopaedic challenge. *Spine* 1976;1(1):59.
60. Rocabado M. The importance of soft tissue mechanics in stability and instability of the cervical spine: a functional diagnosis for treatment planning. - *Cranio.*1987 Apr;5(2):130-8.
61. During J, Goudfrooij H, Keessen W, Beeker T.W., Crowe A. Toward standards for posture: postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine* 1985;10(1):83.
62. Ramírez-Moreno J, Revilla JR. Análisis global del equilibrio sagital del raquis. *Rev Cient Iberoamer FisioGlobal* 2008(1):12-19.
63. Imagama S, Matsuyama Y, Hasegawa Y, Sakai Y, Ito Z, Ishiguro N, & Hamajima N. Back muscle strength and spinal mobility are predictors of quality of life in middle-aged and elderly males. *European Spine Journal* 2011; 20(6): 954-961.
64. American Medical Association, Elster AB, Kuznets NJ. *AMA guidelines for adolescent preventive services (GAPS): recommendations and rationale.* : Williams & Wilkins; 1994.
65. Burton AK, Balague F, Cardon G, Eriksen HR, et al. Chapter 2. European guidelines for prevention in low back pain : November 2004. - *Eur Spine J.*2006;15 Suppl 2:S136-68.
66. D'Amico M, Kinel E, & Roncoletta P. Normative 3D opto-electronic stereo-photogrammetric posture and spine morphology data in young healthy adult population. *PLoS One* 2017; 12(6): e0179619.
67. Tyson S. A systematic review of methods to measure posture. *Physical therapy reviews* 2003;8(1):45-50.
68. Tunnell PW. Postural evaluation of the muscular system through visual inspection. *J Bodyw Mov Ther.*1996; October: 21-27.
69. Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(16):1857–9.
70. Iunes D, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira A, Castro F, Salgado H. Análise comparativa entre avaliação postural visual e por fotogrametria computadorizada. *Brazilian J Phys Ther.* 2009;13(4):308–15.
71. Vernon H. An assessment of the intra- and inter-reliability of the posturometer. *J Manipulative Physiol Ther* 1983;6(2):57-60.
72. Yuing FT, Almagià AF, et al. Comparación entre dos métodos utilizados para medir la curva lumbar. *International Journal of Morphology* 2010;28(2):509-513).
73. Sacco I, Alibert S, Queiroz B, Pripas D, Kieling I, Kimura A, et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Rev bras fisioter* 2007;5(11):411-417.

74. Brosseau L, Tousignant M, Budd J, et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiotherapy Research International* 1997;2(3):150-166.
75. Ohlen G, Spangfort E, Tingvall C. Measurement of spinal sagittal configuration and mobility with Debrunner's kyphometer. *Spine* 1989;14(6):580.
76. Willner S. Spinal pantograph-a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. *Acta Orthopaedica* 1981;52(5):525-529.
77. Van Blommestein A S, MacCrae S, Lewis J S, & Morrissey M C. Reliability of measuring thoracic kyphosis angle, lumbar lordosis angle and straight leg raise with an inclinometer. *Open Spine Journal* 2012; 4:10-15.
78. Teixeira F A, & Carvalho G A. Reliability and validity of thoracic kyphosis measurements using flexicurve method. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2007; 11: 199-204.
79. Dang NR, Moreau MJ, Hill DL, Mahood JK, Raso J. Intra-observer reproducibility and interobserver reliability of the radiographic parameters in the Spinal Deformity Study Group's AIS Radiographic Measurement Manual. *Spine* 2005;30(9):1064-1069.
80. Troyanovich SJ, Robertson GA, Harrison DD, Holland B. Intra- and interexaminer reliability of the chiropractic biophysics lateral lumbar radiographic mensuration procedure. *J Manipulative Physiol Ther.* 1995;18(8):519-524.
81. Gille O, Champain N, Benchikh-Ei-Fegoun A, Vital JM, Skalli W. Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients. *Spine* 2007;32(5):568-73.
82. Gamage P, Xie SQ, Delmas P, Xu WL. Diagnostic radiograph based 3D bone reconstruction framework: application to the femur. *Comput Med Imaging Graph* 2011 ;35(6):427-437.
83. Dubousset J, Ilharreborde B, and Le Huec JC. Use of EOS imaging for the assessment of escoliosis deformities: application to postoperative 3D quantitative analysis of the trunk. *European Spine Journal* 2014;23(4): 397-405.
84. Garg B, Mehta N, Bansal T, & Malhotra R. EOS® imaging: Concept and current applications in spinal disorders. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 2020; 11(5): 786-793.
85. Berryman F, Pynsent P, Fairbank J, Disney S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *European Spine Journal* 2008;17(5):663-672.
86. Christensen HW. Precision and accuracy of an electrogoniometer. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999;22(1):10-14.
87. Yen TY RR. Comparison between using spectral analysis of electrogoniometer data and observational analysis to quantify repetitive motion and ergonomic changes in cyclical industrial work. *Ergonomics* 2000;43(1):106-132.
88. Caldas, Rafael, et al. A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Gait & posture* 2017; 57: 204-210.
89. Bloem BR, Visser JE, Allum JH. Posturography. In: Hallet M, editor. *Movement disorders - handbook of clinical neurophysiology*. Elsevier; 2003: 295–336.
90. Ripani M, Di Cesare A, Giombini A, Agnello L, Fagnani F, Pigozzi F. Spinal curvature: comparison of frontal measurements with the Spinal Mouse and radiographic assessment. *J Sports Med Phys Fitness* 2008;48(4):488-494.
91. Livanelioglu A, Kaya F, Nabiyev V, Demirkiran G, & Fırat T. The validity and reliability of “Spinal Mouse” assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *European spine journal* 2016;25(2), 476-482.
92. Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. Reliability and normative database of the Zebris cervical range-of-motion system in healthy controls with preliminary validation in a group of patients with neck pain. *J Manipulative Physiol Ther* 2007;30(6):450-455.
93. About ASPRS [Internet]. ASPRS. 2018 [citado 26 septiembre 2022]. Disponible en: <https://www.asprs.org/asprs-organization/about-asprs.html>
94. Döhnert MB, Tomasi E. Validade da fotogrametria computadorizada na detecção de escoliose idiopática adolescente. *Rev.bras. fisioter.* 2008; 12(4):290-7.

95. Iunes D, Castro F, Salgado H, Moura I, Oliveira A, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev.bras.fisioter.* 2005;9(3):327-334.
96. Ferreira EA, Duarte M, Maldonado E P, Burk TN, Marques AP. Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics* 2010;65(7):675-681.
97. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vleeming A, Vanderstraeten G, & Danneels L. Classification system of the sagittal standing alignment in young adolescent girls. *European Spine Journal* 2014; 23(1): 216-225.
98. Belli JFC, Chaves TC, De Oliveira AS, & Grossi DB. Analysis of body posture in children with mild to moderate asthma. *European journal of pediatrics* 2009;168(10):1207-1216.
99. Lima LCDO, Baraúna MA, Sologurem MJJ, Canto RSDT, & Gastaldi AC. Postural alterations in children with mouth breathing assessed by computerized biophotogrammetry. *Journal of applied oral science* 2004; 12: 232-237.
100. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno M V, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(2):136–46.
101. Iyengar YR, Vijayakumar K, Abraham JM, Misr, ZK, Suresh BV, & Unnikrishnan B. Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation* 2014;35(2): 181-190.
102. Faig W. Calibration of close-range photogrammetric systems: Mathematical formulation. *Photogramm Eng Remote Sensing* 1975;41(12).
103. Hartley R. Euclidean reconstruction from uncalibrated views. *Applications of invariance in computer vision* 1994: 235-256.
104. Camera self-calibration: Theory and experiments. *Computer Vision-ECCV'92*: Springer; 1992.
105. Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, et al. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 2007; 15:15.
106. Harrison DE, Janik TJ, Cailliet R, Harrison DD, Normand MC, Perron DL, et al. Upright static pelvic posture as rotations and translations in 3-dimensional from three 2-dimensional digital images: validation of a computerized analysis. *J Manipulative Physiol Ther* 2008 ;31(2):137-145.
107. Module posturo [Internet]. *posturesuite*. 2022 [citado 12 agosto 2022]. Disponível em: <https://www.posturesuite.com/>
108. Bodyzone [Internet]. *Bodyzone*. 2022 [citado 16 agosto 2022]. Disponível em: <https://bodyzone.com/>
109. PostureSreen [Internet]. *PostureCo*. 2022 [citado 8 agosto 2022]. Disponível em: <https://www.postureanalysis.com>
110. Postural Experience [Internet]. *Sprintit*. 2021 [citado 10 outubro 2022]. Disponível em: <https://www.sprintit.net/sistema-di-valutazione-fotografica-della-postura-postural-experience/>,
111. Puig-Diví A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padulles-Chando X, Marcos-Ruiz D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PloS one* 2019;14(6), e0216448.
112. Reyes Estany M. Human pose analysis and gesture recognition from depth maps: methods and applications. [Tesis doctoral]. Barcelona. Universitat de Barcelona; 2017.
113. Starck J, Maki A, Nobuhara S, Hilton A, Matsuyama T. The multiple-camera 3-D production studio. *Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on* 2009;19(6):856-869.
114. Kato S, Urabe Y, Kawamura K. Alignment control exercise changes lower extremity movement during stop movements in female basketball players. *The Knee* 2008;15(4):299-304.
115. Edmondston SJ, Aggerholm M, Elfving S, Flores N, Ng C, Smith R, Netto K. Influence of posture on the range of axial rotation and coupled lateral flexion of the thoracic spine. *J Manipulative Physiol Ther* 2007;30(3):193-199.
116. van Wyk P M, Weir P L, Andrews DM, Fiedler KM, Callaghan JP. Determining the optimal size for posture categories used in video-based posture assessment methods. *Ergonomics* 2009;52(8):921-930.

117. Sutherland CA, Albert WJ, Wrigley AT, Callaghan JP. The effect of camera viewing angle on posture assessment repeatability and cumulative spinal loading. *Ergonomics* 2007;50(6):877-889.
118. Mjøsund, H. L., Boyle, E., Kjaer, P., Mieritz, R. M., Skallgård, T., & Kent, P. (2017). Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC musculoskeletal disorders* 2017; 18(1):124.
119. Dos Reis, A. C., Correa, J. C. F., Bley, A. S., Rabelo, N. D. D. A., Fukuda, T. Y., & Lucareli, P. R. G. Kinematic and kinetic analysis of the single-leg triple hop test in women with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2015; 45(10), 799-807.
120. Freedman B, Shpunt A, Machline M, Arieli Y. Depth mapping using projected patterns. United States: Prime Sense Ltd.; 2010.
121. Mallick T, Das PP, Majumdar AK. Characterizations of noise in Kinect depth images: A review, *IEEE Sensors Journal* 2014; 14:1731-40.
122. Lower B. Kinect para Windows v2: Introducción a los orígenes de datos y sensores [Internet]. Microsoft. 2014 [citado 2 julio 2022]. Disponible en: <https://docs.microsoft.com/es-es/events/visual-studio-connect-event-2014/716>
123. Corti, A., Giancola, S., Mainetti, G., & Sala, R. A metrological characterization of the Kinect V2 time-of-flight camera. *Robotics and Autonomous Systems* 2016;75: 584-594.
124. Li, Larry. Time-of-flight camera—an introduction. Technical white paper SLOA190B, 2014.
125. Clark RA, Pua YH, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture*. 2012; 36(3):372–7.
126. Shani G, Shapiro A, Oded G, Dima K, & Melzer I. Validity of the microsoft kinect system in assessment of compensatory stepping behavior during standing and treadmill walking. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2017; 14(1): 4.
127. Dolatabadi E, Taati B, Mihailidis A. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Medical engineering & physics* 2016;38(9): 952-958.
128. Jaén-Carrillo D, Ruiz-Alias SA, Chicano-Gutiérrez J.M, et al. Test-Retest Reliability of the MotionMetrix Software for the Analysis of Walking and Running Gait Parameters. *Sensors* 2012;22(9):3201.
129. Lamine H, Bennour S, Larib M, Romdhane L, Zaghloul S. Evaluation of calibrated kinect gait kinematics using a vicon motion capture system. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical engineering* 2017;20(sup1): S111-S112.
130. Bonnechere B, Jansen B, Salvia P, Bouzahouene H, et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & posture*. 2014; 39(1): 593-598.
131. Galna B, Jackson D, Schofield G, McNaney R, Webster M, Barry G, Mhiripiri D, Balaam M, Olivier P, Rochester L. Retraining function in people with Parkinson's disease using the Microsoft kinect: game design and pilot testing. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2014;11(1):60.
132. Eltoukhy, Moataz, et al. Validation of the Microsoft Kinect® camera system for measurement of lower extremity jump landing and squatting kinematics. *Sports biomechanics* 2016; 15(1): 89-102.
133. Technologie [Internet]. Kineod. 2021 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <https://www.kineod.com/>
134. Technology [Internet]. Motion metrix. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <http://www.motionmetrix.se/4-technology/>
135. How does it work? [Internet]. Qinematic. 2020 [citado 22 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.moovement.pro/howitworks>.
136. ADiBAS posture [Internet]. Physicaltech. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <http://physicaltech.com/adibas/>

137. La historia de Kinect, el juguete roto de Microsoft que sigue muy vivo [Internet]. Hipertextual. 2018 [citado 26 octubre 2022]. Disponible en: <https://hipertextual.com/2021/11/microsoft-kinect-historia>.
138. Eltoukhy, Moataz, et al. Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. *Gait & posture* 2017;51:77-83.
139. Clark RA, Mentiplay BF, Hough E, Pua YH. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait & posture* 2019; 68:193-200.
140. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, et al. The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *J Clin Epidemiol.* 2010;63(7):737–45.
141. About the COSMIN initiative [Internet]. COSMIN. 2022 [citado 22 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.cosmin.nl/>
142. Mokkink LB, Prinsen CA, Bouter LM, de Vet HC, & Terwee CB. The COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments (COSMIN) and how to select an outcome measurement instrument. *Brazilian journal of physical therapy* 2016;20:105-113.
143. Checklists for Assessing Study Qualities [Internet]. COSMIN. 2022 [citado 22 octubre 2022]. Disponible en: https://www.cosmin.nl/wp-content/uploads/COSMIN-study-designing-checklist_final.pdf

2. CAPÍTULO II. Justificación, hipótesis y objetivos

2.1. JUSTIFICACIÓN

Los TME son una de las enfermedades más comunes y que afecta a millones de personas en todo el mundo. La alteración del equilibrio estático de la postura bípeda, especialmente en el plano sagital, ocasiona compensaciones de la biomecánica corporal. Ciertos TME muy comunes como la hipercifosis, hiperlordosis, dolores articulares y musculares, están relacionados con el desequilibrio postural, especialmente en trabajos donde se exige estar mucho tiempo en la misma posición (1-3).

Tal y como se contemplan en las directrices marcadas por la American Medical Association (4), la evaluación postural debería formar parte del procedimiento habitual en el análisis clínico de los pacientes afectados de TME. En fisioterapia, existen diversas técnicas especializadas en la reeducación de la postura, como el método Mézières, la RPG, el método GDS, entre otros (5-7). El examen clínico realizado a partir de pruebas específicas sobre el análisis postural, las cadenas articulares y miofasciales, permite identificar las disfunciones mecánicas y seleccionar los ejercicios terapéuticos más adecuados. En algunas especialidades médicas como la cirugía ortopédica y traumatología, rehabilitación, reumatología, entre otras, la evaluación de la estática vertebral o la alineación del miembro inferior se utiliza habitualmente para determinar su influencia sobre ciertas patologías músculo-esqueléticas y prescribir ortesis o efectuar una cirugía (8-10). En podología, el análisis del apoyo podal permite diagnosticar y prescribir ortesis plantares en base a un análisis de la posición articular del pie-tobillo y global de la postura (11).

En el ámbito clínico es frecuente utilizar la observación visual como examen clínico de un paciente para evaluar la postura corporal o las curvas vertebrales (12). A partir de estas observaciones se efectúan interpretaciones diagnósticas basadas, principalmente, en la experiencia personal. Los resultados obtenidos con estas pruebas pueden ser útiles para el propio clínico, pero no pueden ser reproducibles dada su baja fiabilidad tanto intra- como inter-observador ($ICC < 0.5$ y $ICC < 0.16$, respectivamente) (13-15).

Para valorar la postura ortoestática de forma más objetiva y conocer si tras una intervención se ha producido un cambio positivo, son necesarios instrumentos o dispositivos de medida válidos y fiables, de fácil usabilidad y adaptados a la realidad clínica para que puedan ser utilizados por los profesionales. En este sentido, la tecnología está cada vez más presente en el ámbito de la salud y el deporte. La utilización de programas informáticos que miden fotografías digitales realizadas con un teléfono móvil, son cada vez más utilizadas por su sencillez de utilización, bajo coste y aceptable fiabilidad (16,17). Si bien es cierto que estas aplicaciones informáticas mejoran sustancialmente los instrumentos más tradicionales (observación visual, plomada, goniómetro, inclinómetros, etc.), tienen el inconveniente que solo analizan la posición corporal en 2D (18,19). En el otro extremo se encuentran los dispositivos 3D basados en sistemas multicámara que permiten analizar los movimientos y la gestualidad de un sujeto con una alta precisión. Estos sistemas considerados como instrumentos “gold” estándar (del inglés, patrón de oro), presentan los inconvenientes asociados a una tecnología compleja que hace difícil su uso por profesionales clínicos y su alto coste económico, por lo que suelen quedar restringidos a Centros de análisis biomecánica especializados o Universidades (20,21).

Una alternativa a los sistemas multicámara fueron las cámaras que disponen de sensores de profundidad y que permitían capturar la posición corporal en 3D. El sensor Kinect basado en la tecnología de PrimeSense (22), abrió nuevas perspectivas para el análisis funcional de la evaluación postural y del movimiento del paciente. La Xbox® fue la primera videoconsola producida por Microsoft© para el mundo del ocio y que utilizaba el sensor Kinect para el reconocimiento de la posición corporal. Su tecnología de detección de profundidad basada en ToF permitía registrar un mapa de coordenadas en 3D de la imagen capturada. Esto supuso un avance sustancial respecto a otros dispositivos de medida, lo cual motivó que diversas empresas se interesaran por desarrollar productos tecnológicos a partir del sensor Kinect.

En 2011 un equipo de profesionales formados por ingenieros informáticos de la Universitat de Barcelona, el Centre de Vision Computacional (UAB), junto con fisioterapeutas del ámbito clínico y universitario de Barcelona, realizamos los

primeros estudios que concluyeron con el diseño de un prototipo de software específico adaptado al sensor Kinect versión 1 para la medición corporal, denominado ADiBAS *posture (Automatic Digital Biometry Analysis System)* (23). De este proyecto se creó una “Startup” de innovación tecnológica (24). En el año 2014 Microsoft© revolucionó el mercado con la segunda generación de Kinect V2 para Windows. Esto supuso una mejora significativa, especialmente en la resolución del sensor que pasó de media a alta resolución. Tras la aparición de Kinect V2, numerosas publicaciones científicas han aparecido utilizando este sensor como instrumento para analizar patologías asociadas a TME, neurológicas o en el ámbito deportivo (25-28).

Este trabajo quiere mostrar los resultados de un proyecto iniciado por un equipo multidisciplinario hace más de 10 años para el desarrollo de un software con capacidad de medir ángulos y distancias tridimensionales. Para mostrar los resultados de dicho proyecto, se ha diseñado una metodología compuesta por cuatro fases, tal y como se muestran en la figura 28. La primera fase dedicada al desarrollo propiamente del software, tanto en su diseño como en la implementación de los algoritmos para su funcionamiento. En la segunda y tercera fase, se ha querido evaluar la validez, fiabilidad y usabilidad, así como las limitaciones de uso del software asociado al sensor de profundidad Kinect V2 en comparación con un calibrador digital y con un sistema multicámara, en concreto el sistema BTS (29). En la última fase, como elemento de aplicabilidad práctica, se evaluó la fiabilidad del sistema ADiBAS a partir de las mediciones realizadas por evaluadores (fisioterapeutas) sobre pacientes reales y sobre parámetros posturales utilizados habitualmente en el ámbito clínico.

Profesionales del ámbito de la salud y de la actividad física y el deporte podrían beneficiarse de los resultados de este estudio cuando, para la toma de decisiones clínicas, requieran evaluar la posición corporal de forma objetiva y fiable usando una tecnología 3D de bajo coste, inocua y de fácil aplicabilidad en comparación con otros sistemas basados en tecnologías similares.

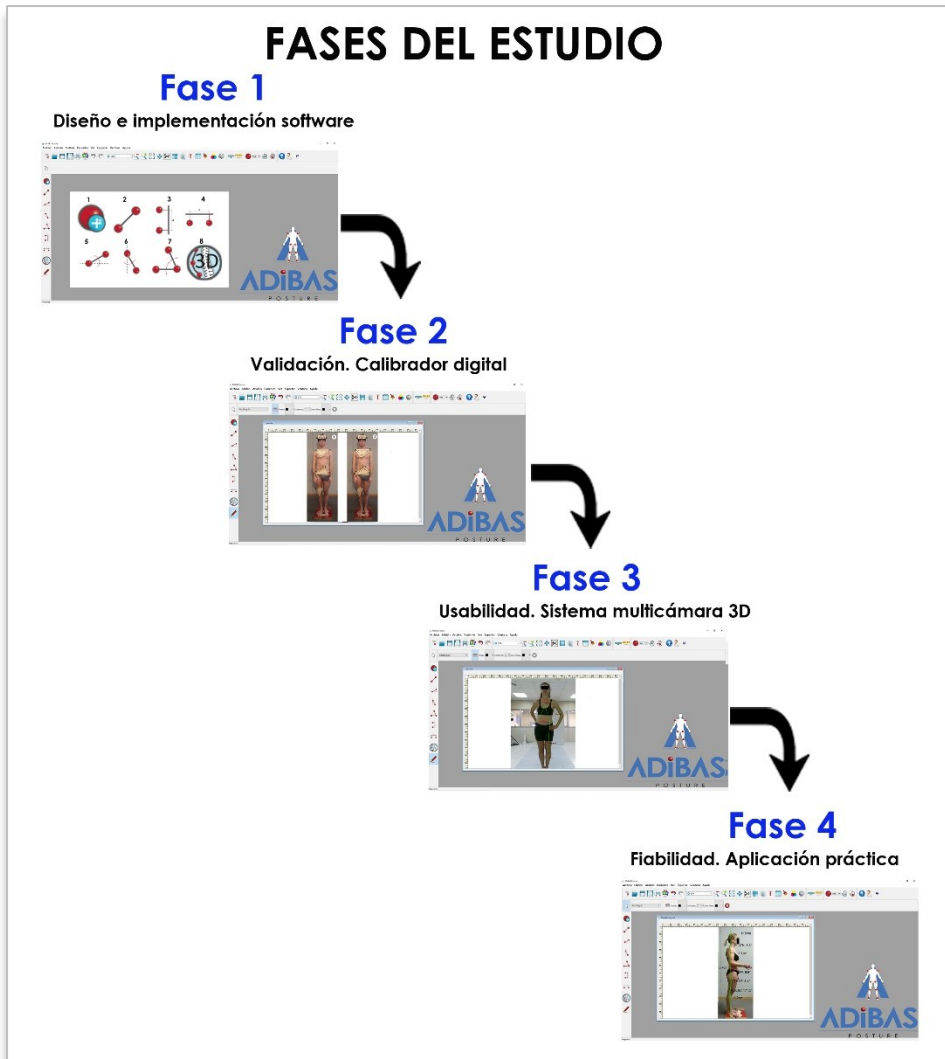


Figura 28. Fases del estudio.

2.2. HIPÓTESIS

Un dispositivo informático, denominado sistema ADiBAS, formado por el sensor de profundidad Kinect V2 y un software, es válido y fiable para detectar longitudes y ángulos en 3D sobre la posición corporal humana.

2.3. OBJETIVO GENERAL

Diseñar, implementar y validar el sistema ADiBAS formado por el sensor de profundidad Kinect V2 y un software con capacidad para detectar la posición corporal de personas, digitalizar las imágenes en 3D y efectuar mediciones de ángulos y distancias de las imágenes capturadas.

2.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Objetivo 1: Diseñar y desarrollar las herramientas del interfaz de un software utilizado para la valoración de la posición corporal en 3D basándose en los datos obtenidos por el sensor de profundidad Kinect V2. Este primer objetivo se basará en:

- Definir los requisitos o especificaciones que deberá componer el software;
- Diseñar e implementar la arquitectura de la interfaz del software;
- Verificar el adecuado funcionamiento interno del software relativo a su robustez, estabilidad y seguridad.

Objetivo 2: Comprobar la validez concurrente y fiabilidad de las medidas obtenidas por el sensor Kinect V2 y el software desarrollado. Este procedimiento se realizará comparando las medidas obtenidas por un calibrador digital como medidor de longitudes y las medidas obtenidas por el sistema ADiBAS. Para la consecución de este objetivo se propone:

- Comparar las medidas (longitud y ángulo) obtenidas con el sistema ADiBAS y un calibrador digital;
- Determinar la validez concurrente y fiabilidad de las medidas obtenidas sobre objetos triangulares planos fijados al cuerpo de los participantes, en cinco posiciones ortoestáticas diferentes.

- Conocer la influencia de la distancia del sensor Kinect V2 respecto al sujeto, comparando las medidas realizadas con el sistema ADiBAS en tres distancias diferentes.

Objetivo 3: Comprobar la usabilidad del sistema ADiBAS. Este procedimiento se realizará comparando las medidas antropométricas (longitud y ángulos) obtenidas por el sistema multicámara 3D BTS y las medidas obtenidas por el sistema ADiBAS. Para la consecución de este objetivo se propone:

- Determinar la concordancia absoluta de las medidas obtenidas con el sistema ADiBAS y el sistema multicámara 3D BTS en tres posiciones ortoestáticas diferentes.

Objetivo 4: Comprobar la fiabilidad intra e interobservador de las medidas obtenidas con el sistema ADiBAS. Este procedimiento se realizará midiendo parámetros clinimétricos posturales en pacientes reales. Para la consecución de este objetivo se propone:

- Determinar la fiabilidad intra e interobservador de las medidas realizadas por tres evaluadores en dos sesiones diferentes separadas por una semana entre cada sesión.

2.5. Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 2

1. Kratenova J, Zejglicova K, Maly M, Filipova V, et al. Prevalence and risk factors of poor posture in school children in the Czech Republic. - J Schealth.2007; 77(3):131-7.
2. Nault M-L, Allard P, et all. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 2002; 27:1911-1917.
3. Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo [Internet]. Bilbao: EU-OSHA; [citado 19 enero 2017]. Disponible en: <https://osha.europa.eu/es/themes/musculoskeletal-disorders>.
4. American Medical Association, Elster AB, Kuznets NJ. AMA guidelines for adolescent preventive services (GAPS): recommendations and rationale. : Williams & Wilkins; 1994.
5. Mézières F. Originalité de la Méthode Mézières. París: Maloine; 1984.
6. Souchard, P. E. RPG. Principios de la reeducación postural global. Editorial Paidotribo; 2005.
7. Struyf-Denys G. Les chaînes musculaires et articulaires. Bruxelles: Ictgds; 1979.
8. Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH, Prince F. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. Clin Biomech. 2005; 20:483-490.
9. Nault M-L, Allard P, et all. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 2002; 27:1911-1917.
10. Barrey C, Jund J, Nosedá O, Roussouly P, et al. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. - Eur Spine J.2007; 16(9):1459-67.
11. Cote K P, Brunet II M E, Gansneder B M, & Shultz S J. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005; 40(1): 41.
12. Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, et all. Muscles: Testing and Function, with posture and pain. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD; 2005.
13. Tunnell PW. Postural evaluation of the muscular system through visual inspection. J Bodyw Mov Ther1996; October: 21-27.
14. Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? Spine. 2003; 28:1857-1859.
15. Gadotti IC, Armijo-Olivo S, Silveira A, Magee D. Reliability of the craniocervical posture assessment: visual and angular measurements using photographs and radiographs. J Manip Physiol Ther. 2013;36(9):619-25.
16. Camelo E.M.P.D.F, et al. Use of softwares for posture assessment: integrative review. Coluna/Columna. 2015; 14.3: 230-235.
17. Furlanetto T.S et al. Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. *World journal of orthopedics*, 2016; 7(2): 136.
18. Perry M, Smith A, Straker L, Coleman J, O'sullivan P. Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in Physiotherapy* 2008; 10(2):66-75.
19. Dunk NM, Lalonde J, Callaghan JP. Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool: reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *J Manipulative Physiol Ther*. 2005; 28(6):386-392.
20. Brink Y, Louw Q et al. Development of a cost effective three-dimensional posture analysis tool: validity and reliability. *BMC musculoskeletal disorders*. 2013, 14.1: 335.
21. Starck J, Maki A, Nobuhara S, Hilton A, Matsuyama T. The multiple-camera 3-D production studio. *Circuits and Systems for Video Technology*, IEEE Transactions on 2009; 19(6):856-869.
22. Freedman B, Shpunt A, Machline M, Arieli Y. Depth mapping using projected patterns. United States: Prime Sense Ltd.; 2010.
23. Reyes M, Clapés A, Ramírez J, Revilla J R, & Escalera S. Automatic digital biometry analysis based on depth maps. *Computers in Industry*. 2013; 64(9): 1316-1325.
24. ADiBAS posture [Internet]. Physicaltech. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <http://physicaltech.com/adibas/>

25. Microsoft. Hardware Kinect 2018 [citado en 2018, consultado el 5 de enero]. Disponible en: <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/hardware>
26. Wochatz, Monique, et al. "Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises." *Gait & posture* 70 (2019): 330-335.
27. Almasi, S., Ahmadi, H., Asadi, F., Shahmoradi, L., Arji, G., Alizadeh, M., & Kolivand, H. Kinect-based rehabilitation systems for stroke patients: a scoping review. *BioMed research international*, 2022.
28. Shani G, Shapiro A, Oded G, Dima K, & Melzer I. Validity of the microsoft kinect system in assessment of compensatory stepping behavior during standing and treadmill walking. *European Review of Aging and Physical Activity*, 2017; 14(1): 4.
29. Smart-DX [Internet]. BTS bioengineering. 2019 [citado el 7 de abril de 2022]. Disponible en: <https://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx-motion-capture/>

3. CAPÍTULO III. Metodología

3.1. INTRODUCCIÓN

El presente estudio se realiza en el marco de un proyecto de desarrollo de un software para su uso profesional. Las comprobaciones en un entorno real garantizan la transferencia de conocimiento y su aplicabilidad práctica en los campos de la salud y la actividad física y el deporte.

El diseño y la implementación del software es la etapa del proceso de ingeniería computacional en que se desarrolla un software para poder ser ejecutado por el usuario final. El diseño se caracteriza por la parte más creativa donde se identifican las herramientas funcionales y el diseño gráfico que compondrá el interfaz. El objetivo primordial es que su diseño sea simple y eficiente tanto como sea posible ya que debe interactuar permanentemente con el usuario final. Durante el proceso de diseño se debe equilibrar la funcionalidad técnica y los elementos visuales. La implementación está más relacionada con la transformación del diseño previamente creado en un programa informático para ser ejecutado con seguridad (1).

Cualquier proceso de desarrollo de un software tiene como propósito la producción eficaz y eficiente de un dispositivo informático que reúna los requisitos para la correcta aplicabilidad por parte del usuario final (2). Este proceso necesita una parte intelectual, creativa y juiciosa de las personas involucradas. Es deseable que los desarrolladores conozcan el perfil del usuario. En este sentido, se deben responder a algunas preguntas como: ¿Qué querría el usuario que haga el software?, ¿Le hará más eficiente en su trabajo?, ¿Le puede ayudar en la toma de decisiones? ¿Cuán de competente es el usuario técnicamente?

Según los expertos en desarrollo informático, su complejidad hace prácticamente inviable conseguir un 100% de confiabilidad del programa informático (1,3). Existe una gran combinación de factores que impiden una exhaustiva verificación de las variables introducidas, de los datos almacenados, de las librerías, del hardware, etc. Además, a esto hay que sumarle la experiencia previa del equipo multidisciplinar.

En el caso del presente estudio, el proceso de desarrollo del software se inició a finales de 2010, cuando un grupo de fisioterapeutas e ingenieros informáticos decidimos establecer acuerdos de colaboración para diseñar un software que sirviera para el análisis de la posición corporal. En una primera fase se comenzó a trabajar sobre la segmentación del color con el modelo RGB (Red, Green, Blue) mediante fotografía digital. El principal objetivo del modelo RGB era la detección, representación y visualización de imágenes para su medición. Los resultados de este primer prototipo de software realizado en 2010 permitieron familiarizarse con la adquisición automática de datos sobre diferentes puntos ubicados en el cuerpo humano. Los resultados de este proyecto fueron presentados por O. Sánchez en 2010 como trabajo final de máster para ingeniería informática. En este documento se denominó por primera vez al software versión beta con el acrónimo de ADiBAS (*Automatic Digital Biometry Analysis System*) (4).

Como se expone en el apartado 1.2.5, a finales de 2010 Microsoft© (vincula el sensor Kinect a su consola Xbox one®). En el año 2011 se realizaron los primeros estudios que concluyeron con el diseño de un primer prototipo del software ADiBAS 1.0 asociado a dicho sensor (fig.29). Los resultados sobre el diseño y la validación de esta primera versión se mostraron en una tesina presentada en la Universitat Internacional de Catalunya por el autor de esta tesis doctoral (5) y un artículo publicado en 2013 con el título “*Automatic digital biometry analysis base on depth maps*” (6).

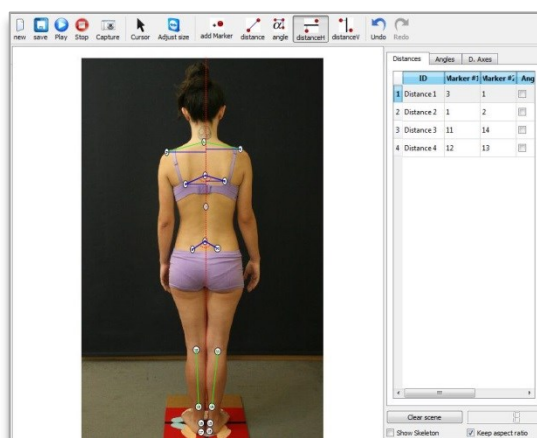


Figura 29. Muestra del interfaz del primer prototipo del software ADiBAS 1.0.

En el año 2014 apareció la segunda generación de Kinect (Kinect V2) para Windows. Esto supuso una mejora sustancial del sensor, especialmente en la resolución que pasó de media a alta resolución. El software tuvo que adaptarse a los nuevos controladores y configuraciones del sensor Kinect V2.

Para presentar el proceso de creación y validación de software ADiBAS de forma sistemática, lo hemos dividido en cuatro fases (fig.28). En la primera fase del estudio, se expondrá todo el proceso de desarrollo del software asociado al sensor Kinect V2, esencialmente la parte que el autor de esta tesis ha contribuido como investigador principal del equipo clínico formado por fisioterapeutas. Si bien se presentarán algunos aspectos técnicos del desarrollo del software, se obviarán las particularidades más complejas asociadas al ámbito de la ingeniería informática como son las ecuaciones matemáticas y los algoritmos que sustentan cualquier desarrollo de un software. Esta parte se puede consultar en la tesis doctoral del Dr. M. Reyes (7).

En la segunda y tercera fase se mostrará el procedimiento para determinar la validez concurrente y la fiabilidad, así como exponer las limitaciones de uso del software ADiBAS asociado al sensor Kinect V2 para la evaluación de la posición corporal, en comparación con un calibrador digital (segunda fase) y sistema multicámara 3D BTS (tercera fase).

En la última fase, se presentará una aplicación práctica en relación con la medición de parámetros clínicos en posición ortoestática sobre pacientes para determinar la fiabilidad de las mediciones realizadas con el sistema ADiBAS por tres evaluadores.

3.2. Fase 1: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

3.2.1. Material y métodos

En la fase de diseño del software e implementación se constituyeron dos equipos. El equipo clínico formado por dos fisioterapeutas pertenecientes al Instituto de Fisioterapia Global Mézières (IFGM) dirigidos por el autor de esta tesis (8,9) y el equipo técnico formado por tres ingenieros informáticos pertenecientes al Centre de Visió per Computació y de la Universitat de Barcelona dirigidos por el Dr. Miguel Reyes (10).

El rol del equipo clínico se basó en definir la aplicabilidad práctica del software, establecer los requisitos de este, participar en el diseño y en la validación interna del sistema. El equipo técnico de ingenieros participó en todo el proceso, especialmente en la programación del código y seguridad del sistema. Para reducir los errores en el proceso de creación del software, se hizo una planificación siguiendo el modelo de cascada (fig.30). Este modelo se adecuaba más a las capacidades organizativas relativas a los recursos humanos del equipo investigador. La estructura del modelo en cascada utilizado no fue lineal, sino que existían interacciones entre las distintas fases, de manera que tras una acción se hacía una comprobación de las fases precedentes. Las fases propuestas de forma simplificada fueron las siguientes:

- **Definición de los requisitos** o especificación: se definieron los requisitos que debían componer el software y también sus limitaciones.
- **Diseño del software e implementación:** se describieron los componentes necesarios, la arquitectura del interfaz y la forma de salida de los datos. Se construyeron e integraron todos los módulos que componían el software por el equipo de ingeniería informática.
- **Validación:** se realizó un testeo o verificación completo para la comprobación del correcto funcionamiento. Robustez, estabilidad y seguridad.
- **Mantenimiento:** una vez puesto el sistema en marcha se realizaron depuraciones de los errores detectados y mejoras en la implementación.

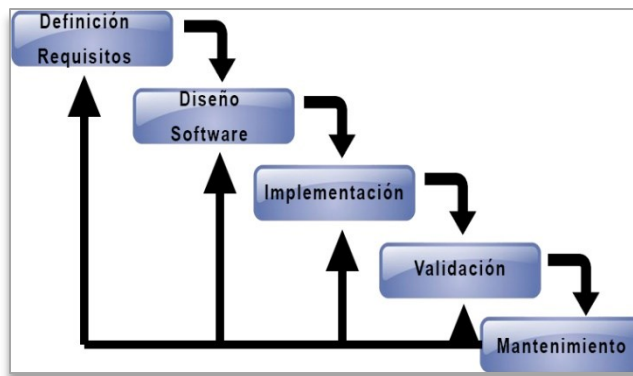


Figura 30. Modelo de desarrollo en cascada.

3.2.1.1. Definición de los requisitos

En base a la experiencia clínica en la especialidad de TME del equipo clínico formado por fisioterapeutas, se encontró pertinente desarrollar un sistema basado en tecnología 3D que permitiera analizar la posición corporal de un sujeto. Este sistema debía ser capaz de medir ángulos y distancias de cualquier parte del cuerpo humano y en cualquier posición estática. A continuación, se enumeran los requerimientos técnicos básicos que se establecieron con relación al sistema operativo y hardware:

a) Sistema Operativo

El sensor Kinect fue una creación de Microsoft© quien a su vez es la empresa desarrolladora de Windows. Para poder ejecutar el software ADiBAS se requería un sistema operativo Windows 8, 8.1 o superior (en la actualidad se está utilizando en la versión 10). En el supuesto de utilizarlo con ordenadores MAC® (Apple inc, California, USA), debería instalarse una utilidad como Boot Camp que permitía instalar el sistema operativo Windows en un ordenador MAC®, aunque esta última opción no se aconsejaba por aumentar la inestabilidad del software.

b) Ordenador

Era necesario que el ordenador donde se instalaba el software ADiBAS dispusiera de unos requerimientos mínimos para poder operar con imágenes 3D. Disponer de un procesador físico Intel Pentium Dual-Core, 3,1 GHz o superior, un microprocesador de 64-bit (x64), memoria de almacenamiento RAM (*Random Access Memory*) de un mínimo de 4, adaptador de tarjeta gráfica compatible con DirectX® 11 y finalmente el ordenador debía constar de un puerto USB 3.0 (Universal Serial Bus) dedicado exclusivamente para el sensor Kinect.

c) Sensor Kinect V2

El sensor Kinect V2 fue el dispositivo necesario para poder capturar la imagen y procesarla con el software ADiBAS (fig.23). Las especificaciones de este hardware están desarrolladas en el apartado 1.2.5.2. En el manual de instrucciones del sensor Kinect proporcionado por Microsoft© (11), se especifican los rangos de adquisición de las capturas de la imagen, siendo la mínima distancia de 0,5 m y la máxima de 4,5 m, tal y como se muestra en la Tabla 1 del apartado de la introducción y se visualiza en la figura 31.

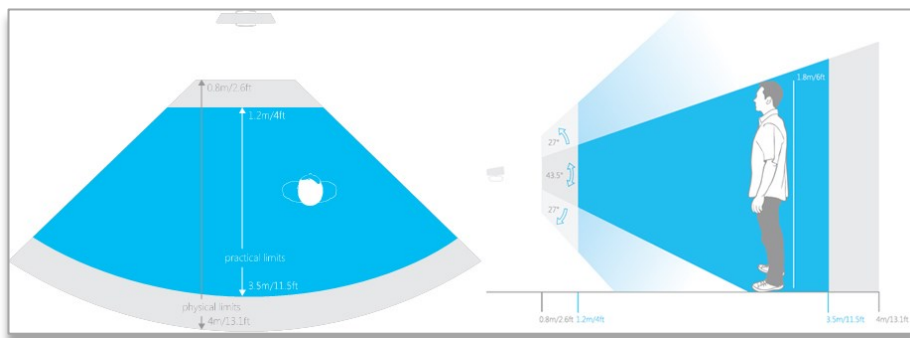


Figura 31. Rangos de distancia que soporta el sensor Kinect para la adquisición de una imagen (11).

d) Conexiones

Para poder conectar el sensor Kinect al puerto USB 3.0 del ordenador y a la fuente de alimentación, se requería de un cable adaptador tal y como se muestra en la figura 32.

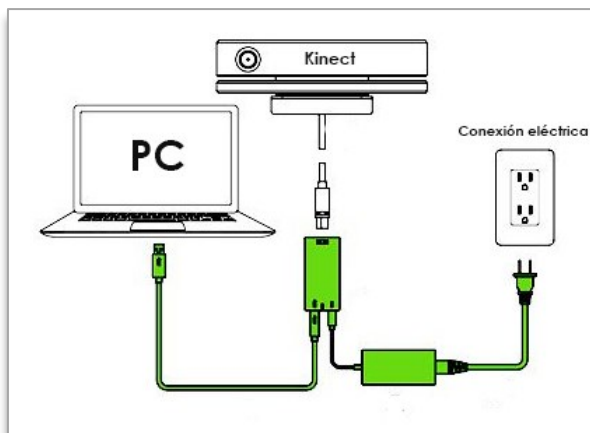


Figura 32. Sistema de ensamblaje entre el PC y el sensor Kinect V2 a partir de un cable adaptador (en verde) (11).

A continuación, se enumeran las funcionalidades que deberían integrar el software según los requisitos descritos en el apartado 3.2.1.1:

Funcionalidades de medición

1. Establecer un sistema de coordenadas mediante una calibración sencilla.
2. Identificar las coordenadas XYZ de un punto anatómico del cuerpo del sujeto a partir de la ubicación de un marcador virtual sobre un punto de referencia anatómico cualquiera. Se consideró marcador “real” referido al marcador adhesivo que se coloca directamente sobre el cuerpo del sujeto. Marcador “virtual” referido al marcador que se identificaba con el software sobre la imagen RGB que aparecía en el interfaz.
3. Calcular la distancia entre dos puntos anatómicos en 3D. Identificar los componentes vectoriales de una distancia según las coordenadas XYZ (denominadas “incrementos” en el software) (fig.33).



Figura 33. Tabla que muestra los incrementos en XYZ de una distancia entre dos puntos de resultado 162,2 mm.

4. Computar la distancia entre un punto anatómico respecto a un eje vertical u horizontal.
5. Determinar un ángulo a partir de dos puntos anatómicos y un eje de referencia. Se debería poder calcular el ángulo en cada uno de los tres planos del espacio. Debería disponer de la opción de calcular el ángulo suplementario y del ángulo inverso a partir del resultado obtenido.
6. Determinar un ángulo a partir de tres puntos anatómicos. Este ángulo podría calcularse en 2D y en 3D.

7. Calcular los ángulos a partir de una curva. Debería calcular el ángulo de una curva a partir de la identificación de varios puntos de esa curva, por ejemplo, las curvas vertebrales tanto en el plano sagital como frontal.
8. Calcular el ángulo de rotación espinal a partir de la localización de dos puntos anatómicos.
9. Todos los valores angulares y de distancias deberían ser visualizados en una tabla.

Funcionalidades de visualización

1. El sistema debería reconocer la figura humana para poder extraerla de los objetos que le rodean en la escena donde se realizara la captura.
2. La imagen del cuerpo humano debería visualizarse en 3D siguiendo el modelo cromático RGB, en nube de puntos y con un mapa de profundidad en escala de colores siguiendo el espectro electromagnético de la luz, para conocer el relieve de las diferentes partes corporales.
3. La imagen del cuerpo humano en 3D podría ser rotada en cualquier posición del espacio.
4. Para mejorar la eficiencia de las mediciones clínicas por parte del usuario, el sistema debería disponer de un procedimiento para implementar un protocolo que agilice la salida de los resultados.
5. Sobre la imagen mostrada en el interfaz, podría añadirse elementos con formas geométricas, textos o cuadrículas de diferentes tamaños y colores.
6. Los elementos contenidos en la imagen como: marcadores, ángulos, distancias, formas geométricas, etc., podrían ser borrados, cambiados de posición o modificados de tamaño, color y fuente. Además, las unidades métricas podrían ser modificadas pudiendo pasar, por ejemplo, de cm a mm o de grados a radianes.

Funcionalidades de almacenamiento de los datos

1. Identificar al paciente a partir de un número que conforme su historia clínica.
2. Obtener datos personales y clínicos básicos del paciente: fecha de nacimiento, sexo, antecedentes patológicos, etc.
3. Las imágenes deberían poderse guardar en formato 3D y 2D para un posterior análisis de medición (3D) o para ser tratadas como una imagen digital en formato jpg (2D).

4. Los datos resultantes de las mediciones podrían exportarse a una hoja de cálculo Excel.

5. Se debería generar un informe clínico a partir de los resultados angulares y de distancias obtenidos en la medición de la imagen, así como una impresión de la captura analizada.

Usabilidad

1. El programa informático debería permitir al usuario realizar mediciones personalizadas.

2. Debería tener un interfaz amigable con iconos fácilmente identificables y que encajen con las herramientas que comprenden las funcionalidades del software.

3. Debería tener la capacidad de ser comprendido, aprendido y usado en condiciones específicas de uso.

Se establecieron las limitaciones de uso del software:

- Requerimientos mínimos que debería tener el ordenador (descritos anteriormente).
- El software sería incompatible con otros sensores de profundidad que no sea Kinect V2.
- Para dar uso al software se requeriría una licencia de uso parcial o permanente. Esta clave sería creada y gestionada por una empresa externa (Quick License Manager) (12).
- El software no estaría configurado para la gestión de una clínica u hospital como agenda, historial clínico, gestión económica, inclusión de imágenes externas, etc.
- El software no presentaría funcionalidades de guía automatizada para guiar al usuario en la medición, análisis ni para emitir un diagnóstico automático a partir de los datos obtenidos.
- Las capturas únicamente se podrían realizar en zonas interiores (no al aire libre) y con las distancias al sensor Kinect establecidas por el fabricante.

3.2.1.2. Diseño del software e implementación

El diseño del software es el proceso que permite el visionado del interfaz donde aparecen todos los objetos, subsistemas y funcionalidades establecidas en el apartado anterior. Se definen las reglas de estilo y formato para que cada elemento que compone el software sea fácilmente utilizable para el usuario final. A continuación, se muestran los aspectos más relevantes del diseño del software:

- Logotipo que identifique al software.
- Colores del interfaz que identifiquen al software según Pantone del logotipo.
- Diseño de los iconos correspondientes a las herramientas de medida de distancia, ángulos, dibujo, soporte, visualización y funcionalidades.
- Estructura de los menús que conformarán todas las funcionalidades del sistema visualizado en el interfaz.
- Visualización del interfaz en cuatro idiomas: castellano, inglés, francés, italiano.
- Creación del manual de usuario.

El apartado de implementación del desarrollo del software fue dirigido y ejecutado directamente por los ingenieros informáticos que participaron en el desarrollo del sistema ADiBAS. A continuación, se expone de forma simplificada la fase de implementación para una mejor comprensión de todo el procedimiento.

Para implementar el software se requirió el SDK propio del software de Kinect V2 para Windows, el cual permitía a los desarrolladores crear aplicaciones compatibles con el reconocimiento de voz y gestos (13). Además, se incluyeron las librerías de libre distribución OpenNI® y OpenCV®, dentro de un entorno gráfico de programación de código libre Qt® basado en lenguaje C++®. Para tratar la nube de puntos y apoyar una visualización tridimensional se utilizó la biblioteca de visualización Toolkit y la librería de código abierto, Point Cloud Library (PCL). Esto permitió proporcionar varios algoritmos y herramientas para filtrado, segmentación, registro y visualización de la nube de puntos 3D. La interfaz de usuario fue desarrollada con tecnología multiplataforma de Digia Qt®. El testeo del sistema se realizó con ordenadores estándares, el sistema operativo Windows 7 de 64 bits, procesador Intel® i3 y 4GB de memoria RAM y una conexión USB 3.0.

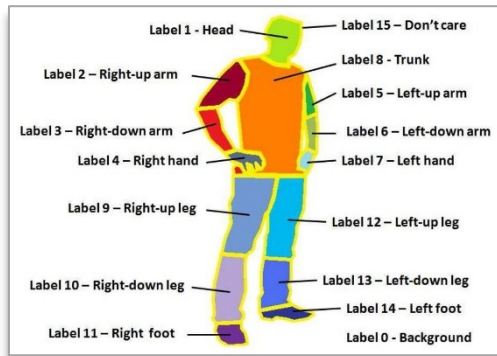


Figura 34. Clasificación por etiquetas de las regiones anatómicas (2).

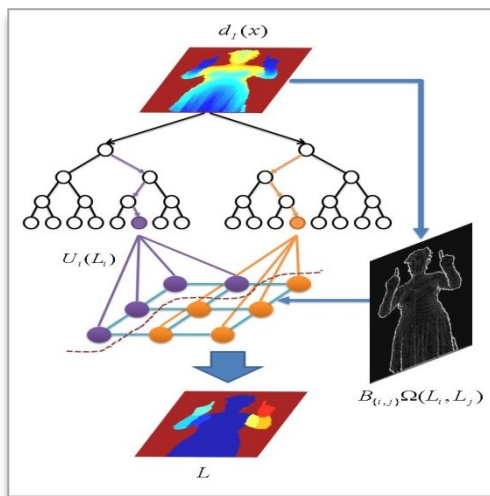


Figura 35. Este método incluye la información de profundidad (Random Forest), optimización de cortes gráfico espaciotemporal y el resultado de la segmentación (2).

Puesto que la tarea de analizar la postura corporal implica la localización de las diferentes partes del cuerpo en la imagen, resulta necesario tener en cuenta las relaciones espaciales. La figura 34 muestra una pose humana clasificando las diversas regiones anatómicas. Para ello, primero se infirió las probabilidades para estimar diferentes muestras de datos a partir de la técnica “Bosque Aleatorio” (del inglés, Random Forest), donde se establecen diferentes conjuntos de puntos en diferentes profundidades al azar. Cada dato indica la probabilidad de que un píxel pertenezca a una etiqueta particular. Por otra parte, los valores de profundidad espaciotemporal contiguos son utilizados como potenciales de límite. El resultado es una nueva segmentación de un conjunto de datos de profundidad de imágenes del cuerpo humano (fig. 35). Según el Dr. M. Reyes (2) con este método se evalúa un conjunto de datos 3D para obtener una mayor precisión de la segmentación en comparación con los enfoques de segmentación estándar.

Un aspecto relevante de cualquier dispositivo de medición es la calibración ya que la precisión de los datos depende en gran medida de ésta. El proceso de calibración implica ajustar los parámetros del sensor de profundidad y de la cámara para tener en cuenta las diferencias en la forma en que se percibe el entorno. Esta calibración reduce las fuentes de error y mejora la precisión de la información de profundidad. Se realizó una calibración intrínseca y extrínseca exhaustiva para minimizar los sesgos debidos a la distorsión de la cámara. Existen tres tipos de distorsiones en fotogrametría: la distorsión esferoide (un efecto de lente en el que las líneas rectas se curvan hacia los bordes), la distorsión en corsé (es el efecto opuesto al anterior, las líneas rectas se curvan hacia dentro) y, la distorsión por descentramiento debido a la falta de coincidencia de los centros de curvatura de las lentes con el eje óptico del objetivo (14). Para corregir estas distorsiones en los parámetros intrínsecos de la cámara, los cuales modelan su geometría interna y las características ópticas de la lente, se utilizó una plantilla de calibración cuadrículada de medidas preestablecidas. Esta plantilla rectangular en forma de tablero de ajedrez con colores blanco y negro, permitió la detección de esquinas y bordes sobre la plantilla. Para ello, se utilizó un algoritmo muy común en visión por computador, el detector de bordes esquinas de Harris (fig.36) (15). Una vez corregida la lente, son necesarios los parámetros intrínsecos de la cámara, los cuales determinarán las coordenadas de un punto en la imagen a partir de la posición del punto en la escena respecto del sistema de coordenadas de la cámara, es decir, el modelo pinhole (fig.37). Para conseguir las “coordenadas mundo” (coordenadas referidas a los objetos o personas en entorno real, a diferencia de las coordenadas virtuales que se observan en el interfaz), la

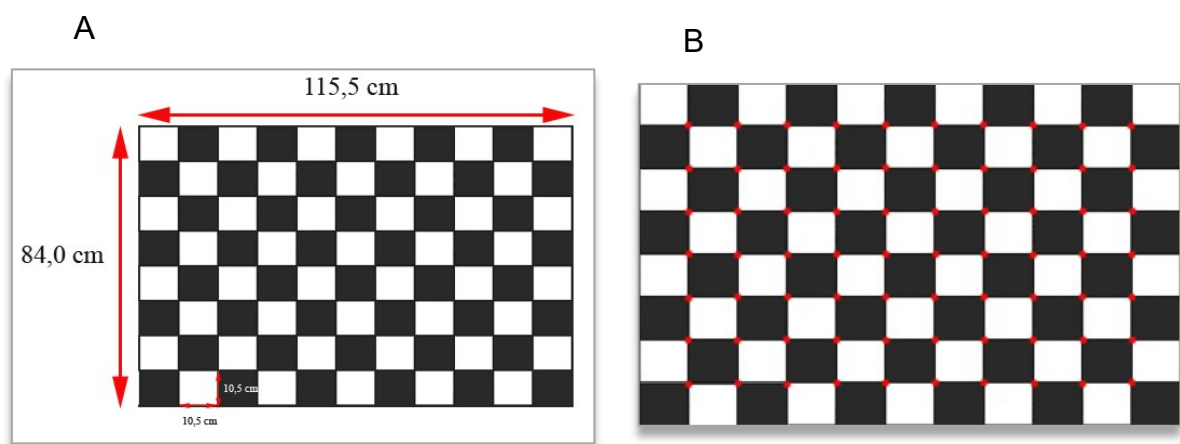


Figura 36. Plantilla de calibración: dimensiones (A). Detalle de la precisión en la detección automática de las esquinas y bordes (B) (2).

solución se basó en hallar la transformación lineal entre las coordenadas cámara a través de los coeficientes de los valores intrínsecos y las coordenadas mundo (16).

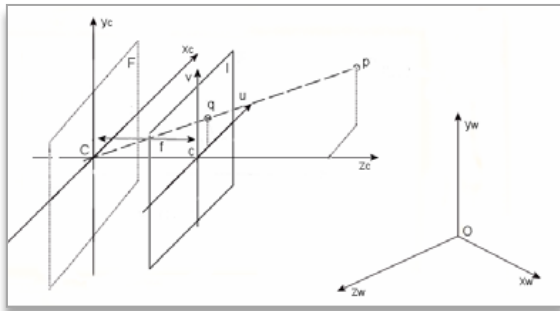


Figura 37. Representación geométrica del modelo pinhole. (2).

En relación con la fotogrametría del dispositivo, cabe destacar la alineación entre la cámara RGB y la cámara de profundidad. Aunque el sensor Kinect tiene una alineación bastante precisa, pueden existir zonas donde la alineación no sea del todo buena para cubrir los objetivos de medición propuestos (8). Para mejorar la precisión de las mediciones, a menudo es necesario alinear el mapa de profundidad para que sea ortogonal a la dirección de visión de la cámara. En este contexto, "ortogonal" significa perpendicular o en ángulo recto, de manera que el mapa de profundidad sea perpendicular a la línea de visión de la cámara. Cuando el mapa de profundidad está alineado de esta manera, los valores de profundidad son más precisos, como las distancias y los ángulos. Este proceso de alinear el mapa de profundidad implicó ajustar la orientación del sensor de profundidad de manera que el mapa de profundidad fuera perpendicular a la dirección de visión de la cámara. Esto se puede hacer reposicionando físicamente el sensor de profundidad o usando algoritmos de software para ajustar la orientación del mapa de profundidad. La alineación del software se realizó con la librería PCL registrando múltiples nubes de puntos 3D para alinearlas en un sistema de coordenadas común. Esto puede ser útil al capturar múltiples escaneos de la misma escena y combinarlos para crear un modelo 3D completo y preciso.

El procedimiento para la salida de datos tras la captura de la imagen de la posición corporal tiene la estructura algorítmica mostrada en la figura 38. Se realizó un paso de preprocesamiento para eliminar "ruidos" y reconstruir las superficies. Las mediciones de los mapas de profundidad a menudo contienen numerosos agujeros,

donde no se obtienen lecturas de profundidad. Para obtener un mapa de profundidad válido y preciso, se realizó un proceso de limpieza mediante algoritmos específicos para eliminar la máxima información errónea causada por el ruido para, posteriormente, realizar una reconstrucción más definida de la superficie. La figura 39 muestra un ejemplo de este proceso. Una vez que los datos están alineados y mapas de profundidad están depurados, el usuario puede acceder a las principales funcionalidades del sistema.

Tras la reconstrucción de la imagen el usuario puede calcular las distancias 3D entre cada punto y calcular los ángulos a partir de principios de trigonometría básicos. Estos puntos clave corresponden a los marcadores anatómicos los cuales deben ubicarse físicamente por el profesional y, a continuación, manualmente identificar cada marcador con los datos RGB que aparece en la pantalla. Una vez identificados en el software con un marcador virtual, cada uno de estos puntos clave quedan alineados internamente con los correspondientes datos de profundidad para proporcionar información real en 3D (fig.40).

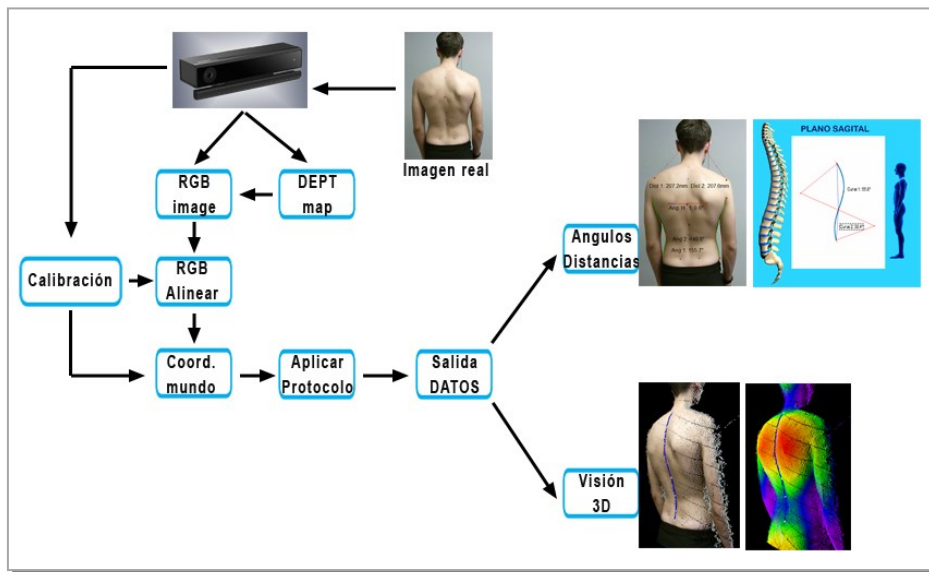


Figura 38. Algoritmo de entrada y salida de lo datos programados en el software.

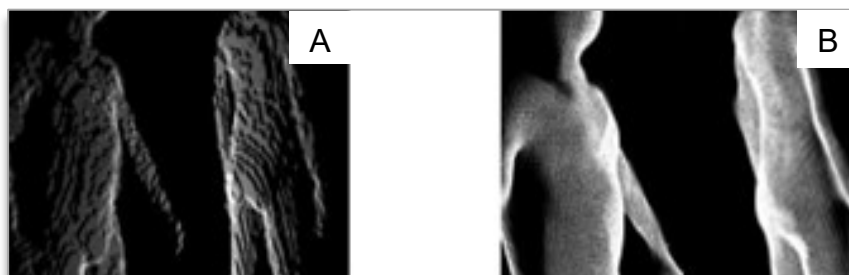


Figura 39. Mapa de profundidad original (A); Filtrado y resultado final (B).

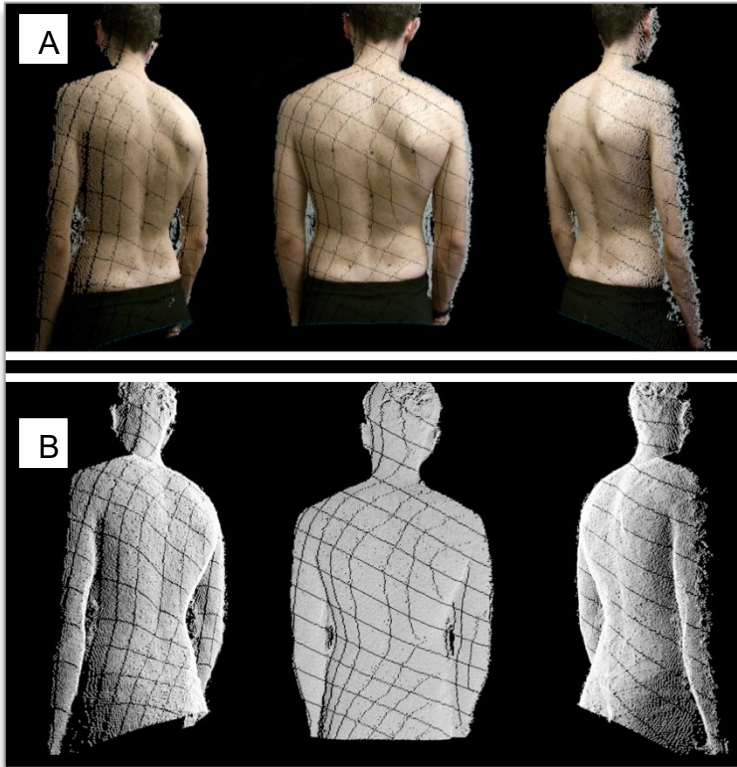


Figura 40. Representación 3D de tres instantáneas obtenidas con una sola captura. Visualización en RGB (A), visualización en nube de puntos (B).

Una de las tareas más complejas fue el cálculo matemático para hallar el valor angular en la medición de las curvas vertebrales en el plano frontal (escoliosis) y sagital (cifosis torácica y lordosis lumbar). La técnica propuesta por Leroux para analizar variables antropométricas de forma no invasiva ha demostrado ser un método válido para un análisis de imágenes en 2D (17). Esta técnica calcula el ángulo utilizando una ecuación trigonométrica a partir de tres puntos donde el punto central coincide con el ápex de la curva (fig.41). No obstante, su aplicación en valoraciones 3D no parece apropiada.

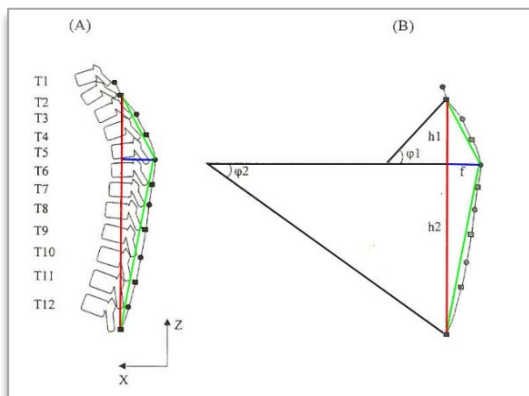


Figura 41. Modelo trigonométrico basado en el cálculo de dos ángulos diferentes de la geometría de la cifosis (17).

La metodología que se utilizó para medir las curvas vertebrales del software ADiBAS, se efectuó a partir de los algoritmos que recogen las ecuaciones polinómicas necesarias para calcular curvas parabólicas a partir de la identificación de puntos clave sobre una imagen en 3D. En primer lugar, se utilizó el método de interpolación por "splines" (curva diferenciable definida en porciones mediante polinomios) (18). El término "spline" hace referencia a una amplia clase de funciones que son utilizadas en aplicaciones informáticas que requieren la interpolación de datos, o un suavizado de curvas. Posteriormente, se determina la ecuación de la única recta tangente y la normal que pasa por un punto de esa curva y cuya posición ha sido identificada previamente. Luego se calcula la perpendicular de dicha tangente. Esta operación se repite con otro punto distinto que pasa por la misma curva parabólica. Ambas líneas perpendiculares a las dos tangentes creadas se cruzarán en un punto que representará el vértice del ángulo de esa curva. Desde un punto de vista práctico, el procedimiento para obtener, por ejemplo, el ángulo de la cifosis torácica se efectúa de la siguiente manera. En primer lugar, se identifican sobre la piel del sujeto las apófisis espinosas de las vértebras concernientes (T1, T8 y T12). Luego, se identifican esas tres vértebras con los marcadores virtuales del software y, por último, se calcula el ángulo a partir de la selección de dos puntos (fig.42) La curva 3D queda representada sobre la reconstrucción de la imagen 3D como se muestra en la figura 43.

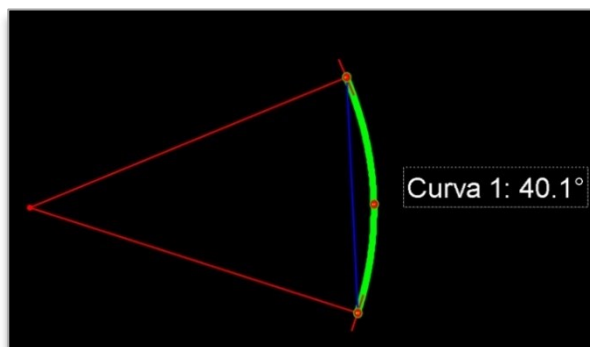


Figura 42. Cálculo del ángulo de una curva a partir de la obtención de dos tangentes que pasan por un punto de la curva y las rectas perpendiculares convergentes.

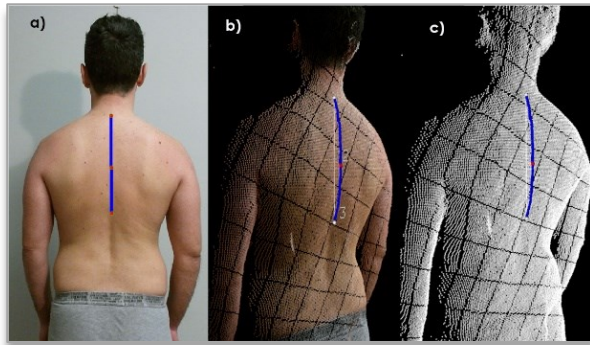


Figura 43. Representación de la curva sobre una cifosis torácica. (a) Se muestra la línea formada por la unión de los marcadores virtuales sobre la espalda en una visualización real de una captura. (b) Se representa la curva sobre una imagen 3D con visualización RGB. (c) Se representa la curva sobre una imagen 3D con visualización en nube de puntos.

3.2.1.3. Validación o testeo

Las pruebas de un software intentan demostrar que un programa hace lo que se intenta que haga y descubrir los errores que puedan existir antes de usarlo. La validez de la información que muestra el software es fundamental para permitir conocer su grado de robustez. Es decir, verificar la capacidad para hacer frente a errores mientras se está ejecutando. Estas pruebas también sirven para conocer la capacidad de detectar los defectos latentes en el código del software. Para ello, es necesario realizar múltiples testeos para proporcionar un alto grado de confianza y seguridad en el software y en la confiabilidad de los resultados que se obtienen al ejecutar las funcionalidades que dispone.

Como sucede con la mayoría de los programas informáticos, es imposible realizar un testeo para verificar el 100% de casos dado el enorme número de combinaciones posibles (1). Se planificó un proceso de validación para detectar la mayor cantidad de errores y proceder a su depurado. La validación fue realizada por el equipo clínico formado por fisioterapeutas dirigido por el autor de esta tesis encargado de testear todas las funcionalidades del software, y por el equipo técnico de ingeniería informática encargado de corregir los errores de código que sustentaban esos errores. El procedimiento que se siguió se esquematiza en la figura 44. El equipo clínico debía comprobar que todas las funcionalidades que componen el sistema funcionaran sin problemas, es decir, sin que el programa se “bloquee”.

Cuando un usuario utiliza un software, es posible que la activación de algunas funcionalidades provoque una inestabilidad en los algoritmos que componen el código y el sistema se bloquee, es decir, el programa informático se cierra automáticamente. Para comprobar la robustez se realizaron múltiples combinaciones clicando sobre las diferentes herramientas del interfaz. Una vez comprobada que esa secuencia no generaba errores, se volvía a comprobar otra secuencia hasta detectar un error. Cada error acompañado del cierre del software generaba un código de error que era recogido y enviado al equipo técnico. También se comprobó que la salida de los datos era correcta en función de la herramienta utilizada. Por ejemplo, si al utilizar la herramienta de medir distancia entre dos puntos, el dato obtenido arrojaba un resultado coherente para esa distancia o la unidad métrica era en cm.

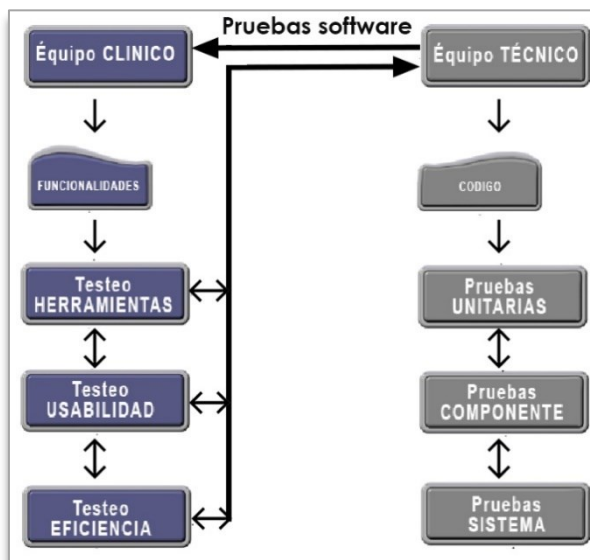


Figura 44. Esquema del proceso de pruebas del software para la validación.

Se analizó la usabilidad para que el programa fuera comprendido y utilizado fácilmente por el usuario final al que iba dirigido, especialmente profesionales sanitarios. Para ello, se solicitó la participación de fisioterapeutas, podólogos, médicos e ingenieros informáticos elegidos por conveniencia. Además, se comprobó la eficiencia del sistema para minimizar los pasos posibles (clics con el ratón del ordenador) y así obtener la salida de datos lo más rápido posible.

Todo este proceso no siguió una secuencia lineal, sino que el testeo de una parte condicionaba la comprobación y verificación de la anterior. Los errores detectados por el equipo clínico eran enviados al equipo técnico de ingenieros mediante un “código de error”. Una vez subsanado el código que ocasionaba la inestabilidad del sistema se actualizaba el software y se enviaba nuevamente al equipo clínico para su retesteo. Finalizada la comprobación de la estabilidad de la versión del software, se nombraba con el nombre de “adibas” seguido de un número entero consecutivo (ejemplo, adibas 3.0). Si se incluía alguna pequeña funcionalidad y esta se verificaba, la nueva versión se renombraba con un número entero seguido del número de la versión principal (ejemplo, adibas 3.1). Esta fase de validación es, posiblemente, la que mayor tiempo necesitó ya que las combinaciones son enormes. Además, la incorporación de una nueva funcionalidad obligaba a retestear todo el sistema nuevamente.

3.2.1.4. Mantenimiento

El mantenimiento del software es el proceso general de cambiar un sistema después de que éste comienza a ser operativo. Un programa usado en un entorno real tiende a evolucionar como parte del proceso autorregulador. Los atributos del sistema, como tamaño, tiempo entre versiones y número de errores reportados, son inherentes a cualquier nuevo programa informático. Este mantenimiento va desde simples correcciones de codificación, errores de diseño o incorporar nuevas funcionalidades. Esta fase, en cierto modo, es una prolongación de la fase de validación (1).

Una vez comprobada y verificada la robustez del software, se puso a disposición del usuario final una versión beta de libre acceso a través de una web creada expresamente para este proyecto (web no operativa actualmente). Las informaciones que los usuarios nos transmitieron mediante e-mail eran comprobadas y depuradas por ambos equipos siguiendo el esquema mostrado en la figura 44.

3.2.2. Referencias bibliográficas de la FASE 1

1. Sommerville, I. Ingeniería de Software. Pearson Educación; 2005.
2. Jacobson I, Booch G, & Rumbaugh J. El proceso unificado de desarrollo de software. Madrid: Addison Wesley; 2000.
3. P. Letelier. Proceso de desarrollo de software. Universidad Politécnica de Valencia: Departamento de Sistemas Informáticos y Computación; 2003.
4. Sánchez Montaner O. Sistema Automàtic per a Fisioterapeutes [Internet]. Universitat de Barcelona. 2011 [citado 6 junio 2022]. Disponible en: <http://www.maia.ub.es/~sergio/linked/oscaruoc2010.pdf>
5. Ramírez-Moreno J. Diseño y validación de un dispositivo software automático para la evaluación de la postura bípeda: ADiBAS [Máster-tesis]. Universitat Internacional de Catalunya; 2011.
6. Reyes M, Clapés A, Ramírez J, Revilla J. R, & Escalera S. Automatic digital biometry analysis based on depth maps. *Computers in Industry*. 2013; 64(9): 1316-1325.
7. Reyes Estany M. Human pose analysis and gesture recognition from depth maps: methods and applications. [Tesis doctoral]. Barcelona. Universitat de Barcelona; 2017.
8. IFGM [Internet]. Instituto Fisioterapia Global Mezieres. ¿Quiénes somos? 2022 [citado 20 agosto 2022]. Disponible en: http://www.ifgm.es/es/quienes_somos
9. 9Ramírez-Moreno J. [Internet]. LinkedIn. 2022 [citado 6 julio 2022]. Disponible en: <https://www.linkedin.com/in/jose-ram%C3%ADrez-moreno-4055ab28/>
10. Reyes Estany M. [Internet]. LinkedIn. 2022 [citado 6 julio 2022]. Disponible en: <https://www.linkedin.com/in/miguel-reyes-estany-a731b8a6>
11. Lower B. Kinect para Windows v2: Introducción a los orígenes de datos y sensores [Internet]. Microsoft. 2014 [citado 2 julio 2022]. Disponible en: <https://docs.microsoft.com/es-es/events/visual-studio-connect-event-2014/716>
12. Software Protection and Licensing Service [Internet]. Soraco 2022 [citado 18 agosto 2022]. Disponible en: <https://soraco.co/>
13. Centro de descargas [Internet]. Microsoft. 2022 [citado 18 agosto 2022]. Disponible en: <https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=44561>
14. Faig W. Calibration of close-range photogrammetric systems: Mathematical formulation. *Photogramm Eng Remote Sensing* 1975; 41(12); 1479–1486.
15. Harris C, Stephens M. A combined corner and edge detector. In *Alvey vision conference*. 1988; 50(15):10-5244.
16. Young M. The pinhole camera: Imaging without lenses or mirrors. *The Physics Teacher*. 1989; 27(9): 648-655.
17. Leroux M. A, Zabjek K, Simard G, Badeaux J, Coillard C, Rivard C. H. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine*. 2000; 25(13): 1689-1694.
18. Maeland E. On the Comparison of Interpolation Methods. *IEEE Transactions on medical imaging*. 1988; 1(3): 213.

3.3. Fase 2: VALIDACIÓN CON CALIBRADOR DIGITAL

3.3.1. Material y métodos

3.3.1.1. Participantes

En esta fase contactamos con 35 participantes adultos. El proceso de reclutamiento fue por conveniencia seleccionados de la base de datos de pacientes tratados en el Centro de Fisioterapia KineMez (Barcelona). El contacto se hizo de forma presencial con explicación verbal sobre el objetivo y pruebas del estudio que se quería realizar. Dadas las características del estudio realizado en esta segunda fase, únicamente se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: 1) tener dificultad para el control postural en bipedestación; 2) tener una limitación severa de la movilidad de la columna vertebral, 3) tener problemas cognitivos severos; 4) estar en fase de dolor agudo durante la fase de pruebas. Finalmente se incluyeron en el estudio un total de 30 participantes (sexo = 11 hombres / 19 mujeres, edad 48.3 ± 15.7 años, rango 15 a 78 años, altura: 170.2 ± 10.5 cm, peso: 66.2 ± 13.5 kg), IMC: $22,7 \pm 3,4$ Kg/m². Cinco de los participantes reclutados no participaron debido a que no se presentaron a la prueba (n=4) y por dolor agudo (n=1). Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Internacional de Catalunya en Barcelona que informó favorablemente (ver anexo 3). Todos los participantes fueron informados de los objetivos y procedimientos del estudio, asegurándoles la confidencialidad de los datos y la posibilidad de abandonar en cualquier momento el estudio. Se les entregó una hoja informativa y un modelo de consentimiento informado, que firmaron previo a la realización de las pruebas (ver anexos 4 y 5). Con el objeto de mantener la confidencialidad de los datos, se seudonimizaron los datos identificando a cada participante con un código a partir del número de historia clínica (p.ej., 1456) (ver anexo 6). Toda la información se almacenó en un ordenador con acceso restringido al grupo investigador.

3.3.1.2. Equipamiento

El laboratorio donde se realizaron las pruebas estaba instrumentalizado con:

- un **sensor Kinect V2** y un cable adaptador;
- un **ordenador portátil** con un procesador Intel Core i7 CPU 3.1GHz, memoria RAM 8GB, y una tarjeta gráfica Intel® HD Graphics 4400 512MB, dos conexiones USB 3.0 y un sistema operativo Windows 10 de 64bits;
- el **software** ADiBAS el cual incorporaba los controladores del hardware de Kinect para poder dar uso a la cámara desde el software y después usar las imágenes para el análisis biomecánico;
- un **calibrador digital** de la marca ROM (IMDICA, Barcelona, España) (1) de acero inoxidable con una resolución de 0,01 mm, un rango de amplitud de 0 a 300 mm y una precisión de 0,03 mm de 0 a 200 mm y de 0,04 mm de 200 a 300 mm (precisión de fabricación según la norma DIN 862) (fig.45);
- un **trípode** regulable en altura de la marca Manfrotto©;
- cuatro **objetos triangulares** de dimensiones variables, contruidos con material rígido y cuyos vértices fueron identificados con un marcador adhesivo circular de color negro de 10 mm de diámetro (fig.46);
- una **plataforma** de madera de 40x40x1cm, en cuya superficie fue señalizada la huella plantar, situando a ambos pies con una rotación lateral de 30 grados (fig.46);
- una **plomada**.

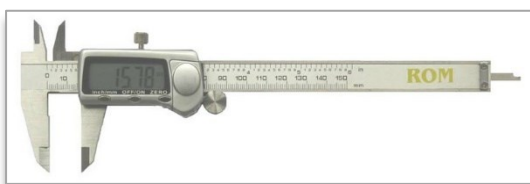


Figura 45. Calibrador digital (1).

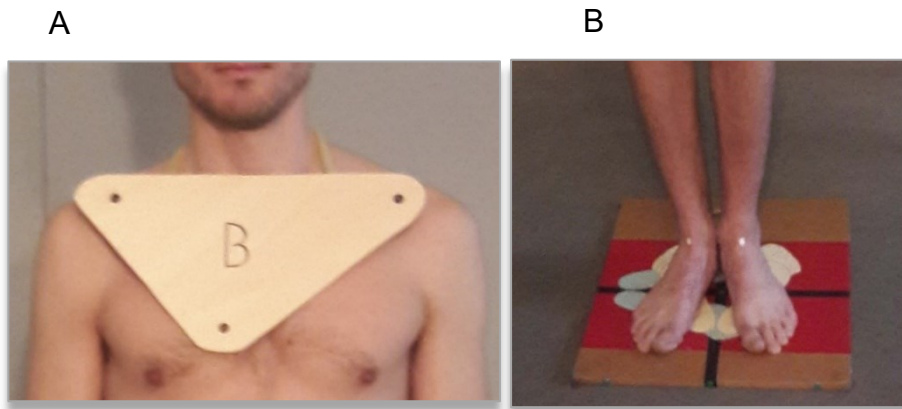


Figura 46. Objeto triangular de material rígido. Se muestran los tres marcadores que representan los vértices de un triángulo y la letra que identifica la región anatómica, en este caso la letra “B” región tórax (A). Plataforma de madera que identifica la posición de los pies mediante una huella plantar dibujada en la superficie de la plataforma (B).

3.3.1.3. Procedimientos

Se estableció un escenario apropiado para la realización del estudio, con una superficie aproximada de 20 m², con adecuada iluminación exterior e interior sin que interfiriese en el emisor de IR del sensor Kinect, e instalaciones eléctricas adaptadas para la toma fotográfica y la utilización de dispositivos electrónicos. Se registraron datos generales con el objetivo de describir la muestra (sexo, fecha de nacimiento, peso y altura).

A continuación, se detalla el procedimiento que se realizó para la obtención de las medidas realizadas con el calibrador digital y con el software.

En primer lugar, se construyeron expresamente para este estudio cuatro objetos en forma triangular de dimensiones y formas diferentes para poder ser adaptadas al cuerpo del participante mediante un sistema de velcro. Se fijaron estos objetos triangulares en cuatro zonas anatómicas diferentes, para abarcar la mayor superficie en altura del participante: cabeza (triángulo A), tórax (triángulo B), pelvis (triángulo C) y rodilla (triángulo D) (fig.47). La decisión de colocar un sistema rígido (triángulos) y no marcadores adhesivos directamente sobre la piel, se debió a la imposibilidad de medir adecuadamente con el calibrador digital la longitud entre dos marcadores situados sobre la piel y en las diferentes condiciones experimentales seleccionadas. El movimiento de la piel, producido al realizar los movimientos del tronco, provoca

una variación de la distancia entre ambos marcadores y, por consiguiente, la imposibilidad de obtener un valor fijo de referencia de la medida. Esta segunda fase experimental podría haberse realizado con maniquis y no con participantes como en otros estudios se ha propuesto (2,3). Nosotros consideramos que los movimientos que pueden ejecutar por un maniquí eran menos precisos y de menor amplitud que si estos mismos movimientos eran realizados por personas. Aunque las consignas fueron idénticas para todos los participantes probablemente los movimientos realizados tendrían diferentes amplitudes. Dado que lo que se persigue es conocer como influyen los cambios en la posición ortoestática en la precisión de las medidas, nos pareció oportuno diseñar un estudio donde las referencias anatómicas a medir estuvieran estabilizadas pero con participantes heterogéneos respecto a la edad, sexo y altura.

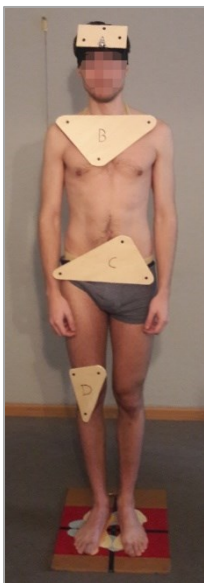


Figura 47. Ubicación de los objetos triangulares rígidos en zonas A=cabeza, B=tórax, C=pevis, D= rodilla.

En segundo lugar, los participantes debían llevar la ropa ajustada y adecuada para poder fijar los cuatro objetos triangulares sobre las partes anatómicas anteriormente descritas. Se colocaron en posición bípeda sobre una plataforma de madera formando un ángulo entre ambos pies de 30 grados de rotación externa como se observa en la figura 46 (4).

En tercer lugar, para visualizar la totalidad del cuerpo, el sensor Kinect se fijó a un trípode ortogonalmente al participante. Para conocer la influencia de la distancia del sensor Kinect sobre el participante con relación a la precisión de las medidas, se

ubicó el sensor Kinect en tres posiciones relacionadas con la distancia al participante y la altura del sensor Kinect respecto al suelo. Posición 1 (180cm distancia y 80 cm altura), posición 2 (120cm distancia y 100 cm altura) y posición 3 (80 cm distancia y 120 cm altura) (fig.48).

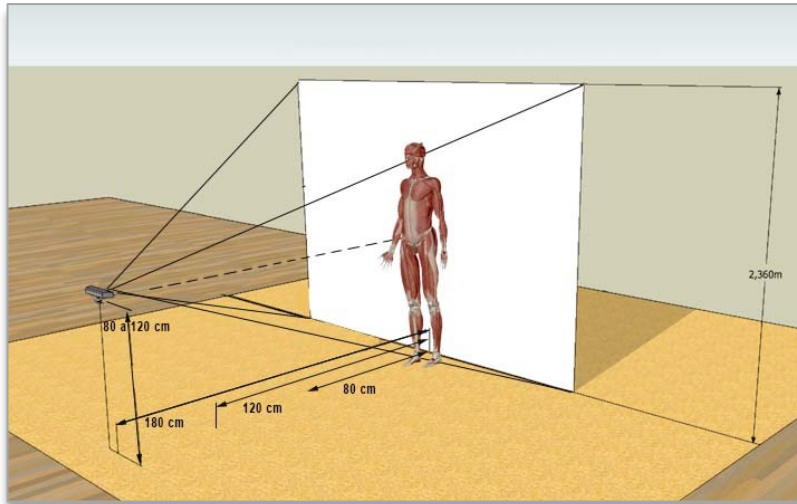


Figura 48. Disposición del sensor Kinect respecto al participante y al suelo. Se ubicó a tres distancias (180, 120 y 80 cm) y a tres alturas (80, 100 y 120 cm)

Y, por último, la prueba consistió en solicitar al participante que realizase cinco posiciones ortostáticas diferentes: posición neutra (PN), flexión lateral del cuerpo hacia la derecha (FL), rotación hacia la derecha (Rot), pulsión del cuerpo hacia delante (PA) y pulsión del cuerpo hacia atrás (PP) (fig.49).

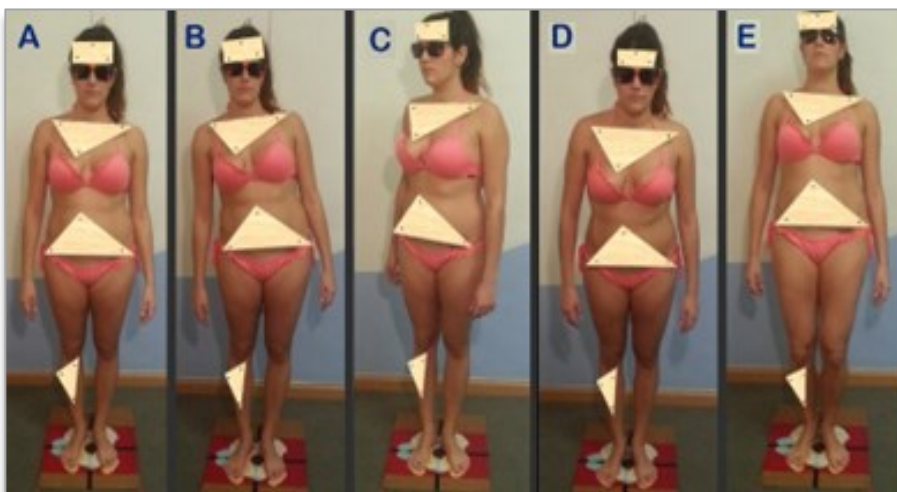


Figura 49. Posiciones bípedas ortostáticas. A) Posición neutra, B) Flexión lateral dcha., C) Rotación dcha., D) Pulsión anterior y E) Pulsión posterior.

Las posiciones ortoestáticas seleccionadas simulan los desplazamientos o desequilibrios habituales que puede tener una persona en posición bípeda y que se generan en los tres planos del espacio (XYZ). En el plano XY se producen los movimientos que efectúa el cuerpo de una persona en el plano frontal o coronal; en el plano YZ se producen los movimientos del plano sagital mientras que en el plano XZ se producen los movimientos contenidos en un plano horizontal o transversal (fig.50) (5).

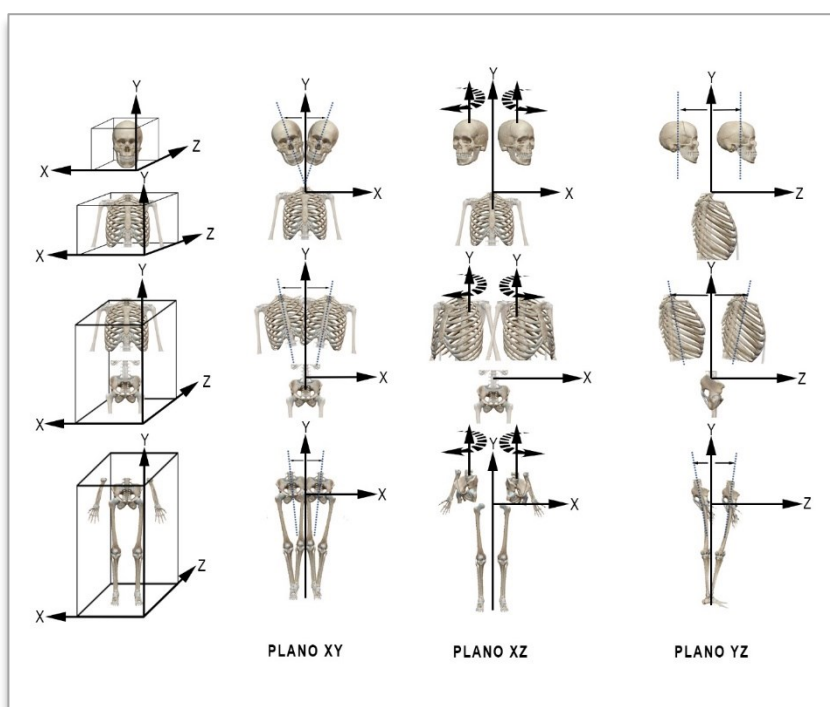


Figura 50. Representación tridimensional de las coordenadas XYZ de las posiciones bípedas ortoestáticas. Los sistemas de coordenadas con relación al participante se definen como eje X de dirección horizontal integrado en el plano frontal, el eje Y de dirección vertical integrado en el plano sagital y el eje Z de dirección perpendicular al eje X, es decir, de delante hacia atrás integrado en el plano transversal.

La información verbal transmitida a los participantes para realizar cada una de estas posiciones fue la siguiente: (PN): “*manténgase en posición de pie de forma comfortable*”; (FL): “*lleve el peso de su cuerpo sobre la pierna derecha como si se inclinase hace un lado*”; (Rot): “*gire ligeramente el cuerpo hacia su derecha sin mover los pies*”; (PA): “*proyecte su cuerpo hacia delante como si apoyase todo su peso sobre los dedos de los pies*”; y (PP): “*proyecte su cuerpo hacia atrás como si apoyase todo su peso sobre los talones*”. Los participantes fueron instruidos para

realizar los movimientos con la máxima amplitud pero que no provocara la ocultación de los marcadores situados en los triángulos. Para ello, antes de realizar las pruebas, los participantes se familiarizaron con la configuración del laboratorio, se les mostraron los procedimientos a seguir y aclararon sus dudas para una correcta ejecución de los movimientos requeridos.

3.3.1.4. Datos y variables

Para la recolección de los datos que conformaban las variables de longitud, se midieron con el calibrador digital las longitudes entre marcadores de cada triángulo. Un procedimiento similar fue utilizado para medir segmentos corporales (6) y la cinemática articular mostrando una alta fiabilidad intra e interobservador (CCI > 0,92) (Coeficiente Correlación Intraclase, CCI) (7). Para evitar el sesgo de memorización, dos evaluadores midieron las longitudes de los cuatro triángulos en dos ocasiones no consecutivas. Se comprobó estadísticamente que no existían diferencias significativas entre ambas mediciones y se estableció como valor de referencia para cada observador el promedio de las dos mediciones obtenidas de cada variable. A partir de estas longitudes, se calcularon los ángulos de cada uno de los vértices de los triángulos mediante la fórmula del teorema del coseno (fig.51).

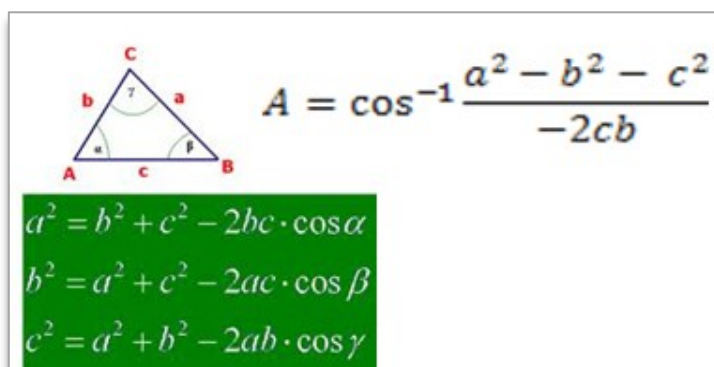


Figura 51. Fórmulas del teorema del Coseno. A partir de las distancias de los lados de un triángulo se puede obtener el ángulo de cada vértice.

Para la recolección de los datos obtenidos a partir del software ADiBAS se realizó el siguiente procedimiento. En primer lugar, se hizo una calibración del escenario a partir de la funcionalidad integrada en el software ADiBAS. Para calibrar el plano XY se utilizó como referencia la línea vertical de la plomada situada en la pared, y para la calibración del plano YZ (profundidad), se utilizó como referencia la orientación y verticalidad de la pared frontal al sensor Kinect. Cada vez que se modificaba la posición del sensor Kinect, se volvía a calibrar siguiendo el mismo procedimiento.

Así, para cada participante se calibró un mínimo de tres veces (cada vez que se cambiaba la distancia de 180, 120 y 80 cm entre el participante y el sensor Kinect). En segundo lugar, se realizaron las capturas de las imágenes en las cinco posiciones ortoestáticas establecidas. Se realizaron dos capturas consecutivas de cada posición, la segunda captura fue tomada por criterio de seguridad en el caso de que la primera hubiera sido incorrecta. Para la obtención de los datos, se ejecutó la funcionalidad de “captura” que codifica la imagen capturada. Una vez encriptada apareció en el interfaz la imagen en formato RGB pero transformada a coordenadas XYZ. Por último, para calcular de forma automática los ángulos y longitudes, se crearon unos protocolos en el software ADiBAS que se aplicaban después de digitalizar los marcadores. La utilización de la función “aplicar protocolo”, además de reducir significativamente los tiempos de medición, minimizaba los errores que pudieran ser atribuidos al uso del software por el evaluador. El procedimiento para obtener los datos de forma automática consistía en: 1) colocar un marcador virtual centrado sobre el marcador negro situado en cada uno los vértices de los triángulos ubicados sobre el cuerpo del participante y, 2) pulsar sobre la tecla “aplicar protocolo”.

El campo de visión del sensor Kinect variaba con relación a la distancia al participante. Cuanto más cerca el sensor del participante, menos campo de visión se podía capturar con el software. De este modo, se pudieron observar en la posición 1 los cuatro triángulos (distancia 180 cm), mientras que en las posiciones 2 y 3 sólo se pudieron visualizar los triángulos situados en la región torácica y pelviana (distancia 120 y 80 cm). En total se obtuvieron 12 variables de longitud y 12 variables

Zona	Variable distancia (mm)	Variable ángulo (grados)
A) Cabeza	longitud a-b	A
	longitud b-c	B
	longitud c-a	C
B) Tórax	longitud d-e	D
	longitud e-f	E
	longitud f-d	F
C) Pelvis	longitud g-h	G
	longitud h-i	H
	longitud i-g	I
D) Miembro inferior	longitud j-k	J
	longitud k-l	K
	longitud l-j	L

Tabla 2. Variables de medida correspondiente a los longitudes y ángulos de los cuatro triángulos.

angulares (Tabla 2) (fig.52). Todas las variables obtenidas tenían como unidad de medida el mm para los parámetros de longitud y el grado para los parámetros angulares.



Figura 52. Variables de medida correspondiente a las longitudes (A) y ángulos de los cuatro triángulos (B).

Dos evaluadores previamente entrenados para el uso del software, cegados a las mediciones de cada uno y a las mediciones realizadas con el calibrador digital, realizaron el procedimiento de digitalización de las imágenes y cálculo de variables con el software ADiBAS. Cada captura fue medida dos veces, con un intervalo de 7 a 10 días entre la primera y la segunda medición para evitar el sesgo de memorización. El software disponía de una utilidad que permitía exportar automáticamente todos los resultados a una hoja de cálculo para su posterior análisis estadístico. Esta exportación resultó especialmente interesante porque aceleró el tiempo de registro de los datos numéricos y suprimió los errores que se pudieran cometer al registrar manualmente los resultados.

3.3.1.5. Análisis estadístico

Se realizó un análisis descriptivo de todas las variables cuantitativas continuas del estudio, calculando los promedios y las desviaciones típicas correspondientes a cada medición. La normalidad de la distribución de las variables fue analizada mediante la prueba de Shapiro-Wilks. También se comprobó la homocedasticidad de los datos calculando la correlación de Pearson entre el promedio de los dos intentos y el valor absoluto de la diferencia entre los dos intentos. Se considera que existe homocedasticidad cuando no se observa correlación positiva y significativa y, cuando en el gráfico de dispersión no se observa más variabilidad en los valores altos que en los bajos (8). En el caso que la prueba de normalidad y/o homocedasticidad no se cumpliera, se transformaron las variables con el logaritmo de base e (logaritmo neperiano, ln). Esta transformación se realizó particularmente para poder calcular el CCI.

Para evaluar la fiabilidad utilizando el calibrador digital y el sistema ADiBAS y para comprobar su validez, se siguió una aproximación múltiple propuesta por varios autores (9-12). Esta aproximación implica realizar varias pruebas para valorar la fiabilidad, así se realizaron test para establecer el error sistemático (SE) (del inglés, Systematic Error) y diversas medidas de la fiabilidad relativa y absoluta.

El SE entre las medidas realizadas por un mismo observador utilizando el mismo aparato (calibrador digital o el sistema ADiBAS) se calculó comparando las diferencias entre ambos intentos con la prueba “t” de muestras pareadas tanto en las variables de longitud como de ángulo. Se considera una buena fiabilidad por un bajo SE cuando no hay diferencias significativas entre ambos intentos. En los casos que no existía normalidad, se aplicaron las pruebas no paramétricas mediante los test de Wilcoxon y la U Mann-Whitney. Además, se calculó el tamaño del efecto (effect size, del inglés) mediante la “d de Cohen” para pruebas paramétricas y la “r” para no paramétricas mediante la ecuación (13):

$$r = \frac{z}{\sqrt{N}}$$

Se clasificó este efecto como pequeño (<0,2), moderado (0,2-0,5) y grande (>0,5).

La fiabilidad relativa informa de la consistencia al realizar diferentes medidas y se valoró mediante el CCI y el coeficiente de variación (CV) entre las medidas de longitud y ángulo obtenidas por cada evaluador usando el calibrador digital o el sistema ADiBAS. Se utilizó un análisis CCI_{2,1} de dos factores aleatorio y acuerdo absoluto para determinar la fiabilidad de los evaluadores en las mediciones de los dos intentos (14,15) (fig.53). La clasificación de la fiabilidad relativa mediante el CCI se interpretó como mala (<0,3), mediocre (0,3 - 0,5), moderada (0,5 - 0,7), buena (0,7 - 0,9) y excelente (≥0,9) (16). El CV se calculó dividiendo la desviación estándar por el promedio de los dos intentos y fue expresada con %. La fiabilidad relativa considerando el CV se interpreta como buena cuanto más bajos son los valores de CV (próximos a 0). Además, para establecer el rango de valores de “verdadera” fiabilidad relativa más probables, se calculó el intervalo de confianza (IC) de un 95% para el CCI y el CV (17).

Para cuantificar la fiabilidad en términos absolutos se determinaron el error estándar de medida (SEM) (del inglés, Standard Error of Measurement) y el mínimo cambio detectable (MDC) (del inglés, Minimal Detectable Change). El SEM se calculó utilizando la ecuación:

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC}$$

Donde la desviación estándar (SD) (del inglés, Standard Deviation) es el error típico de las mediciones de los dos evaluadores para las longitudes y ángulos (11,17). El SEM se expresa según la unidad de medida de la variable analizada (mm o grados en nuestro estudio), e indica la variación entre intentos. Cuanto más bajos son los valores, más fiables son las medidas. El MDC se interpreta como el cambio más pequeño que puede ocurrir para ser considerado un cambio real y no un error en la medida del evaluador. El MDC se expresó también en porcentaje para facilitar la comparación entre ambas formas de medida (calibrador digital y sistema ADiBAS).

La validez de las medidas se comprobó mediante la correlación de Pearson (r) entre los datos obtenidos por el calibrador digital, considerados el “gold standard”, y los datos obtenidos con el sistema ADiBAS. Para ello, se analizaron los datos mediante regresión lineal para obtener una función lineal de ajuste que establezca la relación entre las variables medidas obtenidas por ambos instrumentos según la expresión,

$Y=b_0 + b_1X$, donde “ b_0 ” es el término “constant” que indica la intersección con el eje de ordenadas y “ b_1 ” es la pendiente de la recta. Cuando “ b_1 ” está próximo a 1, indica que las medidas realizadas por ambos instrumentos son idénticas. De dicha relación también se computó el error típico de estimación (TEE) (en inglés, Typical Error of the Estimate) que indicaba cuanto diferían los valores medidos con el sistema ADiBAS de los valores obtenidos por el calibrador digital. Valores altos de correlación acompañados de valores bajos de TEE indican una buena validez. Además, se utilizaron las gráficas de Bland y Altman (18) para las comparaciones entre las mediciones realizadas con el calibrador digital y el sistema ADiBAS. El análisis de los resultados se realizó mediante el paquete estadística SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) versión 20.0 para Windows y con el programa Real Statistics Resource Pack 4.14 para la versión Excel 2021.

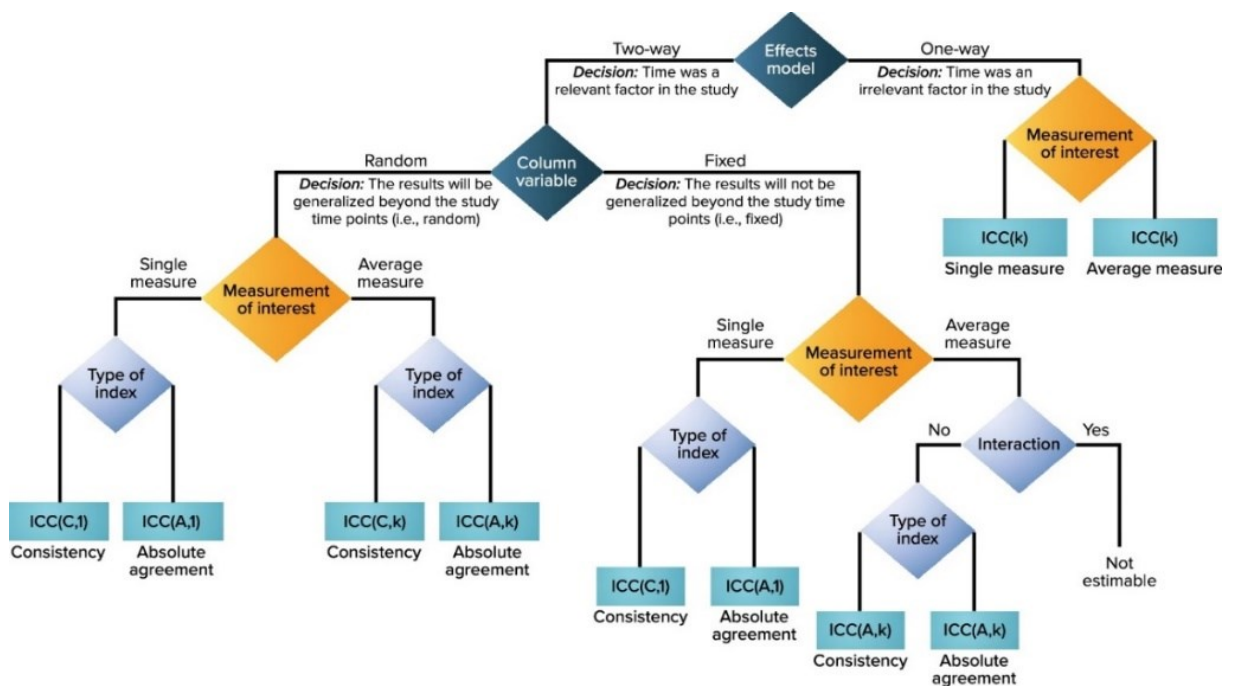


Figura 53. Diagrama de flujo para la selección adecuada del Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) (15).

3.3.2. Referencias bibliográficas de la FASE 2

1. Calibradores digitales [Internet]. Imdica. 2022 [citado 30 agosto 2022]. Disponible en: <https://imdica.es/>
2. Brink Y, Louw Q, Grimmer K, Schreve K, van der Westhuizen G, Jordaan E. Development of a cost effective three-dimensional posture analysis tool: validity and reliability. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14(1):335.
3. Harrison DE et al. Validation of a computer analysis to determine 3-D rotations and translations of the rib cage in upright posture from three 2-D digital images. *European Spine Journal* 2007;16(2): 213-218.
4. Fortin C, Feldman D. E, et al. Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. *Physiotherapy* 2012; 98(1): 64-75.
5. Normand MC et al. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra-and inter-examiner reliability study. *Chiropractic & Osteopathy* 2007;15(1): 1-11.
6. Laila SZ, Begum JA, Ferdousi R, et al. Anthropometric measurements of the forearm and their correlation with the stature of Bengali adult Muslim females. *Mymensingh medical journal* 2010;19(3):377-381.
7. Shadmehr A, Bagheri H, Ansari NN, & Sarafraz H. The reliability measurements of lateral scapular slide test at three different degrees of shoulder joint abduction. *British journal of sports medicine* 2010;44(4): 289-293.
8. Nuzzo JL, Anning JH, Scharfenberg JM. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *J Strength Cond Res.* 2011;25(9):2580-90.
9. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26(4):217-38.
10. Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. *Phys Ther.* 2010;90(8):1165-75.
11. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231-40.
12. Olper L, Cervi P, De Santi F, Meloni C, Gatti R. Validation of the treadmill Six-Minute Walk Test in people following cardiac surgery. *Phys Ther.* 2011;91(4):566-76.
13. Fritz CO, Morris PE, & Richler JJ. Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *Journal of experimental psychology: General* 2012; 141(1) : 2.
14. McGraw KO, & Wong SP. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods* 1996;1(1): 30–46.
15. Qin Shanshan, et al. Assessing test–retest reliability of patient-reported outcome measures using intraclass correlation coefficients: recommendations for selecting and documenting the analytical formula. *Quality of Life Research* 2019;28(4): 1029-1033.
16. Fleiss JL. Confidence intervals vs significance tests: quantitative interpretation. *Am J Public Health* 1986;76(5):587–8.

17. Lexell JE, Downham DY. How to Assess the Reliability of Measurements in Rehabilitation [Retracted]. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(9):719–23.
18. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet* 1995;346(8982):1085-1087.

3.4. Fase 3: USABILIDAD. CONCORDANCIA CON SISTEMA MULTICÁMARA 3D BTS

3.4.1. Material y métodos

3.4.1.1. Participantes

Dadas las características del estudio realizado en esta tercera fase, no se consideró necesario realizar restricciones importantes respecto a la selección de la muestra por lo que se mantuvieron los criterios de exclusión explicados en la fase 2 (apartado 3.3.1.1). Se incluyeron un total de 22 participantes (12 hombres), edad 33.5 ± 9.7 años, rango 23 a 58 años, altura: $168,2 \pm 8,2$ cm, peso: $65,0 \pm 8,9$ kg, IMC: $22,9 \pm 2,2$ Kg/m². Todos los participantes que aceptaron participar en el estudio se presentaron a las pruebas.

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Internacional de Catalunya en Barcelona que informó favorablemente (ver anexo 3). Todos los participantes fueron informados de los objetivos y procedimientos, asegurándoles la confidencialidad de los datos y la posibilidad de abandonar en cualquier momento el estudio. Se les entregó una hoja informativa y un modelo de consentimiento informado, que firmaron previo a las pruebas (ver anexos 7 y 8). Con el objeto de mantener la confidencialidad de los datos, se seudonimizaron los datos con un código para identificar al participante, la prueba y el número de repeticiones (ejemplo, 01PN01) (ver anexo 9). Toda la información se almacenó en un ordenador con acceso restringido al grupo investigador.

3.4.1.2. Equipamiento

Para este estudio, se capturaron los datos de la postura ortoestática a través de un sistema multicámara optoelectrónico BTS Smart 700DX (BTS Bioengineering, Milano, Italia) (1) que constaba de un conjunto de seis cámaras infrarrojas capaces de obtener imágenes a una frecuencia de 250 Hz con una resolución de 1,4 Mp y dos cámaras de vídeo convencionales situadas en el plano sagital y frontal (fig.54).

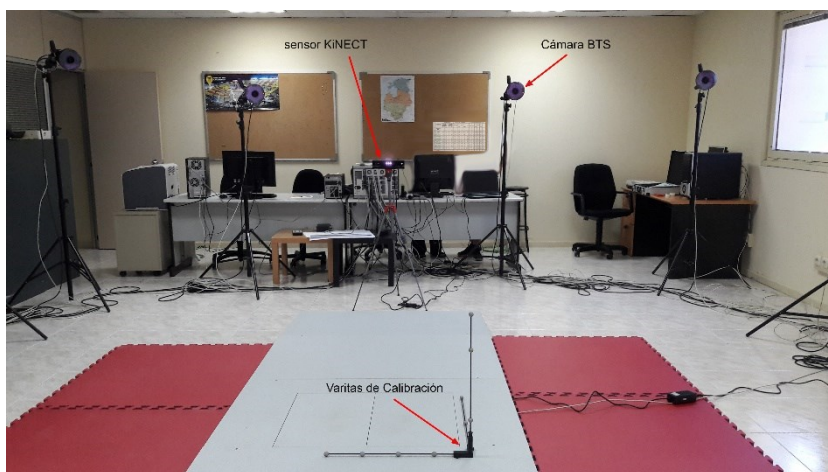


Figura 54. Laboratorio de biomecánica de INEFC donde se realizaron las pruebas. En el escenario se visualizan algunas el sistema BTS y algunas de sus cámaras, el sensor Kinect en el centro de la imagen y las varitas de calibración en la zona central e inferior de la imagen.

La captación de la imagen se realizó en el mismo instante por ambos sistemas. Esta sincronización se llevó a cabo mediante el encendido de una luz emitida por un lápiz óptico que llevaba el participante y que era registrada por las cámaras de vídeo de ambos sistemas. Las cámaras BTS lleva incorporadas un conjunto de LEDs que emiten luz infrarroja, esta luz es reflejada por los marcadores esféricos o semiesféricos recubiertos por un tejido reflector de luz que se adhieren a la piel del participante. Las cámaras del sistema BTS que únicamente registran luz infrarroja captan la luz reflejada por los marcadores. Para la adquisición de los datos de este estudio se situaron 14 marcadores semiesféricos reflectantes sobre el cuerpo del participante. Estos marcadores fueron fijados a la piel mediante unos adhesivos de doble cara (fig.55). Las cámaras estaban conectadas a un sistema informático de integración de señales que contiene módulos de software para la captura, la reconstrucción tridimensional y la visualización de los datos. Los datos cinemáticos se muestrearon a 250 Hz para todas las tareas. La precisión comunicada por la empresa creadora y que lo comercializa (BTS Bioengineering) indica un error inferior a 0.2 mm. En nuestro caso, el error estéreo-fotogramétrico 3D final medio se limitó a un rango de 0.3-0.4 mm en todo el volumen de trabajo.

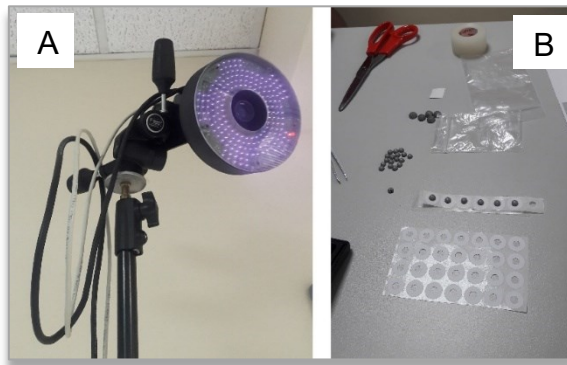


Figura 55. Cámara BTS con las luces LEDs activadas (A). Visualización de los marcadores esféricos reflectantes de color gris y los adhesivos blancos para fijarlos a la piel del participante (B).

El otro dispositivo utilizado estuvo formado por el mismo equipo del sistema ADiBAS de la fase 2 (apartado 3.3.1.2): un sensor Kinect V2, el software ADiBAS, un ordenador portátil y un trípode.

3.4.1.3. Procedimientos

En una hoja se registraron datos generales del participante (sexo, fecha de nacimiento, peso y altura). Los evaluadores que participaron en la tercera fase estuvieron formados por un fisioterapeuta experimentado y dos investigadores especializados en el uso de sistemas multicámara 3D.

A continuación, se detalla el procedimiento que se realizó para la obtención de las medidas realizadas con el sistema multicámara 3D BTS y con el sistema ADiBAS.

Los participantes realizaron las pruebas con los pies descalzos y con la ropa adecuada para identificar las partes anatómicas fácilmente donde fueron fijados los marcadores. Para ello, los participantes de sexo femenino realizaron las pruebas con bañador de dos piezas y el masculino con bañador de una pieza. En el caso que tuvieran el cabello largo se les instó a llevarlo recogido para evitar la ocultación de algunos de los marcadores. Un único evaluador experimentado se encargó de identificar los puntos anatómicos en los que se colocaron los marcadores reflectantes sobre la piel como se describe en la figura 56. Los puntos de referencia se recogieron usando los puntos anatómicos citados en estudios similares (2-4). Estos marcadores sirvieron para determinar los ángulos y las longitudes de cada variable. Se decidió diseñar un protocolo cuyas variables no fueran obligatoriamente

parámetros utilizados en el ámbito clínico. Se priorizó sobre la ubicación en partes corporales situadas en zonas distintas y con una orientación geométrica variable.



Figura 56. Ubicación anatómica de los marcadores utilizados para obtener las variables de medida.

Para determinar las coordenadas de posición X,Y y Z de cada marcador, ambos dispositivos de medida utilizan tecnologías diferentes pero vinculadas a la luz infrarroja (IR). En este sentido, existía una incompatibilidad tecnológica entre los sistemas que utilizan marcadores reflectantes para la detección de la posición 3D (sistemas multicámara BTS, VICON Nexus, etc) y los sistemas que emiten luz IR (Kinect, RealSense D415, etc). En los dispositivos multicámara 3D, los cálculos se realizan a partir de la reflexión de la luz IR en los marcadores reflectantes emitidos por las 6 cámaras. Esta reflexión se muestra en la pantalla del ordenador como una luz brillante que sirve para identificar ese punto y transformarlo en coordenadas XYZ. Por el contrario, el sensor Kinect emite una luz IR, siguiendo el modelo TOF explicado en el apartado 1.2.5.2, y devuelve la información del tiempo transcurrido entre la ubicación del marcador y el sensor IR integrado en la cámara Kinect. Es decir, la zona de ubicación del marcador reflectante no devuelve información de profundidad al sensor Kinect debido, precisamente, a que el marcador reflectante refleja la luz IR. En las pruebas de laboratorio, se observaba en el interfaz del

software ADiBAS que los marcadores reflectantes de dimensiones grandes eran visualizados como un “agujero negro” donde no se identificaba profundidad alguna y, por tanto, nula localización de las coordenadas XYZ. La decisión del equipo investigador fue utilizar los marcadores reflectantes más pequeños posibles, que fueran registrados por las cámaras BTS y que no fueran detectados por el software ADiBAS como un punto sin profundidad. Además, para poder identificar más fácilmente en el interfaz del software ADiBAS el marcador reflectante, se le añadió al marcador un adhesivo circular blanco (fig. 55). En los casos en los que, el sistema ADiBAS no consiguió detectar profundidad, se identificó el pixel más cercano al marcador donde reconociera las coordenadas XYZ.

Las pruebas consistieron en realizar tres movimientos corporales en tres posiciones bípedas ortoestáticas: posición neutra (PN), rotación derecha (RD) y pulsión anterior (PA) (fig.57). Las posiciones ortoestáticas seleccionadas simulan los desplazamientos o desequilibrios habituales que puede tener una persona en posición bípeda, tal y como quedó explicado en el apartado 3.3.1.3. y en la figura 50. Dado que las tres posiciones seleccionadas contienen la información tridimensional requerida, no se consideró necesario repetir el mismo movimiento para el lado izquierdo o la pulsión posterior. Para visualizar la totalidad del cuerpo, el sensor Kinect se fijó a un trípode ortogonalmente al participante y se situó a una distancia de 180 cm respecto al participante y a una altura entre 80 y 100 cm respecto al suelo. (fig.58). Se realizó una calibración previa a la captura de las posiciones ortoestáticas. Con el sistema ADiBAS se realizó siguiendo el mismo protocolo que en la fase 2. Respecto al sistema multicámara 3D BTS, la calibración es del tipo varita basada en la restricción epipolar geométrica que permite la estimación de distancias focales, puntos principales y distorsiones de la lente de las cámaras sin el uso de ningún dispositivo adicional. Esta calibración se realizó mediante un protocolo formado por tres varitas unidas por un punto y orientadas cada una en los tres ejes del espacio. Para completar este procedimiento y optimizar la calibración de los parámetros internos y externos, se utilizó una única varita que fue movida por uno de los evaluadores dentro del área de trabajo durante 90 segundos (5).

Las capturas se realizaron estando el participante en posición ortoestática con ambos pies juntos. Los brazos se mantuvieron en posición en “jarra” con el objeto de

aumentar los cambios de posición articular de las variables situadas en el miembro superior, especialmente en la posición de rotación (fig.57). Las órdenes verbales fueron las siguientes:

1. Posición neutra: *“manténgase con las manos en “jarra”, los pies juntos y en una posición confortable. Mantenga esta posición unos segundos”*.
2. Rotación derecha: *“mantenga la misma posición de brazos y pies. Gire en bloque el cuerpo hacia la derecha sin mover los pies hasta que su codo derecho sobrepase ligeramente el plano de su espalda. Mantenga esta posición unos segundos”*.
3. Pulsión anterior: *“mantenga la misma posición de brazos y pies. Proyecte su cuerpo hacia delante como si apoyase todo su peso sobre los dedos de los pies. Mantenga esta posición unos segundos”*.

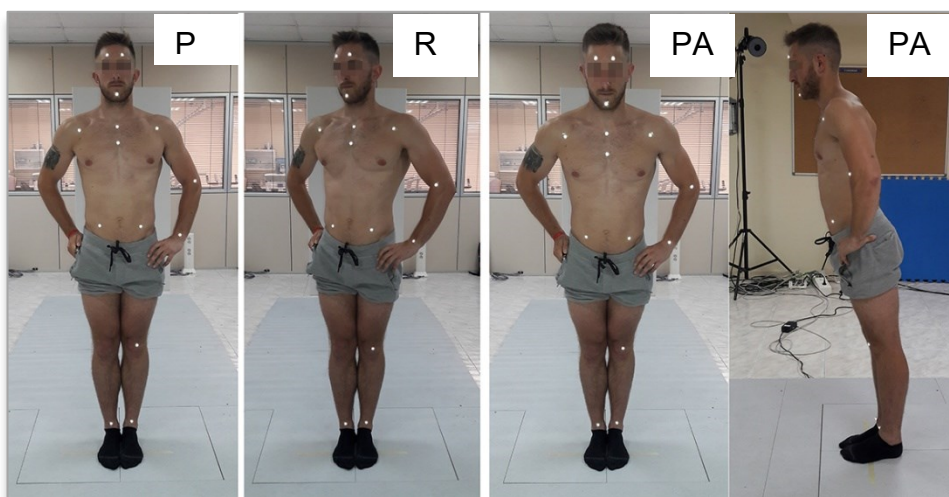


Figura 57. Posiciones bípedas ortoestáticas. Posición neutra (PN), Rotación dcha. (RD), Pulsión anterior (PA). Se muestran dos imágenes de la PA para comprender mejor el movimiento solicitado. Las capturas de todas las imágenes se realizaron frontalmente al participante.

A todos los participantes se les instruyó sobre la tarea a realizar. Se insistió que los movimientos tuvieran la amplitud suficiente para poder detectar todos los marcadores. Especialmente, se insistió en el movimiento de rotación derecha ya que un movimiento muy amplio podría provocar la ocultación de algunos marcadores. Para ello, antes de realizar las pruebas, los participantes se familiarizaron con la configuración del laboratorio, se les mostraron los procedimientos a seguir y

aclararon sus dudas. Se realizaron y recogieron datos de tres intentos en cada posición.

Para sincronizar ambos dispositivos y poder obtener una imagen del mismo instante, se pidió al participante que activara un lápiz óptico (clic-on) durante unos segundos al iniciar la prueba. Una vez el participante se encontraba en la posición establecida (PN, RD o PA) para ese intento, un evaluador daba la orden de “captura” para avisar al participante que activara la luz del lápiz óptico. Este recurso permitió identificar de forma precisa el fotograma del vídeo donde aparecía por primera vez la luz sobre la imagen. De este modo, se consideraba ese fotograma como válido para ser medido posteriormente por ambos dispositivos.

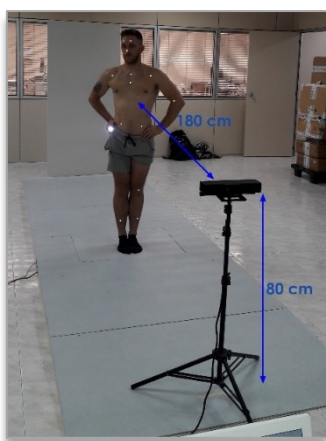


Figura 58. Disposición del sensor Kinect respecto al participante. Se ubicó a 180 cm y a 80 cm del suelo.

3.4.1.4. Datos y variables

La recogida de los datos fue realizada por dos evaluadores experimentados en el funcionamiento del sistema multicámara 3D BTS y por un evaluador en el sistema ADiBAS, cegados a las mediciones de cada uno. La digitalización de los marcadores y cálculo de las variables se realizó en cada sistema siguiendo los procedimientos y protocolos establecidos en los mismos. El error inherente a la ubicación de los marcadores que se pudiera dar por el evaluador no tenía relevancia para la consecución de los objetivos del estudio ya que las capturas de la imagen se realizaron de forma simultánea por ambos dispositivos. Las variables principales fueron cuantitativas continuas, siendo la unidad de medida el mm para los parámetros de longitud y el grado para los parámetros angulares. En total se obtuvieron seis variables de longitud y cinco variables de ángulo (Tabla 3) (fig.59).

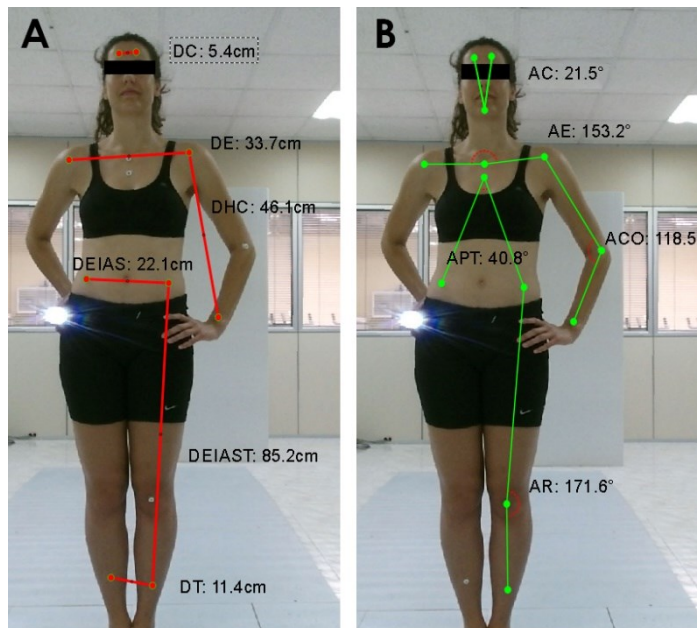


Figura 59. Variables de medida de longitud (A) y ángulos (B).

Num. Variable	Abreviatura	Nombre	Región anatómica	Descripción
1	AC	Ángulo cefálico	Cefálica	Ángulo entre el frontal dcho., el mentón y el frontal izq.
2	DC	Distancia cefálica	Cefálica	Distancia entre el frontal izq. y dcho.
3	AE	Ángulo escapular	Cintura escapular	Ángulo entre la apof. coracoides dcha., el manubrio esternal y la apof. coracoides izq.
4	DE	Distancia escapular	Cintura escapular	Distancia entre ambas apof. coracoides.
5	ACO	Ángulo codo	Miembro superior	Ángulo entre la apof. coracoides, el codo y el carpo
6	DHC	Distancia hombro-carpo	Miembro superior	Distancia entre la apof. coracoides y el carpo
7	APT	Ángulo pélvico-torácico	Cintura pelviana	Ángulo entre EIAS dcha., el esternón y la EIAS izq.
8	DEIAS	Distancia EIAS	Cintura pelviana	Distancia entre ambas EIAS
9	AR	Ángulo rodilla	Miembro inferior	Ángulo entre la EIAS, centro rotuliano y centro tobillo
10	DEIAST	Distancia EIAS-tobillo	Miembro inferior	Distancia entre la EIAS y el centro tobillo
11	DT	Distancia tobillos	Miembro inferior	Distancia entre el centro de ambos tobillos

Tabla 3. Variables de medida y su descripción.

3.4.1.5. Análisis estadístico

Cuando se presenta un nuevo dispositivo o herramienta para ser usado en lugar de otro ya establecido (por ejemplo, para disminuir el coste y/o aumentar la practicidad de uso) es necesario hacer estudios de usabilidad que comprueben que las medidas realizadas por ambos dispositivos sean intercambiables. Si bien, el sistema multicámara 3D BTS (considerado como referencia) y el sistema ADiBAS no son exactamente el mismo dispositivo, sí que miden constructos similares cuando se quieren medir distancias y ángulos en una posición estática. En este caso las

pruebas estadísticas las hemos centrado en comprobar la concordancia absoluta entre el nuevo dispositivo y el dispositivo ya establecido, idealmente ambas medidas tendrían que coincidir para el constructo diseñado. La concordancia absoluta puede establecerse como concordancia absoluta no-escalada, no es dependiente de la variación entre participantes y se reportan con las unidades propias de la medida, y como concordancia absoluta escalada, esta es dependiente de la variación entre participantes y tiene un valor máximo de 1 (6,7).

Se realizó un análisis descriptivo de todas las variables cuantitativas continuas del estudio, calculando los promedios y las desviaciones típicas correspondientes a cada medición. La concordancia absoluta no-escalada se comprobó calculando la raíz cuadrada de los promedios al cuadrado de las desviaciones (RMSD) (del inglés, Root Mean Square Deviation) y los límites de concordancia (Limits of Agreement, LOA) (8). El RMSD se calcula según la fórmula:

$$\text{RMSD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}{N}}$$

Donde X_i es la medida obtenida con el nuevo dispositivo, \bar{X}_i la medida obtenida con el dispositivo ya establecido y N el tamaño de la muestra. Esto nos indicará como ambas mediciones difieren entre ellas y se relaciona con el error técnico de medida. Los valores de LOA son indicativos del rango de valor de las diferencias entre ambos dispositivos de medida que serían probables (en nuestro caso 95%). Un buen indicativo de usabilidad se relaciona con la mayoría de los registros dentro de los límites de concordancia.

La concordancia absoluta escalada se comprobó con el CCI y el coeficiente de correlación de concordancia (CCC) (6). El CCI nos permite ver la proporción de la variabilidad entre medidas que es debida a los diferentes participantes. Del mismo modo que en la fase 2, se procedió a transformar los datos a logaritmo neperiano cuando estos no seguían una distribución normal. Se utilizó un análisis CCI_{2,1} de dos factores aleatorio y acuerdo absoluto para determinar la concordancia entre ambos dispositivos de medición (fig.53). El CCI no explica o discrimina la variabilidad que se produce entre los diferentes dispositivos de medida. Para superar estas limitaciones

se propuso utilizar el CCC, el cual califica el nivel de acuerdo entre medidas con variables continuas. Además, permite observar la desviación de los datos respecto una hipotética concordancia del 100% (línea de regresión a 45°). Los valores de CCC se encuentran entre -1 (total discordancia) y +1 (total concordancia). La clasificación de la concordancia entre mediciones con el CCC perfecta (+1), casi perfecta (0,99), sustancial (0.95-0.99), moderada (0.90-0.95) y pobre (<0.90) (9).

Por último, para corroborar ambos tipos de concordancia absoluta (no escalada y escalada) se realizaron gráficas de Bland y Altman y gráficas de dispersión para las comparaciones entre las mediciones realizadas entre ambos sistemas (10). En las gráficas de Bland y Altman se indicaron los límites de concordancia al 95% y los valores de máxima diferencia permitida (MAD) (del inglés, Maximum Allowed Difference) para las variables de ángulo, y para las variables de longitud los predefinidos clínicamente (0 ± 0.5 cm) (11,12). Tres tipos de gráficas de dispersión fueron realizadas, todas ellas incluían la línea de regresión: 1) gráficos con la medida del sistema multicámara 3D BTS apareado con el valor de la medida del sistema ADiBAS; 2) gráficos con la medida del sistema multicámara 3D BTS apareado con el valor de la diferencia de medida entre el sistema multicámara 3D BTS y el sistema ADiBAS; y 3) gráficos con la medida del sistema multicámara 3D BTS apareado con el valor absoluto de la diferencia de medida entre el sistema multicámara 3D BTS y el sistema ADiBAS.

El análisis de los resultados se realizó mediante el mismo paquete estadístico que en la segunda fase.

3.4.2. Referencias bibliográficas de la FASE 3

1. SMART-DX [Internet]. BTS Bioengineering. 2022 [citado 1 julio 2019]. Disponible en: <https://www.btsbioengineering.com/>
2. Kuster RP et al. Accuracy of KinectOne to quantify kinematics of the upper body. *Gait & posture* 2016 ;47: 80-85.
3. Clark R, Pua YH, Fortin K, Ritchie C, Webster K, Denehy L, & Bryant, A. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture* 2012;36(3): 372-377.
4. Eltoukhy Moataz et al. Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test. *Gait & posture* 2017;58: 421-427.
5. Borghese NA, Cerveri P, Rigioli P. A fast method for calibrating video-based motion analysers using only a rigid bar. *Med Biol Eng Comput.* 2001;39: 76–81.
6. M A Looney. Assessment of interrater and intermethod agreement in the kinesiology literature, *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 2018; 22:2: 116-128.
7. Lin L, Hedayat AS, & Wu W.). Categorical Data. In *Statistical Tools for Measuring Agreement*. Springer, New York; 2012.
8. MA Looney. Assessment of interrater and intermethod agreement in the kinesiology literature, *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 2018; 22(2): 116-128.
9. Cortés-Reyes É, Rubio-Romero JA, & Gaitán-Duarte H. Statistical methods for evaluating diagnostic test agreement and reproducibility. *Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología* 2010; 61(3): 247-255.
10. Cox NJ. Speaking Stata: Graphing Agreement and Disagreement. *The Stata Journal* 2004; 4(3): 329–349.
11. Bland JM, Altman DG. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat.* 2007;17(4):571-82.
12. Giavarina D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochem Med.* 2015;25(2):141-51.

3.5. Fase 4: APLICACIÓN PRÁCTICA. FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR CON SISTEMA ADIBAS

3.5.1. Material y métodos

3.5.1.1. Participantes

La población de estudio para esta cuarta fase estuvo formada por 30 pacientes reclutados por conveniencia, a partir de la base de datos de pacientes tratados en el servicio de fisioterapia localizado en Barcelona, de una cohorte más grande. La fase de reclutamiento se realizó durante el cuarto trimestre de 2019 por vía telefónica a través de una secretaria especialmente informada de los objetivos del estudio.

Para el cálculo del tamaño muestral se siguió el mismo procedimiento que el descrito en la fase 2. Se seleccionó una muestra heterogénea de pacientes que se encontraban en tratamiento de fisioterapia por padecer ciertos TME, especialmente relacionados con dolores mecánicos inespecíficos o por presentar desalineación vertebral como hipercifosis o hiperlordosis. No se consideró realizar restricciones importantes respecto a la selección de la muestra por lo que se mantuvieron los mismos criterios de exclusión que en la fase 2.

De los 38 pacientes reclutados hubo ocho pérdidas: un caso por un episodio de dolor agudo, dos casos por cambio de residencia, en tres casos se olvidaron de la fecha de la cita y dos casos renunciaron a participar por problemas de agenda. Finalmente incluimos un total de 30 pacientes cuyas características demográficas se muestran en la tabla 4.

	Hombre (n=11)	Mujer (n=19)	Total (n=30)
	$\bar{x} \pm DT$	$\bar{x} \pm DT$	$\bar{x} \pm DT$
Edad (años)	44,5 ± 17,4	50,6 ± 14,6	48,3 ± 15,7
Peso (Kg)	77,4 ± 12,0	59,7 ± 9,7	66,1 ± 13,5
Altura (cm)	180,6 ± 8,1	164,2 ± 6,1	170,2 ± 10,5
IMC(Kg/m ²)	23,8 ± 4,1	22,1 ± 2,9	22,7 ± 3,4

Tabla 4. Características demográficas de los pacientes.

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Internacional de Catalunya en Barcelona que informó favorablemente (ver anexo 3). Todos los participantes fueron informados de los objetivos y procedimientos, asegurándoles la confidencialidad de los datos y la posibilidad de abandonar el estudio en cualquier momento. Se les entregó una hoja informativa y un modelo de consentimiento informado, que firmaron previo a las pruebas (ver anexo 4 Y 5). Con el objeto de mantener la confidencialidad de los datos, se seudonimizaron identificando a cada participante a partir del número de historia clínica (p. ej., 1456) (ver anexo 6). Toda la información se almacenó en un ordenador con acceso restringido al grupo investigador.

3.5.1.2. Equipamiento

Para la adquisición de los datos se utilizó el mismo equipamiento para el uso del sistema ADiBAS como el propuesto en las fases 2 y 3, es decir: un sensor Kinect V2, el software ADiBAS, un ordenador portátil, un trípode y una plataforma para la ubicación de los pies. Para identificar los puntos anatómicos se emplearon marcadores adhesivos de un cm de diámetro.

3.5.1.3. Procedimientos

Se registraron los datos basales generales de los pacientes (sexo, fecha de nacimiento, peso y altura). Los evaluadores que participaron en esta cuarta fase estuvieron formados por cuatro fisioterapeutas experimentados, tres de ellos con poca experiencia en el manejo del programa informático ADiBAS objeto del estudio.

A continuación, se detalla el procedimiento que se realizó para la obtención de las medidas realizadas con el sistema ADiBAS sobre la muestra de pacientes.

Seguimos la misma rutina que en la tercera fase con alguna pequeña variación. Los pacientes realizaron las pruebas con los pies descalzos, con ropa adecuada para identificar las partes anatómicas fácilmente y el cabello recogido con una pinza para el pelo con el objeto de hacer visible los marcadores situados en la región céfalo-cervical. Un único evaluador experimentado en el análisis postural se encargó de identificar los puntos anatómicos en los que se colocaron sobre la piel los

marcadores adhesivos esféricos de 10 mm. Estas referencias anatómicas también fueron utilizadas para estudios parecidos (Tabla 5) (1-4).

Marcadores	Referencias anatómicas
1	Trago de la oreja dcha.
2,3	Mentón y glabella
4,5	Acromion dcho. e izq.
6,7	Manubrio esternal y 1/3 inferior esternón.
8,9	EIAS dcha. e izq.
10,11	EIPS dcha. e izq.
12	Centro del trocánter mayor dcho.
13,14	Centro de la rótula dcha. e izq.
15	Interlinea articular lateral rodilla dcha.
16,17	Centro de la articulación tobillo dcho. e izq.
18	Maléolo lateral dcho.
19	Apóf. estiloides del 5º metatarsiano dcho.
20	Apóf. espinosa de la séptima vértebra cervical (C7)
21,22,23	Apóf. Esp. vértebras torácicas de Th1, Th7/8, Th12
24,25	Apóf. Esp. vértebra lumbar L3 y sobre el sacro a nivel de S2
26	Zona central y lateral del tórax *

Tabla 5. ubicación anatómica de los marcadores adhesivos situados sobre la piel. (*) Marcador colocado a posteriori con el software.

Sobre un trípode se fijó el sensor Kinect V2 ortogonalmente al paciente (fig.60). El sensor se situó en dos posiciones: en primer lugar, para la visión frontal (VF) y visión sagital (VS) se situó a una distancia de 180 cm respecto al paciente y a una altura entre 80 y 120 cm respecto al suelo. Esta variabilidad en la altura se debió a que se consideró como referencia la distancia del ombligo al suelo que representa, aproximadamente, la zona media del cuerpo. En segundo lugar, para la visión posterior (VP), se situó el sensor Kinect a 80 cm respecto al paciente y a una altura aproximadamente de 120 cm, tomándose como referencia la zona interescapular del paciente para poder obtener una imagen centrada en la espalda (fig.61).

Para la calibración del sistema ADiBAS se efectuó siguiendo el mismo procedimiento que para las fases 2 y 3. Dado que el sensor Kinect varió su posición en dos ocasiones, se tuvieron que realizar dos calibraciones. El tiempo aproximado en realizar cada calibración no fue superior a los 60 segundos.



Figura 60. La imagen muestra la posición ortogonal del sensor Kinect respecto al paciente.

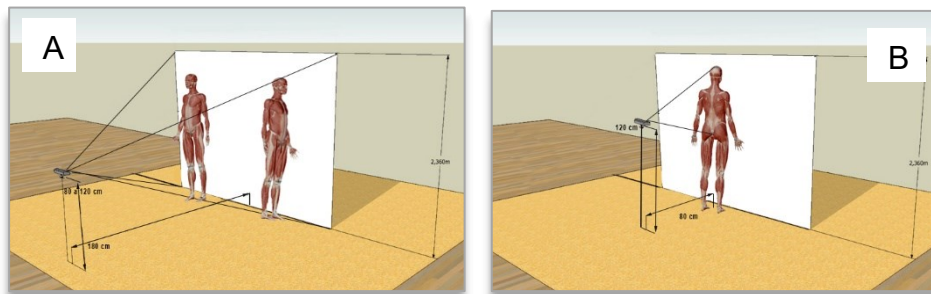


Figura 61. Ubicación del sensor Kinect, tanto la distancia respecto al paciente como la altura. Visión frontal y sagital (A), visión posterior (B)

La prueba consistió en realizar dos capturas con el sistema ADiBAS de la postura bípeda ortoestática en una visión frontal, sagital y posterior. Estas posiciones son utilizadas habitualmente para realizar análisis posturales con fotogrametría como queda expuesto en un artículo sobre revisión de la literatura en el análisis de la postura humana (5) (fig.62).

Las capturas se realizaron estando el paciente de pie sobre una plataforma con huella plantar dibujada en su superficie identificando una rotación externa de 15° para cada pie (1). Se instó al paciente a que mantuviese los brazos relajados a lo largo del cuerpo en una posición lo más natural y espontánea posible. Para ello, se le solicitó que realizase unos pasos sobre la misma plataforma y que moviese varias veces la cabeza (acción de decir “sí” y “no”). En el caso de la VS se solicitó que mantuviese ligeramente el codo derecho flexionado aproximadamente 90° para evitar la ocultación de algunos marcadores situados en la pelvis (trocánter mayor e EIAS dcha.). Por nuestra experiencia clínica, es frecuente observar como el

paciente mantiene una postura poco espontanea cuando es fotografiado cuando se realiza un análisis postural. Para facilitar la correcta realización de la prueba, se dedicó un tiempo aproximado de cinco minutos en explicar el procedimiento a seguir para su correcta ejecución. Las órdenes verbales fueron las siguientes:

1. Visión frontal: *“De cinco pasos sobre la misma plataforma sin moverse. Diga “si” y “no” moviendo la cabeza varias veces. Ahora manténgase en una posición relajada, lo más natural posible y con la mirada hacia el frente. Mantenga esta posición unos segundos”.*
2. Visión sagital: *“De cinco pasos sobre la misma plataforma sin moverse. Diga “si” y “no” moviendo la cabeza varias veces. Ahora manténgase en una posición relajada, lo más natural posible y con la mirada hacia el frente, flexione ligeramente el codo derecho. Mantenga esta posición unos segundos”.*
3. Visión posterior: *“manténgase en una posición relajada, lo más natural posible y con la mirada hacia el frente. Mantenga esta posición unos segundos”.*

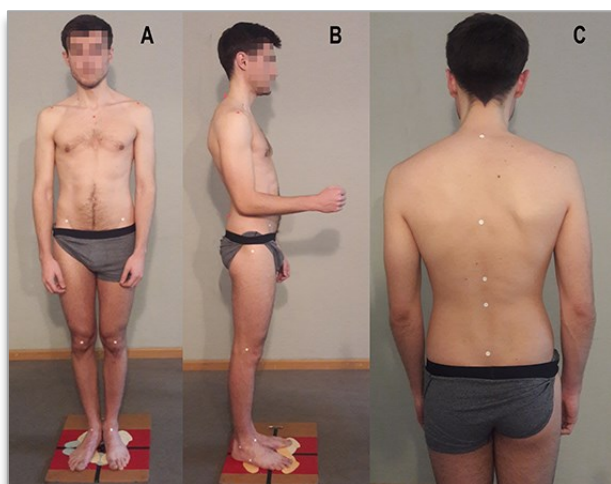


Figura 62. Posiciones bípedas ortoestáticas. A) Visión frontal, B) Visión sagital, C) Visión posterior. Sobre el cuerpo del paciente marcadores adhesivos de color blanco y situado sobre una plataforma donde están marcadas las huellas plantares en las tres posiciones para facilitar la posición de los pies durante la captura de la imagen.

En los casos que el paciente fue de sexo femenino, en la captura de la visión posterior, el evaluador desabrochó momentáneamente el sujetador para poder tener expuesta la espalda desnuda. Cualquier artefacto o prenda de vestir es detectada por el sensor Kinect. La tira del sujetador en mitad de la espalda puede producir errores de medida cuando se quiere medir el ángulo de cifosis torácico.

3.5.1.4. Datos y variables

La selección de las variables angulares y de longitud establecidas en esta cuarta fase para el análisis postural ha seguido un criterio clinimétrico. El término “clinimétrico” fue introducido por Feinstein en 1987 para describir o medir los síntomas, signos físicos y otros fenómenos netamente clínicos (6-8). La recogida de los datos fue realizada por un solo evaluador con amplia experiencia clínica y también en el manejo del software ADiBAS. Este evaluador fue el encargado de explicar al paciente el procedimiento para realizar correctamente la captura de la imagen, colocar sobre el cuerpo del paciente los marcadores adhesivos descritos en la Tabla 5, realizar las calibraciones y capturar las imágenes con el sistema ADiBAS.

Se confeccionó un protocolo para obtener los datos clinimétricos de forma automática. La medición de las capturas fue realizada por tres fisioterapeutas capacitados previamente para la utilización del software ADiBAS. Se empleó el enmascaramiento entre las mediciones de cada uno de los evaluadores. Cada captura fue medida dos veces y en dos sesiones con un intervalo de 7 a 10 días entre la primera y la segunda medición (fig.63).

Las variables fueron cuantitativas continuas, siendo la unidad de medida en mm para los parámetros de longitud y en grados para los parámetros angulares. La gran mayoría de las variables analizadas en este estudio están descritas en la literatura científica en estudios similares como se muestra en la Tabla 6. En total se obtuvieron cinco variables de longitud y 13 variables angulares (Tabla 7) (fig.64-72).

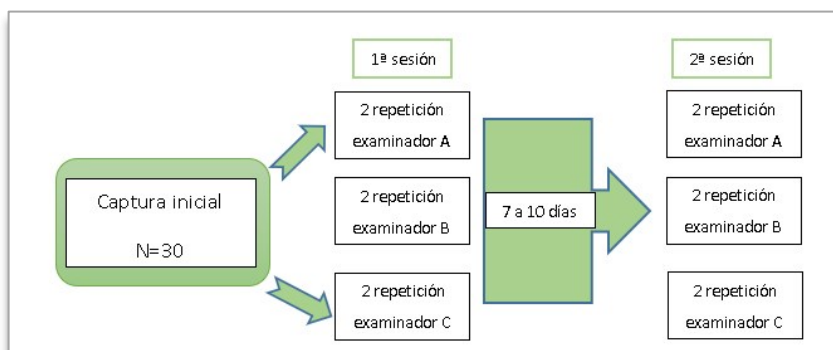


Figura 63. Esquema del cronograma para la captura de la imagen del paciente con el sistema ADiBAS. Se realizaron dos repeticiones de cada captura en dos sesiones con un intervalo de 7 a 10 días por los tres evaluadores.

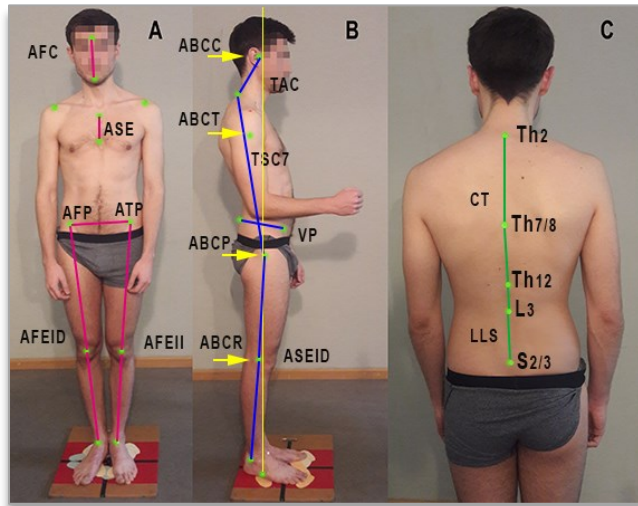


Figura 64. Variables de longitud y ángulo en las tres posiciones: visión frontal (A), visión sagital (B) y visión posterior (C). La descripción de cada variable se explica en la Tabla 7.

Abrev.	Variables clinimétricas	Referencias bibliográficas
AFC	Alineación Frontal Cefálica	Ferreira EA., et al. 2011(9)
AFA	Alineación Frontal bi-Acromial	Raine S. et al.1997 (10) ; Tomkinson GR.,et al. 2013 (11)
AFP	Alineación Frontal de la Pelvis	Ferreira EA., et al. 2011(9) ; Tomkinson GR.,et al. 2013 (11)
ATP	Alineación Transversal de la Pelvis	Ségui Y., et al. 2021 (12)
AFEI	Alineación Frontal de la Extremidad Inferior	Shultz SJ.,et al. 2008 (13)
TAC	Traslación Anterior Cefálica	Tomkinson GR.,et al. 2013 (11) ; Fernandez de Las Penas C. et al. 2006 (14)
ASE	Alineación Sagital Esternón	Ségui Y., et al 2021 (12) ; Joshua A., et al. 2014 (15)
TSC7	Traslación Sagital de C7	Ségui Y., et al 2021(12); Garbossa D.,et al. 2014 (16)
VP	Versión Pelviana	Krawczyk B.,et al.2014 (17) ; Nguyen A.D. et al.2013 (18)
ASEI	Alineación Sagital de la Extremidad Inferior	Tomkinson GR.,et al 2013 (11) ; Nguyen A.D. et al.2013 (18)
ABC	Alineación de los Bloques Corporales	Ségui Y., et al 2021(12)
CT	Cifosis Torácica	Ségui Y., et al 2021 (12) ; D'Amico M.,et al.2017 (19)
LLS	Lordosis lumbo-Sacra	Ségui Y., et al 2021 (12) ; D'Amico M.,et al.2017 (19)

Tabla 6. Referencias bibliográficas donde se analizan las variables clinimétricas.

Abrev.	Descripción	Definición
Visión frontal		
AFC	Alineación Frontal Cefálica	Áng. entre el mentón y la glabella respecto a una línea vertical
AFA	Alineación Frontal bi-Acromial	Áng. entre los dos acromios respecto a una línea horizontal
AFP	Alineación Frontal de la Pelvis	Áng. entre las dos EIAS respecto a una línea horizontal
ATP	Alineación Transversal de la Pelvis	Áng. entre las dos EIAS respecto a un plano horizontal
AFEID	Alineación Frontal de la Extremidad Inf. Dcho.	Áng. entre la EIAS, el centro rotuliano y el centro anterior del tobillo dcho.
AFEII	Alineación Frontal de la Extremidad Inf. Izq.	Áng. entre la EIAS, el centro rotuliano y el centro anterior del tobillo dcho.
Visión sagital		
TAC	Traslación Anterior Cefálica	Áng. entre el trago oreja y la apóf. esp. C7 respecto a una línea horizontal.
ASE	Alineación Sagital Esternón	Áng. entre manubrio esternal y 1/3 inferior del cuerpo esternal
TSC7	Traslación Sagital de C7	Áng. entre la apóf. esp. C7 y el centro del trocánter mayor con respecto a una línea vertical.
VP	Versión Pelviana	Áng. entre EIAS y la EIPS con respecto a una línea horizontal.
ASEID	Alineación Sagital Extremidad Inf. Dcho.	Áng. entre el centro del trocánter mayor, centro articulación rodilla y maléolo lateral
ABCC	Alineación Bloques Corporales Cefálico	Longitud horizontal desde el trago de la oreja a un eje vertical que pasa por la apóf estiloides del 5º metatarsiano.
ABCT	Alineación Bloques Corporales Torácico	Longitud horizontal desde el centro teórico del tórax a un eje vertical que pasa por la apóf estiloides del 5º metatarsiano.
ABCP	Alineación Bloques Corporales Pelviano	Longitud horizontal desde el centro trocánter mayor del fémur a un eje vertical que pasa por la apóf estiloides del 5º metatarsiano.
ABCR	Alineación Bloques Corporales Rodilla	Longitud horizontal desde el centro de la rodilla a un eje vertical que pasa por la apóf estiloides del 5º metatarsiano.
ΣABC	Alineación Bloques Corporales	Sumatorio ABCC + ABCT + ABCP + ABCR
Visión posterior		
CT	Cifosis Torácica	Áng. determinado por la curva formada entre las apóf. esp. Th1, Th8 y Th12
LLS	Lordosis Lumbo-Sacra	Áng. determinado por la curva formada entre las apóf. esp. Th12, L3 y S2

Tabla 7. Definición de las variables clinimétricas en visión frontal, sagital y posterior.

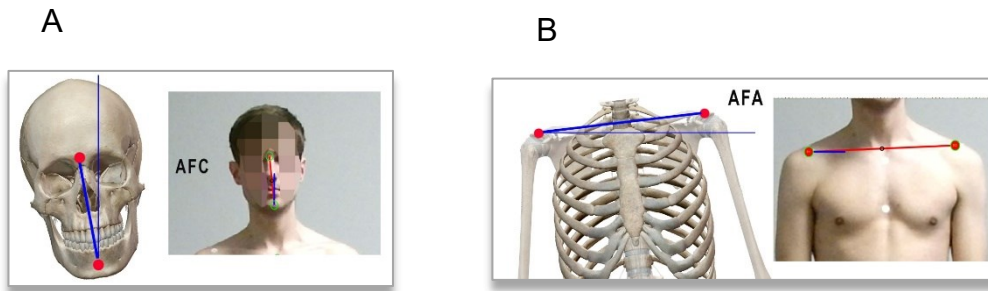


Figura 65. Ángulo Frontal Cefálico (AFC) corresponde a una látero-flexión de la cabeza (A); Ángulo Frontal Acromial (AFA) corresponde a la elevación de los hombros (B).

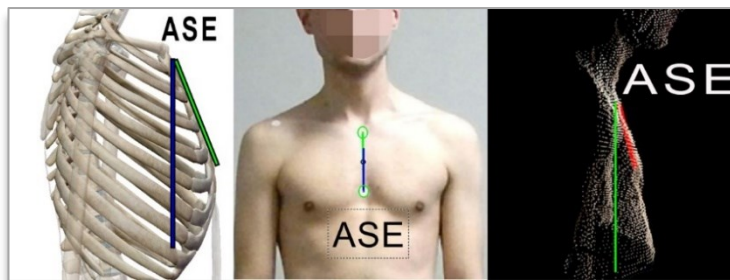


Figura 66. Ángulo Sagital Esternón (ASE). En la imagen central aparece una visión frontal para mostrar la ubicación anatómica de los marcadores, pero el ángulo corresponde al plano sagital. Corresponde a la posición estática del tórax en actitud inspiratoria o espiratoria.

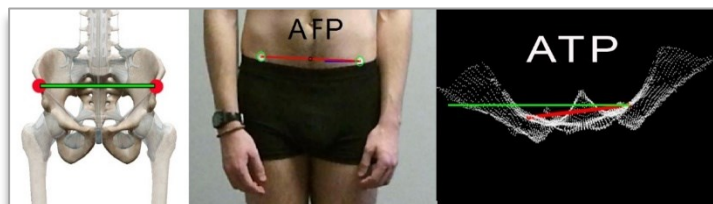


Figura 67. Ángulo Frontal Pelviano (AFP) corresponde a la báscula lateral de la pelvis. Ángulo Transversal Pelviano (ATP) corresponde a la rotación de la pelvis.

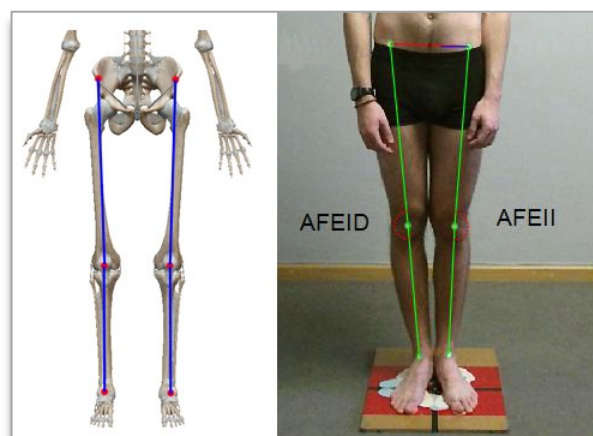


Figura 68. Ángulos Frontales Extremidades Inferiores derecha e izquierda (AFEID y AFEII). Corresponde a la actitud de normoeje, varo o valgo del miembro inferior.

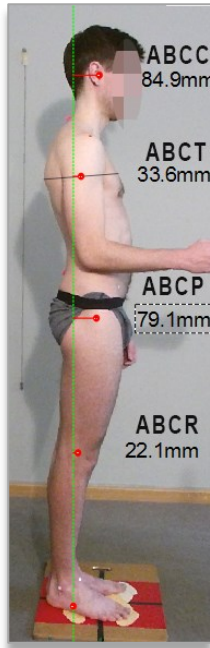


Figura 69. Variables de longitud correspondientes a la Alineación de los Bloques Corporales (ABC) en el plano sagital. ABCC (ABC Cefálico); ABCT (ABC Torácico); ABCP (ABC Pelviano); ABCR (ABC Rodilla). Estos desplazamientos corresponden a la longitud horizontal de los marcadores de referencia de cada bloque corporal respecto a la línea vertical de color verde. Aunque no está identificado en la imagen, hay una quinta variable correspondiente al sumatorio de todos los desplazamientos de los cuatro bloques corporales (ΣABC).

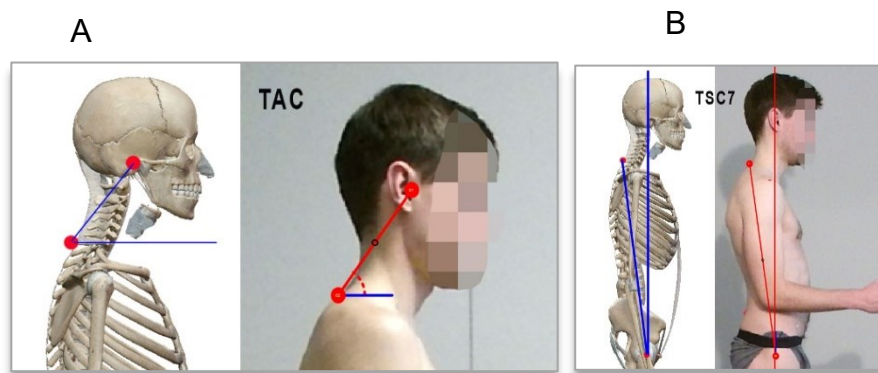


Figura 70. Ángulo de Traslación Anterior Cefálica (TAC) corresponde a la proyección de la cabeza (A); Ángulo de Traslación Sagital de C7 (TSC7) corresponde a la alineación del tórax respecto a la pelvis (B).

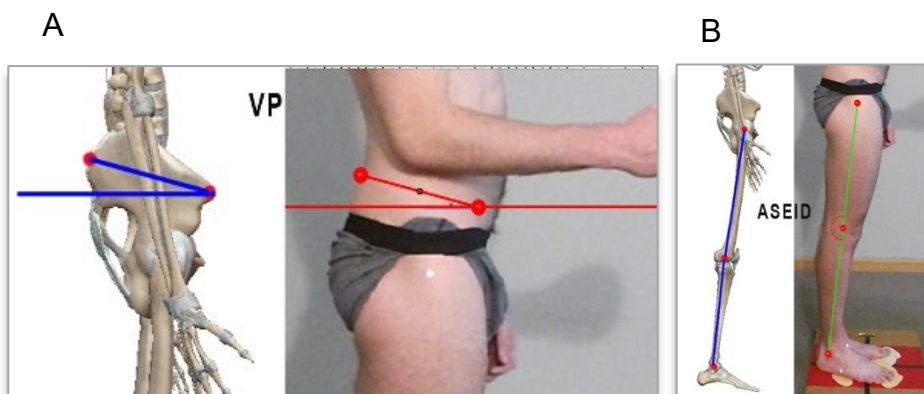


Figura 71. Ángulo de Versión Pelviana (AVP) corresponde a la posición de retroversión o anteversión de la pelvis (A); Alineación Sagital Extremidad Inferior Derecha (ASEID) corresponde al normoeje, flexum o recurvatum del miembro inferior (B).

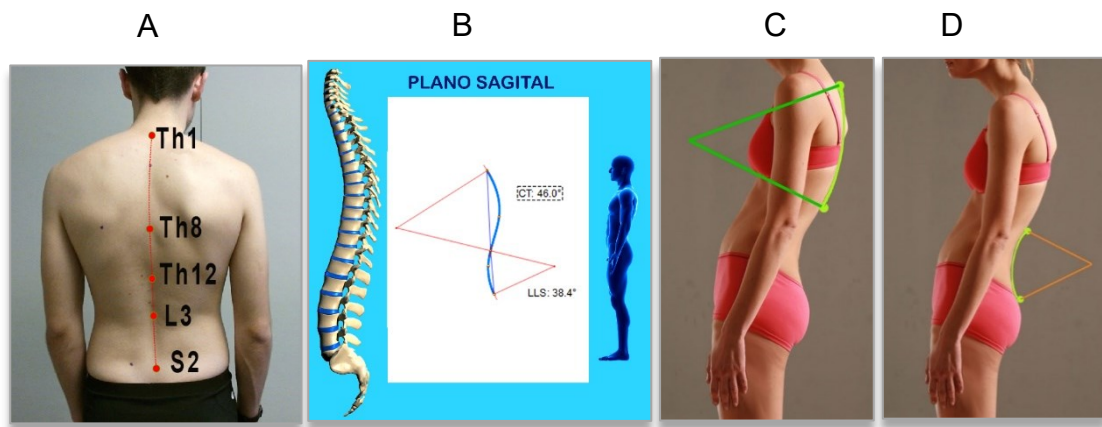


Figura 72. Se muestran los puntos anatómicos de ubicación de los marcadores (A); Cifosis Torácica (CT) y Lordosis Lumbo-Sacra (LLS) (B); imagen del ángulo de CT (C); imagen del ángulo de LLS (D).

3.5.1.5. Análisis estadístico

Se ha realizado un análisis descriptivo de todas las variables cuantitativas continuas del estudio, calculando los promedios y las desviaciones típicas correspondientes a cada medición. Se incluyen datos demográficos de los pacientes como la edad, el sexo y el IMC. Se siguió el mismo procedimiento que en la fase 2 para la comprobación de la distribución de normalidad de las variables, la homocedasticidad de los datos, los criterios de transformación a ln, la determinación de la fiabilidad relativa y absoluta, así como, el SE (apartado 3.3.1.5). Para la fiabilidad test-retest, se utilizó el coeficiente de correlación intraclass ($CCI_{3,1}$) y la correlación de Pearson.

3.5.2. Referencias bibliográficas de la FASE 4

1. Fortin C, Feldman D. E, et al. Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. *Physiotherapy* 2012; 98(1): 64-75.
2. Kuster RP et al. Accuracy of KinectOne to quantify kinematics of the upper body. *Gait & posture* 2016 ;47: 80-85.
3. Tomkinson G R, & Shaw LG. Quantification of the postural and technical errors in asymptomatic adults using direct 3D whole body scan measurements of standing posture. *Gait & posture* 2013;37(2), 172-177.
4. Eltoukhy Moataz et al. Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test. *Gait & posture* 2017;58: 421-427.
5. Do Rosário, José Luís Pimentel. Photographic analysis of human posture: a literature review." *Journal of bodywork and movement therapies* 2014;18(1): 56-61.
6. Feinstein AR. *Clinimetrics*. New Haven, CT: Yale University Press; 1987.
7. Fava G, Tomba E, & Sonino N. *Clinimetrics: the science of clinical measurements*. *International journal of clinical practice* 2012; 66(1): 11-15.
8. Streiner D L. *Clinimetrics vs. psychometrics: an unnecessary distinction*. *Journal of clinical epidemiology* 2003; 56(12): 1142-1145.
9. Ferreira Elizabeth A, et al. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior, and lateral views. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2011; 34(6): 371-380.
10. Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(1): 1215–23
11. Tomkinson G R, & Shaw LG. Quantification of the postural and technical errors in asymptomatic adults using direct 3D whole body scan measurements of standing posture. *Gait & posture* 2013;37(2), 172-177.
12. Ségui Y, Ramírez-Moreno J. Global physiotherapy approach to thoracolumbar junction syndrome. A case report. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2021;25: 6-15.
13. Shultz SJ, Nguyen A D, Schmitz RJ. Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2008;38(3):137-149.
14. Fernandez de Las Penas C, Alonso-Blanco C, Cuadrado M, Gerwin MD, Pareja J. Trigger points in the suboccipital muscles and forward head posture in tension-type headache. *Headache* 2006;46(3):454–60
15. Joshua A, Shetty L. et al. Variations in dimensions and shape of thoracic cage with aging: an anatomical review. *Anatomy Journal of Africa* 2014;3(2):346-355.
16. Garbossa D, Pejrona M, Damilano M, et al. Pelvic parameters and global spine balance for spine degenerative disease: the importance of containing for the well being of content. *European Spine Journal* 2014;23(6):616-627.

17. Krawczyk B, et al. A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: a proposal for reference values. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics* 2014;37(4):269-275.
18. Nguyen Anh-Dung et al. Various methods for assessing static lower extremity alignment: implications for prospective risk-factor screenings. *Journal of athletic training* 2013;48(2):248-257.
19. D'Amico M, Kinel E, & Roncoletta P. Normative 3D opto-electronic stereo-photogrammetric posture and spine morphology data in young healthy adult population. *PloS one* 2017;12(6):e0179619.

4. CAPÍTULO IV. Resultados

4.1. Fase 1: Resultados. Diseño e implementación

A continuación, presentamos los resultados de esta primera fase tras la ejecución de la fase de diseño del software e implementación. Este capítulo recoge especialmente los aspectos donde mi contribución al desarrollo del software fue de mayor relevancia. Se excluyen todos aquellos resultados vinculados a la operatividad del equipo técnico relacionados con la arquitectura informática, métricas de seguridad, métricas de productividad o cualquier otra aportación propia de la disciplina de ingeniería informática o marketing. También se excluyen los resultados gráficos sobre aspectos muy comunes en el diseño de software como las funcionalidades de zoom, menú archivo, propiedades de la imagen, ajuste de vistas, menú de ayuda, etc.

Presentamos los resultados organizados en cuatro secciones: la primera sobre el diseño gráfico del software, la segunda incluye las funcionalidades de medición, la tercera se muestran las funcionalidades de visualización y la cuarta correspondiente al almacenamiento de los datos.

4.1.1. Resultados sobre el diseño gráfico

Se muestran los resultados sobre el diseño de la comunicación visual que compusieron los elementos del interfaz, incluyendo el logotipo y los iconos que se vincularon a las funcionalidades. En la figura 73 se muestra el diseño del logotipo del sistema ADiBAS (Automatic Digital Biometry Analysis System) con un subtítulo de “posture”. Tanto el nombre comercial como el logotipo fueron registrados en el Registre de la Propietat intel·lectual de Catalunya, en Barcelona (ver anexo 10). El logotipo contribuye a dar identidad a la marca a partir del tipo de letra, los colores y las imágenes. En nuestro caso quería expresar la idea de un sistema informático diseñado para realizar mediciones de la posición corporal de forma automática. En el grafismo del acrónimo se utilizó una tipografía sencilla asociando líneas curvas (letras “D”, “B” y “S”) con rectas (letras “A” e “i”). La línea recta de la letra “i” asociada a la medición de la longitud entre dos puntos, mientras que la letra “A”, en forma

triangular aludiendo a las mediciones de ángulos. El punto de la letra “i” contiene una esfera tridimensional roja simbolizando los marcadores utilizados en el software para obtener las mediciones de longitudes y ángulos. En la parte superior del acrónimo se representó una imagen de una figura humana en el plano frontal en posición anatómica. En el cuerpo aparecen esferas rojas simbolizando los marcadores que debían ser ubicados en el cuerpo para efectuar las mediciones. En la parte posterior de la imagen humana se inscribe un triángulo azul simbolizando el concepto de simetría y aludiendo a la primera letra “A” del acrónimo.



Figura 73. Logotipo del sistema ADIBAS (Automatic Digital Biometry Analysis System) con un subtítulo de “posture” (ver anexo 10).

El interfaz es el espacio que permite la navegación del usuario para interactuar con las funcionalidades que componen el software. En la figura 74, se muestran los iconos vinculados a dichas funcionalidades:

- 1.- Barra de menú: menú desplegable donde se podía acceder a todos los comandos.
- 2.- Barra de herramientas de medición y dibujo: se encontraban todas las herramientas de medición y dibujo. Además, en cada herramienta contenida en esta barra existía una nueva barra de propiedades.
- 3.- Barra de archivo: son las funcionalidades de gestión tales como guardar, abrir, gestión de base de datos, impresión, etc.
- 4.- Barra de visualización: desde aquí se gestiona la visualización de los datos. Se puede personalizar la visualización de cuadrículas y zoom. También contiene la funcionalidad de la visualización y reconstrucción 3D de la captura.

5.- Barra de información y configuración: barra multifuncional donde se muestran los datos de manera ordenada, limpia los datos de la captura y se configura la imagen y los diferentes parámetros de visualización de datos.

6.- Barra Kinect y calibración: relacionada con la gestión de la captura de la imagen y la calibración de la escena.

7.- Barra de protocolo: desde este punto se accede a las funciones de creación, guardado y aplicación de protocolos.

8.- Barra de ayuda y soporte: se encuentra el acceso a la sección de ayuda, donde se detallan todas las funcionalidades de ADiBAS Posture. También puede acceder a la asistencia técnica.

9.- Área de trabajo: área multi-proyecto, donde se puede tratar cada captura de forma independiente para el análisis postural.

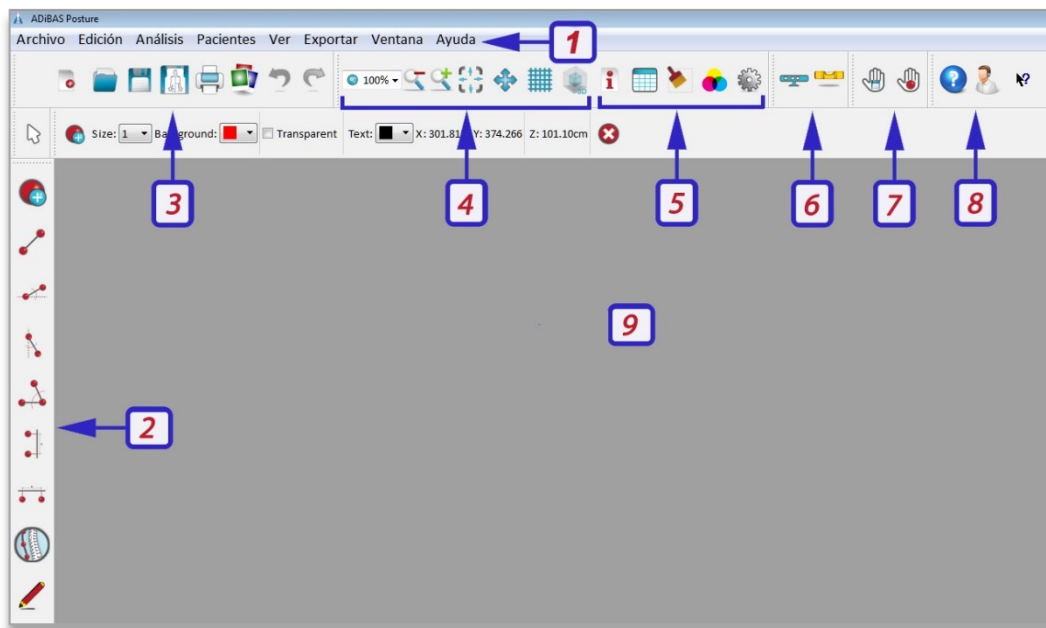


Figura 74. Interfaz del software ADiBAS: 1) Barra de menú; 2) Herramientas de medición; 3) Archivo; 4) Visualización; 5) Información y configuración; 6) Activación Kinect y calibración; 7) Gestión protocolos; 8) Ayuda y soporte; 9) Área de trabajo.

4.1.2. Resultados de las funcionalidades de medición

A continuación, se muestran los resultados de las herramientas que se consideraron necesarias para la obtención de los datos relativos a las distancias y los ángulos, tanto en 2D como en 3D. En las figuras 75 y 76 se presentan gráficamente los

iconos asociados a cada herramienta y un ejemplo sobre dos imágenes que contienen las mediciones que se realizaron con dichas herramientas.

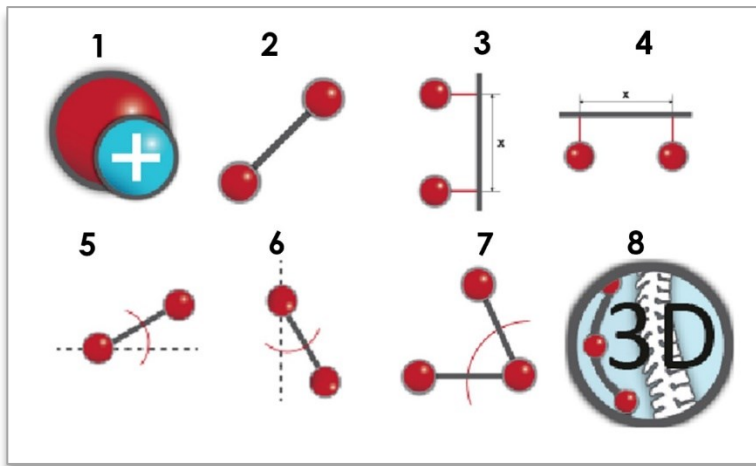


Figura 75. Iconos de las funciones de cálculo de distancias y ángulos. 1) Marcador; 2) Distancia; 3) Distancia respecto vertical; 4) Distancia respecto horizontal; 5) Ángulo respecto horizontal; 6) Ángulo respecto vertical; 7) Ángulo libre; 8) Ángulo espinal.

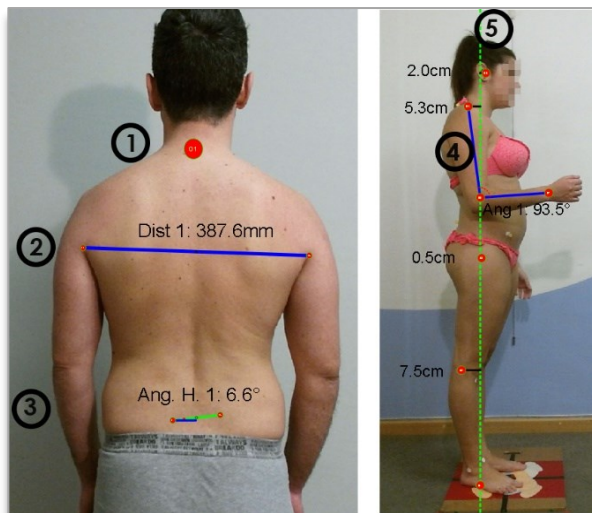


Figura 76. Se muestra en las dos imágenes la representación gráfica de las herramientas de medida: 1) marcador; 2) distancia entre dos puntos; 3) ángulo con respecto a la horizontal; 4) ángulo libre; 5) Distancia respecto a un eje vertical.

1) Marcador

El marcador es la herramienta que permitía identificar un punto específico de la imagen para obtener las coordenadas 3D. A partir de dos marcadores ubicados sobre la imagen se podían calcular distancias y ángulos. Se podían modificar las

características del marcador como el tamaño, color de relleno, color de texto y transparencia.

2) Distancia

Permitía conocer la distancia o longitud entre dos marcadores situados sobre la imagen. El cálculo de la distancia se calculaba en 3D y pudiéndose descomponer en tres ejes de forma independiente (XY), (XZ) o (YZ) (fig.77). Se podía modificar las características de la distancia como el grosor de la línea, Unidades tamaño, unidades métricas (metros, centímetros, milímetros, pulgadas, yardas, pies), color y tamaño de la fuente.

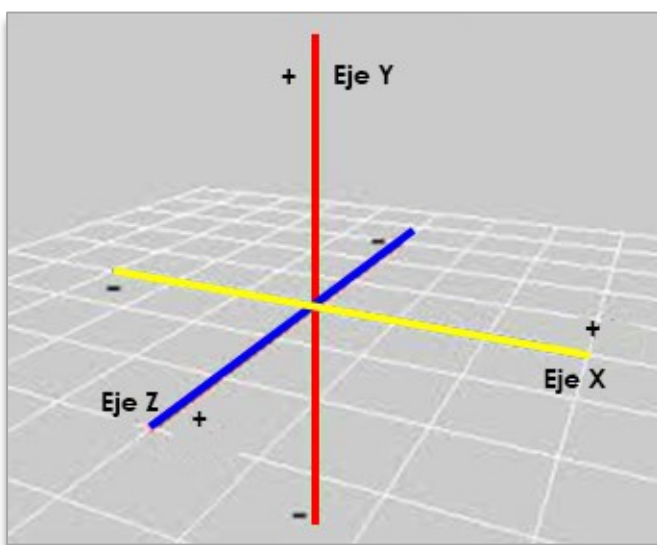


Figura 77. Descomposición de los ejes tridimensionales en X, Y y Z.

3) Distancia respecto vertical o respecto a la horizontal

Permitía obtener la o las distancias respecto a un eje vertical u horizontal de referencia (fig.75, iconos indicados con los números 3 y 4). Esta distancia se muestra en un plano 2D según las coordenadas "XY". Se podía modificar las características de esta herramienta como el grosor y color de los ejes, unidades métricas (metros, centímetros, milímetros, pulgadas, yardas, pies), color y tamaño de la fuente.

4) Ángulo respecto horizontal o vertical

Permitía obtener un ángulo formado por dos marcadores respecto a una línea horizontal o vertical de referencia (fig.75, iconos indicados con los números 5 y 6). El resultado de este ángulo se muestra en los tres ejes de rotación posibles según Euler y siguiendo la nomenclatura de la navegación (fig.78). Se podía modificar las

características de esta herramienta como mostrar el ángulo suplementario, el grosor y color de la línea, unidades métricas (grados, radianes, sexagesimal), color y tamaño de la fuente.

- Ángulo Roll. Definido por la dirección de un eje perpendicular a un plano frontal (XY). Ejemplo, ángulo de látero-flexión de la cabeza, báscula pelviana, etc.
- Ángulo Pitch. Definido por la dirección de un eje perpendicular a un plano sagital (YZ). Ejemplo, ángulo de flexo-extensión de la cabeza, ángulo de versión pelviana, etc.
- Ángulo Yaw. Definido por la dirección de un eje perpendicular a un plano transversal (ZX). Ejemplo, ángulo de rotación de la cabeza, ángulo de rotación pelviana, etc.

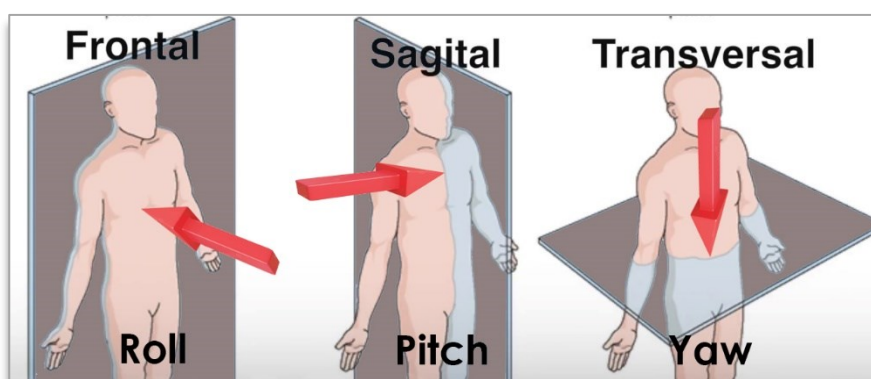


Figura 78. Ejes y planos anatómicos. Identificación de los ángulos rotacionales según la navegación (Ardakani H. et al. Review of the 3-2-1 euler angles: a yaw-pitch-roll sequence. Department of Mathematics, University of Surrey, Guildford GU2 7XH UK, Tech. Rep; 2010)

5) Ángulo libre

Esta herramienta permitía conocer el ángulo formado por tres marcadores. El resultado de este ángulo podía ser mostrado en 3D o en 2D. Se podía modificar las características de esta herramienta como mostrar el ángulo inverso, el grosor y color de la línea, unidades métricas (grados, radianes, sexagesimal), color y tamaño de la fuente.

6) Ángulo espinal

Esta herramienta permitía obtener el ángulo de curvatura del raquis a partir de una captura realizada en el plano frontal donde se visualice la espalda. El método estándar

para evaluar cuantitativamente la curvatura de la columna vertebral en radiología es la medición denominada ángulo de Cobb. Este ángulo se calcula dibujando una perpendicular a la placa terminal superior de la vértebra más superior involucrada y otra sobre la placa terminal inferior de la vértebra más inferior afectada. La intersección de ambas perpendiculares determina el ángulo (fig.79).

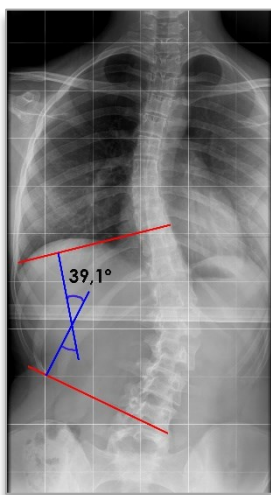


Figura 79. Cálculo del ángulo Cobb de la región dorso-lumbar en una radiografía sobre una escoliosis.

Con el software se podía obtener un ángulo similar al ángulo Cobb denominado “ángulo de curvatura”, a partir de un algoritmo matemático calculando la perpendicular a la tangente que pasa por la curva y el marcador. Las dos líneas generadas al realizar este procedimiento en dos puntos de la curva, determinaba el ángulo de intersección o ángulo de curvatura. Para obtener un ángulo espinal era necesario ubicar un mínimo de dos marcadores sobre las apófisis espinosas de la columna vertebral. El software podía determinar los ángulos de curvatura para el plano frontal “XY” en el caso de escoliosis, o bien, en el plano sagital “ZY” para determinar los ángulos de cifosis y lordosis lumbar (fig.80). El software también ofrecía datos sobre la distancia de los marcadores respecto a una línea que une el primer con el último marcador de la curva. Esto resulta útil para conocer el grado de concavidad o convexidad de la curva (fig.81). Se podía modificar las características de esta herramienta como el grosor y color de la línea, color y tamaño de la fuente.

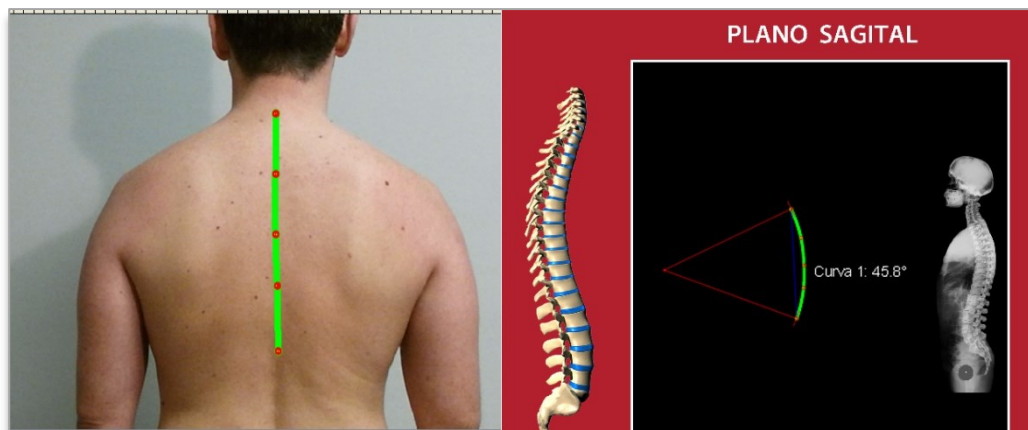


Figura 80. Cálculo del ángulo de curvatura de la región dorsal a partir de marcadores virtuales situados sobre las apófisis espinosas de D1, D4, D6, D8, D12. Obtención de 45,8° de ángulo de cifosis.

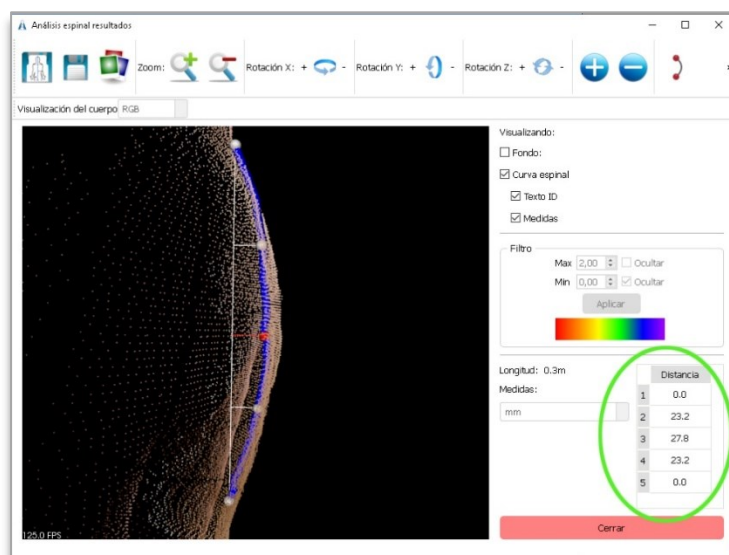


Figura 81. Arco de una curva. Cálculo de la distancia entre cada marcador y la línea que une el primer con el segundo marcador de la curva dorsal analizada (azul). En el círculo de color verde se muestran los resultados de las distancias en mm.

7) Ángulo rotacional espinal

Esta herramienta permitía obtener el ángulo de rotación espinal, especialmente indicado en casos de escoliosis. A partir de una captura en el plano frontal se podía calcular el grado de rotación de una región de la espalda en el plano transversal (fig.82).

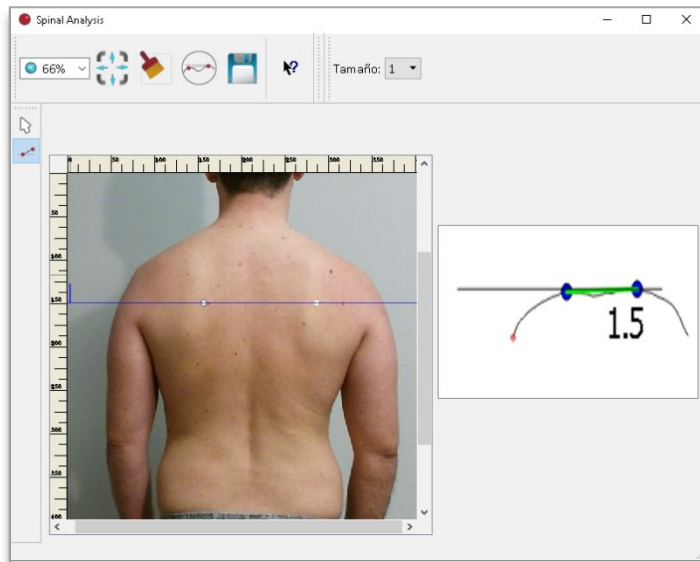


Figura 82. Ventana del software que muestra el resultado de un nivel de rotación dorsal con el resultado de 1,5 grados.

4.1.3. Resultados de las funcionalidades de visualización

A continuación, se muestran los resultados relacionados con la forma en la que se visualizaban las imágenes. La posibilidad de mover la imagen capturada en cualquier posición del espacio permitía al clínico un mejor análisis de los datos. Además, se pensó que mostrar estas imágenes al paciente puede ayudarle a una mejor comprensión del problema. Alguna de las formas en la que se visualizan los datos ya se han mostrado en figuras precedentes (figs. 80-82).

1) Captura de la imagen

Se introdujeron algoritmos nuevos a partir de la PCL para proporcionar filtros que permitieron reducir el ruido y mejorar la precisión. Además, la PCL proporcionó algoritmos para la segmentación de los objetos, muy útil para aislar objetos o regiones de interés de la escena para su posterior procesamiento. Para realizar una medición sobre una imagen y su posterior análisis, previamente se debía capturar la imagen con el dispositivo Kinect (fig.75, icono indicado con el número 6). Al activar el sensor Kinect aparecía la escena en forma de video. Una vez que se clicaba sobre el botón de “capturar imagen”, se obtenía un fotograma (*frame* en inglés) en 3D (fig.83). El tiempo necesario desde el clic hasta mostrar la digitalización de la imagen

definitiva variaba principalmente de tres factores: 1) la dimensión del tamaño de la imagen; 2) la distancia entre el sensor Kinect y el participante; 3) el nivel de precisión 3D seleccionado. A mayor tamaño de la imagen, más cerca estaba el sensor del participante y mayor era la precisión seleccionada, el sistema necesitaba más tiempo en procesar la imagen. El rango de tiempo que obtuvimos se situó entre 1 y 15 segundos.

Para identificar la figura humana y separarla de los objetos cercanos, el software mostraba una señal en el interfaz de “cuerpo detectado” o “cuerpo no detectado”. Esta utilidad además de las ventajas en la visualización también reducía el tiempo de procesamiento de la imagen. El sistema también permitía capturar hasta un máximo de 30 *frames* por segundo de una secuencia de video realizado en una posición fija.

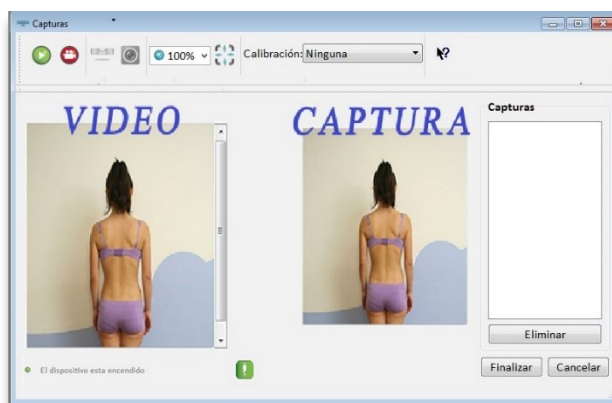


Figura 83. Ventana del software que muestra la visualización de la escena cuando el sensor Kinect está activado. En primer lugar, se observa la escena en forma de video. Una vez se clicaba sobre el botón “capturar imagen” se obtenía un frame en 3D de la imagen capturada. El icono inferior de la ventana, de color verde, indica que en la escena hay una figura humana “cuerpo detectado”.

En las figuras 84 a la 86 se muestran diferentes maneras de visualizar la imagen capturada. Se podía modificar las características de esta herramienta como el zoom, tamaño de las capturas y parámetros de brillo, contraste y temperatura de la imagen.

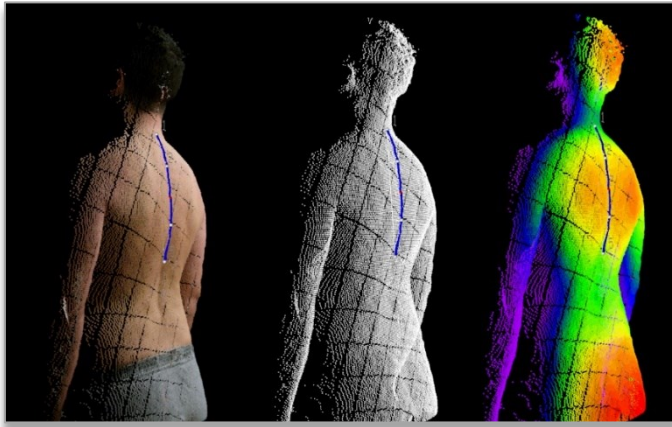


Figura 84. Visualización en 3D del ángulo de curvatura dorsal. De izquierda a derecha, visualización en RGB, visualización en nube de puntos y visualización en mapa de profundidad.

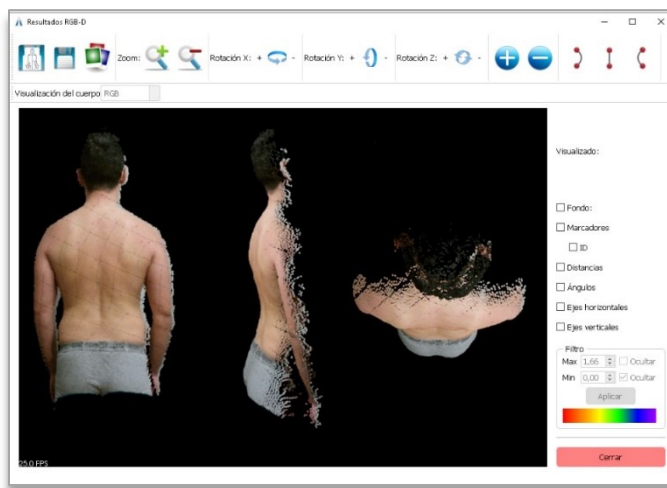


Figura 85. Visualización de una sola imagen capturada en el plano frontal visión posterior y mostrada en los tres planos del espacio.

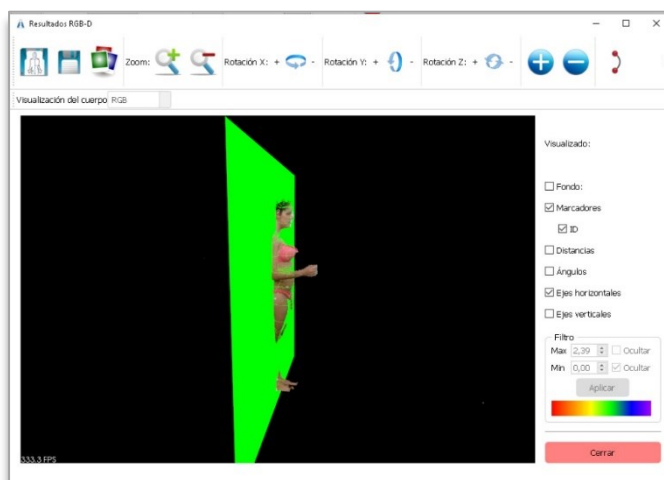


Figura 86. Visualización en 3D del plano sagital utilizando la herramienta de cálculo de distancia respecto a un eje vertical.

2) Dibujo

Esta herramienta de visualización permitía realizar anotaciones directamente sobre la imagen capturada para ayudar a la identificación de zonas de interés o a la medición de distancias y ángulos. Disponía de la función de “lápiz” para realizar un dibujo libre sobre la imagen, función de “línea” para insertar una línea recta, función de “perpendicular” que permitía dibujar una línea perpendicular a partir de una línea recta identificada sobre la imagen, función de caja de texto para incluir un texto sobre la imagen, dibujar una figura rectangular y, por último, herramienta de “cuadrícula” que permitía añadir una cuadrícula directamente sobre la imagen para facilitar la visualización de la alineación de la posición corporal (fig.75, icono indicado con el número 2).

3) Gestión de protocolos

Esta utilidad permitía obtener los resultados automáticos de las variables de medida programadas. Es frecuente que el usuario establezca sus propios protocolos donde siempre analiza las mismas variables de medida, sean distancia o ángulos. Para hacer más eficiente la salida de los datos y no tener que repetir siempre las mismas pautas de medición, simplemente el usuario creaba un protocolo de las variables deseadas. Para obtener los resultados solo debería ubicar los marcadores que comprenden esas variables y clicar sobre el icono de “aplicar protocolo”. Estos protocolos son personalizables y se podían crear tantos que deseara el usuario (fig.75, icono indicado con el número 7).

4) Calibración

El objetivo de esta herramienta era evitar sesgos en la medición asociados a la desalineación de la imagen. El error de paralaje se produce cuando se realiza una medición desde distintos ángulos de visión. Para minimizar estos errores se debía efectuar una calibración de la escena en los tres planos del espacio (fig.75, icono indicado con el número 6). El tiempo dedicado a realizar una calibración del escenario era un requerimiento importante. En este sentido, el tiempo necesario para calibrar la imagen a digitalizar no superó los 30 segundos. Los algoritmos introducidos a partir del PCL permitieron realizar una calibración intrínseca y extrínseca, así como una alineación de datos para mejorar la precisión de los datos de profundidad.

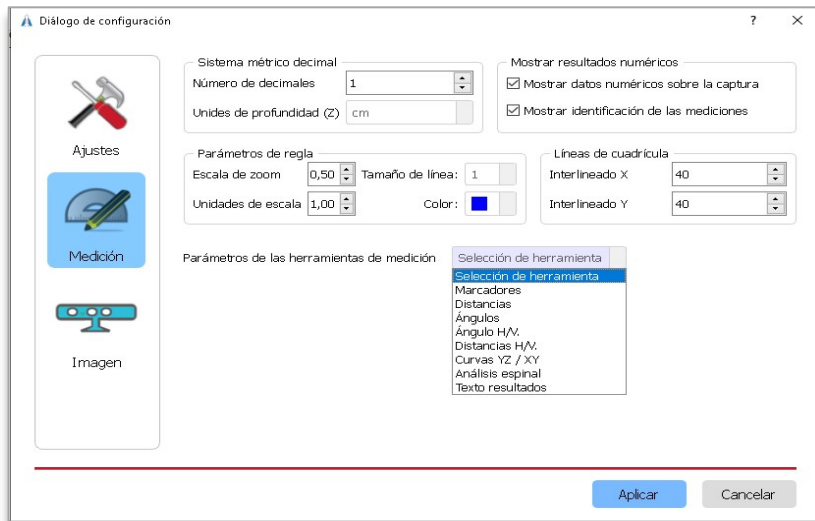


Figura 87. Ventana de configuración que muestra tres apartados para modificar: ajustes, medición e imagen. En la ventana se muestra activada la zona de “medición”.

5) Configuración de la visualización

La configuración de los diferentes parámetros se podía modificar para la visualización de las herramientas que componían el software. Además, se podía modificar tanto los datos profesionales de la empresa, el idioma del software: castellano, inglés, francés e italiano y el nivel de precisión de las imágenes 3D (fig.87)

4.1.2. Resultados de las funcionalidades de almacenamiento de los datos

Se muestra el formulario de recogida de datos del usuario (fig.88), la forma en la que se muestran los resultados sobre una tabla de las mediciones efectuadas y distribuidas en valores de distancia, ángulos horizontal y vertical, ángulo libre, distancia horizontal y vertical, curvas YZ y curvas XY (fig.89). En la figura 90 se muestra la ventana que permite exportar todos los datos y las imágenes sobre un documento en formato “pdf”. que representa el informe final del estudio realizado sobre el paciente. En el anexo 11 se puede acceder a un ejemplo de informe sobre los resultados de un estudio estándar.

Figura 88. Ventana del formulario donde se recogen los datos básicos del paciente y sus antecedentes patológicos.

Tabla de resultados

Distancias								Ángulo H/V.		Ángulos		Distancias H/V.		Curvas YZ		Curvas XY	
ID	Ángulo H.	Ángulo V.	Pitch	Yaw	Marcador 1	Marcador 2											
1	Ang. Horizontalidad Mirada (Valor normal Roll = 8±8)	4.2°	0	0	8.0°	10	9										
2	Ang. Versión Pelviana (Valor normal Roll = 12±5)	13.7°	0	-89.6°	-88.3°	5	6										
3	Ang. Traslación Cabeza (Valor normal Roll = 51±5)	47.2°	0	-17.4°	-17.1°	9	8										
4	Ang. Traslación Espino-Pelviana (Valor normal = -7±3)	0	6.0°	16.7°	64.6°	8	4										

Figura 89. Ventana de tabla de resultados. Aparecen los resultados de las mediciones realizadas diferenciándose en “pestañas” en función de la herramienta de medición que se haya utilizado. Los datos de variables angulares se muestran de forma diferenciada en cada uno de los planos del espacio (Roll, Pitch, Yaw). En las variables de distancia se muestran los incrementos en los ejes XYZ.

Título	Modificado	Protocolo
protocolo raquis	08/23/2022	None
protocolo lateroflexion	04/25/2021	Estudio biomecánico (latero-flexion)
test ADAMS	10/29/2019	None
rombo michaelis sent...	10/29/2019	Rombo michaelis
rombo michaelis biped.	10/29/2019	Rombo michaelis
Escoliosis	10/29/2019	None
test cifosis corregida	10/29/2019	None
rot_espinal_L...	10/29/2019	None
Escolia raza		

Figura 90. Ventana de exportación de las capturas realizadas a un formato pdf para visualizarlas como un informe de resultados. El usuario selecciona las capturas analizadas que desea sean visualizadas en el informe. Además, este formulario permite emitir una conclusión diagnóstica de los resultados obtenidos (“descripción del informe”) (anexo 11).

4.2. Fase 2: Resultados. Validación con calibrador digital

Presentamos los resultados para determinar la fiabilidad y validez concurrente correspondiente a las mediciones realizadas con el calibrador digital y el sistema ADiBAS. En la Tabla 8 se muestran los valores descriptivos de los diferentes intentos por evaluador y las correlaciones de las dos mediciones realizadas por los dos evaluadores para determinar la heterocedasticidad de los datos. El análisis de la normalidad de los datos y la transformación a logaritmo neperiano para calcular el CCI se muestran en las Tablas 9 y 10. Para conocer la **fiabilidad** de las mediciones se realizaron diferentes pruebas para determinar la fiabilidad relativa y absoluta y el error sistemático. Se muestran los valores de las pruebas de fiabilidad relativa y absoluta intraobservador (Tabla 9) e interobservadores (Tabla 10) relacionada con las dos mediciones efectuadas con el calibrador digital y el sistema ADiBAS por los dos evaluadores, categorizadas por las distancias del sensor Kinect respecto al participante. Así mismo, en la Tabla 11 se muestran los cálculos relativos al promedio y la desviación estándar, el porcentaje del coeficiente de variación asociado a su intervalo de confianza, el error estándar de medida, el mínimo cambio detectado y el coeficiente de correlación intraclase asociado a su intervalo de confianza categorizado por las distancias en la que se encontraba la cámara y según el objeto triangular medido en cada posición, es decir en relación a la zona corporal, e independientemente del evaluador. En las Tablas 12 y 13 presentamos los resultados sobre el SE a partir de las pruebas de comparación de dos grupos tanto para muestras pareadas como independientes, incluyendo el cálculo del tamaño del efecto.

Para determinar la **validez** del sistema ADiBAS en comparación con el calibrador digital considerado como “gold estándar”, se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson y los errores típicos estimados a partir de la regresión lineal (Tablas 14 y 15) (fig.91). Para proporcionar una representación visual de la comparación de ambos instrumentos, se muestran los límites de acuerdo de Bland y Altman (fig.92 y 93).

kinect distancia (cm)	Variable	M1		M2		Dif. M1-M2	
		$\bar{x} \pm SD$	$\bar{x} \pm SD$	$\bar{x} \pm SD$	$\bar{x} \pm SD$	r M1-M2	p M1-M2
	Long-Calibrador-Ev1	166,7 ± 75,7	166,7 ± 75,2	0,5 ± 0,3	0,068	0,417	
	Long-Calibrador-Ev2	167,1 ± 75,5	166,9 ± 75,5	0,1 ± 0,1	0,330	0,147	
80	Long-ADIBAS-Ev1	222,5 ± 50,5	222,5 ± 50,4	0,6 ± 1,2	-0,008	0,405	
	Long-ADIBAS-Ev2	222,5 ± 50,7	222,4 ± 50,6	0,5 ± 2,0	0,004	0,457	
	Ang-ADIBAS-Ev1	60,0 ± 24,0	60,0 ± 24,0	0,2 ± 0,6	0,058	0,042	
	Ang-ADIBAS-Ev2	60,0 ± 24,2	59,9 ± 24,2	0,2 ± 1,2	0,022	0,251	
120	Long-ADIBAS-Ev1	221,3 ± 50,2	221,2 ± 50,2	0,7 ± 1,6	-0,047	0,078	
	Long-ADIBAS-Ev2	221,2 ± 50,1	221,3 ± 50,2	0,5 ± 1,3	-0,059	0,038	
	Ang-ADIBAS-Ev1	60,0 ± 24,0	60,0 ± 24,1	0,3 ± 0,8	0,064	0,027	
	Ang-ADIBAS-Ev2	59,9 ± 24,0	59,9 ± 24,0	0,2 ± 0,4	0,087	0,005	
180	Long-ADIBAS-Ev1	168,2 ± 72,7	167,1 ± 72,7	0,6 ± 1,8	-0,004	0,427	
	Long-ADIBAS-Ev2	168,0 ± 72,8	168,1 ± 72,8	0,6 ± 1,7	-0,002	0,470	
	Ang-ADIBAS-Ev1	59,9 ± 28,7	59,9 ± 28,7	0,3 ± 0,9	0,082	0,001	
	Ang-ADIBAS-Ev2	59,9 ± 28,9	59,9 ± 28,9	0,4 ± 1,0	0,113	0,000	

Tabla 8. Promedio (\bar{x}) y desviación típica (SD) calculada para cada condición y las diferencias en valor absoluto de las dos mediciones. El análisis de la **heterocedasticidad** es presentado como las correlaciones (r) entre el promedio y las diferencias en valor absoluto de las dos mediciones. M1=medición 1, M2=medición2, Long=longitud (mm), Ang=ángulo (grados), Ev1=evaluador 1, Ev2=evaluador 2.

kinect distancia (cm)	Variables	$\bar{x} \pm SD$	Error típico	CCI (95%CI)	SEM	CV (95% CI)	MDC	MDC (%)
	Long-Calibrador-Ev1	166, ± 75,4	0,41	1.00 (1.00-1.00)	0,00	0.31 (0.08-0.54)	0,00	0,00
	Long-Calibrador-Ev2	167, ± 75,5	0,13	1.00 (1.00-1.00)	0,00	0.08 (0.00-0.15)	0,00	0,00
80	Long-ADIBAS-Ev1	225, ± 50,5	0,44	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.21 (0.18-0.24)	0,00	0,00
	Long-ADIBAS-Ev2	222, ± 50,7	0,39	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.18 (0.16-0.21)	0,00	0,00
	Ang-ADIBAS-Ev1	60 ± 24,0	0,18	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.33 (0.32-0.35)	0,00	0,00
	Ang-ADIBAS-Ev2	60 ± 24,2	0,17	0.99 (0.99-0.99)*	0,01	0.32 (0.31-0.33)	0,02	0,03
120	Long-ADIBAS-Ev1	221, ± 50,2	0,53	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.26 (0.22-0.29)	0,00	0,00
	Long-ADIBAS-Ev2	221, ± 50,2	0,41	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.20 (0.18-0.23)	0,00	0,00
	Ang-ADIBAS-Ev1	60,0 ± 24,0	0,22	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.39 (0.38-0.41)	0,00	0,00
	Ang-ADIBAS-Ev2	59,9 ± 24,0	0,15	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.28 (0.27-0.29)	0,00	0,00
180	Long-ADIBAS-Ev1	168, ± 72,7	0,46	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.32 (0.29-0.35)	0,00	0,00
	Long-ADIBAS-Ev2	168, ± 72,8	0,46	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.34 (0.31-0.37)	0,00	0,00
	Ang-ADIBAS-Ev1	59,9 ± 28,7	0,27	0.99 (0.99-0.99)*	0,03	0.52 (0.50-0.54)	0,08	0,13
	Ang-ADIBAS-Ev2	59,9 ± 28,9	0,30	0.99 (0.99-0.99)*	0,01	0.58 (0.56-0.60)	0,03	0,04

Tabla 9. Fiabilidad intraobservador utilizando el **calibrador digital** (longitud en mm) y el **sistema ADIBAS**. Medidas promediadas sobre dos medidas repetidas (M1 y M2). Promedio (\bar{x}); Desviación estándar (SD); intervalo de confianza (IC); coeficiente de correlación intraclass (CCI); error estándar de medida (SEM); coeficiente variación (CV); mínimo cambio detectable (MDC); Long=longitud, Ang=ángulo, Ev1=evaluador 1, Ev2=evaluador 2. Transformación a Logaritmo neperiano (*)

kinect distancia (cm)	Variables	$\bar{x} \pm SD$	CCI (95%CI)	SEM	CV%
	Long-Calibrador-Ev1 vs EV2	166,9 ± 75,5	1.00 (1.00-1.00)	0,00	0.1
80	Long-ADIBAS-Ev1 vs EV2	222,5, ± 50,6	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.2
	Ang-ADIBAS-Ev1 vs EV2	60,0 ± 24,2	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.3
120	Long-ADIBAS-Ev1 vs EV2	221,3 ± 50,2	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.2
	Ang-ADIBAS-Ev1 vs EV2	60,0 ± 24,1	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.3
180	Long-ADIBAS-Ev1 vs EV2	168,2 ± 72,8	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.3
	Ang-ADIBAS-Ev1 vs EV2	59,9 ± 28,8	1.00 (1.00-1.00)*	0,00	0.5

Tabla 10. Fiabilidad interobservador utilizando el **calibrador digital** (longitud en mm) y el **sistema ADiBAS**. Medidas promediadas sobre dos medidas repetidas por ambos evaluadores. Promedio (\bar{x}); Desviación estándar (SD); intervalo de confianza (IC); coeficiente de correlación intraclase (CCI); error estándar de medida (SEM); coeficiente variación (CV); Transformación a Logaritmo neperiano (*)

Kinect distancia	Triángulo	Variables	ADiBAS	Calibrador	CV% (95% IC)	SEM	MDC	CCI (95%CI)*
			$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$				
80 cm	B y C	Longitud	221,8 ± 1,0	220,9 ± 0,4	0,5 (-0,4-1,3)	0,03	0,09	0,99 (0,99-1)
		Angulo	60,0 ± 0,2	60,0 ± 0,0	0,2 (0,1-0,4)	0,00	0,01	0,99 (0,99-1)
120 cm	B y C	Longitud	221,2 ± 0,5	220,9 ± 0,4	0,2 (-0,2-0,6)	0,01	0,04	0,99 (0,99-1)
		Angulo	60,0 ± 0,2	60,0 ± 0,0	0,3 (0,1-0,4)	0,01	0,02	0,99 (0,99-1)
180 cm	B y C	Longitud	221,7 ± 0,8	220,9 ± 0,4	0,4 (-0,3-1,1)	0,03	0,07	0,99 (0,99-1)
		Angulo	60,0 ± 0,2	60,0 ± 0,0	0,3 (0,2-0,5)	0,01	0,02	0,99 (0,99-1)
180 cm	A,B,C y D	Longitud	166,9 ± 0,3	167,4 ± 1,0	0,6 (0,0-1,1)	0,03	0,09	0,99 (0,99-1)
		Angulo	60,0 ± 0,0	60,0 ± 0,4	0,8 (0,6-1,0)	0,01	0,03	0,99 (0,99-1)

Tabla 11. Fiabilidad utilizando el **sistema ADiBAS** y el **calibrador digital** (longitud en mm y ángulo en grados). Triángulo A (región cabeza), B (región tórax, c (región pelvis) y D (región miembro inferior). Promedio (\bar{x}); Desviación estándar (SD); coeficiente variación (CV); Error estándar de medida (SEM); mínimo cambio detectable (MDC); coeficiente de correlación intraclase (CCI); intervalo de confianza (IC). Transformación a Logaritmo neperiano (*)

kinect distancia (cm)	Variables	t	Z	df	p-valor	d Cohen	r
	Long-Calibrador-Ev1	-0,082	-	11	0,936	0,000	-
	Long-Calibrador-Ev2	2,585	-	11	0,025	0,002	-
80	Long-ADIBAS-Ev1	-	-0,677	-	0,499	-	-0,002
	Long-ADIBAS-Ev2	-	-0,808	-	0,419	-	-0,027
	Ang-ADIBAS-Ev1	-	-0,209	-	0,835	-	-0,007
	Ang-ADIBAS-Ev2	-	-0,028	-	0,978	-	0,001
120	Long-ADIBAS-Ev1	-	-2,528	-	0,011	-	-0,084
	Long-ADIBAS-Ev2	-	-0,586	-	0,558	-	-0,020
	Ang-ADIBAS-Ev1	-	-0,052	-	0,959	-	-0,002
	Ang-ADIBAS-Ev2	-	-0,082	-	0,934	-	-0,003
180	Long-ADIBAS-Ev1	-	-0,225	-	0,822	-	-0,004
	Long-ADIBAS-Ev2	-	-1,653	-	0,098	-	-0,028
	Ang-ADIBAS-Ev1	-	-1,156	-	0,248	-	-0,019
	Ang-ADIBAS-Ev2	-	-0,292	-	0,77	-	-0,005

Tabla 12. Prueba t pareada o prueba de Wilcoxon con medidas repetidas para examinar los efectos del ensayo en cada dispositivo y en cada condición (longitud en mm, ángulo en grados). Tamaño del efecto (d Cohen / r).

kinect distancia (cm)	Variables	t	U	Z	df	p-valor	d cohen	r
	Long-Calibrador	-0,010	-		22	0,996	0,004	-
80	Long-ADIBAS	-	404414,00	-0,05	-	0,958	-	-0,001
	Ang-ADIBAS	-	404065,50	-0,09	-	0,932	-	-0,002
120	Long-ADIBAS	-	404463,00	-0,05	-	0,961	-	-0,001
	Ang-ADIBAS	-	404891,50	-0,01	-	0,992	-	-0,000
180	Long-ADIBAS	-	1616891,00	-0,10	-	0,921	-	-0,002
	Ang-ADIBAS	-	1617437,50	-0,08	-	0,935	-	-0,001

Tabla 13. Prueba t independiente o prueba U Mann-Whitney que compara a los evaluadores en cada condición (longitud en mm, ángulo en grados). Tamaño del efecto (d Cohen / r).

Kinect distancia (cm)	Variables	r Pearson ^a	p-valor	TEE	B	Constant	Promedio diferencia ^b	Bland-Altman 95% LOA	
								Límite Superior	Límite Inferior
80	Long-Calibrador vs Long-ADIBAS	1,00	0,001	1,32	0,993	0,185	1,39	-1,05	3,83
	Ang-Calibrador vs Ang-ADIBAS	1,00	0,001	0,30	1,002	-0,107	0,00	-0,54	0,54
120	Long-Calibrador vs Long-ADIBAS	1,00	0,001	0,91	1,00	-0,358	0,15	-1,46	1,75
	Ang-Calibrador vs Ang-ADIBAS	1,00	0,001	0,35	1,01	-0,332	0,00	-0,68	0,67
180	Long-Calibrador vs Long-ADIBAS	1,00	0,001	1,23	0,994	-0,318	1,16	-0,2	2,53
	Ang-Calibrador vs Ang-ADIBAS	1,00	0,001	0,63	0,985	0,948	0,00	-0,57	0,57

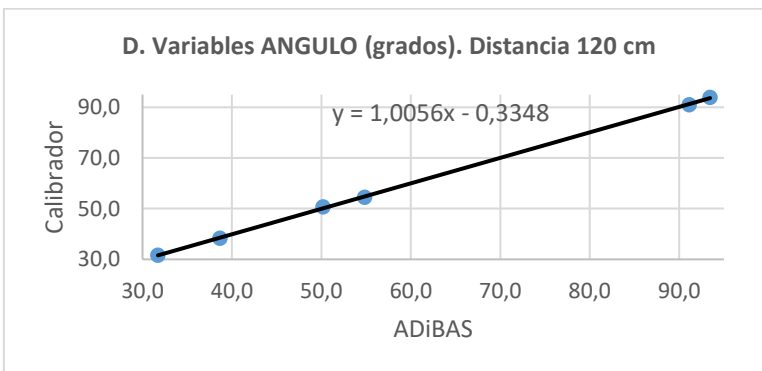
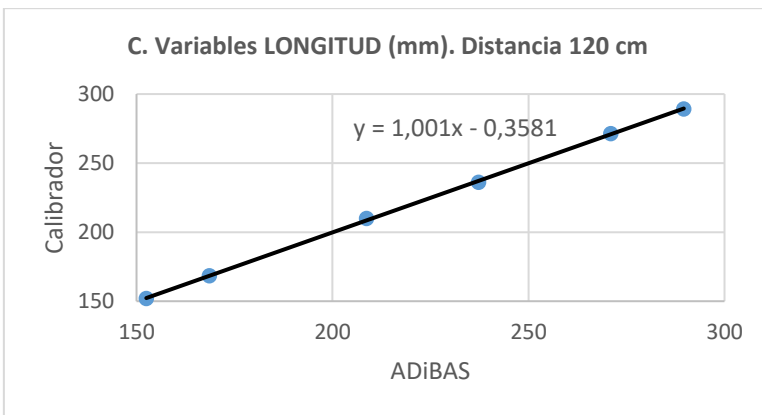
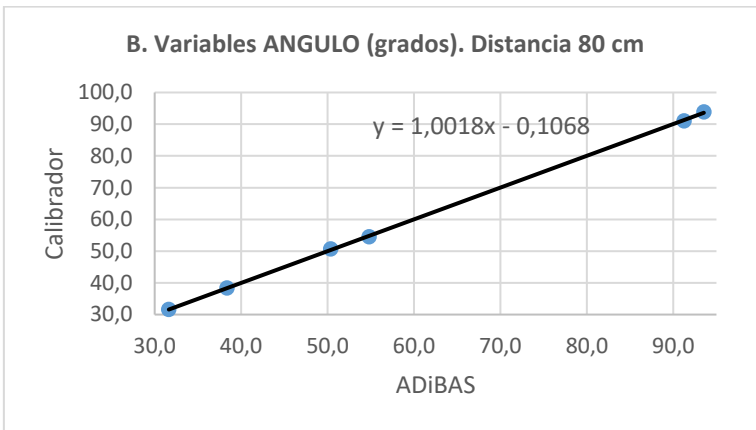
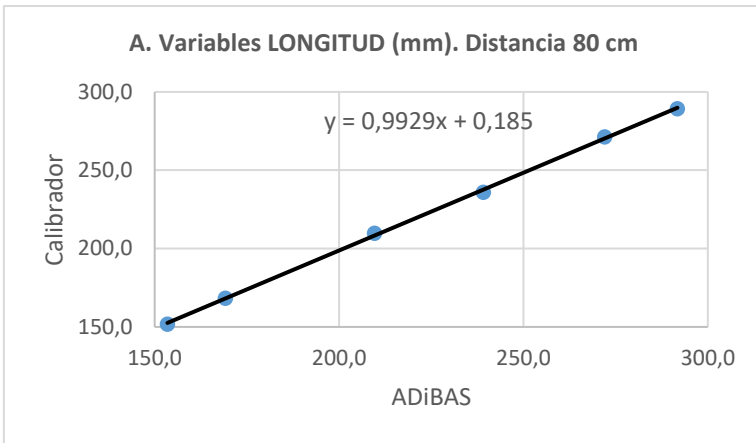
Tabla 14. Valores de correlaciones entre el **calibrador digital** y el **sistema ADiBAS** para determinar la validez (longitud en mm y ángulo en grados) para los triángulos B y C. TEE= Error típico de estimación (del inglés, typical error of the estimate). B y Constant (regresión lineal).

a. correlaciones para los triángulos B y C

b. Promedio de las diferencias en valor absoluto

Variable	Posición	r pearson	p-valor	TEE	B	Constant
Longitud	Neutra	1.00	.001	1,38	0,995	0,659
Ángulo		1.00	.001	0,55	0,994	0,418
Longitud	Lateroflexion	1.00	.001	0,96	0,999	0,812
Ángulo		1.00	.001	0,34	1,000	0,381
Longitud	Rotación	1.00	.001	1,39	0,990	0,763
Ángulo		1.00	.001	0,46	1,001	0,276
Longitud	Pulsión anterior	1.00	.001	1,41	0,999	0,596
Ángulo		1.00	.001	0,51	1,003	0,599
Longitud	Pulsión posterior	1.00	.001	1,32	0,997	0,504
Ángulo		1.00	.001	0,73	0,990	0,863

Tabla 15. Valores de correlaciones entre el **calibrador digital** y el **sistema ADiBAS** para determinar la validez (longitud en mm y ángulo en grados) para las 5 posiciones en las tres distancias (80, 120 y 180 cm). TTE= Error típico de estimación (del inglés, typical error of the estimate). B y Constant (regresión lineal).



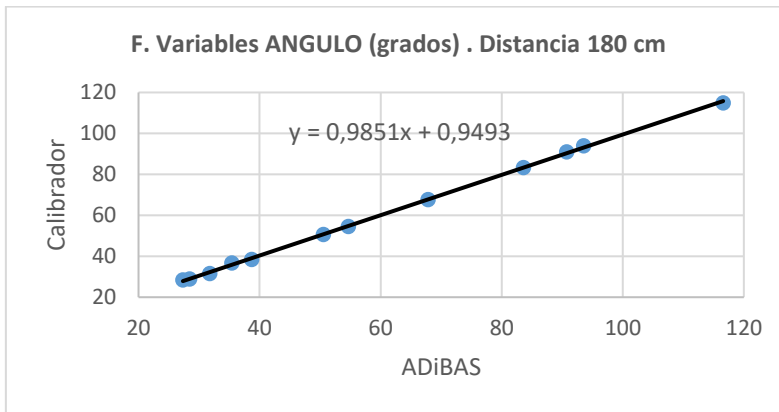
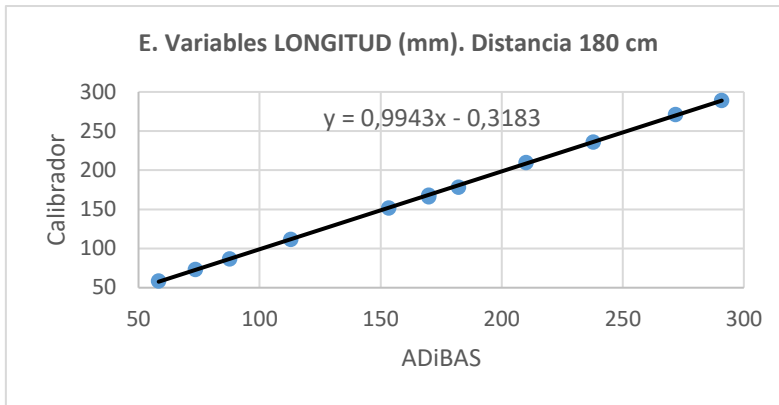


Figura 91. Gráficos de regressão linear (A-F). Análisis de la **concordancia de las medidas de longitud**(mm) y **ángulo** (grados) para todas las distancias Kinect (80/120/180 cm) de los triángulos B y C. Se muestra la ecuación de regresión de la línea de tendencia.

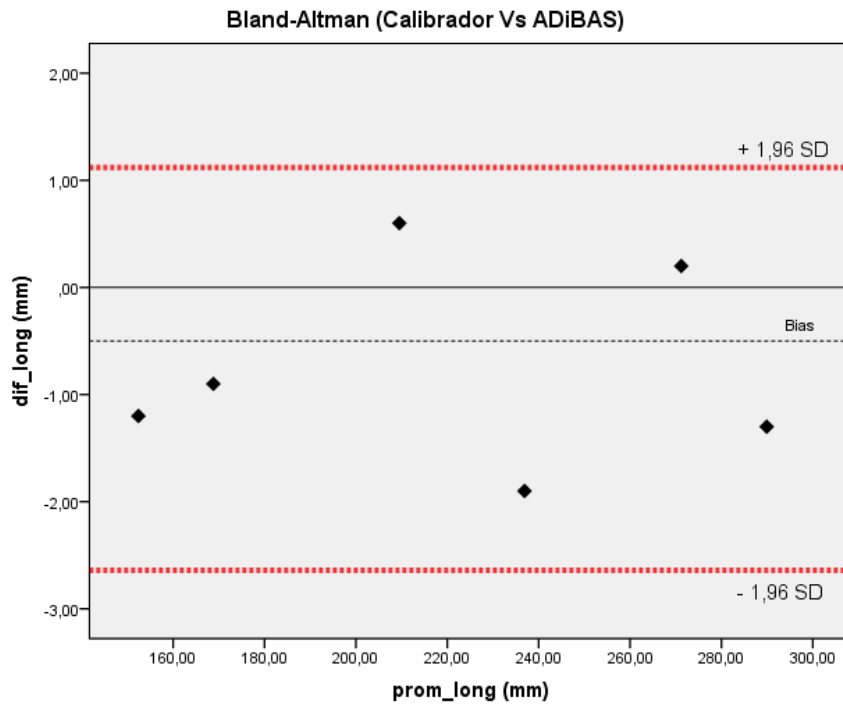


Figura 92. Gráficos de Bland-Altman. **Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (mm)** comparando el calibrador digital con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la distancia Kinect (80/120/180 cm) de los triángulos B y C. La línea negra horizontal discontinua representa el promedio de las diferencias. Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%.

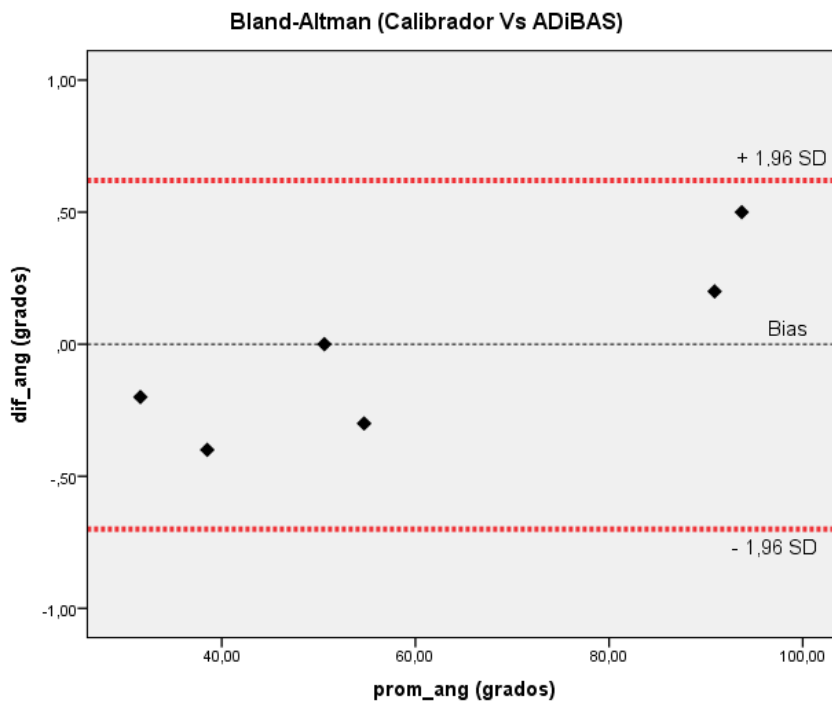


Figura 93. Gráficos de Bland-Altman. **Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados)** comparando el calibrador digital con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la distancia Kinect (80/120/180 cm) de los triángulos B y C. La línea negra horizontal discontinua representa el promedio de las diferencias. Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%.

Tras el análisis de la normalidad de los datos se obtuvieron resultados de no normalidad en los correspondientes a las mediciones realizadas con el sistema ADiBAS por lo que estos datos se transformaron a logaritmo neperiano para calcular el CCI. Se encontró heterocedasticidad tanto en los valores obtenidos con el calibrador (valor máximo $r=0,330$; $p=0,147$) como con el sistema ADiBAS (valor máximo $r=0,113$; $p=0,000$) (Tabla 8).

Para determinar la **fiabilidad relativa** que informa de la consistencia al realizar las diferentes mediciones, se obtuvo un CCI excelente ($CCI>0,99$) y un CV% muy pequeño inferior a 0,58% para todas las mediciones, realizadas con el calibrador digital como con el sistema ADiBAS, tanto para la fiabilidad intraobservador (Tabla 9) como interobservador (Tabla 10). **La fiabilidad absoluta** que determina los errores cometidos tras la medición, tras analizar la fiabilidad cuando se midieron en diferentes regiones corporales (cabeza, tórax, pelvis, miembro inferior), estos indicadores de fiabilidad siguieron siendo muy altos, $CCI\geq 0,99$, $CV\leq 0,8\%$, $SEM\leq 0,03$ mm y $MDC\leq 0,09$ mm (Tabla 11). En relación con el **error sistemático** obtenido tras realizar todas las mediciones categorizadas por la distancia del sensor Kinect respecto al sujeto y según los dos evaluadores, se obtuvieron diferencias poco significativas, excepto en dos casos. En la variable “long-calibrador-Ev2” con un p-valor de 0,025 pero, al comprobar el tamaño del efecto este era muy pequeño (d Cohen=0,002) por lo que se concluyó que tampoco era relevante. También sucedió con la variable “Long-ADiBAS-Ev1” con una $p=0,011$ y una $d=0,084$, con la misma conclusión (Tabla 12). Cuando se determinaron estas mismas pruebas para comparar a ambos evaluadores, se obtuvieron diferencias muy poco significativas tanto para las mediciones de longitud y ángulos en todas las distancias del sensor Kinect ($p\geq 0,921$) (Tabla 13).

Para responder a la pregunta si el sistema ADiBAS mide lo que quiere medir, se ha determinado la validez concurrente comparando ambos instrumentos. En la tabla 14 se muestra una alta correlación entre el calibrador digital y el sistema ADiBAS para variables de longitud y ángulo, en todas las posiciones ($r=1,00$; $p=0,001$). Los errores típicos de la estimación fueron muy bajos ($TTE\leq 1,32$ mm). Del mismo modo, al comprobar si pudiera haber diferencias según la posición realizada, se verificó una alta correlación en las cinco posiciones ($r=1,00$; $p=0,001$) y un TTE promedio

máximo de 1,41mm para la pulsión anterior y 0,73 grados para la pulsión posterior (Tabla 15). Tanto en las Tablas 14 y 15 como en las gráficas de regresión lineal (fig.91), se muestran que los datos estuvieron muy cercanos a la línea de tendencia y la pendiente muy próxima a uno (B comprendida entre 0.98-1,00). Por último, se obtuvieron muy buenos resultados tras comparar las diferencias promedio entre ambos dispositivos a partir de los límites de acuerdo y los gráficos de Bland-Altman. Se observa cómo el 100% de los datos estuvieron comprendidos entre los límites de acuerdo (LOA=-2,6-1,1) con un error sistemático promedio de -0,8 mm (fig.92) y (LOA=-0,7-0,6) con un error sistemático promedio de -0,7 grados (fig.93).

4.3. Fase 3: Resultados. Usabilidad. Concordancia con sistema multicámara 3D BTS

Presentamos los resultados para determinar el nivel de concordancia absoluta entre el sistema multicámara 3D BTS y el sistema ADiBAS. Se muestran las tablas descriptivas (promedios y desviaciones típicas) de las variables de longitud y ángulo categorizadas por las tres mediciones realizadas y en las tres posiciones corporales (Tabla 16 y 17). Para conocer la **concordancia absoluta no escalada y escalada** se ha calculado el SE, RSMD, LOA, CCI y CCC, diferenciadas por variables de longitud (Tabla 18) y variables de ángulo (Tabla 19).

Para proporcionar una representación visual de la comparación de ambos dispositivos, se muestran los gráficos de dispersión junto con la ecuación de regresión lineal para cada una de las posiciones corporales y según sean variables de longitud o de ángulo. Se determinaron los promedios de ambos dispositivos (figs.94 y 98), la diferencia y promedio (figs.95 y 99) y valor absoluto de las diferencias y promedio (figs.96 y 100). Además, se incluyeron gráficos de dispersión del conjunto de posiciones corporales (figs.97 y 101). Por último, se muestran graficados los límites de acuerdo de Bland y Altman categorizados por posiciones corporales en las variables de longitud (102-105) y variables de ángulo (106-109). Las gráficas 105 y 109 muestran todos los datos asociados para ofrecer una visión global de la concordancia entre los sistemas BTS y ADiBAS para variables de longitud y ángulo analizadas.

Posición corporal	Dispositivo	Medición 1 (cm)		Medición 2 (cm)		Medición 3 (cm)	
		n	$\bar{x} \pm SD$	n	$\bar{x} \pm SD$	n	$\bar{x} \pm SD$
PN	BTS	131	31,5 ± 24,4	131	31,5 ± 24,4	132	31,4 ± 24,4
	ADIBAS	131	31,7 ± 24,6	131	31,7 ± 24,5	132	31,6 ± 24,5
RD	BTS	126	31,4 ± 24,4	132	31,3 ± 24,4	132	31,4 ± 24,4
	ADIBAS	126	31,6 ± 24,7	132	31,5 ± 24,7	132	31,5 ± 24,7
AP	BTS	107	31,3 ± 24,1	119	31,3 ± 24,2	132	31,2 ± 24,1
	ADIBAS	107	31,2 ± 24,3	119	31,5 ± 24,3	132	31,4 ± 24,3

Tabla 16. Promedio (\bar{x}) y desviación típica (SD) de las **variables de longitud** calculadas para cada posición corporal y ensayo por cada dispositivo. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior.

Posición corporal	Dispositivo	Medición 1 (grados)		Medición 2 (grados)		Medición 3 (grados)	
		n	$\bar{x} \pm SD$	n	$\bar{x} \pm SD$	n	$\bar{x} \pm SD$
PN	BTS	110	104, ± 57,7	110	103, ± 57,7	110	104, ± 57,8
	ADIBAS	110	105, ± 57,7	110	104, ± 57,7	110	104, ± 56,9
RD	BTS	105	104, ± 58,2	110	104, ± 58,5	110	104, ± 58,2
	ADIBAS	110	104, ± 58,7	110	103, ± 58,9	110	104, ± 58,2
AP	BTS	89	104, ± 58,6	110	104, ± 58,5	110	104, ± 58,3
	ADIBAS	104	103, ± 58,5	100	104, ± 57,9	110	105, ± 57,9

Tabla 17. Promedio (\bar{x}) y desviación típica (SD) de las **variables de ángulo** calculadas para cada posición corporal y ensayo por cada dispositivo. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior.

Pruebas estadísticas	Índices de concordancia	Posiciones corporales			
		PN	RD	AP	PN/RD/AP
Dif. BTS-ADIBAS, $\bar{X} \pm SD$ (cm)		-0,27 \pm 0,49	-0,18 \pm 0,66	-0,19 \pm 0,43	-0,21 \pm 0,54
BTS-ADIBAS, r Pearson (p)		1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)
Wilcoxon test, Z (p)		-10.08 (0.001)	-4.86 (0.001)	-7.72 (0.001)	-12.91 (0.001)
Concordancia absoluta No escalada	RMSD (cm)	0,56	0,68	0,47	0,57
	LOA	[-1.24, 0.68]	[-1.47, 1.12]	[-1.02, 0.64]	[-1.26, 0.84]
	r Pearson (p)	0.39 (0.001)	0.27 (0.001)	0.43 (0.001)	0.35 (0.001)
Concordancia absoluta escalada	ICC _{2,1} , (p)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)
	95% CI	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]
	CCC	1,00	1,00	1,00	1,00
	95% CI	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]

Tabla 18. Índices de concordancia entre BTS y ADIBAS para cada posición corporal. Promedio (\bar{x}) y desviación típica (SD) de las **variables de longitud** (cm) calculadas para cada dispositivo; correlación (r); p-valor (p); root mean square deviation (RMSD); Limits of Agreement (LOA); coeficiente de correlación intraclase (ICC); coeficiente de correlación de concordancia (CCC). PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior.

Pruebas estadísticas	Índices de concordancia	Posiciones corporales			
		PN	RD	AP	PN/RD/AP
Dif. BTS-ADIBAS, $\bar{X} \pm SD$ (grados)		-0,68 \pm 3,46	0,22 \pm 3,00	-0,39 \pm 2,73	-0,28 \pm 2,02
BTS-ADIBAS, r Pearson (p)		1.00 (0.001)	0,89 (0.001)	1.00 (0.001)	0,961 (0.001)
Wilcoxon test, Z (p)		-2.60 (0.009)	-0,54 (0.591)	-0.83 (0.406)	-1.51 (0.131)
Concordancia absoluta No escalada	RMSD (grados)	3,51	3,00	2,75	2,04
	LOA	[-7.47, 6.09]	[-5.67, 6.11]	[-5.75, 4.96]	[-4.26, 3.68]
	r Pearson (p)	0.06 (0.280)	0.11 (0.850)	0.17 (0.060)	0.08 (0.809)
Concordancia absoluta escalada	ICC _{2,1} , (p)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)	1.00 (0.001)
	95% CI	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]
	CCC	1,00	1,00	1,00	1,00
	95% CI	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]	[1.00, 1.00]

Tabla 19. Índices de concordancia entre BTS y ADIBAS para cada posición corporal. Promedio (\bar{x}) y desviación típica (SD) de las **variables de ángulo** (grados) calculadas para cada dispositivo; root mean square deviation (RMSD); Limits of Agreement (LOA); coeficiente de correlación intraclase (ICC); coeficiente de correlación de concordancia (CCC). PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior.

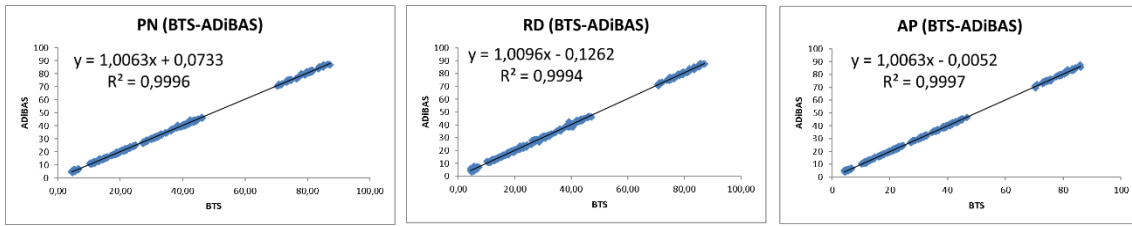


Figura 94. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de longitud (cm)**. Se **representa el valor de la medida** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

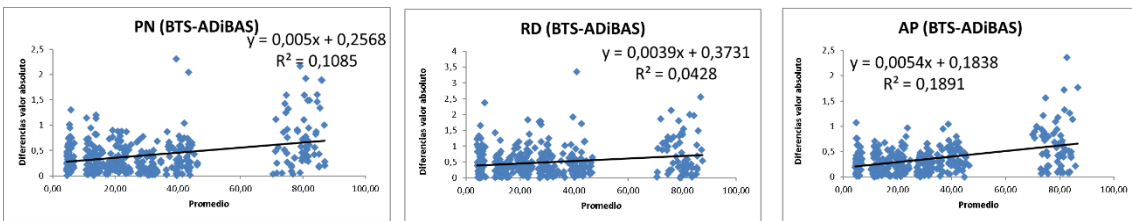


Figura 95. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de longitud (cm)**. Se **representa el valor de las diferencias y promedios** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

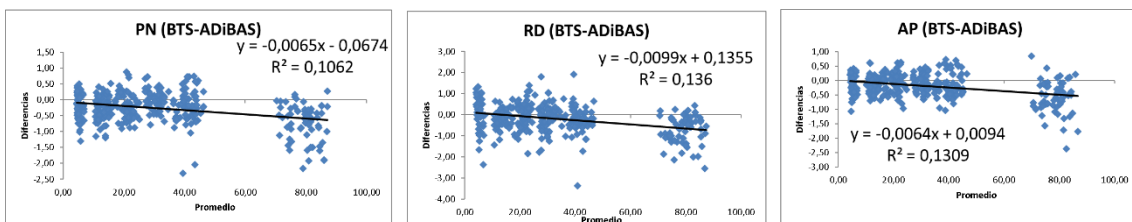


Figura 96. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de longitud (cm)**. Se **representa el valor absoluto de las diferencias y promedios** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

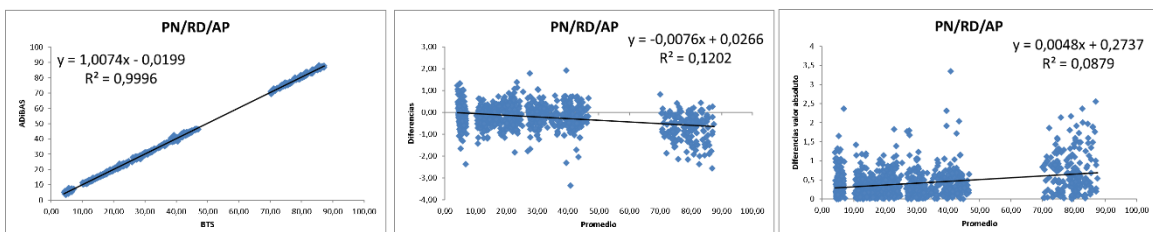


Figura 97. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de longitud (cm)**. Se **representan todas las posiciones (PN/RD/AP)**. A) el valor de la medida; B) el valor de la diferencia y promedios; c) el valor absoluto de las diferencias y promedios de ambos instrumentos. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

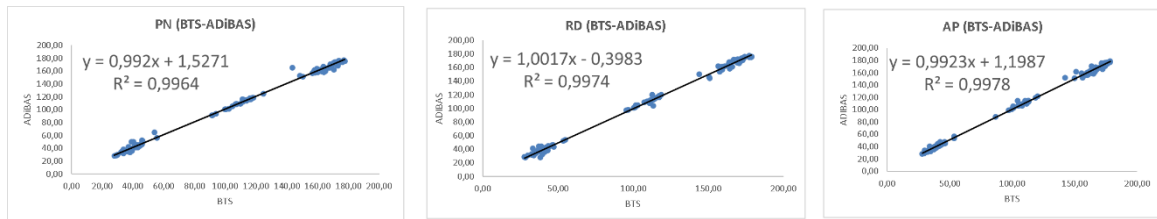


Figura 98. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de ángulo** (grados). Se **representa el valor de la medida** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

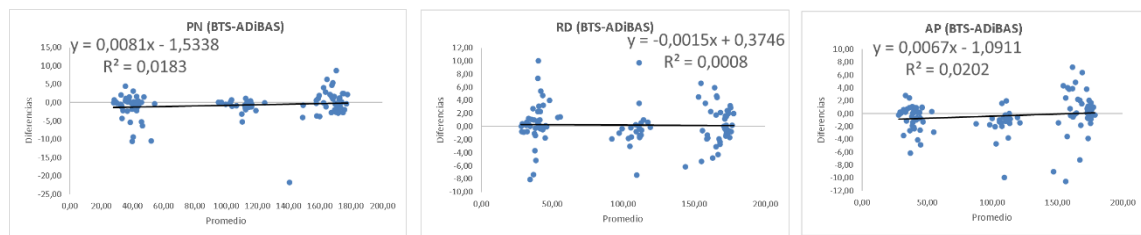


Figura 99. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de ángulo** (grados). Se **representa el valor de las diferencias y promedios** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

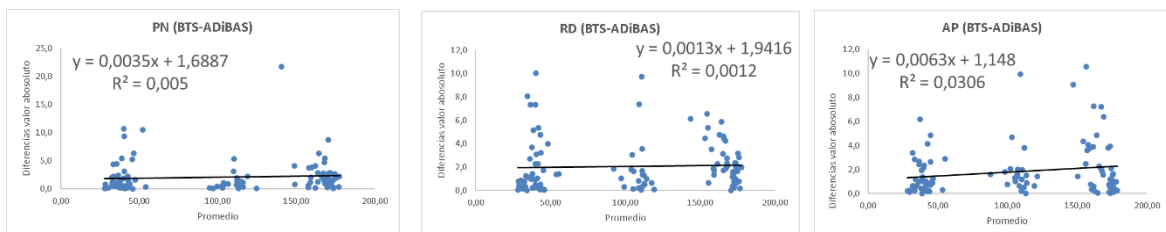


Figura 100. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de ángulo** (grados). Se **representa el valor absoluto de las diferencias y promedios** de ambos instrumentos en todas las posiciones. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

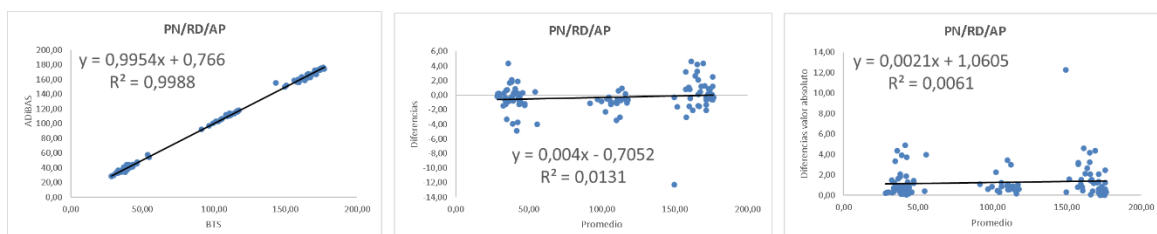


Figura 101. Gráficos dispersión BTS apareado con ADiBAS para las **variables de ángulo** (grados). Se **representan todas las posiciones (PN/RD/AP)**. A) el valor de la medida; B) el valor de la diferencia y promedios; c) el valor absoluto de las diferencias y promedios de ambos instrumentos. PN=posición neutra; RD= rotación derecha; AP=pulsión anterior. Se incluye ecuación de regresión lineal y coeficiente de determinación (R^2).

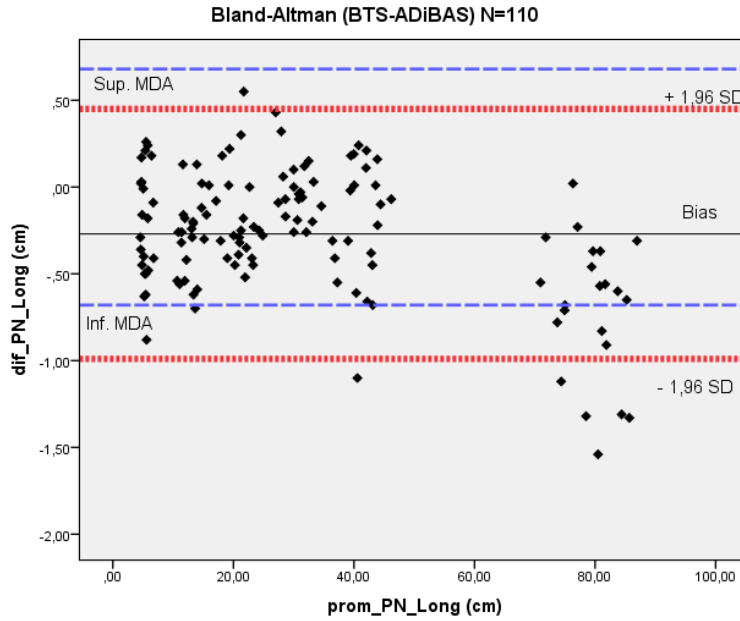


Figura 102. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición neutra** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

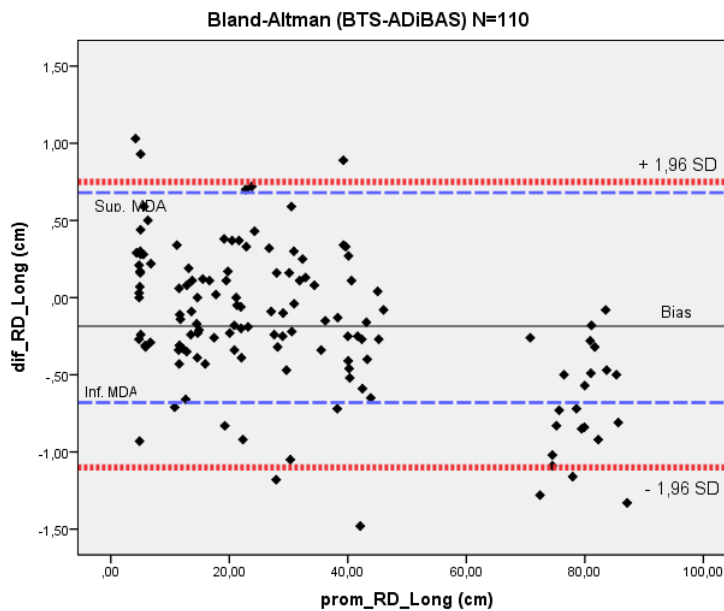


Figura 103. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición de rotación derecha** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

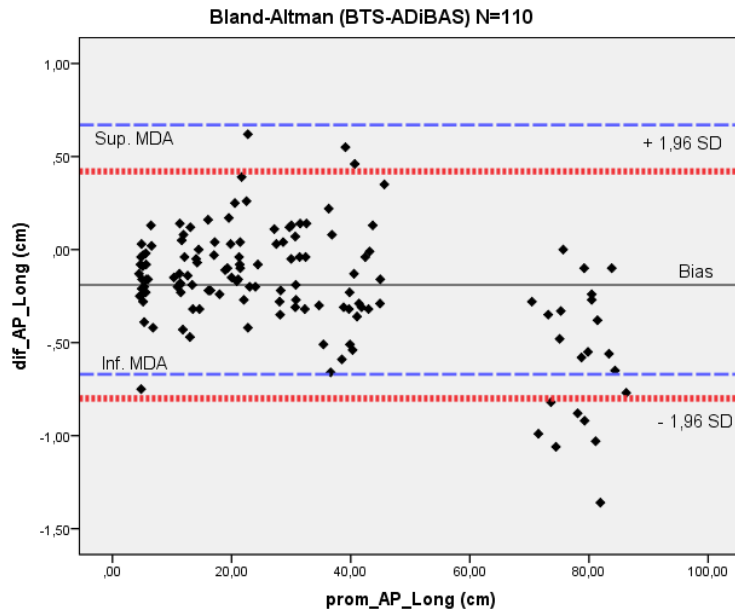


Figura 104. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición de pulsión anterior** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

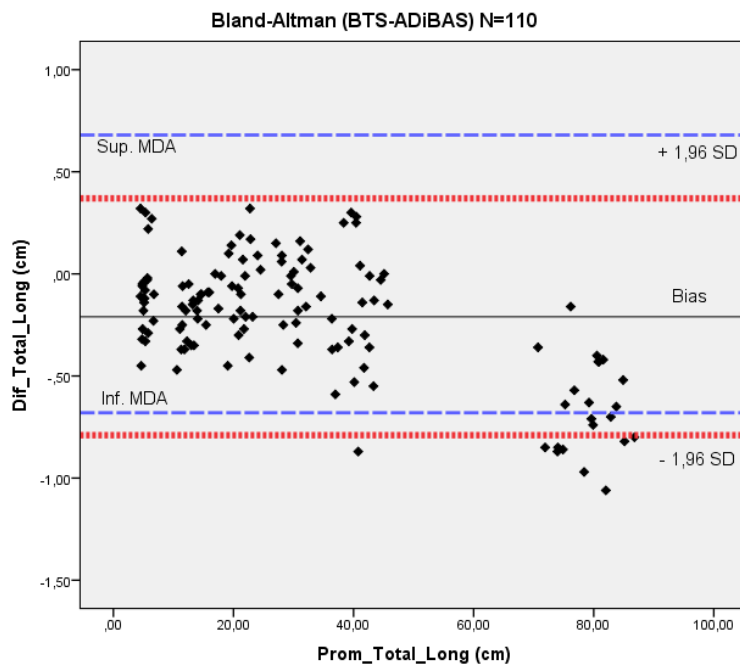


Figura 105. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de longitud (cm) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados para **todas las posiciones** (PN/RD/AP) de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

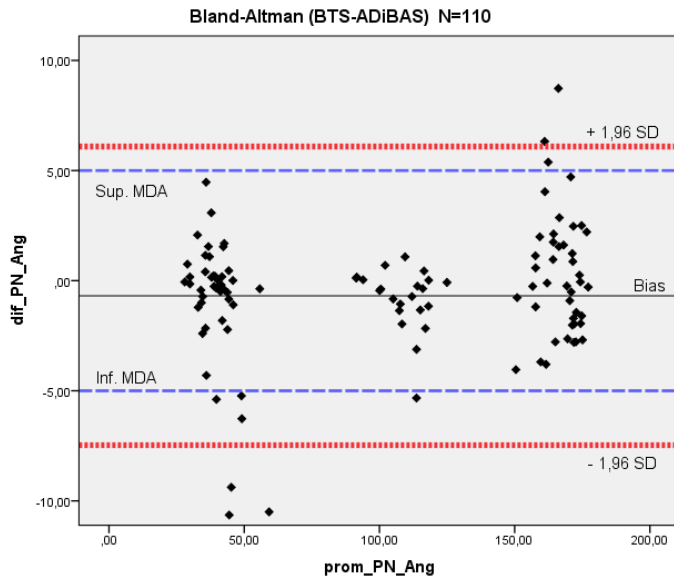


Figura 106. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición neutra** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

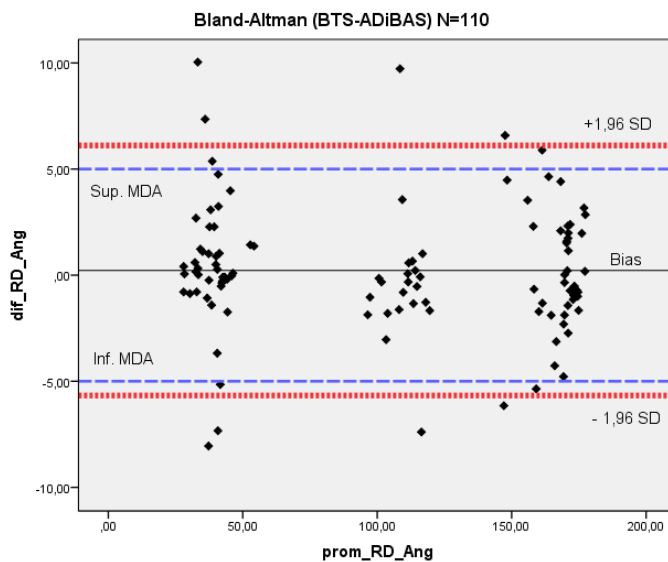


Figura 107. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición de rotación derecha** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

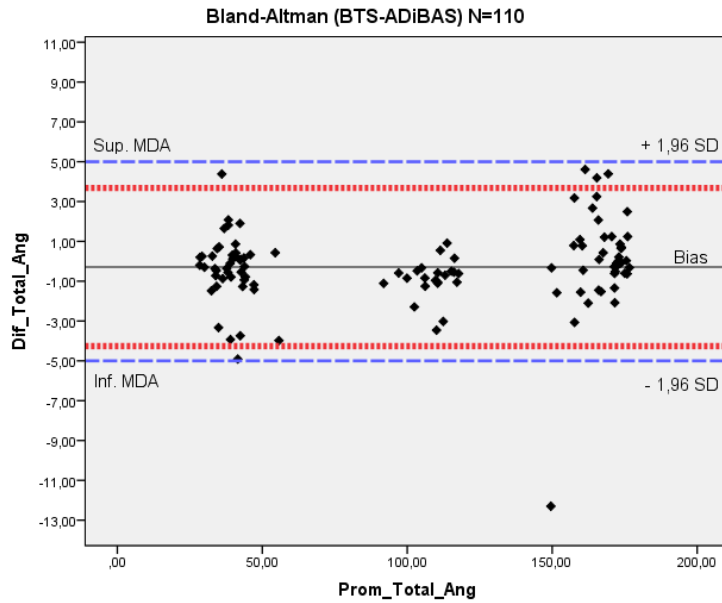


Figura 108. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados de la **posición de pulsión anterior** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

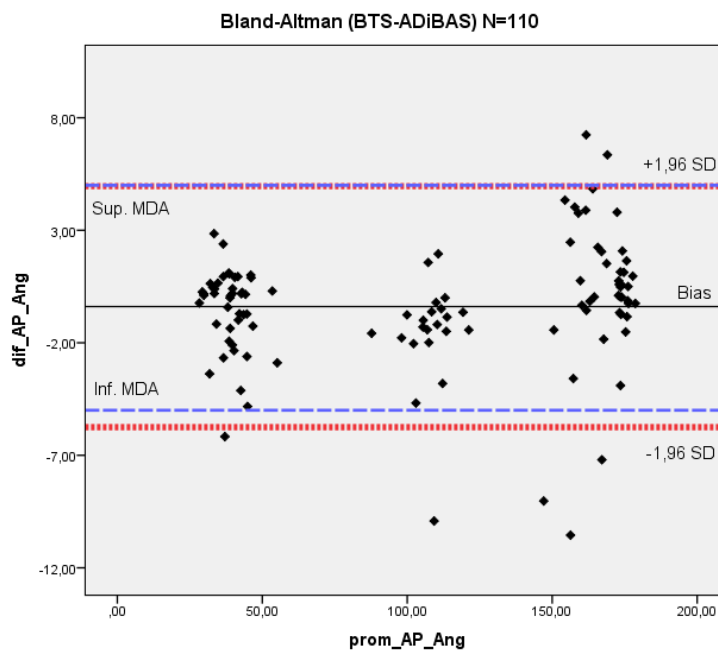


Figura 109. Gráficos de Bland-Altman. Análisis de la concordancia de las medidas de ángulos (grados) comparando el sistema BTS con el sistema ADiBAS. Se muestran los resultados para **todas las posiciones (PN/RD/AP)** de todas las variables. La línea negra horizontal representa el promedio de las diferencias (bias). Las líneas rojas muestran los límites de acuerdo del 95%. Las líneas azules muestran la máxima diferencia aceptable (MDA).

Tanto los datos obtenidos con el sistema multicámara 3D BTS como con ADiBAS no presentaron una distribución normal. Del mismo modo que en la fase 2, se transformaron a logaritmo neperiano para calcular el CCI. Para conocer el nivel de usabilidad del sistema ADiBAS en comparación con un sistema multicámara 3D BTS, considerado como la tecnología en el mercado más sólida y precisa, se calcularon el error sistemático y diferentes índices de concordancia absoluta y relativa, tanto para las variables de longitud como de ángulos en las diferentes posiciones corporales (Tabla 16 y 17). Con relación al error sistemático, se observaron diferencias promedio globales de $(-0,21 \pm 0,54 \text{ cm})$ y $(-0,28 \pm 2,02 \text{ grados})$. En todas las posiciones los valores mostraron que, en general, el sistema ADiBAS suele medir en promedio aproximadamente 2 mm y $0,3^\circ$ más que el sistema BTS. Estas diferencias solo fueron estadísticamente significativas para las variables de longitud y para la posición PN en el caso de las variables angulares. A pesar de ese error sistemático, la correlación de los datos de ADiBAS y BTS (así como las pruebas de concordancia absoluta escalada y no-escalada) mostraron valores de correlación muy altos ($r \geq 0,999$).

La concordancia absoluta no-escalada no depende de la variación entre los sujetos, y los resultados obtenidos mantiene la unidad de medida, en nuestro caso, cm para las variables de longitud y grados para las de ángulo. La prueba de RMSD está relacionada con el error técnico de medida y los LOA indican el rango del valor de las diferencias entre ambas tecnologías que serían más probables (95% de probabilidad) (Tablas 18 y 19). Se observó un valor global de RMSD para la longitud de 0,57 cm y para el ángulo de $2,04^\circ$, y un LOA entre -1,26 y 0,84 cm y $-4,26^\circ$ y $3,63^\circ$. Esto indica que, en general, el uso del sistema ADiBAS en comparación al sistema BTS, en un 95% de los registros mostrará una sobrevaloración máximo de 1,26 cm y $4,26^\circ$. No obstante, en promedio las desviaciones esperadas entre ambos sistemas son mucho menores con 0,5 m y 2° aproximadamente. Al realizar una comparativa entre cada una de las posiciones corporales, la rotación derecha (RD) obtuvo el valor de menor concordancia absoluta no-escalada para las variables de longitud (RMSD=0,68 cm / LOA= -1,47-1,12), mientras que para las variables de ángulo fue la posición neutra (PN) (RMSD= $3,51^\circ$ / LOA= -7,47-6,09). No obstante,

los valores inferiores de concordancia absoluta en la RD o la PN no parecen ser de una magnitud importante.

Cuando analizamos la concordancia entre ADiBAS y BTS en las distintas posiciones mediante un análisis de correlaciones (r) de las diferencias entre ambos por el promedio de ambas medidas (Tabla 18 y 19) y figuras 95-97 y 99-10, se observó que solo en el caso de las longitudes existió un incremento significativo de la diferencia entre ambos sistemas a medida que aumentaba el valor de la longitud a medir. En las gráficas se apreció claramente que esto sucede en las medidas de más de 70 cm aproximadamente. También se observó que los valores de menor concordancia establecidos con LOA ocurrían mayoritariamente en estas medidas más grandes. Así, teniendo en cuenta los indicadores de concordancia absoluta no-escalada podemos asegurar que existe una buena concordancia entre el sistema ADiBAS y el BTS y que esta concordancia, aunque aún aceptable, parece que va a disminuir en medidas mayores de 70 cm.

En relación con la concordancia absoluta escalada, donde los resultados dependen de la variación entre sujetos y cuyo valor se estableció entre 0 (nula concordancia) y 1 (máxima concordancia). Se obtuvieron en todos los casos de CCI (proporción de la variabilidad de las diferencias debida a los participantes) y un CCC (nivel de acuerdo entre medidas y posible desviación con relación a una hipotética concordancia del 100%) de 1 y un IC de (1,00-1,00), tanto para las variables de longitud (Tabla 18) como de ángulo (Tabla 19). La excelente concordancia entre ambos sistemas y con una hipotética concordancia perfecta (línea de 45° representada en las gráficas de dispersión) también se observó en las figuras 94 y 98, y de forma conjunta para todas las posiciones en las figuras 97 y 101. Esto indicaba que existe una excelente concordancia entre ambos sistemas, donde no hubo desviación debido a los participantes y ni tampoco a la hipotética concordancia perfecta. Las pruebas de concordancia escalada parecen establecer que el sistema ADiBAS es una buena herramienta y puede substituir en casos similares a los estudiados a un sistema multicámara 3D BTS.

Por último, se obtuvieron muy buenos resultados tras comparar las diferencias promedio entre ambos dispositivos a partir de los límites de acuerdo y los gráficos de

Bland-Altman para las longitudes (figs.102-105) y los ángulos (fig.106-109). En la figura 105, que representa los resultados de todas las posiciones corporales para las variables de longitud, se observó que el 92% de los datos estuvieron comprendidos entre los límites de acuerdo (LOA=-0,79-0,37) con un error sistemático promedio de -0,21 cm. Además, se incluyó el cálculo de la máxima diferencia admisible (MDA) situada a $\pm 0,68$ cm respecto al punto cero, donde el 89% de los datos estaban comprendidos dentro de ese intervalo. Respecto a las variables de ángulos representadas en la figura 109, se observó que el 95% estaban agrupados en el LOA (-4,26–3,68) con un error sistemático promedio de -0,29°. Se representó el MDA referenciado en la literatura científica de $\pm 5^\circ$ de tolerancia para el ámbito clínico. El 99% de los datos estuvieron incluidos en ese intervalo MDA.

4.4. Fase 4: Resultados. Aplicación práctica. Fiabilidad intra e interobservador con sistema ADiBAS

Presentamos los resultados para determinar la fiabilidad intra e interobservador de las mediciones realizadas por tres evaluadores fisioterapeutas con el sistema ADiBAS. En la Tabla 20 se muestran los valores descriptivos de los dos intentos por evaluador y las correlaciones sobre el promedio y las diferencias en valor absoluto de ambas mediciones realizadas por cada uno de los tres evaluadores en la sesión 1 y así determinar la heterocedasticidad de los datos. El análisis de la normalidad de los datos para transformarlo a logaritmo neperiano para el cálculo del CCI en caso de no normalidad se muestra en las Tablas 21 y 23. Para conocer la fiabilidad de las mediciones realizada por cada evaluador, se realizaron diferentes pruebas para determinar la **fiabilidad relativa y absoluta y el error absoluto**. En la tabla 21 se muestran los valores de las pruebas de fiabilidad relativa ($CCI_{2,1}$, CV% asociados al CI del 95%) y fiabilidad absoluta (SEM y MDC). En la Tabla 22 presentamos los resultados sobre el error sistemático a partir de las pruebas de comparación por pares de los tres evaluadores para muestras independientes, incluyendo el cálculo del tamaño del efecto. Por último, para el test-retest, se compararon los registros de los tres evaluadores obtenidos en la primera y segunda sesión, mediante el cálculo del CCI y la correlación de Pearson (Tabla 23).

Variable-Evaluador	M1	M2	Dif. M1-M2	r M1-M2	p M1-M2
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Long_Ev1	48,3 ± 46,4	48,7 ± 46,6	1,23 ± 2,87	0,24	0,004
Ang_Ev1	55,7 ± 67,8	55,6 ± 67,8	0,28 ± 0,59	-0,02	0,687
Long_Ev2	48,2 ± 46,3	48,1 ± 46,0	2,61 ± 3,97	0,38	0,000
Ang_Ev2	55,3 ± 67,7	55,4 ± 67,7	0,32 ± 0,60	-0,08	0,122
Long_Ev3	48,2 ± 46,6	48,2 ± 46,3	1,86 ± 5,95	0,09	0,282
Ang_Ev3	55,9 ± 68,3	55,9 ± 68,3	0,32 ± 1,26	0,03	0,491

Tabla 20. Promedio (\bar{X}) y desviación típica (SD) calculada para todas las variables de longitud y ángulo y las diferencias en valor absoluto de las dos mediciones. El análisis de la **heterocedasticidad** es presentado como las correlaciones (r) entre el promedio y las diferencias en valor absoluto de las dos mediciones y asociado el p-valor para cada evaluador. M1=medición 1, M2=medición2, Long=longitud (mm), Ang=ángulo (grados), Ev1=evaluador 1, Ev2=evaluador 2, Ev3=evaluador 3.

Evaluador	Variables	$\bar{X} \pm SD$	Error típico	CCI (95% CI)* intraobservador	SEM	CV (95% CI)	MDC	MDC (%)	CCI (95% CI)* interobservador
1	Long	48,5 ± 46,5	0,87	0,99 (0,99-0,99)	0,06	4,6(4,55-4,66)	0,15	0,32	
1	Ang	55,7 ± 67,8	0,20	0,99(0,99-0,99)	0,02	5,0(4,92-5,15)	0,06	0,11	
2	Long	48,1 ± 46,0	1,85	0,98 (0,98-0,99)	0,22	8,9(8,80-9,04)	0,61	1,26	
2	Ang	55,3 ± 67,6	0,23	0,99(0,99-0,99)	0,02	5,9(5,81-6,06)	0,05	0,09	
3	Long	48,2 ± 46,4	1,32	0,95 (0,94-0,97)	0,28	4,3(4,22-4,39)	0,78	1,62	
3	Ang	55,9 ± 68,3	0,23	0,99(0,99-0,99)	0,01	4,9(4,73-4,99)	0,05	0,09	
1 vs 2 vs 3	Long								0,98(0,98-0,99)
1 vs 2 vs 3	Ang								0,99(0,99-0,99)

Tabla 21. Fiabilidad intra e interobservador de la sesión 1. Medidas promediadas sobre dos medidas repetidas (M1 y M2). Promedio (\bar{X}); Desviación estándar (SD); intervalo de confianza (IC); coeficiente de correlación intraclass (CCI); error estándar de medida (SEM); coeficiente variación (CV%); mínimo cambio detectable (MDC); Long=longitud (mm), Ang=ángulo (grados), Ev1=evaluador 1, Ev2=evaluador 2, Ev3=evaluador 3. Transformación a Logaritmo neperiano (*).

Evaluador	Variabes	U	Z	p-valor	r
1 y 2	Long	11211,00	-0,05	0,96	-0,003
	Ang	75884,50	-0,05	0,96	-0,002
1 y 3	Long	11209,50	-0,05	0,96	-0,003
	Ang	75001,00	-0,33	0,74	-0,012
2 y 3	Long	11215,00	-0,05	0,96	-0,003
	Ang	75156,50	-0,28	0,78	-0,010

Tabla 22. Prueba t independiente o prueba U Mann-Whitney que compara a los tres evaluadores en la sesión 1. Long=longitud (mm), Ang=ángulo (grados). Tamaño del efecto (r).

Evaluador	Variables	Sesión 1	Sesión 2	Test Retest	r M1-M2*	p M1-M2*
		$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$	CCI (95% CI)*		
1	Long	48,5 ± 46,5	53,3 ± 49,9	0,80 (0,75-0,83)	0,809	0,001
1	Ang	55,7 ± 67,8	55,6 ± 67,6	0,96(0,96-0,97)	0,965	0,001
2	Long	48,1 ± 46,0	52,4 ± 49,5	0,77 (0,72-0,82)	0,794	0,001
2	Ang	55,3 ± 67,6	55,8 ± 67,7	0,97(0,96-0,97)	0,968	0,001
3	Long	48,2 ± 46,4	51,0 ± 48,6	0,76 (0,70-0,80)	0,782	0,001
3	Ang	55,9 ± 68,3	56,0 ± 68,4	0,97(0,96-0,97)	0,971	0,001

Tabla 23. Test-retest y correlación de las medidas de longitud y ángulo realizadas con el sistema ADiBAS en las sesiones 1 y 2 para los 3 observadores. Promedio (\bar{X}); Desviación estándar (SD); intervalo de confianza (IC); coeficiente de correlación intraclass (CCI); correlación Pearson (r); p-valor < 0,05; Long=longitud (mm), Ang=ángulo (grados); Transformación a Logaritmo neperiano (*).

Se evaluó la homocedasticidad de los datos mediante las correlaciones entre el promedio y las diferencias en valor absoluto. Se encontró cierta heterocedasticidad en las variables de longitud, especialmente en el segundo evaluador ($r=0,38$ y $p=0,000$), En las variables angulares se obtuvo homocedasticidad en todas las mediciones realizadas por los tres evaluadores ($r\leq-0,08$ y $p>0,05$) (Tabla 20).

Para calcular el CCI se transformaron los datos a logaritmo neperiano dado que estos no siguieron una distribución de normalidad. La fiabilidad relativa fue excelente obteniéndose un CCI intraobservador de los tres evaluadores ($CCI>0,95$) y ($CI=0,94-0,97$) e interobservador ($CCI\geq 0,98$) y ($CI=0,98-0,99$) de las variables recogidas en la primera sesión (Tabla 21). El CV% fue aceptable para las variables de longitud ($CV\%< 8,9$) y ($CI=8,80-9,04$) y para las variables angulares inferior a 5,9% ($CI=5,81-6,06$). Para conocer los errores cometidos tras la medición que determina la fiabilidad absoluta, se observaron un SEM y MDC muy pequeños, siendo el valor más alto del SEM de 0,28 mm (evaluador 2) y para el MDC de 0,78 mm (evaluador 3) (Tabla 21).

Al comparar a los tres evaluadores los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p\geq 0,96$). En las comparativas de las variables angulares relacionadas con el primer y el tercer evaluador, las diferencias tampoco fueron significativas ($p\geq 0,74$) con un tamaño del efecto muy pequeño ($r=-0,012$) (Tabla 22). Por último, en el test-retest efectuado entre la primera y segunda sesión, se obtuvo un buen CCI para las variables de longitud ($CCI \geq 0,76$) y ($CI=0,70-0,80$) y excelente para las variables angulares ($CCI \geq 0,94$) y ($CI=0,94-0,98$). Esta misma relación se encontró en la correlación ($r > 0,78$; $p=0,001$) y ($r > 0,96$; $p=0,001$) respectivamente (Tabla 23).

5. CAPÍTULO V. Discusión

5.1. Discusión general

La evaluación de la postura humana es un procedimiento habitual en el entorno clínico que puede llevarse a cabo mediante la utilización de diversas tecnologías. Una nueva tecnología es adoptada más fácilmente por los profesionales cuando esta es compatible con la práctica clínica. Especialmente debe ser ventajosa por la nueva información diagnóstica que aporta, el nivel de precisión, su fácil usabilidad y tener un coste asumible. En este sentido, el sensor Kinect ha sido una de las creaciones más interesantes de Microsoft® en los últimos años. Fue la primera cámara 3D producida en masa pensada inicialmente para el mundo de los videojuegos y que escaló, gracias a su tecnología avanzada y bajo precio, hasta el ámbito de la salud y el deporte. Muestra de ello son las más de 3000 publicaciones referenciadas en PubMed a inicios de 2023 (1-3).

El propósito de esta investigación ha sido diseñar una nueva herramienta (i.e., el sistema ADiBAS) para medir variables de longitud y ángulos en 3D de la posición corporal humana y evaluar su fiabilidad, validez y usabilidad. Para poder cumplir con los objetivos marcados se propuso un estudio en cuatro fases enfocadas en el desarrollo del sistema ADiBAS, la exploración de su validez y fiabilidad del sistema comparándolo con un calibrador digital, su usabilidad contrastándolo con un sistema multicámara 3D (concretamente el BTS D-Smart) y efectuado una aplicación práctica en un entorno clínico estándar.

Existen muchas tecnologías disponibles que evalúan las desviaciones posturales con diferentes niveles de precisión (4). Para poder comparar los resultados de nuestro estudio con investigaciones similares, es importante utilizar tecnologías parecidas en la comparación. Según Mokkink et al (5), existe un problema cuando se quieren comparar o combinar los resultados de ensayos clínicos utilizando diferentes instrumentos para medir el mismo constructo. En nuestro caso existen limitaciones en este sentido. No existe ningún estudio publicado que evalúe la calidad de medición del sistema ADiBAS. Únicamente hemos encontrado, a fecha de enero

2023, tres estudios que han utilizado el sistema ADiBAS como instrumento de medida, pero sin evaluar su validez o fiabilidad. Un caso clínico sobre el síndrome tóraco-lumbar (6), un ensayo clínico sobre la lumbalgia mecánica (7) y, por último, una tesis doctoral publicada en 2021 donde se utiliza dicho sistema como herramienta para evaluar los desequilibrios posturales asociados a la lumbalgia mecánica (8). En consecuencia, no podemos comparar directamente nuestros resultados con los obtenidos en otros estudios para determinar las discrepancias o similitudes. El enfoque de esta discusión se fundamentará sobre las publicaciones donde se utilicen dispositivos de medición relacionados con el control postural, el equilibrio y la cinemática, en especial aquellas que utilicen el sensor Kinect.

La precisión en las mediciones posturales se logra reduciéndose los errores tanto de la parte técnica como propiamente la postural. El error técnico está vinculado al procedimiento y/o a la tecnología de medición, es decir, a las diferencias en la ubicación de los marcadores por parte de los clínicos, a una incorrecta calibración o al propio instrumento de medida (9). El error postural es debido a los cambios que manifiesta la postura asociada al factor temporal, especialmente relacionados con los ritmos circadianos (10). En relación a la ubicación de los marcadores, un estudio realizado por Fortin et al. (11), relataron una excelente confiabilidad test-retest e interobservador para la colocación de marcadores por fisioterapeutas CCI (0,9–1,0) y SEM (0,5° a 3,0°). En el caso de nuestro estudio, el error postural relacionado con el ritmo circadiano no se produjo ya que todas las pruebas se realizaron en menos de una hora por participante. Respecto al error técnico descartamos la parte correspondiente a la colocación de los marcadores adhesivos. No se ha investigado sobre la fiabilidad de los evaluadores relacionada con la precisión en la ubicación de los marcadores sobre los objetos triangulares (fase 2) o sobre la piel (fase 3 y 4). El objetivo era valorar la calidad de la medición realizada con el sistema ADiBAS independientemente de la ubicación de los marcadores e incluso, de la posición adoptada por el individuo. Incluso en la fase 4 donde se midieron variables clinimétricas, no se analizaron el grado de precisión en la ubicación de los marcadores dado que no era objeto de estudio. En consecuencia, las fuentes de error en nuestro estudio se relacionan principalmente con las tecnologías utilizadas y con las mediciones realizadas por los evaluadores con el sistema ADiBAS.

Se han reportado buenos resultados respecto a la validez de softwares que utilizaban el sensor Kinect, especialmente cuando las tareas a realizar eran estáticas o de movimientos lentos. Esto es de esperar ya que el algoritmo que utiliza incluye propiedades de filtrado para suavizar los datos corrigiendo oscilaciones pequeñas (por ejemplo, < 2 mm) (12). La mayoría de los estudios publicados utilizaron el SDK propio de Microsoft® para la salida de datos. Para la detección de las referencias articulares, el SDK permite la detección automática de 25 articulaciones (13). En el caso del sistema ADiBAS, se empleó una parte del SDK y se mejoraron algunos algoritmos. Para ello, se utilizaron librerías como Point Cloud Library que permitió procesar y analizar datos de nube de puntos 3D obtenidos a través del sensor Kinect V2. De este modo, se consiguió una mejor alineación de los datos y segmentación de los objetos para permitir optimizar la calibración del sensor mejorando la precisión en la detección de profundidad (14 y 15) En los requisitos sobre las funcionalidades del software se priorizó sobre la precisión de las medidas frente a la obtención de datos de forma automática del SDK. En este sentido, para medir una variable (de longitud o angular), el sistema ADiBAS necesitó identificar previamente el punto anatómico mediante la ubicación de marcadores virtuales. Esto permitió mayor precisión ya que la referencia anatómica fue establecida por el profesional y no por el software. Para resolver el inconveniente de requerir mucho tiempo en medir muchas variables cuando se hacen de forma manual, se desarrolló la herramienta de “Creación de protocolos”, la cual permitió diseñar un protocolo personalizado para obtener los datos de forma automática y rápida.

Se ha reportado información sobre el “ruido” en imágenes de profundidad obtenidos con el sensor Kinect en base a factores como la distancia entre el sujeto y el sensor (16). Durante las pruebas de capturas de las fases 2 a la 4, se detectaron en la imagen capturada alguna nube de puntos o zonas de profundidad no existentes en la realidad. También se detectaron zonas de ausencia de profundidad en algunas capturas, especialmente en las zonas periféricas de la figura humana. Este aspecto también fue mejorado respecto al SDK aplicando varios filtros a los datos de la nube de puntos 3D. De este modo se pudieron eliminar valores atípicos, suavizar los datos y reducir el impacto de los errores de medición. A pesar de estas mejoras, el ruido que aparecía en las capturas no fue posible eliminarlo en su totalidad.

La validez de las mediciones del sistema ADiBAS la pudimos determinar en el estudio realizado en la fase 2. En la comparación con el calibrador digital, se encontró una correlación muy alta ($r=1,00$ y $p=0,001$) con errores típicos de la estimación muy bajos ($TTE \leq 1,32$ mm). Esto también se pudo corroborar gráficamente donde la línea de tendencia y la pendiente estuvo muy cerca de uno (B entre 1, y 0,98), así como en las gráficas de Bland y Altman, donde el 100% de los valores se encontraron en el LOA tanto para las variables de longitud como de ángulo. Estos límites fueron inferiores a 3 mm para las variables de longitud y menores a 1 grado para las variables angulares. Con relación a los criterios sobre errores de medida compatibles con adecuadas interpretaciones clínicas, McGinley et al. (17) concluyeron que en la mayoría de las situaciones clínicas, los errores de $\leq 2^\circ$ se consideran aceptables, $> 2^\circ$ y $\leq 5^\circ$ son razonables, y los errores que son $> 5^\circ$, pueden inducir a error en la interpretación clínica. Normand et al. (18), sugirieron que errores de magnitud $< 1,5^\circ$ y a 3 mm no tenían consecuencias clínicas. En consecuencia, los resultados obtenidos en nuestro estudio correspondiente a la fase 2, se pueden considerar como errores clínicamente aceptables.

En relación con las pruebas de validación del sensor Kinect analizadas en la literatura científica, Clark R and al. (19), publicaron un estudio de control postural a partir de la realización de movimientos del tronco y del miembro superior en posición ortoestática. La usabilidad se realizó comparando Kinect V1 y las cámaras Vicon obteniéndose una correlación excelente ($r= 0.96 \pm 0.04$; rango= 0.84–0.99) para la mayoría de las mediciones. En un posterior estudio se comparó Kinect V2 con el sistema multicámara 3DMA para la evaluación del equilibrio en bipedestación y el control postural. Se obtuvo una buena validez concurrente ($r > 0,75$) para el equilibrio estático mientras que para las tareas en movimiento los resultados fueron pobres ($r < 0,44$) (20). Eltoukhy et al. (3), compararon el sensor Kinect V2 con el sistema multicámara 3D BTS en una prueba consistente en mantenerse en apoyo unipodal. Obtuvieron un error promedio inferior a 5° en todas las variables analizadas excepto en el ángulo frontal de la rodilla que fue de $5,7^\circ$. Mostraron una consistencia ($CCI_{2,k} = 0,73-0,99$) para todas las variables cinemáticas analizadas, pero la concordancia fue variable entre muy buena ($CCC > 0,99$) y pobre ($CCC < 0,90$) en función de la variable analizada (21). Se comprobó la validez concurrente entre el sensor Kinect V1 y Optotrak Certus® (Northern Digital, Inc., Waterloo, Ontario,

Canada) para el análisis de la postura estática con pies juntos y cerrados. Los resultados mostraron una excelente validez concurrente ($ICC > 0,88$) y relación lineal ($r > 0,93$, $p < 0,001$) (22). Grooten W. J. A et al. (23), compararon el sistema de análisis del movimiento 3D Moovement® (Qinematic™, Estocolmo, Suecia) que utiliza el sensor Kinect V2 con el sistema multicámara 3D BTS. Los resultados mostraron una pobre usabilidad y confiabilidad para la capacidad de medir el equilibrio, la postura y la flexión lateral del tronco ($ICC < 0,4$) y una validez pobre/regular ($r < 0,4$). Llegaron a la conclusión que el software 3D Moovement® tenía mala calidad de medición para las variables de equilibrio y postura en comparación al sistema 3D. Por último, el software Kinetisense® (Kinetisense, Strachan, Canada) que utiliza el sensor Intel® RealSense™ (Intel, USA) para la detección automática de posiciones articulares. Este sensor usa una tecnología de profundidad estereoscópica y con una precisión de profundidad $< 2\%$ a 1m. En un documento disponible en internet relacionado con una conferencia en Alemania para quiroprácticos, pero no publicado en una revista científica (24), los autores puntualizaron que este software integraba algoritmos que mejoraban la precisión en un 30% respecto al SDK del sensor Kinect V2. El estudio comparaba los resultados de Kinetisense® con las cámaras Vicon, obtuyéndose errores absolutos para el Squat (Cadera $4,1 \pm 6,2$ mm; rodilla $25,3 \pm 5,8$ mm; tobillo $73,4 \pm 3,9$ mm). Los errores mostrados en los otros movimientos fueron notablemente peores. A pesar de estos errores significativos, los autores concluyeron que los resultados eran similares al sistema multicámara Vicon (25,26).

En la fase 3 donde se comparó con el sistema multicámara 3D BTS, en el error sistemático se observaron diferencias promedio de $(-0,21 \pm 0,54$ cm) y $(-0,28 \pm 2,02$ grados). En general, vimos que el sistema ADiBAS tendía a medir en promedio 2 mm y $0,3^\circ$ más que el sistema BTS pero, como hemos comentado anteriormente, estas diferencias se encuentran por debajo de los valores considerados como razonables para un análisis clínico. Las pruebas de concordancia para determinar el nivel de usabilidad del sistema ADiBAS en comparación con el sistema BTS mostraron valores de correlación muy altos ($r \geq 0,999$). Gráficamente también se pudo comprobar mediante las gráficas de Bland y Altman donde el 92% de los datos estuvieron comprendidos entre los límites de acuerdo ($LOA = -0,79-0,37$) y con una MDA de $\pm 0,68$ cm respecto al punto cero. Respecto a las variables de ángulos representadas se observó que el 95% de los datos estuvieron agrupados en los LOA

(-4,26-3,68) con un error sistemático promedio de -0,29°. Estos resultados en conjunto indicaron que en el estudio de la postura estática el sistema ADiBAS puede ser utilizado en lugar del sistema 3D obteniendo valores de longitud y ángulo equiparables.

Una posible fuente de error podría estar relacionada con la distancia a la que se encuentra el sensor Kinect respecto al sujeto a analizar. Las especificaciones técnicas enunciadas por Microsoft© recomendaban situar el sensor Kinect a una distancia respecto al objeto/persona entre 0,5 a 4,5 m porque habían detectado una peor precisión cuanto mayor era la distancia del sensor (13). En nuestro estudio de la fase 2, donde se quería conocer si la precisión de las medidas variaba en función de la distancia del sensor Kinect V2 con respecto al participante, para las distancias analizadas (80, 120 y 180 cm), no encontramos diferencias estadísticamente significativas para las tres distancias analizadas con una $r=1,0$ y $p=0,001$. Por otro lado, también se analizó la influencia de las posiciones corporales utilizadas durante las pruebas de la fase 2 y 3 sobre la concordancia de las medidas obtenidas. Teóricamente, podría considerarse que debería existir menos precisión en los movimientos donde hubiera cambios en la profundidad, como los movimientos de rotación del cuerpo o en la pulsión anterior. Nuestros resultados no reflejaron diferencias estadísticamente significativas ni en la fase 2 ($r>0,99$ y $p\leq 0,01$) y bajos TTE ($\leq 1,41$ mm y $\leq 0,73$ grados), ni tampoco en la fase 3 ($r\geq 0,89$ y $p<0,01$).

Con relación a esta fuente de error asociada a la distancia o profundidad, Chiu et al. (27), compararon los resultados de reconstrucción 3D utilizando Kinect V2 y el sensor de Intel® RealSense™. Los autores informaron que la precisión respecto a las distancias de 100, 125 y 150 cm, Kinect V2 obtuvo unas diferencias promedio inferiores a 6,5 mm mientras que RealSense™ fueron superiores a 6,5 mm. En ambos casos, cuanto menor fue la distancia a la que se hizo la captura, mejores fueron los resultados sobre la precisión, obteniéndose como mejor resultado para Kinect de 4.60 ± 1.25 (mm). También se ha reportado información sobre la influencia de la precisión respecto a la distancia a la que se halla el objeto (distancia 150 cm, error 0,3 cm; distancia 260 cm, error 6,8 cm) con el sensor Kinect V1 (16). Según Fankhauser et al. (28), la distorsión de la profundidad era debida las irregularidades en el proceso de modulación del iluminador que genera errores de 0 ± 6 mm

alrededor del centro. Yang et al. (29), observaron un error de precisión de profundidad promedio de menos de 2 mm en la región central para los rangos de 0,5 a 3,0 m, de 2 a 4 mm para rangos de 3,0 a 3,5 m, y de más de 4 mm para distancias superiores a 3,5 m. Wang et al. (30), compararon el sensor Kinect V2 con otro sistema de captura de movimiento en posición sentado y de pie. Evaluaron la influencia de la profundidad en tres ángulos de visión diferentes (0° , 30° y 60°). Ellos señalaron una disminución de la precisión asociada al aumento de la oclusión de los marcadores en relación con el ángulo de rotación, siendo mayor a 60° . Estos hallazgos indicaron la dificultad de utilizar un solo sensor Kinect para el análisis del movimiento (31). En base a los resultados obtenidos en nuestro estudio y comparado con los reportados por otras publicaciones, existe una discrepancia en tanto que nosotros no hemos obtenido diferencias estadísticamente significativas según la distancia del sensor al sujeto ni en las diferentes posiciones corporales. Quizás esto pudiera ser debido a que la distancia máxima que utilizamos en nuestros diferentes estudios fue de 180 cm en comparación a los resultados publicados por Yang et al. (29) (distancias ≥ 200 cm), o bien, a que los nuevos algoritmos aportados por el sistema ADiBAS fueron mejores que en los softwares utilizado para las pruebas realizadas por Chiu et al. (27) con los sensores Kinect V2 y RealSense™.

Para determinar el nivel de la fiabilidad del sistema ADiBAS, se han realizado diferentes pruebas estadísticas en las tres últimas fases de esta tesis. En la fase 2 se obtuvo un coeficiente de correlación excelente para todas las mediciones y condiciones ($CCI > 0,99$). Para variables de longitud $SEM = 0,03$ mm y $CV = 0,09\%$, y para ángulos de $SEM \leq 0,01$ grados y $CV = 0,03\%$. Se considera un CV aceptable cuando es $< 10\%$ (32). En la fase 4 se propuso como objetivo conocer la fiabilidad cuando se medía con el software ADiBAS por profesionales de la salud (fisioterapeutas). Para ello se midieron variables clinimétricas utilizadas en el ámbito clínico para conocer las desalineaciones posturales. La fiabilidad relativa y absoluta intraobservador e interobservador fue excelente para los tres evaluadores ($CCI > 0,95$), $CV < 9\%$, $SEM \leq 0,3$ mm y $p \geq 0,74$. En el test-retest el CCI se mantuvo bueno para las variables de longitud ($CCI \geq 0,76$) y excelente para las angulares ($CCI \geq 0,94$).

En una revisión de la literatura hasta el 2022, no hemos encontrado estudios realizados con el sensor Kinect con las variables clinimétricas utilizadas en nuestro estudio con la que poder realizar una disertación comparando nuestros resultados con los referenciados por estudios similares. La gran mayoría de publicaciones en las que se ha utilizado el sensor Kinect V1 o V2, han enfocado sus objetivos hacia el análisis cinemático. Únicamente encontramos una publicación Quek et al. (33), quienes relacionaron una variable clinimétrica analizada con el sensor Kinect. Esta variable correspondía a la cifosis torácica comparando Kinect V2 con el instrumento Flexicurva. Los resultados mostraron una excelente validez concurrente ($CCI = 0,76-0,82$) y fiabilidad ($CCI = 0,81-0,98$) para medir la cifosis torácica tanto en posición de pie como sentada.

La mayoría de los estudios que analizan la postura ortoestática para determinar variables clinimétricas se han realizado mediante tecnología 2D. Según Lazennec et al. (34), las mediciones realizadas en 2D pueden inducir a errores significativos. Los autores determinaron que las alineaciones del miembro inferior medidas en el plano frontal para determinar el ángulo mecánico de varo-valgo mostraron diferencias significativas entre las mediciones realizadas con radiografías frente a las realizadas con estereoradiografía 3D. El método 3D mostró más valgo que el método 2D en el 51% de los casos y más varo en el 49%. Este error, según los autores, estaba relacionado con una desalineación en el plano sagital (flexum/recurvatum) y en el plano rotacional. Actualmente, existen programas informáticos para el análisis postural y/o el movimiento en 2D, en los que existe un protocolo preestablecido y ofrecen un diagnóstico clínico. Así, por ejemplo, Posture Screen® (35), utiliza una cámara del teléfono móvil o de la tableta para capturar una imagen. El software muestra un protocolo que, una vez ejecutado, emite un diagnóstico postural en base a los datos de normalidad que tiene integrado. Se ha informado sobre su buena fiabilidad intra e interobservador en un artículo publicado por Boland et al. (36), pero con una muestra pequeña formada por 10 sujetos ($ICC \geq 0,81$). Con una muestra algo mayor, Szucs et al. (37), informaron sobre la validez de constructo reportando una buena fiabilidad ($ICC \geq 0,71$). A través de una cámara de video el software Psuite® (38), captura una imagen 2D y aplicando un protocolo definido por el software muestra los resultados de ángulos posturales, pero en este caso no se han

encontrado estudios sobre su fiabilidad intra o interobservador. Por último, diferentes publicaciones han informado sobre los niveles de fiabilidad relacionadas con las mediciones de parámetros corporales realizadas a partir de imágenes digitales en 2D. Estos estudios han mostrado que las mediciones realizadas con dispositivos 2D (cámaras fotográficas digitales) son fiables para la medición de la postura en entornos clínicos (39-41). Se han reportado resultados de buena y excelente fiabilidad con CCI intraobservador (0,87-0,96) e interobservador (0,66-0,83) (42), CCI>0,9 intraobservador y CCI>0,77 interobservador (43), CCI>0,89 y SEM<1,1° intraobservador e interobservador (44). En base a los resultados aportados en los estudios citados comparativamente con los obtenidos en nuestro estudio, podemos concluir que el sistema ADiBAS presenta una fiabilidad equiparable o incluso superior.

5.2. Referencias bibliográficas CAPÍTULO 5

1. Clark RA, Pua YH, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al., Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture* 2012;36(3):372-7
2. Dehbandi B, Barachant A, Smeragliuolo AH, Long JD, Bumanlag SJ, He V, et al., Using data from the Microsoft Kinect 2 to determine postural stability in healthy subjects: A feasibility trial, *PloS One* 2017;12(2): e0170890.
3. Eltoukhy M A, Kuenze C, Oh J, & Signorile J F. (2017). Validation of static and dynamic balance assessment using Microsoft Kinect for young and elderly populations. *IEEE journal of biomedical and health informatics* 2017;22(1): 147-153.
4. Do Rosário JLP. Biomechanical assessment of human posture: a literature review. *Journal of bodywork and movement therapies* 2014;18(3):368-373.
5. Mokkink LB, Prinsen CA, Bouter LM, de Vet HC, & Terwee CB. The Consensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments (COSMIN) and how to select an outcome measurement instrument. *Brazilian journal of physical therapy* 2016;20:105-113.
6. Ségui Y, Ramírez-Moreno J. Global physiotherapy approach to thoracolumbar junction syndrome. A case report. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2021;25: 6-15.
7. Alfonso-Mora ML, Ramirez-Moreno J, Guerra-Balic M, Sanchez-Martin R, Castellanos A L, & Rengifo ML. Effects and experience with the Mézières method in people with low back pain: A mixed methods study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2022;35(3): 485-493
8. Alfonso Mora, ML. El Método Mezières para el" uso de sí" en personas con dolor lumbar. Estudio Mixto [Tesis doctoral]. Barcelona: Universitat Ramon Llull; 2021. Recuperado a partir de: <https://www.tdx.cat/handle/10803/673489>
9. Tomkinson GR, & Shaw LG. Quantification of the postural and technical errors in asymptomatic adults using direct 3D whole body scan measurements of standing posture. *Gait & posture* 2013;37(2):172-177.
10. Mylonas V, Nikodelis T, & Kollias I. Time of day influence on postural balance of young and older men. *Experimental aging research* 2023;49(1):1-12.
11. Fortin C, Feldman D E, Cheriet F, & Labelle H. Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis. *Spine* 2010;35(19), E988-E994.
12. Clark RA, Mentiplay BF, Hough E, & Pua YH. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait & posture* 2019; 68:193-200.
13. Pagliari D, & Pinto L. Calibration of Kinect for Xbox one and comparison between the two generations of microsoft sensors. *Sensors* 2015;15(11):27569-27589.
14. Reyes M, Clapés A, Ramírez J, Revilla J, Escalera S. Automatic digital biometry analysis based on depth maps. *Comput Ind.* 2013 ;9(64) :1316–25.
15. Reyes Estany M. Human pose analysis and gesture recognition from depth maps: methods and applications. [Tesis doctoral]. Barcelona. Universitat de Barcelona; 2017.

16. Beltran D, & Basañez L A comparison between active and passive 3d vision sensors: Bumblebeexb3 and microsoft kinect. In Robot2014: First iberian robotics conference (pp. 725-734). Springer, Cham, 2014.
17. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, & Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & posture* 2009; 29(3), 360-369.
18. Normand MC, Harrison DE, Cailliet R, Black P, Harrison DD, Holland B. Reliability and measurement error of the BioTonix video posture evaluation system-Part I: Inanimate objects. *J Manipulative Physiol Ther* 2002 ;25(4):246-250.
19. Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture*. 2012;36(3):372–7.
20. Clark RA, Pua YH, Oliveira CC, Bower KJ, Thilarajah S, McGaw R, et al., Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control, *Gait Posture* 2015;42(2):210-13.
21. McBride GB. A proposal for strength-of-agreement criteria for Lin's concordance correlation coefficient. NIWA client report: HAM2005-062. 2005;45:307-310.
22. Yang Y, Pu F, Li Y, Li S, Fan Y, & Li D. Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance. *IEEE Sensors Journal* 2014; 14(5): 1633-1638.
23. Grooten WJA, Sandberg L, Ressman J, Diamantoglou N, Johansson E, & Rasmussen-Barr E. Reliability and validity of a novel Kinect-based software program for measuring posture, balance and side-bending. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2018;19(1):1-13.
24. Ressman J, Rasmussen-Barr E, & Grooten WJA. Reliability and validity of a novel Kinect-based software program for measuring a single leg squat. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2020;12(1):1-12.
25. 3D posture [Internet]. Kinetisense. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <https://www.kinetisense.com/wp-content/uploads/2021/11/Geriatric-Gait-Risk-of-Fall-White-Paper-2.pdf>),
26. Harsted S, Kawchuk G, Guan R, Skallgård T, Hesby BB, Boyle E, & Kjaer P. The performance of two in-clinic markerless motion capture systems compared to a laboratory standard. In WFC/ECU Conference: Global Opportunities in Spine Care; 2019, March.
27. Chiu CY, Thelwell M, Senior T, Choppin S, Hart J, & Wheat J. Comparison of 193náli cameras for three-dimensional reconstruction in medicine. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2019;233(9):938-947.
28. Fankhauser P, Bloesch M, Rodriguez D, Kaestner R, Hutter M, Siegwart R. Kinect v2 for mobile robot navigation: Evaluation and modeling. In 2015 international conference on advanced robotics (ICAR). Istanbul, Turkey, 27-31 July; 2015: 388–394.
29. Yang L, Zhang L, Dong H, Alelaiwi A, El Saddik A. Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2. *IEEE Sens. J.* 2015;15:4275-4285.
30. Wang Q, Kurillo G, Ofli F, Bajcsy R. Evaluation of Pose Tracking Accuracy in the First and Second Generations of Microsoft Kinect. *IEEE International Conference on Healthcare Informatics (ICHI)*; 2015: 380-389.

31. Müller B, Ilg W, Giese MA, & Ludolph N. Validation of enhanced kinect sensor based motion capturing for gait assessment. *PloS one* 2017; 12(4): e0175813.
32. Atkinson G, & Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine* 1998;26(4):217-238.
33. Quek J, Brauer SG, Treleaven J, Clark RA. The concurrent validity and intrarater reliability of the Microsoft Kinect to measure thoracic kyphosis, *Int J Rehabil Res.* 2017; 40(3):279-84.
34. Lazennec JY, et al. Are advanced three-dimensional imaging studies always needed to measure the coronal knee alignment of the lower extremity? *International orthopaedics* 2017;41(5): 917-924.
35. Posture Screen [Internet]. PostureCo. 2022 [citado 10 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.postureanalysis.com/posturescreen-posture-movement-body-composition-analysis-assessment/>
36. Boland DM, Neufeld E V, Ruddell J, Dolezal BA, & Cooper CB. Inter-and intra-rater agreement of static posture 194nálisis using a mobile application. *Journal of Physical Therapy Science* 2016;28(12):3398-3402.
37. Szucs KA, & Brown EVD. Rater reliability and construct validity of a mobile application for posture analysis. *Journal of physical therapy science* 2018;30(1):31-36.
38. Module posturo [Internet]. posturesuite. 2022 [citado 12 agosto 2022]. Disponible en: <https://www.posturesuite.com/>
39. Singla D, Veqar Z, & Hussain M E. Photogrammetric assessment of upper body posture using postural angles: a literature review. *Journal of chiropractic medicine* 2017;16(2):131-138.
40. Ribeiro A F M, Bergmann A, Lemos T, Pacheco A G, Russo M M, de Oliveira L A S, & de Carvalho Rodrigues E. Reference values for human posture measurements based on computerized photogrammetry: a systematic review. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2017;40(3):156-168.
41. Furlanetto T.S et al. Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. *World journal of orthopedics*, 2016; 7(2): 136.
42. Ruivo RM, Pezarat-Correia P, Carita AI. Cervical and shoulder postural assessment of adolescents between 15 and 17 years old and association with upper quadrant pain. *Braz J Phys Ther.* 2014;18(4):364-371.
43. Hazar Z, Karabicak GO, Tiftikci U. Reliability of photographic posture analysis of adolescents. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(10):3123-3126.
44. Stolinski L, Kozinoga M, Czaprowski D, Tyrakowski M, Cerny P, Suzuki N, & Kotwicki, T. Two-dimensional digital photography for child body posture evaluation: standardized technique, reliable parameters and normative data for age 7-10 years. *Scoliosis and spinal disorders* 2017;12(1):1-24.

6. CAPÍTULO VI. Conclusiones

Conclusión principal

El dispositivo informático, denominado sistema ADiBAS, formado por el sensor de profundidad Kinect V2 y un software, es válido y fiable para detectar longitudes y ángulos en 3D sobre la posición corporal humana

Conclusiones sobre los objetivos

FASE 1: Diseño e implementación

1. El diseño e implementación del sistema formado por el software ADiBAS (Automatic Digital Biometry Analysis System) y vinculado al sensor Kinect V2 tiene capacidad de capturar imágenes de un humano, procesarlas y visualizarlas en 3D.
2. Las pruebas de testeo han mostrado que el software ADiBAS es robusto, estable y seguro tecnológicamente.
3. La interfaz diseñada tiene capacidad para crear protocolos personalizables, ejecutarlos automáticamente y almacenar los datos.
4. Las herramientas desarrolladas para el software ADIBAS, tienen capacidad para medir los ángulos y las longitudes en 3D de cualquier parte de la posición corporal humana para ayudar en el diagnóstico en un entorno clínico.

FASE 2: Validación con calibrador digital

1. El sistema ADiBAS presenta una excelente **fiabilidad** relativa y absoluta al obtener variables de medida de longitud y ángulo con el individuo objeto de medida en posiciones ortoestáticas diferentes.
2. La **validez** del sistema ADiBAS ha podido ser verificada por una alta correlación y bajos errores típicos de la estimación, encontrando errores de magnitud inferior a 3 mm para las variables de longitud y menores de 1 grado para las variables angulares.

3. La **fiabilidad y validez** del sistema ADiBAS se mantiene cuando se realizan mediciones a diferentes distancias (80-120 cm) del participante respecto al sensor Kinect V2.

FASE 3: Usabilidad. Concordancia con sistema multicámara 3D BTS

- El sistema ADiBAS presentó una **usabilidad** comparada con el sistema multicámara 3D siendo ambos dispositivos intercambiables para evaluaciones de la posición ortoestática.

FASE 4: Aplicación práctica. Fiabilidad intra e interobservador con sistema ADiBAS

- El sistema ADiBAS tiene una excelente **fiabilidad** relativa y absoluta entre evaluadores y cuando se repiten las medidas al realizar mediciones de variables clinimétricas de la postura ortoestática.

7. CAPÍTULO VII. Fortalezas, limitaciones y líneas de futuro

7.1. Fortalezas

Algunas de las fortalezas de esta tesis podrían estar asociadas al constructo metodológico empleado. Para determinar la validez y fiabilidad del sistema ADiBAS, se ha descrito el procedimiento de desarrollo del software y se han realizado tres estudios interrelacionados y secuenciados (fases 2 a la 4). En los dos primeros estudios se ha comparado la nueva tecnología con dos instrumentos diferentes y, además, se ha querido conocer la fiabilidad en el uso de esta tecnología mediante una aplicación clínica realizada por profesionales de la salud. Para las pruebas de laboratorio realizadas en las fases citadas, se seleccionaron a individuos a partir de una muestra heterogénea respecto al sexo y la edad. Los participantes seleccionados estaban compuestos por hombres y mujeres con un rango de edad entre 15 y 78 años, lo que debería considerarse como una cohorte poblacional multigeneracional diversa (2ª fase de 15 a 78 años; 3ª fase de 23 a 58 años y 4ª fase de 27 a 61 años).

En los estudios de fiabilidad y validez, se considera que el tamaño muestral debería ser mayor o igual a 50 sujetos (1). En la tabla 24 se muestran alguna de las publicaciones más citadas desde 2012 a 2018, donde se han utilizado las dos versiones del sensor Kinect en comparación con otros sistemas tecnológicos. El tamaño muestral utilizado en nuestra tesis ha sido muy similar al propuesto en estos estudios (2ª y 4ª fase n=30, 3ª fase n=22) y que ha demostrado ser suficiente para obtener resultados robustos estadísticamente.

Es importante destacar que los errores atribuidos a la variabilidad postural son difíciles de evitar, pero sí es posible reducirlos. Así, por ejemplo, en un estudio de Tomkinson et al. (17), obtuvieron errores de medida significativos en el análisis de ángulos sagitales de la región cefálica. Según los autores estos errores se debieron a la variación en la posición de la cabeza de los sujetos analizados de la primera a la segunda prueba realizada 24 horas más tarde. Se sugirió establecer protocolos específicos que pudieran reducir esta variabilidad. Otra posible solución, es

aumentar en número de mediciones, pero esto no suele ser práctico en el ámbito clínico. En nuestro estudio (fases 2,3 y 4), para poder reducir las alteraciones posturales asociadas a la postura “no natural” cuando los pacientes fueron fotografiados, establecimos un protocolo donde, a cada participante, se les dio instrucciones verbales sobre cómo debían ejecutar la prueba. Concretamente, en la fase 4, donde el estudio se realizó con pacientes reales y con parámetros clinimétricos, se les dieron instrucciones verbales como” *De cinco pasos sobre la misma plataforma sin moverse. Diga “sí” y “no” moviendo la cabeza varias veces. Ahora manténgase en una posición relajada, lo más natural posible y con la mirada hacia el frente. Mantenga esta posición unos segundos”.*

Cita Bibliog.	Autor	Tecnología	Sistema de referencia	Participantes
2	Clark-2012	Kinect V1-SDK	Vicon MX	21 adultos sanos
3	Bonnechère-2014	Kinect V1-SDK	Vicon MX	48 adultos sanos
4	Galna-2014	Kinect V1-SDK	Vicon MX	9 adultos con Parkinson+ 10 controles
5	Yang-2014	Kinect V1-SDK	Optotrak Certus	9 adultos sanos
6	Pfister-2014	Kinect v1-SDK	Vicon MX	20 adultos sanos
7	Huber-2015	Kinect V1-SDK	TrackStar / Goniom.	10 adultos sanos
8	Xu-2015	Kinect V1-SDK V2-SDK	Vicon MX	20 adultos sanos
9	Clark-2015	Kinect V2-SDK	Vicon MX	30 adultos sanos
10	Mentiplay-2015	Kinect V2-SDK	3DMA	30 adultos sanos
11	Darby-2016	Kinect V2-SDK	Vicon MX	8 adultos sanos
12	Otte-2016	Kinect V2-SDK	Vicon MX	19 adultos sanos
13	Kuster-2016	Kinect v1-SDK	Vicon MX	20 adultos sanos
14	Eltoukhy-2017	Kinect V2-SDK	BTS Smart 7000DX	10 adultos sanos
15	Quek-2017	Kinect V2-SDK	Flexicurva	33 adultos sanos
16	Timmi-2018	Kinect V2-SDK	Vicon MX	20 adultos sanos

Tabla 24. Publicaciones utilizando el sensor Kinect en comparación con otros dispositivos. Se incluye el tamaño muestral utilizado en cada estudio.

En la fase 2, se midieron cuatro objetos triangulares con un calibrador digital y con el sistema ADiBAS. La utilización de objetos para ser medidos fue un procedimiento utilizado por Georgeu et al. (18), para conocer la fiabilidad del software SAPO de las

mediciones angulares en 2D sobre goniómetros de plástico fijados en un tablero. En otros estudios se hicieron mediciones directamente sobre maniquís (19). En nuestro caso, se utilizaron objetos triangulares pero fijados directamente sobre el cuerpo de una persona para obtener resultados más acordes con la realidad. Se quiere aclarar que no fue posible realizar mediciones con el calibrador digital directamente sobre la piel. Esto fue debido a que, al realizar las pruebas, se producía una variación de la longitud entre los dos marcadores que constituían la variable de medida, debido a la elasticidad de la piel y los movimientos articulares.

En la fase 3, se consideró relevante para el análisis de la concordancia entre ambos instrumentos, efectuar las mediciones sobre la imagen digital tomada en el mismo instante por ambos instrumentos para reducir el error postural, anteriormente explicado. Para ello, se utilizó una sincronización a partir de la activación de un lápiz óptico que permitiera medir el mismo “frame” por ambos instrumentos.

Como aplicación práctica y para determinar el nivel de fiabilidad del sistema ADiBAS realizado en la fase 4, no se utilizaron a participantes asintomáticos sino a pacientes reales con dolor musculoesquelético y/o alguna alteración postural. Se cuantificaron variables posturales que han sido previamente identificadas en la literatura científica y que se consideran clínicamente relevantes (17).

La calibración necesaria para situar al sujeto ortogonalmente a la cámara es esencial para obtener mediciones más precisas. La ventaja del sistema ADiBAS respecto a otros softwares utilizados para el análisis postural en 2D (20), es que no se necesita incorporar un accesorio externo en forma de pantalla con rejilla cuadrículada situada posterior al sujeto para obtener coordenadas XY (20). Por otro lado, el tiempo necesario para realizar una calibración es muy reducido en comparación al tiempo que se necesita para realizar una calibración con los sistemas multicámara 3D (21).

Como se ha explicado en el apartado de introducción, el SDK del sensor Kinect permite el reconocimiento automático de 25 articulaciones. Esto puede ser una ventaja cuando se quieren obtener mediciones automáticas de ciertos parámetros corporales con poca precisión, o bien, cuando se desea analizar la cinemática de un sujeto. En nuestro caso, esta utilidad no la hemos aplicado por dos motivos: en

primer lugar, porque la precisión de la posición anatómica es menor si la articulación es detectada automáticamente por el software que si es localizada manualmente por un profesional; por otro lado, porque consideramos que el software debe permitir al profesional efectuar las mediciones de cualquier parámetro corporal de forma personalizada. Esto supone una ventaja del sistema ADiBAS frente a otros sistemas de análisis postural comercializados que no permiten una personalización, sino que obligan a seguir un protocolo preestablecido (22-24).

7.2. Limitaciones

Según Jefferson et al. (25), el sesgo denominado “sesgo del patrocinador” se produce cuando existe alguna vinculación entre investigador y la empresa que comercializa el producto estudiado. En esta tesis ese sesgo podría considerarse en tanto que el autor de esta tesis está vinculado organizativamente con la empresa Physicaltech®, copropietaria de los derechos del software ADiBAS. Con el objetivo de evitar este sesgo, se ha desarrollado una metodología en la que los evaluadores fueron profesionales externos a dicha empresa. Además, se establecieron medidas de transparencia sobre los datos de esta investigación. En este sentido, todos los datos registrados se encuentran en archivos de hojas de cálculo para que puedan ser remitidos a cualquier entidad científica que desee realizar verificaciones del estudio.

Para poder realizar cualquier medición es necesario seleccionar las partes anatómicas correspondientes a la variable de medida deseada. Esto se puede hacer de dos maneras: 1) seleccionando directamente con el software esa parte anatómica, ubicando el marcador virtual; 2) colocando un marcador adhesivo en la piel sobre la zona anatómica precisa y posteriormente colocar un marcador virtual con el software. La primera opción es más rápida pero menos precisa ya que, en ocasiones, no es fácil identificar desde lejos una referencia anatómica, como por ejemplo las EIAS, las apófisis espinosas de las vértebras, etc. Esta primera opción es la utilizada por las empresas anteriormente citadas que obtienen datos automáticos de las articulaciones (22-24). La segunda opción es la que se utiliza con el sistema ADiBAS porque mejora la precisión. No obstante, esta opción requiere más tiempo al realizar la prueba ya que el profesional deber localizar físicamente la

referencia anatómica. Relacionado con la ubicación anatómica, se ha informado como fuente de error la experiencia del evaluador en la palpación de las estructuras anatómicas para la correcta ubicación de los marcadores. Furlanetto et al. (26) realizaron un estudio comparando las medidas realizadas por un software de análisis de imágenes digitales y la radiología para la evaluación postural y no encontraron diferencias significativas entre la ubicación de los puntos anatómicos localizados mediante palpación con los identificados mediante Rx ($\chi^2 = 9,366$, $p = 0,404$). Este error del evaluador podría reducirse si se aplican protocolos en los que el criterio de determinación de la variable de medida corresponda a referencias anatómicas fácilmente identificables.

Una limitación que se atribuye a los sistemas que cuantifican a partir de puntos situados en la superficie del cuerpo, como es el caso del sistema ADiBAS, es la dificultad de analizar algunas regiones anatómicas, como por ejemplo la curva del raquis cervical. Como también ha sido discutido en otros estudios (27), supone una limitación no poder recopilar información específica del raquis cervical debido a las oclusiones que producen por el cabello en algunos sujetos y de la dificultad de correlacionar las espinosas cervicales con la curva vertebral. Otra limitación relacionada con la precisión en la ubicación de los marcadores sobre la piel se presenta en sujetos que tienen un tejido subcutáneo voluminoso (IMC elevado). La imprecisión de las referencias anatómicas podría dar lugar a errores de medición importantes.

En el transcurso de las capturas realizadas con el sensor Kinect, detectamos zonas que denominamos “agujeros negros”, donde no se producía detección de la profundidad. Esto es sustancialmente importante en las variables de medida que se necesitan coordenadas XYZ como, por ejemplo, la rotación de la pelvis, rotación de la cintura escapular, rotación cefálica, etc. Esta contrariedad se puede dar, sobre todo, cuando se requiere medir zonas periféricas del cuerpo humano. En nuestro estudio, esta contingencia se dio en pocas ocasiones ya que se tuvo en cuenta en el diseño metodológico cuando se determinaron las variables de medida. No obstante, cuando esta situación se produjo y para reducir los errores de precisión, se determinó el punto más cercano al “agujero negro” que tuviese profundidad, es decir, valor “z”. Una solución futura para mejorar los datos de profundidad y reducir la

oclusión de zonas corporales, especialmente si hay movimiento, sería la integración de varios sensores. Esto mejoraría la precisión de los datos, pero supondría una mayor complejidad tecnológica y disponer de un mayor espacio de la sala para poder realizar las capturas con más de un sensor. Se deben valorar los beneficios e inconvenientes, desde el punto de aplicabilidad práctica, utilizar una o más cámaras cuando el análisis se realiza en entornos clínicos (28).

El sensor Kinect emite luz IR para el reconocimiento 3D del objeto o sujeto a partir de la tecnología ToF, ya explicada. Esto supone una limitación cuando se desea realizar capturas en el exterior donde existen fuentes de luz IR que interfieren con el sensor. Por consiguiente, no es posible realizar estudios en zonas con luz solar (28). También se deben tener en cuenta las zonas donde existen espejos o cristales cercanos a la zona donde se puede realizar la captura, así mismo, las prendas de vestir de color negro pueden influir en la detección incorrecta de la profundidad. En nuestro estudio, todas estas posibles fuentes de error fueron tenidas en cuenta ya que se realizaron en zonas interiores, con una iluminación adecuada y en un escenario donde las capturas se realizaron frente a paredes lisas y blancas.

A pesar de los buenos resultados de usabilidad del sistema ADiBAS respecto al sistema multicámara 3D BTS, no debiera interpretarse que puede ser reemplazado. El sistema ADiBAS se desarrolló para obtener datos de la posición estática y no para realizar estudios cinemáticos. Por otro lado, a pesar de obtenerse datos sobre las curvas vertebrales en sujetos con escoliosis u otras desalineaciones corporales, no es un sustitutivo de la radiografía ya que esta, además de ofrecer datos sobre la morfología del esqueleto, permite detectar otras anomalías de gran relevancia para el diagnóstico médico.

7.3. Futuras líneas de investigación

Desde el manejo del dolor hasta la mejoría de la funcionalidad, la retroalimentación o feedback juega un papel fundamental en el tratamiento y en el aprendizaje de patrones motores mejorados. La visualización en el ordenador de las representaciones gráficas 3D que muestra la postura y los movimientos realizados por un paciente, son tan útiles para el propio paciente como para el profesional. La

visión por computación podría ayudar a ambos a mejorar sus expectativas. Dolatabadi et al. (29), realizaron un estudio donde recogieron datos sobre una cohorte de sujetos sanos en comparación con un grupo que habían sufrido un ictus para discriminar de forma automática, a partir del sensor Kinect V2, entre poblaciones sanas y enfermas. Esto es un primer paso para poder utilizar esta tecnología en la detección automática de alteraciones posturales, alteración en patrones de la marcha o del gesto para ayudar al clínico en el diagnóstico y en la toma de decisiones terapéuticas.

Tras este primer desarrollo del software ADiBAS se abren nuevas posibilidades y herramientas a las que poder incorporar en el futuro. Así, por ejemplo, se podrían integrar:

- Protocolos para comparar los datos obtenidos tras el análisis con valores de normalidad;
- Crear un módulo para la clasificación automática de la tipología postural en base a las variables posturales analizadas;
- Rutinas de ejercicios terapéuticos más adecuados según las alteraciones detectadas;
- Escaneo en 360° de la postura y determinar, a partir de un avatar, los parámetros de longitud y ángulos de las variables seleccionadas;
- Módulos de evaluación dinámica del rango de movimiento de articulaciones como el hombro, la rodilla, el raquis, test de sentadillas, etc.
- Mejorar la creación de informes a partir de imágenes 3D, datos sobre normalidad de variables clinimétricas y gráficas de evolución.

Existen numerosos estudios que analizan diferentes parámetros clinimétricos posturales (referencias ya citadas en los diferentes capítulos), pero por el momento no existe un consenso relacionado con los valores de normalidad con los que comparar nuestros resultados tras la intervención. Entre los motivos que hacen difícil consensuar estos valores se encuentran: diseños metodológicos diferentes entre los estudios publicados, tecnologías diferentes, variables biomecánicas similares con referencias anatómicas diferentes, grupos muestrales diferentes formada por sujetos sanos o enfermos, etc. Amico et al. (27), desarrollaron un proyecto tecnológico

basado en sistema multicámaras 3D Vicon para poder obtener datos normativos sobre la postura morfoestática. Este es un buen ejemplo de lo que se podría hacer en el futuro, pero con sensores de profundidad. De este modo se podría ayudar a los clínicos a conocer las desviaciones posturales más comunes y poderlas comparar con las mediciones realizadas por el propio clínico. En la fase 4 de nuestro estudio, se obtuvieron datos sobre parámetros posturales y de la morfología de la columna vertebral basados en estudios precedentes. Los resultados clinimétricos de dichos datos no han sido motivo de análisis para esta tesis, pero sí que podrían ser utilizados en el futuro para ser comparados con los obtenidos en estudios similares.

La tecnología tiene esa dicotomía entre lo fascinante y lo frustrante. El uso de cámaras 3D, como el sensor Kinect, supuso el paso de un mercado reducido a un nicho de mercado que ocasionó millones de ventas de estos dispositivos y una nueva tecnología con la que investigar. La capacidad de poder escanear el cuerpo humano y proporcionar un mapeo de su superficie para conocer las alteraciones posturales, ofreciendo datos de forma instantánea fue, y sigue siendo, un excelente procedimiento de análisis 3D. Pero la tecnología avanza muy rápidamente según la demanda del mercado. Esto obliga a las empresas que implementan estas tecnologías, a renovarse constantemente y, a los investigadores, a aportar conocimientos sobre la validez de estas nuevas tecnologías. En este sentido, el cese en la producción del sensor Kinect V2 por parte de Microsoft®, supuso una contrariedad para aquellas pequeñas empresas que desarrollaron un software en torno a este sensor como MotionMetrix®, Physicaltech®, kineod®, entre otras (30,31). Alguna de estas empresas ha desaparecido y otras deberán readaptar su software a los nuevos sensores de profundidad. Después que Kinect V2 dejara de fabricarse, la cámara de profundidad Intel® RealSense® quiso ocupar su lugar en el campo de las evaluaciones clínicas (17). No obstante, según Chiu et al. (19), desde el punto de vista de precisión, el sensor RealSense® no ha mejorado al sensor Kinect V2.

Los ingenieros que desarrollan productos tecnológicos de escaneo del cuerpo humano en 3D, están trabajando con dispositivos de menor tamaño que los actuales, si los comparamos con las cámaras alojadas en los teléfonos móviles. Recientemente se ha desarrollado una tecnología en torno a los teléfonos

inteligentes con los sistemas operativos de Apple IOS y Android. Utilizando una sola cámara en un smartphone o una tableta, se puede estimar una posición 3D. Por el momento la precisión no parece que sea suficiente para entornos profesionales ya que se producen errores de 1cm para distancias de 1m. La combinación de microsensores de profundidad alojados en teléfono combinados con el “mundo del Metaverso”, podría proporcionar en el futuro a los profesionales de la salud y del deporte, un espacio virtual donde poder evaluar, analizar, diagnosticar e interactuar con los pacientes. Así, por ejemplo, ARCore que es una plataforma de Google, utiliza una tecnología 3D a partir de un teléfono móvil para crear experiencias en realidad aumentada que se combinan con el mundo real (33).

Vinculado a la alternativa del sensor Kinect, Microsoft© sacó al mercado en 2020, un nuevo sensor de profundidad, Azure Kinect™ (kit de desarrollo) concebido para trabajar en la nube (Cloud Computing, en inglés). El futuro de este sensor todavía no se conoce porque aún sigue siendo un proyecto tecnológico utilizado por desarrolladores informáticos en robótica y en el área de la tecno-medicina (34). En un artículo recientemente publicado por Kurillo et al. (19), se comprobó que Azure tenía una precisión temporal mejorada en comparación con Kinect v2 en el rango de 2,5 a 3,5 m para mediciones cercanas al eje óptico. Esta precisión ha sido también analizada por Antico et al. (35), quién realizó un estudio sobre el control postural comparando Azure Kinect con el sistema multicámara Vicon 3D, concluyéndose que Azure proporciona un seguimiento muy preciso de las principales articulaciones del cuerpo durante el movimiento analizado. Parece plausible pensar que el sensor Azure Kinect podría ser una excelente alternativa a su predecesor. En pocos años, posiblemente veremos aparecer publicaciones sobre su utilidad en el ámbito de la medicina y el deporte, así como empresas que desarrollen software propios asociados a este sensor, tal y como sucedió con Kinect V2.

7.4. Referencias bibliográficas del CAPÍTULO 7

1. Mokkink LB, Terwee CB, Knol DL, Stratford PW, Alonso J, Patrick DL, et al. The COSMIN checklist for evaluating the methodological quality of studies on measurement properties: a clarification of its content. *BMC Med Res Methodol*. 2010; 10(1):1-8.
2. Clark R, Pua YH, Fortin K, Ritchie C, Webster K, Denehy L, & Bryant, A. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture* 2012;36(3): 372-377.
3. Bonnechere B, Jansen B, Salvia P, et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & posture* 2014;39(1): 593-598.
4. Galna B, Jackson D, Schofield G, McNaney R, Webster M, Barry G, Mhiripiri D, Balaam M, Olivier P, Rochester L. Retraining function in people with Parkinson's disease using the Microsoft kinect: game design and pilot testing. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2014;11(1):60.
5. Yang Y, Pu F, Li Y, Li S, Fan Y, & Li D. Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance. *IEEE Sensors Journal* 2014; 14(5): 1633-1638.
6. Pfister A, West A M, Bronner S, & Noah J A. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of medical engineering & technology* 2014;38(5):274-280.
7. Huber M E, Seitz A L, Leeser M, & Sternad, D. Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study. *Physiotherapy* 2015;101(4): 389-393.
8. Xu X, McGorry R W, Chou S, Lin J H, & Chang C C. Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait & posture* 2015;42(2):145-151.
9. Clark RA, Pua YH, Oliveira CC, Bower KJ, Thilarajah S, McGaw R, et al., Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control, *Gait Posture* 2015;42(2):210-13.
10. Mentiplay B F, Perraton L G, Bower K J, Pua Y H, McGaw R, Heywood S. & Clark R A. Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *Journal of biomechanics* 2015;48(10):2166-2170.
11. Darby J, Sánchez M B, Butler P B, & Loram I D. An evaluation of 3D head pose estimation using the Microsoft Kinect v2. *Gait & posture* 2016;48: 83-88.
12. Otte K, Kayser B, Mansow-Model S, Verrel J, Paul F, Brandt A U, & Schmitz-Hübsch T. Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function. *PloS one* 2016;11(11): e0166532.
13. Kuster RP et al. Accuracy of KinectOne to quantify kinematics of the upper body. *Gait & posture* 2016 ;47: 80-85.
14. Eltoukhy Moataz et al. Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test. *Gait & posture* 2017;58: 421-427.
15. Quek J, Brauer S G, Treleaven J, & Clark R A. The concurrent validity and intrarater reliability of the Microsoft Kinect to measure thoracic kyphosis. *International journal of rehabilitation research* 2017;40(3):279-284.

16. Timmi A, Coates G, Fortin K, Ackland D, Bryant A L, Gordon I, & Pivonka, P. Accuracy of a novel marker tracking approach based on the low-cost Microsoft Kinect v2 sensor. *Medical engineering & physics* 2018;59: 63-69.
17. Tomkinson GR, & Shaw LG. Quantification of the postural and technical errors in asymptomatic adults using direct 3D whole body scan measurements of standing posture. *Gait & posture* 2013;37(2):172-177.
18. Georgeu GA, Mayfield S, Logan AM. Lateral digital photography with computer-aided goniometry versus standard goniometry for recording finger joint angles. *J Hand Surg.* 2002;27(2):184-186).
19. Chiu CY, Thelwell M, Senior T, Choppin S, Hart J, & Wheat J. Comparison of depth cameras for three-dimensional reconstruction in medicine. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2019;233(9):938-947.
20. Normand MC, Descarreaux M, Harrison DD, Harrison DE, Perron DL, Ferrantelli JR, Janik TJ. Three dimensional evaluation of posture in standing with the PosturePrint: an intra- and inter-examiner reliability study. *Chiropr Osteopat* 2007 ; 15(1):1-11.
21. Pribanić T, Sturm P, & Cifrek M. Calibration of 3D kinematic systems using orthogonality constraints. *Machine Vision and Applications* 2007;18(6):367-381.
22. Posture Screen [Internet]. PostureCo. 2022 [citado 10 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.postureanalysis.com/posturescreen-posture-movement-body-composition-analysis-assessment/>
23. Module posturo [Internet]. posturesuite. 2022 [citado 12 agosto 2022]. Disponible en: <https://www.posturesuite.com/>
24. 3D posture [Internet]. Kinetisense. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <https://www.kinetisense.com/wp-content/uploads/2021/11/Geriatric-Gait-Risk-of-Fall-White-Paper-2.pdf>.
25. Jefferson T. Sponsorship bias in clinical trials: growing menace or dawning realisation? *Journal of the Royal Society of Medicine* 2020;113(4):148-157.
26. Furlanetto TS, Candotti CT, Comerlato T, Loss JF. Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. *Comput Methods Programs Biomed.* 2012;108(1):203–12.
27. D'Amico M, Kinel E, & Roncoletta P. Normative 3D opto-electronic stereo-photogrammetric posture and spine morphology data in young healthy adult population. *PLoS One* 2017;12(6):e0179619.
28. Clark RA, Mentiplay BF, Hough E, & Pua YH. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait & posture* 2019; 68:193-200.
29. Dolatabadi E, Taati B, & Mihailidis A. Automated classification of pathological gait after stroke using ubiquitous sensing technology. In 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); 2016, August. p. 6150-6153.
30. Productos [Internet]. MotionMetrix. 2022 [citado 26 octubre 2022]. Disponible en: <http://www.motionmetrix.se/3-products/>

31. ADiBAS posture [Internet]. Physicaltech. 2022 [citado 14 junio 2022]. Disponible en: <http://physicaltech.com/adibas/>
32. Siena FL, Byrom B, Watts P, & Breedon P. Utilising the Intel RealSense Camera for Measuring Health Outcomes in Clinical Research. *Journal of medical systems* 2018; 1-10.
33. ARCore [Internet]. ARCore. 2023 [citado 14 febrero 2023]. Disponible en: <https://developers.google.com/ar>
34. Kurillo G, Hemingway E, Cheng ML, & Cheng L. Evaluating the accuracy of the Azure Kinect and Kinect V2. *Sensors* 2022,22(7), 2469.
35. Antico M, Balletti N, Laudato G, Lazich A, Notarantonio M, Oliveto, R, & Simeone J. Postural control assessment via Microsoft Azure Kinect DK: An evaluation study. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2021;209:106324.

8. ANEXOS

Anexo 1. Infografía sobre las fases de la metodología.

Diseño, implementación y validación de un software asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D.

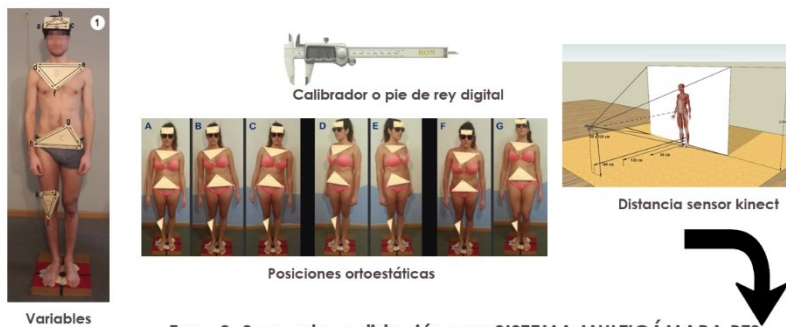
Fase 1: DISEÑO e IMPLEMENTACIÓN

Proceso en el cual se diseñaron gráficamente y funcionalmente todas herramientas de la interfaz. Comprobó la robustez del sistema y la usabilidad hasta crear el software definitivamente para poder medir ángulos y distancias en 3D. Toda esta fase duró más de 5 años.



Fase 2: Primera validación con CALIBRADOR DIGITAL

Nos preguntamos si las medidas realizadas con el software a partir de una captura de la imagen 3D son válidas y fiables. También si puede influir la distancia a la que se ubica el sensor kinect para realizar la captura de la imagen. Se realiza un primer estudio con 30 sujetos donde se analizaron 12 variables de distancia y 12 variables angulares. Posición bipeda en 7 posiciones ortoestáticas diferentes y colocando el sensor kinect a 3 distancias diferentes del sujeto. En el supuesto que la respuesta a esta hipótesis fuera positiva se realizará una nueva validación con gold standard (multicámara BTS)



Fase 3: Segunda validación con SISTEMA MULTICÁMARA BTS

Nos preguntamos cuál es el nivel de precisión del sistema ADiBAS en comparación con el sistema multicámara BTS considerado como gold standard. Se realiza el estudio con una muestra de 22 sujetos asintomáticos en 3 posiciones ortoestáticas diferentes: lateroflexión del tronco, rotación del tronco y proyección anterior del tronco. Se analizan 13 variables (7 de distancia y 6 angulares)



Fase 4: Aplicación práctica del sistema ADiBAS

Nos preguntamos cuál es el nivel de fiabilidad del software en las mediciones efectuadas sobre la postura de sujetos en 3 posiciones ortoestática (visión frontal, sagital y visión posterior). Se realiza un estudio con una muestra de 30 sujetos. Para conocer la fiabilidad, tres examinadores realizan todas las mediciones con el software en dos momentos (día 1 y transcurrida aproximadamente 1 semana). Se miden un total de 18 variables utilizadas en el ámbito clínico para conocer el grado de alineación corporal.



Anexo 2. Estrategia de búsqueda de la bibliografía.

Se ha llevado a cabo una estrategia de búsqueda de literatura científica en los diversos buscadores y webs especializados en internet, con el objetivo de identificar y localizar de manera más eficiente los artículos cuya temática se aproxime a la investigación propuesta en nuestro estudio. Esta búsqueda de la información se inició en el año 2013 y concluyó a finales de 2022. Se han seleccionado alguna de las bases de datos más relevantes como la Biblioteca COCHRANE PLUS (<http://www.bibliotecacochrane.com/>) y Centre for Reviews and Dissemination (<http://www.york.ac.uk/inst/crd/>) ya que disponen de revisiones sistemáticas de buena calidad. En el caso de este estudio se buscaron temas relacionados con la evaluación postural y sobre instrumentos de medida basados en tecnología 3D. El propósito era encontrar revisiones sistemáticas que pudieran delimitar el estado del arte y utilizar sus citas como parte de la fundamentación.

Se han consultado la base de datos PubMed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>), para identificar estudios de diagnóstico utilizando los límites, filtros, booleanos y los términos Mesh (Medical Subject Heading) adecuados para acelerar y centrar la búsqueda. Para la localización de ensayos clínicos de forma específica se recurrió a TRIP database (<http://www.tripdatabase.com/>) y Clinical Trials (<http://www.clinicaltrials.gov/ct2/home>), principalmente para encontrar estudios sobre los TME y la postura. Así mismo, el buscador de guías de práctica clínica más completo, Guidelines (<http://www.guidelines.gov/>), se utilizó para apoyar las recomendaciones en materia análisis clínico sobre los TME.

El Centre for Evidence Based Physiotherapy (<https://www.cebp.nl/>) y sobre todo The Physiotherapy Evidence Database - PEDro (<http://www.pedro.org.au/>) son bases de datos muy específicas del ámbito de la fisioterapia y rehabilitación, por lo que se justifica dada la especialización en ensayos clínicos, revisiones sistemáticas y guías de práctica clínica que tienen sobre el ámbito de la fisioterapia.

En TESEO (<https://www.educacion.gob.es/teseo/irGestionarConsulta.do>) y Tesis Doctorales en Red (<http://www.tdx.cat/>) se localizaron algunas tesis doctorales con temáticas similares a la propuesta en este estudio. Por último, el buscador de documentos científicos Google Scholar (<http://scholar.google.es/>), ha sido empleado

para localizar algunas referencias bibliográficas y rápidamente algunos artículos completos en formato pdf. Además, y como sucede también con PUBMED, se pueden exportar fácilmente esas referencias al programa Refworks, facilitando la gestión de toda esa información bibliográfica para ser citada posteriormente al texto. Por cuestiones de accesibilidad no se pudieron realizar búsquedas en las bases de datos de EMBASE, CINAHL o SPORTDiscus.

Los criterios más importantes para realizar las búsquedas bibliográficas fueron los siguientes:

1. Se priorizaron sobre estudio posteriores a 2007. No obstante, se consideraron también estudios anteriores por la trascendencia de la información aportada.
2. Se tuvo en cuenta la calidad de las revistas indexadas en la plataforma contenida en ISI WOK (Web of Knowledge), basada en criterios como en el factor de impacto, la categoría y el cuartil de dichas revistas. No obstante, este no fue un criterio excluyente para otras revistas de interés en este estudio.
3. No se aplicó ninguna restricción en cuanto al idioma, aunque se priorizó la lectura de los textos en inglés, castellano y francés.
4. Se utilizaron booleanos (AND, OR, NOT), truncamientos (*) y filtros. Algunos ejemplos de palabras y sistemas de búsqueda utilizados:
 - (flexibil* OR stretch*): [tiab]
 - (posture AND pain): [tiab]
 - clinical trial*[tiab] OR random*[tiab] OR trial*[tiab] OR random* control* trial [tiab] OR systematic[sb] OR systematic review*[sd] NOT animal [tw]
5. Como palabras clave utilizadas para la búsqueda de la información se utilizaron términos libres y el descriptor MeSH instalados en los servicios que ofrece PubMed.
 - a) Relacionadas con el tipo de estudio y la temática:
Reliability, validity, measurement, systematic review, randomized controlled trial, posture, posture assessment, postural, range of motion, musculoskeletal disorders, pain, spine, physical therapy, rehabilitation, sports medicine.
 - b) Relacionada con las tecnologías:
Kinect, photogrammetry, photography, video, biometry, goniometry, software, virtual reality, game technology, posture matching, 3D pose, 3-D imaging, motion capture.

Anexo 3. Carta de aprobación del comité de ética.



APROVACIÓ PROJECTE PEL CER/ APROBACIÓN PROYECTO POR EL CER

Codi de l'estudi / *Código del estudio*: FIS-2018-05
Versió del protocol / *Versión del protocolo*: 1.0
Data de la versió / *Fecha de la versión*: 14/09/18
Títol / *Título*: Diseño, implementación y validación de un software asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D

Sant Cugat del Vallès, 24 d'octubre de 2018

Doctorand/o/a: José Ramírez Moreno
Director: Enric Cáceres Palau
Codirector: Albert Busquets Faciaben

Títol de l'estudi / *Título del estudio*: Diseño, implementación y validación de un software asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D

Benvolgut/da,

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, tracte ètic per als animals ni atempta contra el medi ambient, ni té implicacions econòmiques ni conflicte d'interessos, **però no s'han valorat els aspectes metodològics del projecte de recerca degut a que tal anàlisi correspon a d'altres instàncies.**

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,

Apreciado/a,

Valorado el proyecto presentado, el CER de la Universidad Internacional de Catalunya, considera que, el contenido de la investigación, no implica ningún inconveniente relacionado con la dignidad humana, trato ético para los animales, ni atenta contra el medio ambiente, ni tiene implicaciones económicas ni conflicto de intereses, pero no se han valorado aspectos metodológicos del proyecto de investigación debido a que tal análisis corresponde a otras instancias.

Por estos motivos, el Comité d'Ètica de Recerca, RESUELVE FAVORABLEMENTE, emitir este CERTIFICADO DE APROBACIÓN, para que pueda ser presentado a las instancias que así lo requieran.

Me permito recordarle que si el proceso de ejecución se produjera algún cambio significativo en sus planteamientos, debería ser sometido nuevamente a la revisión y aprobación del CER.

Atentamente,

Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

Anexo 4. Consentimiento informado fases 2 y 4.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Investigador principal: José Ramírez Moreno

Departamento: FISIOTERAPIA

Título del estudio: Diseño, implementación y validación de un software asociado al sensor Kinect V2 para la evaluación de la posición corporal en 3D

Yo,.....con DNI.....
mayor de edad o padre, madre o tutor/a de.....

- He recibido información verbal acerca del estudio y he leído la información escrita que se adjunta, de la que he recibido una copia.
- He comprendido lo que se me ha explicado.
- He podido comentar el estudio y realizar preguntas al profesional responsable.
- Doy mi consentimiento para tomar parte en el estudio y asumo que mi participación es totalmente voluntaria.
- Entiendo que podré retirarme en cualquier momento sin que ello afecte a mi futura asistencia profesional.

Mediante la firma de este documento de consentimiento informado, doy mi consentimiento para realizar el estudio y para que mis datos personales se puedan utilizar (según lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999) como se ha descrito en el documento de información del cual guardo una copia.

Entiendo que recibiré una copia de este formulario de consentimiento informado.

Fecha

Firma del/la participante, padre o madre, tutor/a.

DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

El/la participante que firma esta hoja de consentimiento ha recibido, por parte de José Ramírez Moreno, información detallada de forma oral y escrita del proceso y naturaleza de este estudio de investigación, y ha tenido la oportunidad de preguntar cualquier duda en cuanto a la naturaleza, los riesgos y las ventajas de su participación en este estudio.

Fecha

Firma del investigador

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo,.....con DNI.....
mayor de edad o madre o padre o tutor/a de,
después de la información recibida REVOCO el consentimiento prestado en
fecha....., y declaro que no deseo participar en este estudio.

Fecha

Firma del/la participante, padre o madre, tutor/a.

Anexo 5. Hoja de información para el participante fases 2 y 4.

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE EN EL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Nombre del/ la participante: _____

Investigador principal: José Ramírez Moreno

Departamento: FISIOTERAPIA

Título del estudio: *Diseño, implementación y validación de un software asociado al sensor Kinect V2 para la evaluación de la posición corporal en 3D*

Hemos solicitado su participación en un estudio de investigación. Antes de decidir si acepta participar, es importante que comprenda los motivos por los que se lleva a cabo la investigación, cómo se va a utilizar su información, en qué consistirá el estudio y los posibles beneficios, riesgos y molestias que le pueda conllevar. Resaltar que este estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Internacional de Catalunya.

El objeto de este estudio es la validación un dispositivo que permite medir en tres dimensiones la posición corporal de una persona. Este dispositivo está basado en un sensor denominado Kinect fabricado por Microsoft. Una vez realizadas las fotografías, un programa informático llamado ADiBAS servirá para medir su postura y obtener datos numéricos de la misma. Estas mediciones resultan muy útiles para conocer el estado de su postura y de su espalda y, de este modo, poder realizar un diagnóstico clínico más preciso.

¿QUÉ PASARÁ SI ACEPTO PARTICIPAR?

El estudio no supondrá ningún coste económico para los participantes ni tampoco habrá una compensación económica por participar. Le realizaremos un estudio de su postura totalmente gratuito y le facilitaremos un informe con los resultados.

¿CÚALES SON LOS REQUERIMIENTOS?

Deberá acudir a la clínica a la hora indicada y firmar la hoja de consentimiento informado. El estudio de la postura se realizará con ropa adecuada, en este caso deberá estar en ropa interior. Se colocarán sobre la piel unos marcadores adhesivos para identificar ciertas estructuras anatómicas. La duración aproximada de la prueba será de 30 minutos.

¿TENGO LA OBLIGACIÓN DE PARTICIPAR?

La decisión sobre participar o no en la investigación es suya. En el caso de no querer participar o bien de querer abandonar el estudio cuando lo desee, la calidad de la asistencia que recibirá, no se verá afectada. Si deciden participar, se les entregará el formulario de consentimiento informado para que lo firme.

Asimismo, el doctorando que se encarga de dirigir el estudio, el sr. José Ramírez Moreno, podrá considerar retirarle del estudio por cualquier motivo justificado sin la necesidad de su consentimiento.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES EFECTOS SECUNDARIOS, RIESGOS Y MOLESTIAS ASOCIADOS A LA PARTICIPACIÓN?

El día de la pruebas se le realizarán una serie de fotografías en posición de pie con el dispositivo Kinect. Este dispositivo emite una luz infrarroja que es totalmente inocua por lo que no existe ningún efecto adverso para su salud.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS DE PARTICIPAR?

El beneficio inmediato de participar en el estudio, es su contribución al conocimiento y desarrollo científico. Su colaboración nos será de gran ayuda porque participará en la validez de un instrumento de medida que permitirá ofrecer un mejor diagnóstico clínico y la toma de decisiones terapéuticas.

¿CÓMO SE VAN A UTILIZAR MIS DATOS DEL ESTUDIO?

La Ley orgánica 15/99 regula la confidencialidad de los datos del participante. Durante todo el proceso de investigación y futuras publicaciones sus datos personales serán gestionados únicamente por el doctorando del estudio, sr. José Ramírez Moreno y su equipo investigador. No obstante, las autoridades reguladoras, el comité de ética independiente u otras entidades de supervisión podrán revisar sus datos personales, el objetivo de dichas revisiones es garantizar la dirección adecuada del estudio o la calidad de los datos del estudio.

Cualquier uso continuado de los datos del estudio por parte del doctorando del estudio tendrá los fines que se describen en este documento. Debe tener en cuenta que los resultados del estudio podrán aparecer publicados en la bibliografía médica, si bien su identidad no será revelada. En caso de que deban tomarse fotografías de la cara y/o el cuerpo completo, se garantizará la protección de su identidad.

¿CÓMO PUEDO ESTABLECER CONTACTO SI NECESITO OBTENER MÁS INFORMACIÓN O AYUDA?

Mediante la firma de este documento, usted asiente que ha estado informado/a de las características del estudio, ha entendido la información y el doctorando ha clarificado todas sus dudas.

Si desea realizar cualquier pregunta relacionada con el estudio o tiene alguna otra duda puede, ponerse en contacto con el responsable del estudio:

- José Ramírez Moreno, al teléfono [REDACTED] o mediante correo electrónico jramirez@uic.es

Fecha

Firma del participante

Anexo 6. Documento de recogida de datos variables antropométricas.

DOCUMENTO DE RECOGIDA DE DATOS

Investigador principal: José Ramírez Moreno

Título del estudio: *Diseño, implementación y validación de un software asociado al sensor Kinect V2 para la evaluación de la posición corporal en 3D*

CÓDIGO IDENTIFICACIÓN (nº de historia clínica):.....

DATOS DEL PARTICIPANTE

- Nombre y apellidos:
- Fecha de nacimiento:
- Lugar de nacimiento:
- Dirección:
- Código postal, población y provincia:
- Teléfono/s:
- Correo electrónico:

Datos antropométricos

- Sexo (marque con un círculo): H / M
- Altura
- Peso

Cuestionario

Indicar la respuesta y/o marcar con un círculo:

¿Está diagnosticado de alguna enfermedad que pueda afectar a su postura: genética, neurológica o traumatológica? SI / NO ¿cuál?

¿Sufre en la actualidad algún tipo de dolor? SI / NO ¿cuál?

En caso de respuesta positiva al dolor ¿hace más de tres meses? SI / NO

¿Sufre algún trastorno visual o del equilibrio importante? SI / NO ¿cuál?

Fecha

Anexo 7. Consentimiento informado fase 3.



CONSENTIMIENTO INFORMADO DOCUMENTO DE INFORMACIÓN AL SUJETO

PARTICIPANTE DEL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Directores del Proyecto:

Dr. Enric Cáceres Palou y Dr. Albert Busquets Faciabén

Investigador principal: José Ramírez Moreno

Departamento: FISIOTERAPIA

Título del estudio: *Diseño, implementación y validación de un software asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D*

Yo, con DNI.....
mayor de edad o padre, madre o tutor/a de.....

- He recibido información verbal acerca del estudio y he leído la información escrita que se adjunta, de la que he recibido una copia.
- He comprendido lo que se me ha explicado.
- He podido comentar el estudio y realizar preguntas al profesional responsable.
- Doy mi consentimiento para tomar parte en el estudio y asumo que mi participación es totalmente voluntaria.
- Entiendo que podré retirarme en cualquier momento sin que ello afecte a mi futura asistencia profesional.

Mediante la firma de este documento de consentimiento informado, doy mi consentimiento para realizar el estudio y para que mis datos personales se puedan utilizar (según lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999) como se ha descrito en el documento de información del cual guardo una copia.

Entiendo que recibiré una copia de este formulario de consentimiento informado.

Barcelona, de de 2019

Firma del/la participante, padre o madre, tutor/a.

DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

El/la participante que firma esta hoja de consentimiento ha recibido, por parte de José Ramírez Moreno, información detallada de forma oral y escrita del proceso y naturaleza de este estudio de investigación, y ha tenido la oportunidad de preguntar cualquier duda en cuanto a la naturaleza, los riesgos y las ventajas de su participación en este estudio.

Barcelona, de de 2019

Firma del investigador

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo,.....con DNI.....
mayor de edad o madre o padre o tutor/a de,
después de la información recibida REVOCO el consentimiento prestado en
fecha....., y declaro que no deseo participar en este estudio.

Barcelona, de de 201_

Firma del/la participante, padre o madre, tutor/a.

Anexo 8. Hoja de información para la participante fase 3.



DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE EN EL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Director del Proyecto:
Dr. Enric Cáceres Palou y Dr. Albert Busquets Faciabén

Investigador principal: José Ramírez Moreno

Departamento: FISIOTERAPIA

Título del estudio: *Diseño, implementación y validación de un software asociado a un sensor de profundidad para la evaluación de la posición corporal en 3D*

Usted está a punto de participar en un estudio de investigación. Antes de decidir si acepta participar, es importante que comprendan los motivos por los cuales se lleva a cabo la investigación: como se usará su información, en qué consistirá el estudio y los posibles beneficios, riesgos y molestias que pueda experimentar. Resaltar que este estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética de Investigaciones Clínicas de la Administración Deportiva de Cataluña.

En caso que participen en algún otro estudio, lo tendrán que comunicar al responsable para valorar si pueden participar en este.

¿CUALES SON LOS ANTECEDENTES Y EL OBJETIVO DE ESTE ESTUDIO?

El objeto de este estudio es la validación de una nueva tecnología 3D basada en la realización de unas fotografías digitales con un sensor de profundidad que permite medir en tres dimensiones la posición corporal de una persona. Una vez realizadas las fotografías en diferentes posiciones, un programa informático asociado al sensor de profundidad denominado ADiBAS, servirá para medir los ángulos y distancias necesarios para valorar su posición corporal. Para conocer la precisión de esta nueva tecnología, se realizará en el mismo momento las mismas grabaciones con un sistema compuesto por seis cámaras de luz infrarroja. Las consecuencias de este estudio para la población será que los profesionales dispondrán de una tecnología de bajo coste, inocua, no invasiva y fiable para analizar la posición corporal en 3D y, de este modo, los profesionales podrán realizar un diagnóstico clínico más preciso.

¿QUÉ PASARÁ SI ACEPTO PARTICIPAR?

El estudio no supondrá ningún coste económico para los participantes ni tampoco habrá una compensación económica por participar.

¿CÚALES SON LOS REQUERIMIENTOS?

Deberá acudir al lugar al laboratorio de biomecánica a la hora indicada. Para poder realizar el estudio será necesario utilizar una ropa adecuada. Deberá venir con bañador de dos piezas (mujer) o de una pieza (hombre). Se colocarán sobre la piel unos marcadores adhesivos hipoalérgicos para identificar ciertas estructuras anatómicas de su cuerpo. Las pruebas consistirán en realizar tres movimientos en posición de pie: inclinarse hacia un lado, girarse hacia un lado y proyectar su cuerpo hacia delante. Estos movimientos los repetirá dos veces y a dos distancias del sensor de profundidad diferentes. Cada movimiento será fotografiado por los instrumentos de medida anteriormente citados. Estimamos que la duración de la oscilará entre 30-45 minutos. En la sala de pruebas solo tendrá acceso el equipo investigador por lo que su privacidad está totalmente garantizada.

¿TENGO LA OBLIGACIÓN DE PARTICIPAR?

La decisión sobre participar o no en la investigación es suya. Podrá abandonar la prueba en cualquier momento. Si deciden participar, deberá rellenar el formulario de consentimiento informado que le entregaremos a continuación.

Asimismo, los investigadores del estudio se reservan el derecho de retirar su participación. En tal caso, será informado previamente durante la fase de recogida de datos.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES EFECTOS SECUNDARIOS, RIESGOS Y MOLESTIAS ASOCIADOS A LA PARTICIPACIÓN?

El día de la prueba se le realizará una serie de fotografías en posición de pie con diversos dispositivos que emiten luz infrarroja, no visible para el ojo humano y que es totalmente inocua, por lo que no existe ningún efecto adverso para su salud.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS DE PARTICIPAR?

Gracias a su participación en el estudio está contribuyendo al conocimiento y desarrollo científico. Su colaboración nos será de gran ayuda porque participará en la validez de un instrumento de medida que permitirá ofrecer un mejor diagnóstico clínico y la toma de decisiones terapéuticas. La tecnología es útil tanto para profesionales de la salud como para el ámbito de la actividad física y deporte.

¿CÓMO UTILIZARÁN MIS DATOS EN EL ESTUDIO?

La Ley orgánica 15/99 regula la confidencialidad de los datos del participante. Durante todo el proceso de investigación y futuras publicaciones sus datos personales serán gestionados únicamente por los investigadores del estudio. Los datos proporcionados serán agrupados con los datos de otros participantes y almacenados de forma confidencial y segura en las instalaciones de l'Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC), Barcelona. Los datos serán preservados durante, como mínimo, 5 años después de la finalización del estudio. Después de 10 años, los datos serán considerados como no válidos y se procederá a su eliminación. No obstante, las autoridades reguladoras, el comité de ética independiente u otras entidades de supervisión podrán revisar sus datos personales, el objetivo de dichas revisiones es garantizar la dirección adecuada del estudio o la calidad de los datos del estudio.

Cualquier uso continuado de los datos del estudio por parte de los investigadores del estudio tendrá los fines que se describen en este documento. Debe tener en cuenta que los resultados del estudio podrán aparecer publicados en la bibliografía médica, si bien su identidad no será revelada. En caso de que deban publicarse fotografías de la cara y/o el cuerpo completo, se garantizará la protección de su identidad.

¿CÓMO PUEDO ESTABLECER CONTACTO SI NECESITO OBTENER MÁS INFORMACIÓN O AYUDA?

Mediante la firma de este documento, usted asiente que ha estado informado/a de las características del estudio, ha entendido la información y el investigador ha clarificado todas sus dudas.

En caso de padecer un daño relacionado con el estudio o para obtener respuesta a cualquier pregunta que pueda surgir durante la investigación contacte con:

Sr. José Ramírez Moreno
Nº teléfono 658 11 00 90
correo electrónico jramirez@uic.es

Barcelona, de de 2019

Anexo 9. Documento de recogida de datos fase 3.



File information

Personal data

Name and Surname: _____

Birth date: ____ / ____ / ____

Back disorder: _____

Pain in the last 3 months: _____

Height: _____ m

Weight: _____ kg

BoS:

X (cm)	Y (cm)

Subject codification

Subject Code: _____
 1 2

Trial codification

Camera distance

180 cm

Height of the camera: _____ cm

Condition

3 & 4

Neutral position (PN)

Right rotation (RD)

Anterior projection (PA)

Neutral position-Back view (BV)

Trial

5

1, 2 or 3

Attempt

6

or 1, 2, 3, ...

File name

Subject codification (only for BTS)		Trial codification							
0	1	P	N	1	1				
1	2	3	4	5	6	7	8		

Example

Trials/Attempts

Comments (with no comments draw "/")

1	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
2	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
3	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
4	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
5	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
6	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
7	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
8	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
9	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
10	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
11	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
12	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____

Calibration file

Cal _____ .tdf

Attached documents

Consent form

Researchers: _____

Date: _____

General comments: _____

Anexo 10. Registro propiedad intelectual

REGISTRO GENERAL DE LA PROPIEDAD INTELECTUAL

Segun lo dispuesto en la Ley de Propiedad Intelectual (Real Decreto Legislativo 1/1996, de 12 de abril), quedan inscritos en este Registro los derechos de propiedad intelectual en la forma que se determina seguidamente:

NÚMERO DE ASIENTO REGISTRAL 02 / 2012 / 745

Título: **ADIBAS: Automatic Digital Biometry Analysis System**

Objeto de propiedad intelectual: Programa d'ordinador

Clase de obra: programa d'ordinador

PRIMERA INSCRIPCIÓN

Autor/es y titular/es originarios de derechos

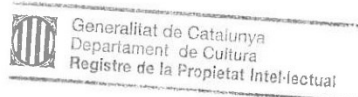
- Apellidos y nombre: [REDACTED]
Nacionalidad: ESP D.N.L./N.LF./Pasaporte: [REDACTED]
Parte de la obra de la que es autor: 15%
- Apellidos y nombre: [REDACTED]
Nacionalidad: ESP D.N.L./N.LF./Pasaporte: [REDACTED]
Parte de la obra de la que es autor: 35%
- Apellidos y nombre: [REDACTED]
Nacionalidad: ESP D.N.L./N.LF./Pasaporte: [REDACTED]
Parte de la obra de la que es autor: 25%
- Apellidos y nombre: **RAMIREZ MORENO, Jose**
Nacionalidad: ESP D.N.L./N.LF./Pasaporte: [REDACTED]
Parte de la obra de la que es autor: 25%

Datos de la solicitud

Núm. solicitud: B-3342-11

Fecha de presentación y efectos: 27/07/2011 Hora: 12:25

En Barcelona, a quince de febrero de dos mil doce



Anexo 11. Ejemplo de informe ADiBAS.



ID:2272
Nombre: A
Apellidos: T
Edad: 47
Fecha de informe:10/11/2020

Unidad de ANÁLISIS BIOMECANICO
Barcelona
kinemez@kinemez.com
www.kinemez.com



Descripción informe:

TIPO DE PROTOCOLO: ANALISIS POSTURAL Y RAQUIS

TECNICA: Se efectua análisis postural en posición bípeda en los planos frontal y sagital obteniendo información goniométrica y de distancia en 3D. Los pies se sitúan en una rotación externa fisiológica de 15° para cada pie. Mirada horizontal. Para la captación de la imagen se utiliza el sistema ADiBAS 3D sobre una plataforma giratoria.

VARIABLES DE MEDIDA: VN= Valor Normal ; **FRONTAL** (AFG: Alineación Frontal Global ; AIC: Angulo Inclinación Cabeza ; AAE: Angulo Alineación Escapular; ART: Angulo Rotación Torax; ASE: Angulo Sagital Esternal; AAP: Angulo Alineación Pelvis; ARP: Angulo Rotación Pelvis; AFFT: Angulo Frontal Fémoro-Tibial) / **SAGITAL** (ASG: Alineación Sagital Global; AHM: Angulo Horizontalidad Mirada; ATC: Angulo Traslación Cabeza; ATEP:Angulo Traslación Espino-Pelviana; AVP: Angulo Versión Pelviana; ASFT: Angulo Sagital Fémoro-Tibial ; ACTP: Angulo Cefalo-Toraco-Pelviano; ATPR: Angulo Toraco-Pelvi-rodilla). **Raquis Visión POSTERIOR** (ACT: Angulo Cifosis Torácica; ALLS: Angulo Lordosis Lumbo-Sacra; LPC7: Línea Plomada C7; AAEIPS: Angulo Alineación Espinas Iliacas Pósterio Superiores; ARP: Angulo Rotación Pelvis; AAE: Angulo Alineación escapular; ART: Angulo Rotación Tórax; AT: Ángulo de Talla. / **Raquis Visión SAGITAL** (AHM: Angulo Horizontalidad Mirada; ATC: Angulo Traslación Cabeza; ATPC:Angulo Traslación Céfal-Pelviana; ATEP:Angulo Traslación Espino-Pelviana; AVP: Angulo Versión Pelviana;

BASELINE: Género: Femenino; Año Nacimiento: 1973;

MOTIVO DEL ESTUDIO: Lumbalgia mecánica inespecífica

ANALISIS DE LAS VARIABLES Todas las variables analizadas se encuentran dentro de los criterios de normalidad o con valores poco significativos a excepción de las siguientes: **PLANO FRONTAL** (Alineación global dentro de la normalidad. Buena simetría. ASE esternón tendencia a la verticalidad compatible con tipología espiratoria). **PLANO SAGITAL** (AVP retroversión pelviana. Se observa una desalineación de los bloques corporales especialmente el torácico y pelviano identificadas por las variables ATEP, ACTP, ATPR y las distancias respecto a la línea vertical que sale de la apófisis estiloides del 5° meta) / **PLANO TRANSVERSAL** (dentro de la normalidad). **RAQUIS.** se observa un desequilibrio significativo de la posición escapular, con hombro izq. más elevado que el dcho. Mayor protracción del hombro derecho. Asimetría en el ángulo de talla. Leve desalineamiento LPC7. Curvas vertebrales dentro de la normalidad. A nivel clínico se observa una excesiva lordosis lumbo-sacra.

CONCLUSIÓN: Los datos muestran un mayor desequilibrio en el plano sagital, especialmente un desplazamiento de los bloques corporales, un tórax en actitud espiratoria. (tipología ondulante). En el plano frontal existe un desequilibrio del posicionamiento escapular, del ángulo de talla y de la topografía de la columna que podría ser compatible con una leve escoliosis o a desequilibrios miofasciales.

Informe realizado por: J. Ramírez-Moreno (Fisioterapeuta Col.423)

Nombre de captura: frontal

Fecha de captura:10/11/2020 User: ANALISIS BIOMECANICO (J.Ramirez)

Ang. H	Roll	Pitch	Yaw
AAE: Ang. Alineación Escapular (VN Roll= 0±2)	0.93°	-59.12°	-3.61°
AAP: Ang. Alineación Pelviana (VN Roll= 0±2)	1.71°	0	-12.11°
ARP: Ang. Rotación Pelviana (VN Yaw= 0±2)	1.71°	0	-12.11°
ART: Ang. Rotación Tórax (VN Yaw= 0±2)	0.93°	-59.12°	-3.61°

Ang. V	Roll	Pitch	Yaw
AIC: Ang. Inclinación Cabeza (VN Roll= 0±2)	1.40°	-19.94°	0
ASE: Ang. Sagital Estral (VN Pitch= 25±5)	3.25°	16.15°	0

Nombre Ang.	Resultado
AFFTD: Ang. Frontal Fémoro-Tibial Dcho. (VN=175±5)	176.41°
AFFTI: Ang. Frontal Fémoro-Tibial Izq. (VN=175±5)	175.47°

Dist. Horizontal dese:1

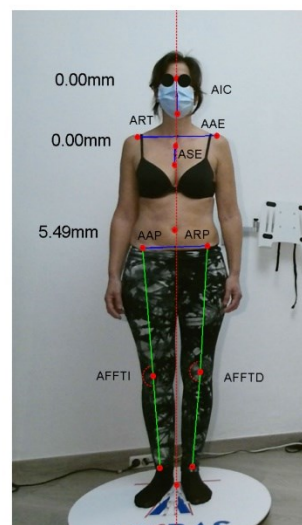
Marcador 8 - x: 5.49mm

Marcador 9 - x: 0.00mm

Marcador 14 - x: 0.00mm

Σx: 5.49mm

Descripción:Sin comentarios



Nombre de captura: perfil

Fecha de captura:10/11/2020 User: ANALISIS BIOMECANICO (J.Ramirez)

Ang. H	Roll	Pitch	Yaw
AHM: Ang. Horizontalidad Mirada (VN Roll= 8±8)	2.73°	64.41°	31.23°
ATC: Ang. Traslación Cabeza (VN Roll= 51±5)	55.62°	71.18°	76.05°
AVP: Ang. Versión Pelviana (VN Roll= 12±5)	4.53°	-87.91°	-79.71°

Ang. V	Roll	Pitch	Yaw
AATEP: Ang. Traslación Espino-Pelviana (VN= -7±3)	14.23°	0	-77.76°

Nombre Ang.	Resultado (2D)
ACTP: Ang. Céfaló-Torac.-Pelviano (VN=180±5)	153.73°
ASFTD: Ang. Sagital Fémoro-Tibial Dcho. (VN=176±3)	176.78°
ATPR: Ang. Torácico-Pelv.-Rodilla (VN=180±5)	164.99°

Dist. Horizontal dese:1

Marcador 3 - x: 16.27mm

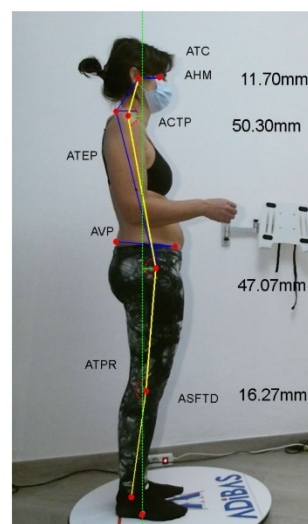
Marcador 4 - x: 47.07mm

Marcador 7 - x: 50.30mm

Marcador 9 - x: 11.70mm

Σx: 125.34mm

Descripción:Sin comentarios



Nombre de captura: Raquis

Fecha de captura:10/11/2020 User: ANALISIS BIOMECANICO (J.Ramirez)

Ang. H	Roll	Pitch	Yaw
AAE: Ang. Alineación Escapular (VN Roll=0±2)	2.49°	0	-5.26°
AAEIPS: Ang. Alineación EIPS (VN Roll=0±2)	1.72°	0	-12.02°
APHD:Ang. Protracción Hombro Dcho. (Yaw)	17.38°	-57.30°	-18.26°
APHI:Ang. Protracción Hombro Izq. (Yaw)	10.64°	-46.11°	-8.68°
ARP: Ang. Rotación Pelviana (VN Yaw=0±2)	1.72°	0	-12.02°
ART: Ang. Rotación Torácica (VN Yaw=0±2)	4.83°	-53.31°	-5.31°

Nombre Ang.	Resultado
ATD: Ang. Talla Dcho.	148.41°
ATI: Ang. Talla Izq.	144.71°

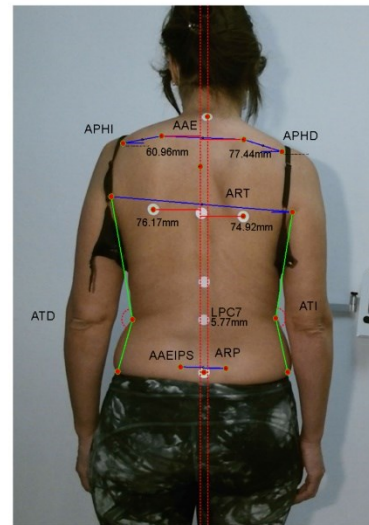
Dist. Horizontal dese:9
 Marcador 5 - x: 60.96mm
 Marcador 6 - x: 76.17mm
 Marcador 7 - x: 77.44mm
 Marcador 8 - x: 74.92mm

Σx: 289.48mm

Dist. Horizontal dese:4
 Marcador 3 - x: 5.77mm

Σx: 5.77mm

Descripción:Sin comentarios



Nombre de captura: región pelviana

Fecha de captura:01/28/2023 User: demo

Nombre dist.	Resultado	Dist. X	Dist. Y	Dist. Z
Dist 1	229	223.8	7.2	48.0mm
Dist 2	229	223.8	7.2	48.0mm

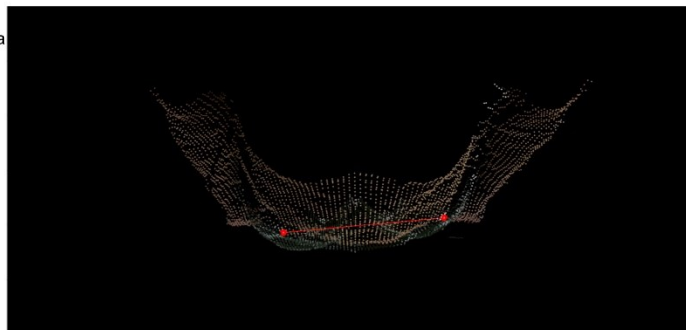
Ang. H	Roll	Pitch	Yaw
AAP: Ang. Alineación Pelviana (VN Roll= 0±2)	1.4°	0	-12.1°
ARP: Ang. Rotación Pelviana (VN Yaw= 0±2)	1.4°	0	-12.1°

Descripción:Sin comentarios



Imagen 3: Rotacion pelviana

Descripción:Se observa una rotacion pelviana hacia la izquierda



Nombre de captura: curvas espinal SAGITAL

Fecha de captura: 10/11/2020 User: ANALISIS BIOMECANICO (J.Ramirez)



Curva YZ	Resultado
Curva 1	43.46°
Curva 2	32.61°

Descripción: ACT: Cifosis torácica (valor normal = 52°/34°) ALLS: Lordosis lumbo-sacra (valor normal = 48°/32°)

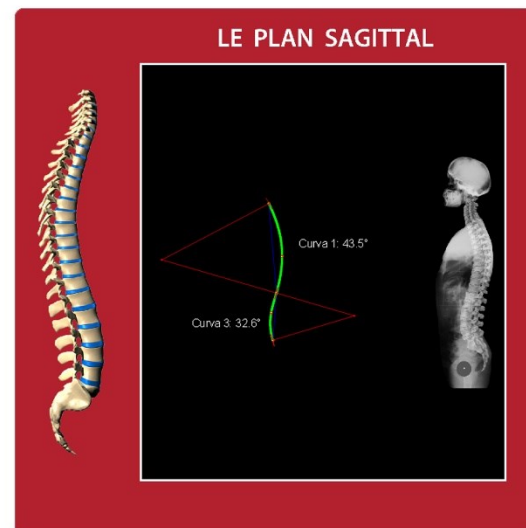


Imagen 3: Topografía 3D

Descripción: Se observa asimetría del volumen escapular izquierdo respecto al derecho, así como de la región glútea y lumbar., Compatible con una escoliosis leve.

