



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

ANÁLISIS POSTURAL DE RIESGO ERGONÓMICO INHERENTE A LA ACTIVIDAD DEL BAÑO DE NEONATOS DESEMPEÑADA POR ENFERMERAS UTILIZANDO LA METODOLOGÍA REBA A TRAVÉS DE SENSORES DE PROFUNDIDAD KINECT

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

PÉREZ SANCHO MIGUEL ALEJANDRO

miguel.perez@epn.edu.ec

DIRECTOR: Ing. ZAMBRANO IVÁN, M.Sc

ivan.zambrano@epn.edu.ec

CODIRECTOR: Ing. BAÑO DAYSI, Mgtr

dbano@ups.edu.ec

Quito, marzo 2020

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Miguel Alejandro Pérez Sancho, bajo mi supervisión.

Ing. Iván Zambrano
DIRECTOR DEL PROYECTO

Ing. Daysi Baño
CODIRECTOR DEL PROYECTO

DECLARACIÓN

Yo, Miguel Alejandro Pérez Sancho, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente

Miguel Alejandro Pérez Sancho

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi familia y a todo aquello que en el camino se mostró como una fuente de inspiración para realizarlo.

AGRADECIMIENTO

Eterna gratitud a mi familia especialmente a mi padre Edison Pérez y a mi madre Egma Sancho por ser siempre una fuente de sabiduría, motivación y confianza. A todos esos grandes amigos los que se han convertido también en mi familia por las experiencias. A mis profesores por siempre aportar con conocimiento. A todos ustedes gracias por ser mis maestros y hacer que el aprendizaje se convierta en algo cotidiano. El camino ni siquiera termina, pero inspiración nunca me ha faltado.

ÍNDICE

CERTIFICACIÓN.....	i
DECLARACIÓN.....	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTO.....	iv
ÍNDICE DE TABLAS.....	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
RESUMEN.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
INTRODUCCIÓN.....	1
Pregunta de investigación	3
Objetivo general	3
Objetivos específicos.....	3
1. MARCO TEÓRICO	4
1.1. VALORACIÓN FUNCIONAL	4
1.1.1. VALORACIÓN OBJETIVA DE LA FUNCIÓN.....	5
1.1.2. VALORACIÓN FUNCIONAL Y LAS TÉCNICAS DE ANÁLISIS BIOMECÁNICO QUE INTERVIENEN EN LA MISMA.....	5
1.1.3. TÉCNICAS DE ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	6
1.2. ERGONOMÍA.....	7
1.2.1. CIENCIAS QUE INTERVIENEN EN UN ESTUDIO ERGONÓMICO	8
1.2.2. AMBITOS DE APLICACIÓN DE LA ERGONOMÍA.....	8
1.2.3. ERGONOMÍA Y PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES.....	9
1.3. TRASTORNOS MUSCULOESQUELÉTICOS	10
1.3.1. TIPOS DE TME OCUPACIONALES.....	10
1.3.2. FACTORES DE RIESGO.....	11
1.4. SENSORES DE PROFUNDIDAD	12
1.4.1. MÉTODOS DE DETECCIÓN DE PROFUNDIDAD.....	13

1.4.2.	TECNOLOGÍA TIME OF FLIGHT (ToF)	13
1.4.3.	TECNOLOGÍA DE LUZ ESTRUCTURADA INFRARROJA	14
1.5.	SENSORES KINECT	15
1.5.1.	KINECT V1	15
1.5.2.	KINECT V2	16
1.5.3.	COMPARACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS KINECT V1 Y KINECT V2.....	16
1.5.4.	SELECCIÓN DE SENSOR DE PROFUNDIDAD	17
1.6.	ANÁLISIS DE MOVIMIENTO MEDIANTE FOTOGRMETRÍA	19
1.6.1.	KINESCAN	20
1.7.	MÉTODO DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA REBA	23
1.7.1.	DESARROLLO DEL MÉTODO REBA.....	23
1.7.2.	SEGMENTOS GRUPO A.....	24
1.7.3.	SEGMENTOS GRUPO B.....	27
1.7.4.	EVALUACIÓN GRUPO A Y B.....	29
1.7.5.	PUNTUACIÓN PARCIAL	29
1.7.6.	PUNTUACIÓN FINAL	31
1.7.7.	NIVELES DE ACTUACIÓN.....	32
2.	METODOLOGÍA	33
2.1.	ESTABLECIMIENTO DE PARÁMETROS PARA SELECCIÓN DE POSICIONES DE RIESGO EN EL SITIO DE TRABAJO.....	33
2.1.1.	CONSIDERACIONES PARA EL ANÁLISIS DE FACTORES DE RIESGO ERGONÓMICO	34
2.1.2.	SELECCIÓN DE POSICIONES DE POSICIONES DE RIESGO	35
2.2.	ADQUISICIÓN DE DATOS.....	38
2.2.1.	SELECCIÓN DE LA MUESTRA	41
2.2.2.	INSTRUMENTACIÓN DE LOS PARTICIPANTES.....	41
2.2.3.	PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE DATOS	42
2.2.4.	ADQUISICIÓN DE DATOS CON KINECT	44
2.2.5.	ADQUISICIÓN DE DATOS CON KINESCAN	47

2.3.	CÁLCULO DE ÁNGULOS	50
2.3.1.	ÁNGULOS REQUERIDOS PARA EL PROCESAMIENTO DE DATOS	50
2.3.2.	CÁLCULO DE ÁNGULOS ENTRE BARRAS	51
2.3.3.	PROYECCIÓN DE VECTORES SOBRE PLANOS	51
2.4.	PROCESAMIENTO DE DATOS.....	53
2.4.1.	PROCESAMIENTO DE DATOS PARA LA VALIDACIÓN	55
2.4.2.	PROCESAMIENTO DE DATOS PARA ANÁLISIS DE RIESGO ERGONÓMICO 55	
2.4.3.	PARÁMETROS ESTABLECIDOS PARA EL ANÁLISIS DE RIESGO.....	55
3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	57
3.1.	RESULTADOS VALIDACIÓN.....	57
3.1.1.	VALIDACIÓN DEL SENSOR PARA EL ANÁLISIS POSURAL EN SEGMENTOS CRÍTICOS POR SEPARADO	57
3.1.2.	ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL TRONCO.....	59
3.1.3.	ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL CUELLO.....	60
3.1.4.	ÁNGULO DE FLEXIÓN DE PIERNAS	61
3.1.5.	ÁNGULO DE FLEXIÓN DE CODOS	62
3.1.6.	ÁNGULO DE FLEXIÓN DE BRAZOS	63
3.2.	RESULTADOS EVALUACIÓN DE RIESGO ERGONÓMICO	64
3.2.1.	INFLUENCIA DE LOS ÁNGULOS CALCULADOS A PARTIR DE INFORMACIÓN DE LOS SENSORES KINECT.....	65
3.2.2.	INFLUENCIA DE LOS PARAMETROS DE INGRESO MANUAL Y AJUSTES... 66	
3.3.	DISCUSIÓN	67
4.	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	68
4.1.	CONCLUSIONES	68
4.2.	TRABAJOS FUTUROS.....	69
	REFERENCIAS	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Traumatismos causados por TME en la columna vertebral, y en zonas del tronco superior.....	11
Tabla 1.2. Exposiciones relacionadas al trabajo y las fracciones atribuibles estimadas para trastornos en la espalda y extremidades superiores.	12
Tabla 1.3. Comparación de los métodos de adquisición de imagen 3D.....	13
Tabla 1.4. Características de los sensores Kinect v1 y v2.....	16
Tabla 1.5. Requerimientos de hardware para conexión Kinect V2 con computador.....	19
Tabla 1.6. Características de las cámaras utilizadas por el sistema Kinescan/IBV.	20
Tabla 1.7. Incremento de puntuación del Grupo A por carga o fuerzas ejercidas.....	30
Tabla 1.8. Incremento de puntuación del Grupo A por cargas o fuerzas bruscas.....	30
Tabla 1.9. Incremento de puntuación del Grupo A por cargas o fuerzas bruscas.....	30
Tabla 1.10. Incremento de puntuación del Grupo C por tipo de actividad muscular.	32
Tabla 2.1. Clasificación de la carga biomecánica en los tres indicadores clave (Intensidad, Frecuencia y Duración) de los riesgos ergonómicos de los WRMSDS (Trastornos Músculo Esqueléticos Asociados al Trabajo).....	34
Tabla 2.2. Consideraciones para la definición de tareas que intervienen en una actividad.	35
Tabla 2.3. Consideraciones para la definición de tareas que intervienen en una actividad.	36
Tabla 2.4. Identificación de factores de riesgo en las tareas del baño de neonatos.	37
Tabla 2.5. Localización de marcadores reales en el cuerpo del participante.	41
Tabla 2.6. Descripción de movimientos analizados para la validación.....	43
Tabla 2.7. Principales funciones de Matlab empleadas para el seguimiento esquelético.	45
Tabla 2.8. Características de las imágenes del Kinect V2.	46
Tabla 2.9. Marcadores virtuales calculados.	48
Tabla 2.10. Condiciones establecidas para el cálculo de ángulos por segmento.	51
Tabla 2.11. Funciones de Matlab empleadas en el procesamiento de datos.....	54
Tabla 2.12. Parámetros de ingreso manual en la evaluación REBA.	56
Tabla 3.1. Error sistemático y SEM para la secuencia solo brazo izquierdo.....	58
Tabla 3.2. Error sistemático y SEM para la secuencia solo brazo derecho.....	58
Tabla 3.3. Media, desviación estándar, error sistemático y SEM para la secuencia completa de movimientos.....	59
Tabla 3.4. Resultados en la evaluación REBA por participante.....	65

Tabla 3.5. Promedio y desviación estándar de los ángulos utilizados en la evaluación REBA.....	66
--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Principales técnicas de análisis de movimiento.	7
Figura 1.2. Esquema de operación tecnología de tiempo de vuelo.....	14
Figura 1.3. Esquema de operación tecnología de luz estructurada infrarroja.	14
Figura 1.4. Microsoft Kinect V1 y sus componentes.	15
Figura 1.5. Sensor de profundidad Kinect en sus versiones V1 y V2.....	17
Figura 1.6. Juntas del cuerpo humano detectadas por Kinect V2 y sus identificaciones.	18
Figura 1.7. Coordenadas en el espacio del sensor Kinect v2.....	18
Figura 1.8. Coordenadas en el espacio del sensor Kinect v2.....	19
Figura 1.9. Cámara Infrarroja del sistema Kinescan/IBV.	20
Figura 1.10. Marcadores del sistema Kinescan/IBV.	21
Figura 1.11. Estructura general de un modelo de análisis con Kinescan/IBV.	21
Figura 1.12. Digitalización de una escena adquirida con Kinescan/IBV.....	22
Figura 1.13. Desarrollo del método REBA.....	24
Figura 1.14. Posiciones y puntajes considerados para la evaluación del tronco con REBA.	24
Figura 1.15. Ajustes por torsión y flexión lateral considerados para la evaluación del tronco con REBA.	25
Figura 1.16. Posiciones para valoración considerados para la evaluación del cuello con REBA.	25
Figura 1.17. Ajustes por torsión/flexión lateral considerados para la evaluación del cuello con REBA.	25
Figura 1.18. Posiciones para valoración de tipo de apoyo (bilateral o unilateral) considerados para la evaluación del piernas con REBA.	26
Figura 1.19. Ajustes por flexión de rodilla considerados para la evaluación del piernas con REBA.	26
Figura 1.20. Posiciones para valoración considerados para la evaluación del brazo con REBA.	27
Figura 1.21. Ajustes por elevación, abducción/aducción de hombro considerados para la evaluación de brazo con REBA	27

Figura 1.22. Grado de flexión de antebrazo considerado para la evaluación con REBA.	28
Figura 1.23. Posiciones en flexión/extensión para valoración considerados para la evaluación de muñeca con REBA.....	28
Figura 1.24. Ajustes por desviación radial/cubital o torsión considerados para la evaluación de muñeca con REBA.	29
Figura 1.25. Tabla de puntuación del grupo A.....	29
Figura 1.26. Tabla de puntuación del grupo B.....	29
Figura 1.27. Ejemplos de agarres y su calidad.....	31
Figura 1.28. Tabla de puntuación del grupo C.	31
Figura 1.29. Niveles de Actuación según la puntuación final REBA.....	32
Figura 2.1. Enfermeras efectuando el baño de un neonato.....	36
Figura 2.2. (a) Tarea de preparación durante el baño de neonatos, (b) Tarea de lavado de cabeza del neonato.	37
Figura 2.3. Tarea de lavado de cuerpo del neonato, (b) Tarea de secado del cuerpo del neonato.....	38
Figura 2.4. Posicionamiento de los sensores Kinect en el laboratorio.	39
Figura 2.5. Posicionamiento de los sensores respecto al participante y verificación de detección de marcadores.....	39
Figura 2.6. Detección de juntas y seguimiento esquelético con sensores Kinect en diferentes posiciones.....	40
Figura 2.7. Problemas en el seguimiento y detección de puntos de muñecas y dedos....	40
Figura 2.8. Localización en el cuerpo de los marcadores implementados en el modelo. .	42
Figura 2.9. Posición anatómica.....	42
Figura 2.10. Imagen de Profundidad de seguimiento esquelético obtenida con Matlab...	45
Figura 2.11. Juntas detectadas por el sensor Kinect a través de Kin 2 y sus identificaciones.	46
Figura 2.12. Segmentos del modelo introducido	47
Figura2.13. Puntos del segmento piernas en el modelo introducido.	47
Figura 2.14. Digitalización de la escena en Kinescan.....	49
Figura 2.15. Animación de la Escena.	49
Figura 2.16. Planos Anatómicos.	52
Figura 2.17. Proyección de un vector sobre un plano.	53
Figura 3.1. (a) Ángulo flexión tronco sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión tronco sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.....	60

Figura 3.2. (a) Ángulo flexión cuello sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión del sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	60
Figura 3.3. (a) Ángulo flexión pierna derecha sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión pierna derecha sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	61
Figura 3.4. (a) Ángulo flexión pierna izquierda sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión pierna izquierda sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	61
Figura 3.5. (a) Ángulo flexión codo izquierdo sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión codo izquierdo sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	62
Figura 3.6. (a) Ángulo flexión codo derecho sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión codo derecho sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	63
Figura 3.7. (a) Ángulo flexión brazo izquierdo sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión brazo izquierdo sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	63
Figura 3.8. (a) Ángulo flexión brazo derecho sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión brazo derecho sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.	64

RESUMEN

En la actualidad es posible detectar que ciertas actividades llevadas a cabo en los diferentes sitios de trabajo propician la aparición de trastornos musculoesqueléticos (TME), que incluyen lesiones a nivel cervical, lumbar y de extremidades superiores e inferiores. Este tipo de lesiones son producto de la adopción de posturas inadecuadas y de bajo nivel de ergonomía. El presente trabajo pretende analizar el riesgo ergonómico asociado a la actividad de baño de neonatos desempeñada por enfermeras. Para esto, mediante video se obtuvo un registro digital en el cual son evidenciables las tareas que intervienen en el baño del neonato. De acuerdo con tres indicadores (intensidad, fuerza y duración) las posiciones cuya ejecución implica adoptarla de manera repetitiva, realizar esfuerzos importantes fueron identificadas. Además, se realizó una valoración ergonómica empleando la función de seguimiento esquelético de sensores de profundidad Kinect en conjunto con el método de análisis postural REBA con el fin de obtener indicadores de nivel de riesgo de las posiciones más críticas de la actividad analizada y su influencia en el desarrollo de lesiones. Se consideró una muestra de 5 personas con ausencia de molestias de tipo muscular o articular quienes reprodujeron la secuencia de movimientos del lavado de cuerpo de un bebé, tarea identificada como la más crítica dentro de la actividad de baño de neonatos. Así también la utilización de fotogrametría permitió la validación de los resultados obtenidos mediante el análisis de variables estadísticas y el error asociado a las mediciones obtenidas a partir de información de los sensores Kinect. Variables como la frecuencia de grabación de los sensores, y su localización con respecto a los participantes, influyen en la detección de posiciones corporales cuya información permite obtener la valoración de riesgo ergonómico y establecer el grado de urgencia con el que es requerida una intervención para mejorar las condiciones en que se desempeña la actividad.

Palabras clave: Trastornos musculoesqueléticos, ergonomía, valoración ergonómica, sensores de profundidad Kinect, REBA, fotogrametría.

ABSTRACT

Currently, it is possible to detect that certain activities carried out at different workplaces are conducive to the development of musculoskeletal disorders (MSD), which include injuries to the cervical, lumbar, and upper and lower extremities. This type of injury is the product of adopting inappropriate postures and a low level of ergonomics. The present work tries to analyze the ergonomic risk associated with the activity of neonatal bathing performed by nurses. For this, a digital record through video was made in which the tasks involved in the newborn's bath are evident. According to three indicators (intensity, force, and duration), the positions whose execution involves adopting repetitively, making significant efforts were identified. In addition, an ergonomic assessment was carried out using the skeletal tracking function of Kinect depth sensors in conjunction with the REBA postural analysis method in order to obtain risk level indicators of the most critical positions of the analyzed activity and its influence on injury development. A sample of 5 people with absence of muscular or joint problems who reproduced the sequence of movements of a baby's body wash, a task identified as the most critical in the activity of neonatal bathing was considered. Likewise, the use of photogrammetry allowed the validation of the results obtained through the analysis of statistical variables and the error associated with the measurements obtained from the information from the Kinect sensors. Variables such as the recording frequency of the sensors, their location with respect to the participants, influenced the detection of corporate positions whose information allows to obtain an ergonomic risk assessment and establish the degree of urgency with which an intervention is required to improve the conditions in which the activity is carried out.

Keywords: Musculoskeletal disorders, ergonomics, ergonomic titration, inertial sensors, REBA, photogrammetry.

ANÁLISIS POSTURAL DE RIESGO ERGONÓMICO INHERENTE A LA ACTIVIDAD DEL BAÑO DE NEONATOS DESEMPEÑADA POR ENFERMERAS UTILIZANDO LA METODOLOGÍA REBA A TRAVÉS DE SENSORES DE PROFUNDIDAD KINECT.

INTRODUCCIÓN

La valoración funcional a nivel ergonómico se enfoca en evaluar el cuerpo de manera sistemática al adoptar determinadas posturas, extensiones forzosas, movimientos repetitivos, que son efectuados al llevar a cabo una actividad laboral. Entendiendo como postura a la alineación biomecánica del cuerpo y su relación con el entorno. La alineación postural correcta implica máxima eficiencia fisiológica y biomecánica con poca sobrecarga en las estructuras de soporte [1]. Un análisis ergonómico adecuado y efectuado a tiempo proporciona la información necesaria a los especialistas de la salud, quienes se encargan de tratar problemas ocasionados por el trabajo que pueden desencadenar lesiones y/o trastornos del tipo musculoesquelético [2]. Dentro del área ocupacional los mencionados trastornos causan inconvenientes que van más allá de afecciones a la salud, son consideradas también pérdidas en el ámbito económico, profesional y productivo [3]. De acuerdo con los reportes de la Agencia Europea de Seguridad y Salud en el Trabajo [4] los TME lumbares de origen laboral afectaran entre un 60% y un 90% de personas durante su vida profesional, siendo los sectores: agrícola, construcción y sanitario los que presentan índices de prevalencia más elevados. Dentro del personal sanitario, específicamente el de enfermería se sitúa como la segunda profesión de riesgo luego de la industria pesada [5], [6].

Actualmente la necesidad de evaluaciones del tipo ergonómico in situ ha hecho que la aplicación de métodos de alta sensibilidad a diferentes tipos de posturas de trabajo impredecibles sean una de las herramientas más utilizadas en las industrias. La evaluación postural cualitativa basada en la inspección visual es el método más común utilizado para evaluar la postura [1]. Sin embargo, este método es subjetivo, aumenta la posibilidad de errores entre los evaluadores y dificulta la identificación de cambios posturales sutiles. También tiene baja confiabilidad entre evaluadores y menos validez en comparación con los enfoques cuantitativos [1], [7]. A pesar de ello métodos de este tipo como: RULA (Rappid Upper Limb Assessment) y REBA (Rappid Entire Body Assessment) se presentan como mecanismos útiles al momento de determinar la capacidad laboral y los riesgos existentes en el puesto trabajo [8]. El uso de técnicas de captura de movimiento como fotogrametría y sensores de profundidad permiten extraer información de manera más accesible para caracterizar la actividad que desempeña una persona en su trabajo

considerando las posiciones y movimientos que intervienen en la misma. La ventaja de este tipo de sistema empleado por el sensor Kinect es que pueden interactuar con el usuario sin entrar en contacto con el mismo por medio de la función de captura de movimiento sin marcadores ni calibración [9]. Están basados en cámaras de profundidad y son medios prometedores para medir posturas en 3D en tiempo real donde la ubicación del objeto se define por coordenadas tridimensionales (x, y, z) en unidades del sistema internacional (SI) [9], [10]. Evaluar los riesgos potenciales de trastornos musculoesqueléticos en estaciones de trabajo reales es un desafío ya que presentan entornos desordenados, lo que dificulta la evaluación precisa de las posturas de los trabajadores. El uso de sensores de profundidad Kinect puede proporcionar puntajes REBA de mayor precisión incluso en condiciones subóptimas inducidas por el entorno laboral [11].

El procesamiento de esta información mediante representaciones digitales son una forma de predecir el comportamiento del cuerpo ante la presencia de posiciones forzadas, en intervalos de tiempo prolongados, y el riesgo inherente a las mismas en cuanto a la posible aparición de lesiones que afecten la salud y capacidad laboral del trabajador [12].

Los métodos propuestos proporcionan información confiable obtenida a través de sensores de profundidad sin marcadores en entornos saturados y presencia de oclusiones logrando realizar evaluaciones de riesgo laboral y mejorar la precisión y confiabilidad del método REBA [10]. A pesar de ello, es necesario llevar a cabo una validación de resultados mediante un análisis cinemático de las posturas identificadas bajo condiciones de laboratorio y así poder compararlos mediante el índice de error encontrado.

Pregunta de investigación

¿En qué condiciones la introducción de sensores de profundidad como complemento de las metodologías cualitativas de evaluación postural permiten obtener mejores resultados en la valoración de riesgo ergonómico?

Objetivo general

Analizar el riesgo ergonómico inherente a la actividad de baño de neonatos desempeñada por enfermeras utilizando la metodología REBA, a través de sensores de profundidad Kinect.

Objetivos específicos

- Obtener un registro digital en video en el que se evidencie las actividades realizadas por las enfermeras durante el baño de neonatos.
- Identificar las posiciones cuya ejecución implica adoptarla de manera repetitiva, y realizar esfuerzos importantes en enfermeras que bañan a neonatos.
- Realizar una valoración ergonómica utilizando el método de análisis postural REBA y obtener indicadores de nivel de riesgo de las posiciones más críticas de esta actividad y su influencia en el desarrollo de trastornos musculo esqueléticos.
- Validar los resultados obtenidos utilizando el sensor Kinect mediante la aplicación de una metodología alternativa (Fotogrametría) y determinar el error existente en los datos obtenidos.

1. MARCO TEÓRICO

Se han desarrollado numerosos métodos para evaluar la carga de trabajo física (exposiciones biomecánicas) con el fin de identificar los peligros que conducen a trastornos musculoesqueléticos, para monitorear los efectos de los cambios ergonómicos y el diseño de espacios de trabajo. Ningún método único es adecuado para todos los propósitos. La selección y el uso de métodos a menudo se ha basado en la tradición más que en una evaluación crítica [13]. Es posible clasificarlos de acuerdo con la técnica de medición empleada así: métodos de autoevaluación, mediciones directas y métodos observacionales [11].

En cuanto a las mediciones directas, la adquisición precisa de datos y mediciones de posturas, ángulos de segmentos del cuerpo humano se encuentra limitado al uso de sofisticados sistemas de elevado costo [14]. Adicionalmente se presentan ciertas desventajas asociadas como la necesidad de usar marcadores y disponer de un ambiente adecuadamente adaptado para efectuar este tipo de pruebas. En contraste con este tipo de pruebas se encuentran las evaluaciones del tipo observacional, enfocadas también a determinar el riesgo asociado a los movimientos que intervienen en una actividad. Uno de los inconvenientes es que la información recopilada es obtenida de manera subjetiva por observación o simple estimación de ángulos proyectados en videos o imágenes. Lo que se traduce en baja precisión y elevada variabilidad intra e inter – observador [11].

La captura de movimiento sin marcadores se presenta como una alternativa no invasiva [15].

1.1. VALORACIÓN FUNCIONAL

La valoración o evaluación funcional surge de la necesidad de la rama de la Medicina Física y Rehabilitación de evaluar sus resultados (la efectividad del tratamiento, el progreso de los pacientes y la planificación de las necesidades de sus servicios), tanto desde la óptica de la gestión y control de gasto como desde la óptica clínica [2].

La valoración funcional debe incluir 2 grandes aspectos o dominios: la evaluación de la limitación funcional, entendida como la dificultad para realizar tareas motoras a nivel individual, y la discapacidad, entendida como la limitación en el funcionamiento o desempeño de roles sociales definidos y tareas dentro de un entorno físico y sociocultural [16].

Sin una definición particular, la valoración funcional es una medida del cambio (cualitativo y cuantitativo) el cual proporciona información acerca de cómo una persona desarrolla ciertas actividades en los distintos contextos de su vida [17].

1.1.1. VALORACIÓN OBJETIVA DE LA FUNCIÓN

La valoración objetiva de la función está alineada con los criterios de la valoración clínica de trastornos, lesiones y enfermedades producidas a nivel laboral. A pesar de ello, un abordaje global tomando en consideración aspectos emocionales, personales, diseño y ambientación del espacio de trabajo también poseen relevancia en afecciones de la función.

Si la valoración funcional se encarga de estudiar y evaluar dichas repercusiones en relación con el desarrollo de actividades de la vida diaria y laboral, existen otras muchas técnicas que se encargan de realizar un análisis objetivo y detallado de la estructura corporal afecta. Estas técnicas se centran en el diagnóstico, es decir, en conocer el origen del cuadro clínico. Su utilización es generalizada y se encuentra asociada al modelo médico tradicional, ya que se basa en la patología como pieza clave de caracterización y clasificación médica. Entre ellas se encuentran pruebas de laboratorio, técnicas de imagen (Rx, TAC, RMN, mielografía, gammagrafía ósea), estudios electro diagnósticos (EMG) y termografía. A pesar de su objetividad, presenta una utilidad importante pero limitada en los procesos de valoración y no siempre presentan una buena correlación entre sus resultados y el estado funcional del paciente [17].

1.1.2. VALORACIÓN FUNCIONAL Y LAS TÉCNICAS DE ANÁLISIS BIOMECÁNICO QUE INTERVIENEN EN LA MISMA.

La valoración funcional requiere de instrumentos que permitan mensurar aquellos fenómenos que les ocupa con el objetivo de analizarlos, comprenderlos y plantear las actuaciones que se precisen en cada caso [17]. En este sentido, los primeros instrumentos desarrollados para tratar de caracterizar la función y que hoy en día siguen en vigencia, son las escalas de valoración funcional. Su formato varía desde entrevistas hasta cuestionarios, auto notificaciones o pruebas observacionales directas [18]. La selección de una escala de valoración adecuada está relacionada con la información disponible, y el objetivo perseguido [19]. La información adquirida mediante esta metodología es producto de la observación, considerando la subjetividad de este proceso la implementación de herramientas tecnológicas permite aumentar la precisión de los datos y resultados obtenidos.

El uso de herramientas que permiten caracterizar la función está relacionado con el análisis del movimiento humano a través de características biomecánicas de las personas. El objetivo de estas mediciones es mejorar el rendimiento de movimiento, reducir esfuerzos que actúan sobre el cuerpo y estudiar la evolución de en procesos de rehabilitación. De manera general se puede clasificar las técnicas de valoración funcional de acuerdo con el tipo de abordaje con el que se estudia la función. Este puede ser mediante técnicas cinemáticas que permiten describir los movimientos a través de variables como posiciones, velocidades y aceleraciones, mientras que las técnicas cinéticas que estudian las fuerzas que originan el movimiento, es decir variables dinámicas como fuerza, presión, etc [17], [20]. Este estudio pretende describir los movimientos más críticos de una tarea en el baño de neonatos a través de los ángulos calculados al adoptar posturas específicas por lo que solo utilizará técnicas de análisis del tipo cinemático.

1.1.3. TÉCNICAS DE ANÁLISIS CINEMÁTICO.

La cinemática no tiene que ver con las fuerzas, internas o externas, que causan el movimiento, sino más bien con los detalles del movimiento en sí. El análisis de cinemático movimientos humanos permite identificar objetivamente patrones de movimiento normales y alterados, establecer causas y recomendar tratamientos [17], [20]. Existen varias tecnologías de detección capaces de detectar parámetros conjuntos y movimientos. La mayoría de los sistemas de monitoreo conjunto existentes son grandes y complejos, con un sofisticado y estructura frágil. Algunos sistemas también requieren un operador experto y una configuración de laboratorio para recopilar los datos y extraer información relacionada con las articulaciones. Afortunadamente, con los avances en la tecnología de sensores, El proceso de monitoreo se ha vuelto más fácil, más conveniente y menos costoso de implementar [21]. En la figura 1.1. se resume las técnicas de registro y análisis de movimiento más utilizadas.

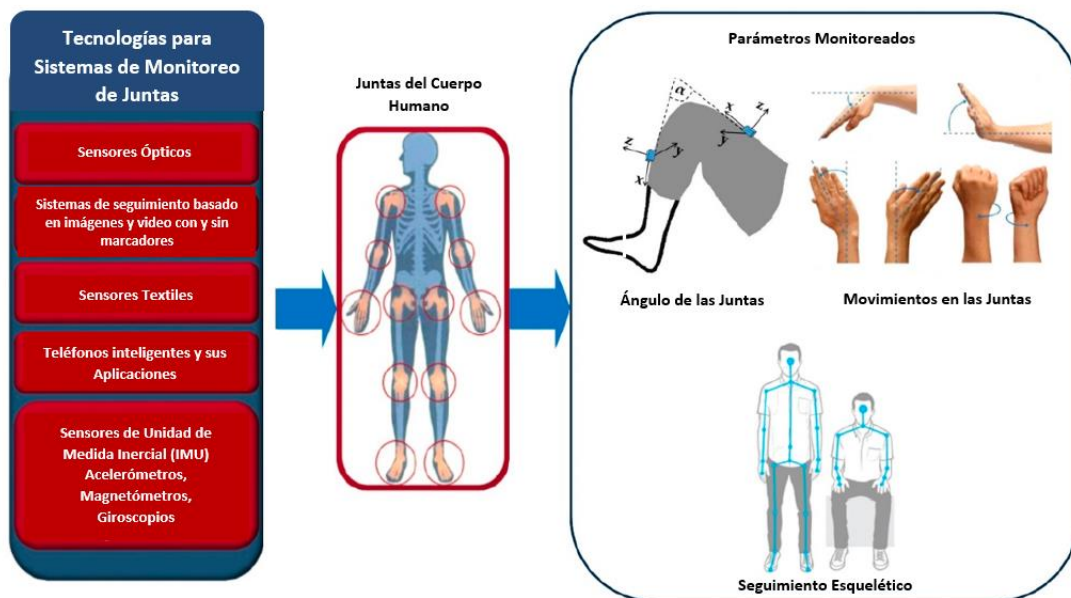


Figura 1.1. Principales técnicas de análisis de movimiento.
(Fuente: [21])

El seguimiento esquelético humano basado en imágenes y video es un método bien aceptado para el monitoreo de articulaciones debido a su amplia aplicabilidad y confiabilidad [21]. Uno o más cámaras son los componentes principales de este sistema. El flujo del proceso de este método es capturar datos visuales de varias acciones humanas haciendo uso de una o más cámaras, y luego rastrear las articulaciones usando parámetros antropométricos (tamaño, forma y composición del cuerpo humano) Estas aplicaciones comprenden diversos campos de investigación como biomecánica, procesamiento de imágenes, aprendizaje automático y patrones reconocimiento [22], [23].

En este trabajo se evaluará el riesgo ergonómico utilizando imágenes adquiridas por sensores de profundidad que son parte de la tecnología que utiliza visión artificial, además de validar las medidas obtenidas mediante una comparación con sistemas de fotogrametría.

1.2. ERGONOMÍA

En la definición de ergonomía se debe considerar su naturaleza multidisciplinar. La Ergonomía no es una ciencia, más bien una manera de abordar los problemas que utiliza conocimientos procedentes de ciencias bastantes diversas [24]. Los enfoques simplistas, a partir de conocimientos parciales y no integrados, no sirven para abordar los estudios ergonómicos [24]. Una parte específica dentro del campo de la ergonomía es, según la asociación internacional de ergonomía (IAE), la compatibilidad entre las características

anatómicas, antropométricas, fisiológicas y biomecánicas con respecto a los parámetros estáticos y dinámicos de trabajo físico [25].

1.2.1. CIENCIAS QUE INTERVIENEN EN UN ESTUDIO ERGONÓMICO

Se debe tener en cuenta que el objeto de estudio de la ergonomía son las personas, y que es imposible modelar el cuerpo humano desde un único punto de vista [24]. Es necesaria la intervención de otras disciplinas que realizan aportes útiles, dentro de las cuales se puede destacar como fundamentales a la psicología, fisiología, antropometría y la biomecánica.

- **Psicología:** Permite evaluar problemas que comprenden aspectos relacionados a capacidades cognitivas, estrés mental, patrones de toma de decisiones, previsión de reacciones ante estímulos.
- **Fisiología:** Su enfoque está basado en el comportamiento humano considerando parámetros como: consumo metabólico, respiratorio, cardiovascular y sensorial. Es de utilidad al evaluar tareas de alto consumo energético, condiciones ambientales extremas.
- **Antropometría:** Las mediciones antropométricas básicas del cuerpo humano incluyen mediciones lineales (por ejemplo, mediciones de amplitud, altura y longitud), mediciones angulares (por ejemplo, mediciones entre planos y líneas que cruzan el cuerpo humano, como la flexión/extensión en el plano sagital), circunferencias (por ejemplo: circunferencias de cabeza, cuello y pecho) y mediciones de fuerza (por ejemplo, agarre, pellizco y resistencia al par) [26]. La información obtenida es utilizada para lograr diseñar de manera adecuada herramientas y espacios de trabajo.
- **Biomecánica:** Permite estudiar y modelizar el cuerpo humano desde un abordaje mecánico, considerándolo como un sistema constituido por elementos rígidos (huesos), articulados entre sí y con posiciones controladas por elementos viscoelásticos como músculos tendones y ligamentos [24]. Su aporte en este tipo de estudios tiene relación con el análisis de movimientos, posturas de riesgo y manejo de cargas.

1.2.2. AMBITOS DE APLICACIÓN DE LA ERGONOMÍA

La aplicabilidad de la ergonomía considera dos campos de acción, el primero relacionado a los procesos productivos y desempeño de actividades (Ergonomía del trabajo) y el segundo asociado a los productos fabricados mediante dichos procesos (Ergonomía del producto).

- **Ergonomía del trabajo**

Está enfocada en la persona que desempeña un trabajo, analiza las tareas que intervienen en la actividad laboral con la finalidad de evitar accidentes y patologías laborales, disminuir la fatiga física y cognitiva, además de incrementar los niveles de satisfacción del trabajador.

La aplicación de Ergonomía en procesos productivos y los espacios donde estos se llevan a cabo está relacionada con incrementos a nivel de productividad y reducción de costos provocados errores, accidentes y bajas laborales. Sin dejar a un lado los beneficios de carácter social y humano[24].

- **Ergonomía del producto**

Desde este punto de vista se pretende evaluar las relaciones entre el usuario y el producto para adaptarlo a sus capacidades, requerimientos y preferencias.

Este tipo de consideraciones son una nueva tendencia de especial relevancia en la innovación y desarrollo de productos, donde la aplicación de conceptos de ergonomía influye en la calidad, utilidad, seguridad, eficiencia de los productos diseñados. El valor agregado se ve reflejado en la satisfacción de los usuarios.

1.2.3. ERGONOMÍA Y PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES

La evolución en el diseño y distribución de los espacios de trabajo, la automatización de los procesos, están relacionados con el incremento en la aparición de TMEs debido a las condiciones ergonómicas inadecuadas.

En cuanto a la relación entre las lesiones por carga física y las condiciones de trabajo hay pocas dudas sobre los factores que determinan estas lesiones así: malas posturas, repetitividad, manejo de cargas, exposición a vibraciones [27].

Hay una fuerte evidencia que medidas ergonómicas de carácter técnico pueden reducir la carga de trabajo en la espalda y tronco superior sin pérdida de productividad y evidencia moderada de que dichas medidas puedan reducir la aparición de TMEs [28]. Existen ciertos principios cuya implementación es importante como medidas ergonómicas y de prevención de riesgos laborales:

- Participación e involucramiento de trabajadores y representantes en el planteamiento de medidas de prevención de riesgos.
- Abordaje multidisciplinario en cuanto a la evaluación, monitoreo y búsqueda de soluciones para los riesgos laborales. La colaboración de personas con conocimiento en diferentes áreas es importante así: ergónomos, ingenieros, psicólogos, etc.

- El acondicionamiento físico puede también reducir la recurrencia de problemas en espalda, cuello y hombros, a pesar de ello existe evidencia de que el entrenamiento físico no es efectivo si se usa solamente como una medida para prevenir el dolor de espalda. Por lo que debe estar enfocado en fortalecer y mejorar la condición física del trabajador.
- Recursos adecuados deben estar disponibles para mejorar los espacios de trabajo.

1.3. TRASTORNOS MUSCULOESQUELÉTICOS

Datos de la Agencia Europea de Salud e Higiene en el Trabajo [19] revelan que los Trastornos Musculoesqueléticos (TME) constituyen el problema de salud más común en el ámbito laboral a nivel europeo. En la Unión Europea de los 27, el 25% de los trabajadores refieren en algún momento de su vida dolor de espalda y el 23% lo hacen de afecciones musculares. Los TME relacionados con el trabajo son alteraciones de las estructuras corporales como: músculos, articulaciones, tendones, ligamentos, nervios, huesos, o un sistema de circulación sanguínea. Son causados o agravados principalmente por el desempeño de una actividad y por los efectos del entorno inmediato donde el trabajo se lleva a cabo. La mayoría de los TME relacionados con actividades laborales son trastornos acumulativos, que resultan de exposiciones repetidas a cargas de alta o baja intensidad durante un largo período de tiempo. Los síntomas pueden variar desde molestias y dolor hasta disminución de la función corporal y la invalidez. Aunque no está claro en qué medida los TME son causados por el trabajo, su impacto en la vida laboral es enorme. Los TME pueden interferir con las actividades en el trabajo y pueden reducir la productividad, la ausencia por enfermedad y la discapacidad ocupacional crónica.

1.3.1. TIPOS DE TME OCUPACIONALES

De acuerdo con la zona corporal afectada se los puede agrupar en dos grupos: La zona lumbar que abarca lesiones en la espalda, y la zona del cuello y hombros con las lesiones en miembros superiores.

La modernización y automatización de las industrias no han reemplazado el manejo manual de cargas ni sus consecuencias. Las lesiones que involucran los segmentos lumbares, músculos y ligamentos asociados a la columna son dolorosas, reducen la movilidad, producen un gran número de bajas laborales. De acuerdo con [29] los estudios que establecen la relación entre lesiones de columna y actividades laborales son del tipo:

Epidemiológico: Los trabajadores que realizan levantamientos de cargas pesadas presentan una incidencia ocho veces mayor de lesiones lumbares en contraste con los que realizan trabajo sedentario.

Biomecánico: Existe una fuerte correlación entre la fuerza de compresión en la vertebras L5/S1 y la aparición de afecciones lumbares. La tolerancia de fuerzas de compresión en la columna es diferente en hombres y mujeres, los valores máximos tolerados son de 3930 N.

Tabla 1.1. Traumatismos causados por TME en la columna vertebral, y en zonas del tronco superior.

Zona Corporal	Tipo de traumatismo
Traumatismos a nivel de la columna vertebral	Hernia discal
	Lumbalgia
	Nervio ciático
	Protrusión discal
	Distensión muscular
Traumatismos acumulativos específicos en mano y muñeca	Tendinitis
	Tenosinovitis
	Síndrome de túnel carpiano
	Síndrome del canal de Guyón
Traumatismos acumulativos específicos en brazo y codo	Epicondilitis y epitrocleitis
	Síndrome del pronador redondo
	Síndrome del túnel radial
Traumatismos acumulativos específicos en hombros y cuello	Tendinitis del manguito rotador
	Síndrome de la salida torácica
	Síndrome cervical por tensión

Fuente: [29], [30]

1.3.2. FACTORES DE RIESGO

De manera general se los factores de riesgo en el desarrollo de TME pueden clasificarse en individuales y externos. Los individuales corresponden a aspectos antropométricos y biomecánicos inherentes al cuerpo humano. Los procesos biológicos que conducen desde los factores de riesgo a los TME no son bien conocidos, pero es obvio que los factores individuales y externos interactúan, es decir, los trastornos son el resultado de varias combinaciones de factores individuales y externos [28].

La fracción atribuible de un factor de riesgo describe la reducción proporcional en la aparición de la enfermedad cuando se elimina el factor de riesgo y sin cambios en los otros

factores de riesgo. La tabla 1.2. muestra fracciones atribuibles de la factores de riesgo comunes para TME; cuanto mayor es la fracción atribuible, mayor es la potencial de prevención al omitir el factor [31].

Tabla 1.2. Exposiciones relacionadas al trabajo y las fracciones atribuibles estimadas para trastornos en la espalda y extremidades superiores.

Factor de riesgo relacionado al trabajo	Número de estudios	Rango de fracción atribuible (%) en diferentes estudios
Trastornos lumbares		
Manejo Manual de materiales	17	11-66
Flexión y torsión frecuentes	8	19-57
Carga física pesada	5	31-58
Postura de trabajo estática	3	14-32
Movimientos repetitivos	1	41
Vibración de cuerpo entero	11	18-80
Demanda laboral elevada	2	21-48
Monotonía	1	23
Bajo apoyo social en el trabajo	3	28-48
Baja satisfacción laboral	6	17-69
Alto estrés percibido	1	17
Trastornos de las extremidades superiores		
Manejo manual de materiales	17	11-66
Repetición	3	53-71
Fuerza	1	78
Repetición y fuerza	2	88-93
Repetición y frío	1	89
Vibración	15	44-95

Fuente: [31]

1.4. SENSORES DE PROFUNDIDAD

Uno de los abordajes en el estudio del movimiento humano y sus aplicaciones es el uso de técnicas basadas ondas ligeras como los sensores de tiempo de vuelo (ToF). Sin embargo, con el lanzamiento de cámaras de profundidad RGB (RGB-D) como Kinect de Microsoft o Asus Xtion, cuyo precio asequible, portabilidad, precisión hacen que su uso sea conveniente en áreas de investigación relacionadas a la seguridad laboral, ergonomía [32].

Los sensores de profundidad son dispositivos capaces de producir una imagen, donde cada píxel representa la distancia de un objeto que llegó a lo largo de del haz de luz a través de ese píxel [32]. Su uso permite también detectar y hacer seguimiento de movimientos del cuerpo humano sin el uso de marcadores.

1.4.1. MÉTODOS DE DETECCIÓN DE PROFUNDIDAD

Los métodos usados para crear imágenes de profundidad se encuentran resumidos en la tabla 1.3. Específicamente el tipo de sensores a utilizar en este estudio (Kinect V2) emplean la tecnología de tiempo de vuelo. En el caso de otros dispositivos como: su antecesor Kinect V1 o Asus's Xtion trabajan con luz estructurada infrarroja (IR).

Tabla 1.3. Comparación de los métodos de adquisición de imagen 3D.

Tecnología Utilizada	Tiempo de Vuelo (ToF)	Estéreo Visión	Luz Estructurada Infrarroja
Principio de Funcionamiento	Pulso IR o laser, mide el tiempo de tránsito de la luz.	Dos sensores 2D que emulan los ojos humanos.	Iluminación con patrones IR, detecta distorsión.
Complejidad del Software	Baja	Elevada	Media
Costo	Elevado	Bajo	Bajo
Precisión	Elevada	Baja	Media
Despeño con poca luz	Bueno	Débil	Bueno
Desempeño en claridad	Medio	bueno	Medio
Consumo de Energía	Medio	Bajo	Medio
Rango de operación	> 60m	Depende de la separación del sensor	Limitado (10m)
Proyección	1D	2D	2D

Fuente: [32]

1.4.2. TECNOLOGÍA TIME OF FLIGHT (ToF)

Midiendo el tiempo absoluto que tarda la luz que viaja desde un emisor de luz a la superficie del objetivo y siendo reflejado de nuevo al detector. Conocida la velocidad de la luz en un entorno específico y el tiempo de vuelo, la distancia se puede calcular simplemente [33]. Este proceso se lleva a cabo iluminando la escena con una fuente calibrada de luz que puede ser laser o un diodo (LED) [32]. En la figura 1.2. Se observa el esquema básico de funcionamiento de este método.

Para la detección de cambios de fase entre iluminación y reflexión, la fuente de luz es modulada por una fuente de onda continua (CW). La señal es típicamente sinusoidal o cuadrada. La modulación de onda cuadrada es más común porque se puede realizar fácilmente usando circuitos digitales [34].

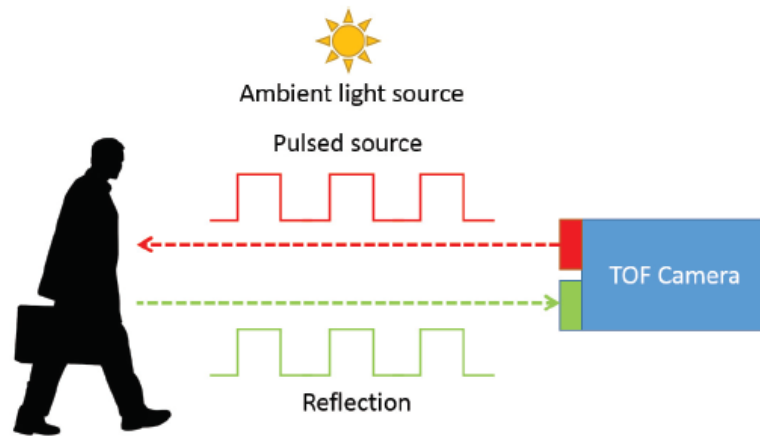


Figura 1.2. Esquema de operación tecnología de tiempo de vuelo.
(Fuente: [32])

1.4.3. TECNOLOGÍA DE LUZ ESTRUCTURADA INFRARROJA

Los sistemas de luz estructurada operan proyectando patrones conocidos sobre un sujeto e inspeccionando el patrón de distorsión. Características conocidas del patrón inicial son reconocidas en la imagen adquirida para triangular las demás características de profundidad [32], [35]. En la figura 1.3. se observa la configuración geométrica de una cámara de profundidad de luz estructurada. El proyector genera la característica F en la escena con un ángulo ϕ , la cámara mide el ángulo θ para triangular la posición de F en el plano [32], [36].

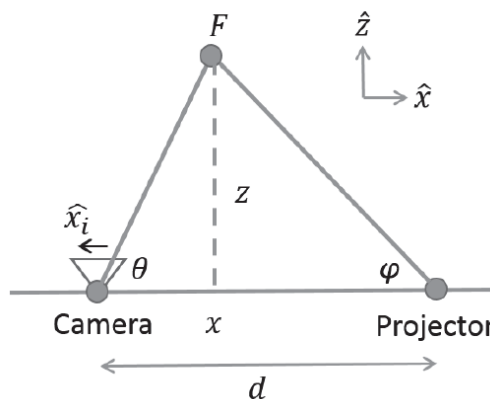


Figura 1.3. Esquema de operación tecnología de luz estructurada infrarroja.
(Fuente: [32])

1.5. SENSORES KINECT

Se trata de dispositivos que permiten manejar una consola de videojuegos y controlar sus funcionalidades sin utilizar mandos. A través de la interacción con sus sistemas visuales. Microsoft decidió desarrollarla para la videoconsola Xbox 360. Kinect es capaz de capturar una cantidad increíble de datos. Siempre fijando su objetivo en las cosas que se mueven en su entorno. Gracias al procesamiento de estos datos a través de un algoritmo de inteligencia artificial y a métodos de aprendizaje de máquinas, Kinect puede llegar a mapear los datos visuales que obtiene a través de sus sensores.[37]

Dos versiones de este dispositivo fueron desarrolladas, la primera apareció en 2010. Con el lanzamiento del Xbox One en 2014 una segunda versión del Kinect se dio a conocer. Ambas ofrecen las mismas funcionalidades, a continuación, se describe de manera detallada sus características, con esta información se decidirá cuál es el más apto para el estudio.

1.5.1. KINECT V1

Es la primera versión de Microsoft del sensor Kinect que apareció en noviembre de 2010, es una cámara que posee dos sensores, uno para las imágenes a color (RGB) y otro para evaluar la profundidad [38]. Este sistema opera mediante un proyector laser de luz estructurada infrarroja. Presenta características como: bajo costo, tamaño compacto, y capacidad de adquirir múltiples muestras de manera simultánea, además puede capturar imágenes de color y profundidad a velocidad de vídeo en niveles de luz bajos y resolver ambigüedades de silueta en posturas. Su funcionamiento no tiene diferencias en comparación con cámaras de video, por lo que puede ser fácilmente operado por usuarios no expertos [33]. Las características de las imágenes detectadas son: resolución de 640 x 480 pixeles en color, y 320 x 240 pixeles en profundidad. La frecuencia de grabación es de 30 cuadros por segundo (fps) [39].

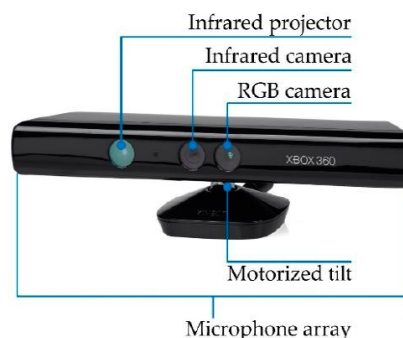


Figura 1.4. Microsoft Kinect V1 y sus componentes.
(Fuente: [21])

1.5.2. KINECT V2

El 15 de julio de 2014 Microsoft lanzó Kinect V2, con significativas mejoras en cuanto a la precisión de medición de profundidad [40]. En comparación con v1, Kinect v2 utiliza un método de tiempo de vuelo, que mediante sensores activos mide la distancia de una superficie calculando el tiempo de ida y vuelta de un pulso de luz [33]. Las imágenes de color capturadas de Kinect v2 tienen mejor calidad, con una resolución de 1920 x 1080 píxeles, en cuanto a las imágenes de profundidad 512 x 424 píxeles es su resolución. Los datos son obtenidos a 30 fps [41].

1.5.3. COMPARACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS KINECT V1 Y KINECT V2

El Kinect v2 se presenta como el sucesor de la primera versión del Kinect, en la tabla 1.4. Se encuentran resumidas las características de mayor relevancia de ambos dispositivos, información que permite establecer cual se adapta de mejor forma al estudio según sus funcionalidades.

Tabla 1.4. Características de los sensores Kinect v1 y v2.

Característica	Kinect V1	Kinect V2
Método de adquisición de datos	Luz Estructurada	ToF
Resolución color	640 x 480 píxeles	1920 x 1080 píxeles
Resolución profundidad	320 x 240 píxeles	512 x 424 píxeles
Frecuencia de grabación	30 fps	30 fps
Rango de profundidad	1,2 - 3,5 m	0,5 – 4,5m
Campo de visibilidad	57,5° x 43,5°	70° x 60°
Cuerpos detectados	2	6
Articulaciones detectadas	20	25
Tipo de conexión USB	2.0	3.0
Sistemas operativos	Windows/Linux	Windows/Linux
Software para desarrollador	Kinect SDK OpenNI Libfreenect	KinectSDK 2.0 OpenCV
Lenguaje de Programación	C, C++, C# (Windows) C++, Java (Linux) MATLAB	C, C++, C# (Windows) Java, C++ (Linux) MATLAB
Costo	50 – 100 USD	150 – 200 USD

Fuente: [30], [32], [39], [41]



Figura 1.5. Sensor de profundidad Kinect en sus versiones V1 y V2.
(Fuente: [37])

1.5.4. SELECCIÓN DE SENSOR DE PROFUNDIDAD

Los criterios de selección del sensor están relacionados con las condiciones del entorno y del tipo de actividad a analizar. En el caso del baño de neonatos, este procedimiento se realiza dentro del área de neonatología de un hospital, su ejecución implica que la enfermera se mueva en su espacio de trabajo es conveniente establecer una distancia entre 2 a 4 metros entre el sensor y la enfermera para evitar interferencias en el desempeño de actividades. Conocidos estos lineamientos se ha optado por trabajar con el Kinect V2, que ofrece un mayor número articulaciones detectadas 25 en total, un mejor rango de profundidad de 0,5 a 4,5 m, una mejor calidad de imágenes con una resolución de 1920 x 1080 en color, y 512 x 424 en profundidad, además de un método de adquisición de datos de mayor precisión como es el ToF.

El sensor tiene la capacidad de detectar hasta seis cuerpos. En las imágenes de color y profundidad sobre los cuerpos que aparecen durante la fase de adquisición de datos de seguimiento se dibuja un esqueleto que corresponde a la unión de los puntos que representan 25 juntas o articulaciones del cuerpo humano como se observa en la Figura 1.6. Las articulaciones se muestran como puntos rojos, mientras que la unión de cada uno de estos segmentos es un trazo también de color rojo. Es posible saber si las manos se encuentran en posición abierta o cerrada, al detectar la apertura aparecerán círculos verdes sobre ellas.

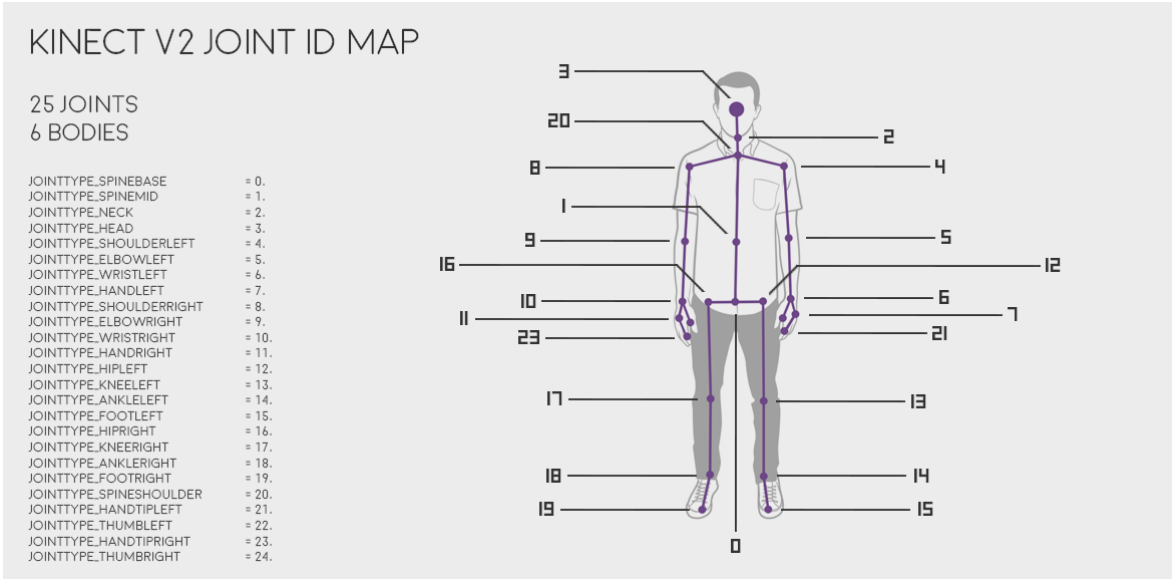


Figura 1.6. Juntas del cuerpo humano detectadas por Kinect V2 y sus identificaciones.
(Fuente: [42])

La disposición de la matriz de posiciones es de 3 x 25 almacenando x, y, z de las 25 juntas. El sistema coordinado utilizado por Kinect hace referencia a la regla de la mano derecha de la siguiente forma [43]:

- El Origen ($x=0$, $y=0$, $z=0$) está localizado en el centro del sensor infrarrojo en el Kinect.
- X incrementa hacia el lado izquierdo del sensor.
- Y incrementa hacia arriba del sensor, en este caso debe ser considerada la inclinación.
- Z incrementa en la dirección en la que el sensor está mirando.



Figura 1.7. Coordenadas en el espacio del sensor Kinect v2.
(Fuente: [44])

Es posible utilizar el sensor de profundidad Kinect V2 a través de un ordenador. Además de la instalación de los paquetes de desarrollador diseñados por Microsoft específicamente Kinect for Windows Software Development Kit (SDK) y Kinect Runtime se requiere un adaptador. En la figura 1.8 se esquematiza la conexión requerida. El desarrollo de aplicaciones es posible gracias a la compatibilidad de las herramientas del SDK con lenguajes de programación como C++, C#, entre otros.

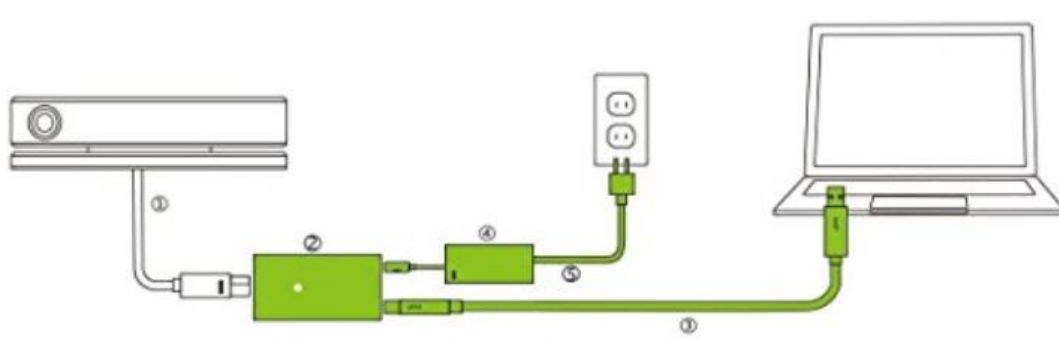


Figura 1.8. Coordenadas en el espacio del sensor Kinect v2.
(Fuente: [45])

El procesamiento de imágenes y visión artificial tienen requerimientos de hardware característicos de ordenadores de arquitectura robusta. Estos se encuentran listados en la tabla 1.5.

Tabla 1.5. Requerimientos de hardware para conexión Kinect V2 con computador.

Parámetro	Requerimiento mínimo
Procesador	64-bits (x64)
Memoria RAM	4 GB
Sistema Operativo	Windows 8
Conexión USB	USB 3.0
GPU	Tarjeta Gráfica con soporte DirectX 11

Fuente: [46]

1.6. ANÁLISIS DE MOVIMIENTO MEDIANTE FOTOGRMETRÍA

Sistemas de captura de movimiento basados en principios de fotogrametría han ganado amplia aplicabilidad en los últimos años para aplicaciones que van desde el análisis clínico de la marcha a la creación de personajes de video juegos. El cálculo rápido y robusto de la trayectorias es de vital importancia para proporcionar un rendimiento óptimo en la recuperación de los parámetros de análisis de movimiento a través de sistemas videométricos en tiempo real de múltiples cámaras [47]. La fotogrametría computarizada es considerada como una herramienta efectiva y confiable en la evaluación, análisis y

cuantificación de cambios posturales. En la actualidad existen varios sistemas de análisis de movimiento mediante esta técnica [48]. Para este estudio se utiliza el sistema desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia “Kinescan”.

1.6.1. KINESCAN

Kinescan/IBV es un sistema de análisis de movimientos en tiempo real basado en la tecnología de fotogrametría vídeo 3D. Kinescan/IBV está diseñado para registrar los movimientos humanos y realizar el análisis cinemático de los mismos a partir de la información del movimiento de los marcadores utilizados [49]. El sistema utiliza cámaras infrarrojas IR que son sensibles únicamente a la longitud de onda correspondiente y por este motivo, en esta configuración, solo son sensibles a la imagen de los marcadores reflectantes. La detección de estos es posible bajo condiciones de luz controladas. La frecuencia de adquisición se puede configurar desde un mínimo de 30 fps hasta un máximo de 250 fps [49]. En la tabla 1.6. se resumen las características de las cámaras.

Tabla 1.6. Características de las cámaras utilizadas por el sistema Kinescan/IBV.

Parámetro	Especificación
Resolución	832(H) x 832(V) pixeles
Velocidad de Obturación	Regulable de 10 a 1000 μ s
Distancia Focal	5 mm o 8mm

Fuente: [49]



Figura 1.9. Cámara Infrarroja del sistema Kinescan/IBV.
(Fuente: Propia)

Para llevar a cabo un análisis fotogramétrico es necesario instrumentar al individuo colocando marcadores en puntos anatómicos de interés para luego grabar las secuencias de movimiento usando cámaras de fotogrametría [48]. Los marcadores son objetos esféricos reflectantes que al ser detectados por las cámaras se puede medir su posición en el tiempo. El registro y análisis de movimiento con Kinescan requiere definir un modelo

que permita representar el sistema que se evalúa, y extraer la información de los marcadores utilizados.



Figura 1.10. Marcadores del sistema Kinescan/IBV.
(Fuente: Propia)

El cuerpo humano puede ser modelado como un sistema de segmentos, sólidos rígidos o no y articulados entre sí o no. Además, cualquier otro elemento cuya posición o movimiento se desee analizar utilizando Kinescan/IBV, también ha de ser modelado de la misma forma [50]. Pueden ser definidos segmentos representan segmentos corporales, sistemas de referencia articulares, elementos móviles, elementos fijos en el espacio de análisis y sistemas de referencia fijos en el espacio. Cada segmento está constituido por puntos, y todos los puntos de un modelo han de estar incluidos en, al menos, un segmento. El número máximo de puntos de un modelo es de 255 [50].

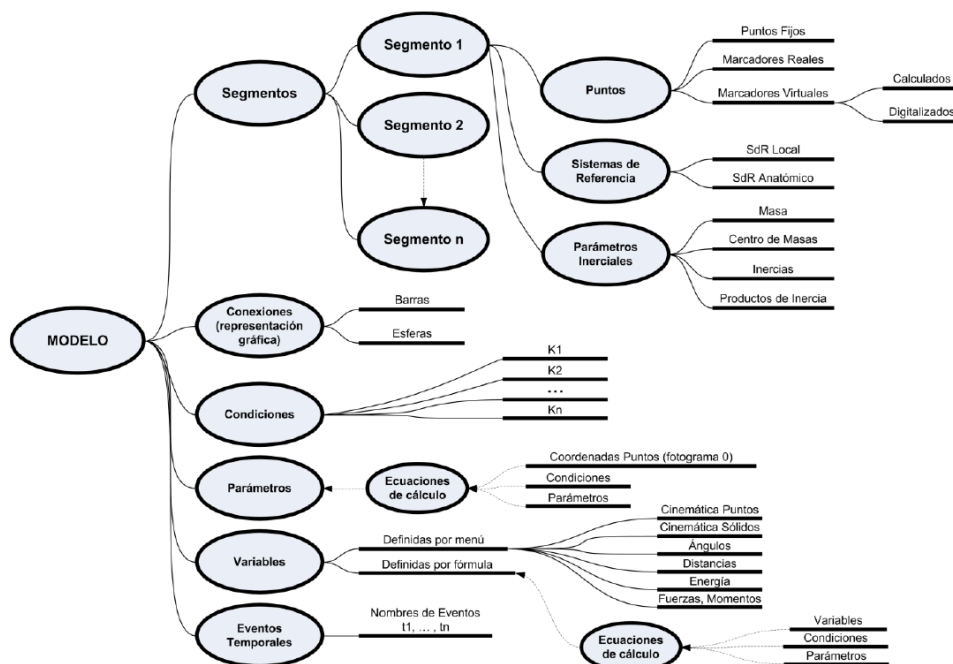


Figura 1.11. Estructura general de un modelo de análisis con Kinescan/IBV.
(Fuente: [50])

La calidad de la grabación de las imágenes a analizar influye tanto en la efectividad de la aplicación Kinescan/IBV durante el análisis automático de estudios, como en la precisión de los resultados obtenidos. Para que el análisis de movimiento en 3D se realice con la máxima precisión es necesario observar un ángulo entre las cámaras que esté comprendido entre los 60° y los 120° y cada marcador debe ser visto por al menos 3 cámaras [49]. El equipo de fotogrametría ubicado en el Laboratorio de Bioingeniería de la EPN dispone de seis cámaras.

El análisis de las escenas consiste en el reconocimiento de las coordenadas de los puntos de control (marcadores) para cada una de las cámaras. De esta manera se obtiene un conjunto discreto de coordenadas posicionales de estos puntos distribuidas uniformemente en el tiempo [49]. Basado en tecnología vídeo digital que permite la digitalización de la imagen realizada en cada uno de los elementos de captura de la escena, Kinescan/IBV calcula las posiciones de los segmentos corporales de forma totalmente automática y en tiempo real, permitiendo al usuario disponer de los datos relativos a las posiciones de puntos, segmentos corporales y articulaciones, así como las variables cinemáticas y cinéticas derivadas inmediatamente después de la realización del gesto [51].

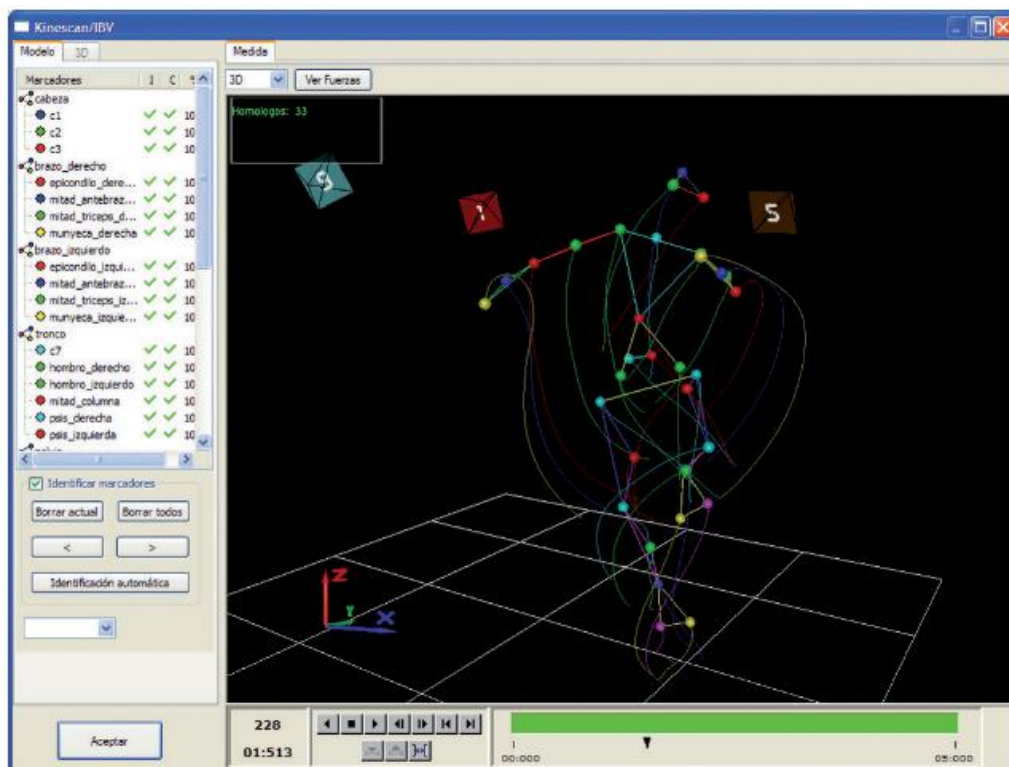


Figura 1.12. Digitalización de una escena adquirida con Kinescan/IBV.
(Fuente: [51])

El sistema posibilita el cálculo de variables como:

- Variables lineales (posición, velocidad, aceleración)
- Variables angulares (ángulo, velocidad angular, aceleración angular)
- Distancias entre marcadores
- Movimientos de traslación y rotación de segmentos
- Centros de gravedad de segmentos corporales
- Energías (potencial, cinética de rotación, traslación y total)

1.7. MÉTODO DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA REBA

La metodología de evaluación REBA (Rapid Entire Body Assessment) desarrollada por Hignett y Mc Atamney es una herramienta de campo diseñada para ser sensible al tipo de posturas de trabajo impredecibles que aparecen en la atención médica u otras industrias de servicios [52].

La evaluación sistemática del riesgo postural del cuerpo entero mediante REBA implica: la división del cuerpo en segmentos a los que suministra un sistema de puntuación en función de una serie de postura estáticas, dinámicas, repetitivas, inestables, etc. En función de la puntuación obtenida, indica un nivel de riesgo y su correspondiente nivel de acción para cada postura analizada [6]. REBA a diferencia de RULA (Rapid Upper Limb Assessment) se centra en el trabajo intensivo de todo el cuerpo. Sin embargo, de forma similar a RULA, se analiza una postura específica que se produce durante la tarea de trabajo para proporcionar una puntuación general. Las mismas seis regiones del cuerpo son consideradas, pero adicionalmente se tiene en cuenta los acoplamientos y las empuñaduras. Los puntos se agregan para las condiciones que empeoran la naturaleza de la postura, y los puntos también se pueden restar si algo contribuye a disminuir el impacto de carga de la postura (tales como posturas asistidas por gravedad) [53].

1.7.1. DESARROLLO DEL MÉTODO REBA

Adicional a la caracterización del cuerpo por regiones de REBA, los cuales pertenecen a dos grupos: A y B. El grupo A contiene a los segmentos cabeza, tronco y piernas, mientras que brazos, antebrazos y muñecas están comprendidos en el grupo B.

El grupo A tiene un total de 60 combinaciones de posturas para el tronco, el cuello y las piernas. Esto reduce a nueve puntuaciones posibles a las que se agrega una puntuación de Carga/Fuerza. El Grupo B tiene un total de 36 combinaciones de posturas para los brazos, antebrazos y muñecas, reduciendo a nueve puntuaciones posibles a las que se añade una puntuación de acoplamiento. Las puntuaciones A y B se combinan para dar un

total de 144 combinaciones posibles, y finalmente se agrega una puntuación de actividad para dar la puntuación REBA final [52]. En la figura 1.13. se resume el desarrollo del método REBA.

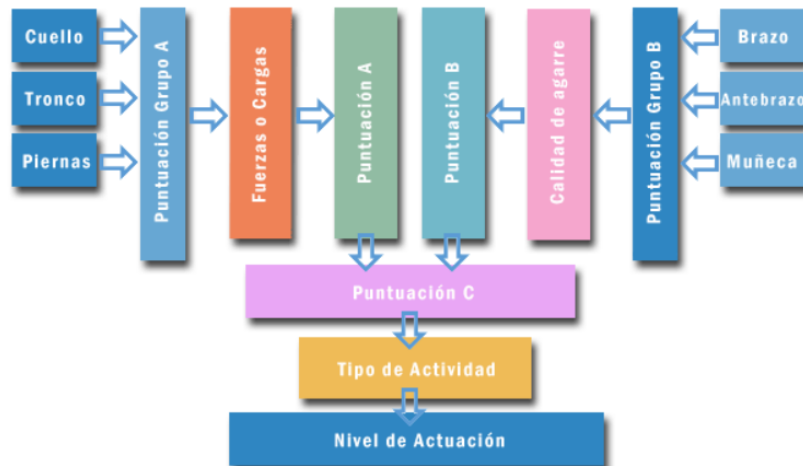


Figura 1.13. Desarrollo del método REBA.
(Fuente: [54])

Los lados izquierdo y derecho del cuerpo no pueden ser evaluados de manera simultánea. De acuerdo con la complejidad de las posturas, los tiempos de permanencia y las cargas de fuerza se debe determinar que tareas evaluar y si se incluirá un solo lado del cuerpo o ambos.

1.7.2. SEGMENTOS GRUPO A

- Evaluación Tronco

La puntuación de este segmento toma valores de 1 a 5. En el caso de haber correcciones se añadirá el valor de 1. Se evalúa el ángulo de flexión o extensión del tronco con respecto a la vertical como se observa en la figura 1.14. en conjunto con los ajustes de torsión o flexión lateral del tronco o la espalda mostrados en la figura 1.15.

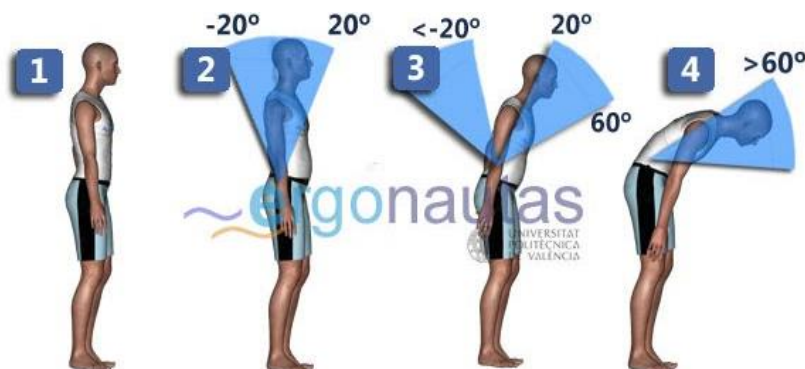


Figura 1.14. Posiciones y puntajes considerados para la evaluación del tronco con REBA.
(Fuente: [54])



Figura 1.15. Ajustes por torsión y flexión lateral considerados para la evaluación del tronco con REBA.
(Fuente: [54])

- **Evaluación Cuello**

La puntuación de esta sección tendrá valores de 1 a 3, se evalúa la flexión o extensión del cuello. En el caso de detectar rotación o flexión lateral se deberá sumar 1 como valor de ajuste al puntaje.

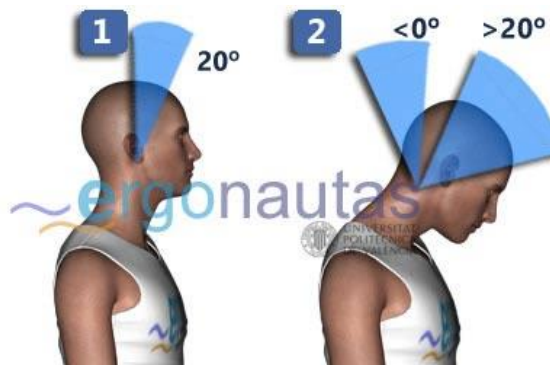


Figura 1.16. Posiciones para valoración considerados para la evaluación del cuello con REBA.
(Fuente: [54])



Figura 1.17. Ajustes por torsión/flexión lateral considerados para la evaluación del cuello con REBA.
(Fuente: [54])

- **Evaluación Piernas**

El rango de puntuación de esta región del cuerpo está entre 1 y 4. Se toma en cuenta el tipo de apoyo existente en las piernas (bilateral o unilateral), los valores de corrección corresponden a la flexión de rodilla en rangos de 30 a 60° se deberá sumar 1 al valor parcial de puntuación. Para flexión mayor a 60° se sumará 2 al puntaje obtenido.



Figura 1.18. Posiciones para valoración de tipo de apoyo (bilateral o unilateral) considerados para la evaluación de piernas con REBA.
(Fuente: [54])

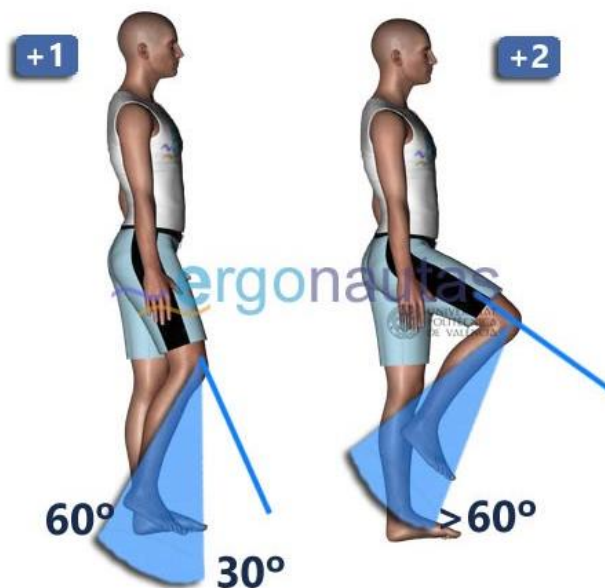


Figura 1.19. Ajustes por flexión de rodilla considerados para la evaluación de piernas con REBA.
(Fuente: [54])

1.7.3. SEGMENTOS GRUPO B

- **Evaluación Brazos**

La puntuación de la posición del brazo estará entre 1 a 6. La puntuación se basa en el grado de flexión o extensión del hombro, junto con cualquier ajuste para el hombro cuando se eleva y / o abduce [55]. Por otra parte, se considera una circunstancia que disminuye el riesgo, disminuyendo en tal caso la puntuación inicial del brazo, la existencia de puntos de apoyo para el brazo o que éste adopte una posición a favor de la gravedad [54].

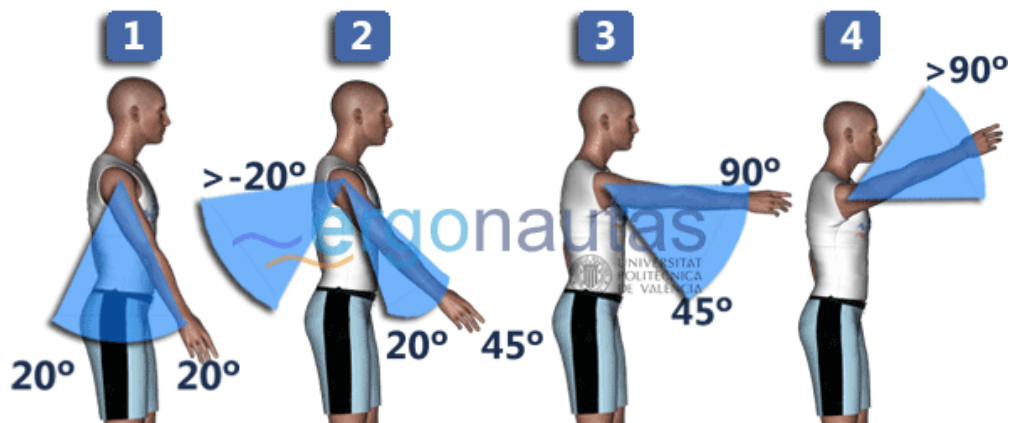


Figura 1.20. Posiciones para valoración considerados para la evaluación del brazo con REBA (Fuente: [54])

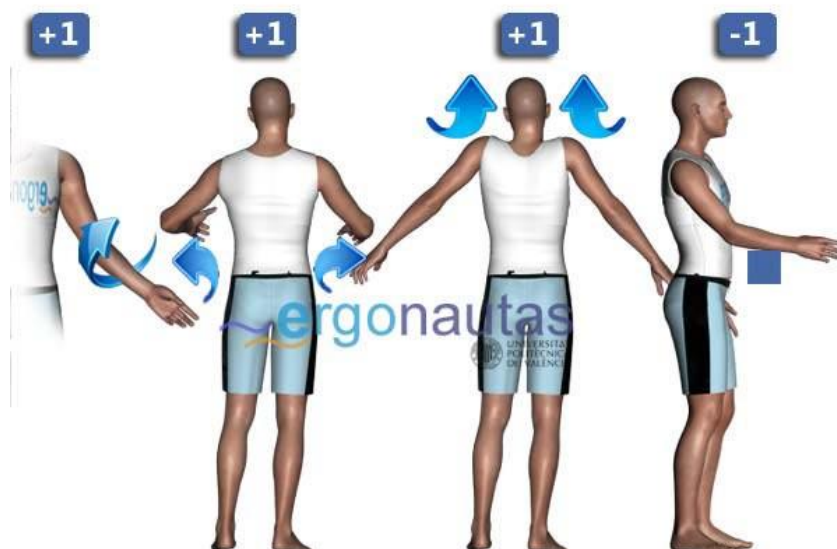


Figura 1.21. Ajustes por elevación, abducción/aducción de hombro considerados para la evaluación de brazo con REBA (Fuente: [54])

- **Evaluación Antebrazos**

Se evalúa el ángulo de flexión del brazo con puntuaciones que van de 1 a 2, en esta sección no se considera correcciones.

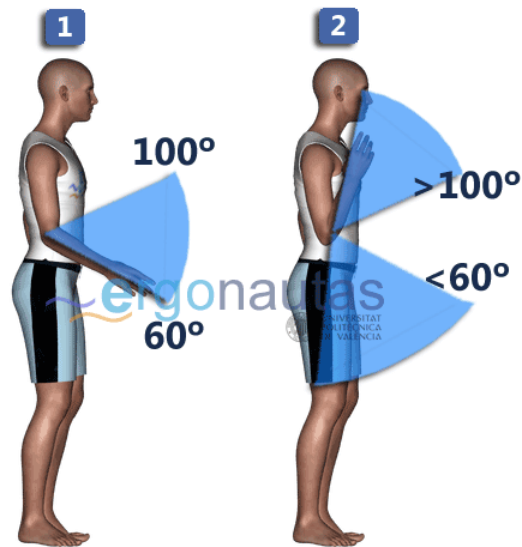


Figura 1.22. Grado de flexión de antebrazo considerado para la evaluación con REBA.
(Fuente: [54])

- **Evaluación Muñecas**

Al evaluar la posición de la muñeca se considera la flexión o extensión como movimientos principales, con puntajes entre 1 a 3. En cuanto a correcciones, la desviación radial o cubital o torsión representan incrementos en 1 al puntaje obtenido.



Figura 1.23. Posiciones en flexión/ extensión para valoración considerados para la evaluación de muñeca con REBA.
(Fuente: [54])



Figura 1.24. Ajustes por desviación radial/cubital o torsión considerados para la evaluación de muñeca con REBA.
(Fuente: [54])

1.7.4. EVALUACIÓN GRUPO A Y B

Las puntuaciones obtenidas pertenecientes cada segmento en su respectivo grupo deben ser localizadas en la figura 1.25. para el grupo A, y en la figura 1.26. para el grupo B para obtener los valores de puntuación global.

	Cuello											
	1				2				3			
	Piernas				Piernas				Piernas			
Tronco	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1	2	3	4	1	2	3	4	3	3	5	6
2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7
3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8
4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9
5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9

Figura 1.25. Tabla de puntuación del grupo A.
(Fuente: [54])

	Antebrazo					
	1			2		
	Muñeca			Muñeca		
Brazo	1	2	3	1	2	3
1	1	2	2	1	2	3
2	1	2	3	2	3	4
3	3	4	5	4	5	5
4	4	5	5	5	6	7
5	6	7	8	7	8	8
6	7	8	8	8	9	9

Figura 1.26. Tabla de puntuación del grupo B.
(Fuente: [54])

1.7.5. PUNTUACIÓN PARCIAL

Las puntuaciones globales de los Grupos A y B consideran la postura del trabajador. A continuación, se valorarán las fuerzas ejercidas durante su adopción para modificar la puntuación del Grupo A, y el tipo de agarre de objetos para modificar la puntuación del Grupo B [54].

Para la valoración de fuerzas ejercidas se debe conocer el peso de las cargas que soporta el evaluado y si estas son aplicadas de manera brusca. En las tablas 1.7. Y 1.8. Se muestran los incrementos que deben ser utilizados y en qué condiciones para obtener la Puntuación A.

Tabla 1.7. Incremento de puntuación del Grupo A por carga o fuerzas ejercidas.

Carga o Fuerza	Puntuación
Carga o fuerza menor de 5 Kg.	0
Carga o Fuerza entre 5 y 10 Kg.	+1
Carga o fuerza mayor de 10 Kg.	+2

Fuente: [54]

Tabla 1.8. Incremento de puntuación del Grupo A por cargas o fuerzas bruscas.

Carga o Fuerza	Puntuación
Existen fuerzas o cargas aplicadas bruscamente	+1

Fuente: [54]

En cuanto a la puntuación B se considera la calidad del agarre de objetos. En la tabla 1.9. Se muestra los incrementos en la puntuación de acuerdo con el tipo de agarre y su calidad, la figura 1.27. ejemplifica y describe cada uno de ellos.

Tabla 1.9. Incremento de puntuación del Grupo A por cargas o fuerzas bruscas.

Calidad de agarre	Descripción	Puntuación
Bueno	El agarre es bueno y la fuerza de agarre de rango medio	0
Regular	El agarre es aceptable pero no ideal o el agarre es aceptable utilizando otras partes del cuerpo	+1
Malo	El agarre es posible pero no aceptable	+2
Inaceptable	El agarre es torpe e inseguro, no es posible el agarre manual o el agarre es inaceptable utilizando otras partes del cuerpo	+3

Fuente: [54]

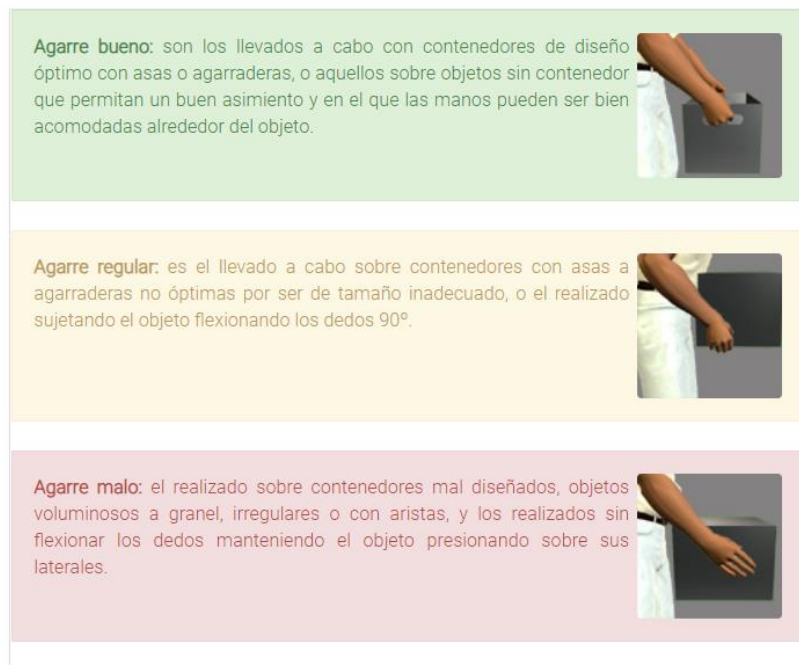


Figura 1.27. Ejemplos de agarres y su calidad.
(Fuente: [54])

1.7.6. PUNTUACIÓN FINAL

Los valores de A y B obtenidos anteriormente deben ser utilizados en la tabla de la figura 1.28. para obtener la puntuación C.

Puntuación A	Puntuación B											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8
3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8
4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9
5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10
7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11
8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11
9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12
10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12
11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

Figura 1.28. Tabla de puntuación del grupo C.
(Fuente: [54])

La puntuación C final considera adicionalmente incrementos de acuerdo con el tipo de actividad muscular mostrados en la tabla 1.10. Los tres tipos de actividad considerados por el método no son excluyentes y por tanto la Puntuación Final podría ser superior a la Puntuación C hasta en 3 unidades [54].

Tabla 1.10. Incremento de puntuación del Grupo C por tipo de actividad muscular.

Tipo de actividad muscular	Puntuación
Una o más partes del cuerpo permanecen estáticas, por ejemplo, soportadas durante más de 1 minuto	+1
Se producen movimientos repetitivos, por ejemplo, repetidos más de 4 veces por minuto (excluyendo caminar)	+1
Se producen cambios de postura importantes o se adoptan posturas inestables	+1

Fuente: [54]

1.7.7. NIVELES DE ACTUACIÓN

En función de la puntuación obtenida, un nivel de riesgo y su correspondiente nivel de actuación para cada postura analizada son obtenidos. En la figura 1.29. Se observan los posibles niveles de actuación, donde a mayor puntuación REBA mayor será el riesgo del trabajador.

Puntuación	Nivel	Riesgo	Actuación
1	0	Inapreciable	No es necesaria actuación
2 o 3	1	Bajo	Puede ser necesaria la actuación.
4 a 7	2	Medio	Es necesaria la actuación.
8 a 10	3	Alto	Es necesaria la actuación cuanto antes.
11 a 15	4	Muy alto	Es necesaria la actuación de inmediato.

Figura 1.29. Niveles de Actuación según la puntuación final REBA.
(Fuente: [54])

2. METODOLOGÍA

Las metodologías desarrolladas para llevar a cabo estudios de ergonomía y valoración funcional del tipo observacional están fundamentadas en el análisis de la postura, en el análisis biomecánico, o en la combinación de factores medioambientales. Los métodos de evaluación de ergonomía basados en la postura utilizan escalas de puntuación para identificar riesgo en áreas de interés. Típicamente, cuanto más se desvía el cuerpo de la posición neutral, peor es la postura de trabajo, lo que resulta en una puntuación más alta. A pesar de la rapidez y facilidad con la que se aplican están basados únicamente en observaciones, haciéndolos vulnerables a la interpretación [53]. Métodos como: REBA, RULA, OWAS pertenecen a esta clasificación.

Para la evaluación de riesgo ergonómico en enfermeras durante el baño de un neonato, en este estudio se utiliza la metodología de análisis postural REBA en combinación con sensores de profundidad Kinect como instrumentos de medición. La localización en el espacio de puntos correspondientes a las articulaciones y juntas del cuerpo humano permite el cálculo de los parámetros requeridos por REBA reduciendo así su subjetividad.

Se comprobó validez de la información proporcionada por los sensores de profundidad mediante un proceso comparativo usando fotogrametría como técnica de análisis de movimiento considerando también la influencia del posicionamiento de los sensores durante la toma de datos.

2.1. ESTABLECIMIENTO DE PARÁMETROS PARA SELECCIÓN DE POSICIONES DE RIESGO EN EL SITIO DE TRABAJO

De acuerdo con Wilhelmus & Johanssons [56], al momento de identificar exposiciones ergonómicas en el puesto de trabajo y su nivel de riesgo, tres indicadores son determinantes (intensidad, frecuencia y duración). Los indicadores mencionados tienen relación directa con la postura y producción de fuerza, movimientos repetitivos, trabajo estático respectivamente.

En la tabla 2.1. se muestran los riesgos asociados a cada uno de los indicadores clave empleados para analizar los TMEAT (Trastornos Músculo Esqueléticos Asociados al Trabajo) en conjunto con las mediciones requeridas para llevar a cabo dicho análisis.

Tabla 2.1. Clasificación de la carga biomecánica en los tres indicadores clave (Intensidad, Frecuencia y Duración) de los riesgos ergonómicos de los WRMSDS (Trastornos Músculo Esqueléticos Asociados al Trabajo)

Indicadores clave	Condiciones de riesgo	Mediciones requeridas	Trastornos musculoesqueléticos asociados
I: Intensidad	Manejo manual de carga	Fuerza aplicada en [Kg] o [N]	Lesiones en vertebras y discos, lesiones en tendones y músculos
	Posturas forzosas	Ángulos de segmentos críticos	
F: Frecuencia	Tareas repetitivas	Tiempo del ciclo	Daños en tendones y músculos.
	Manejo manual de carga		
D: Duración	Trabajo estático	Tiempo de permanencia en una posición	Daños en tendones y músculos.
	Posturas Forzosas	Número de pausas requeridas y ángulos de segmentos críticos	

Fuente: [56]

2.1.1. CONSIDERACIONES PARA EL ANÁLISIS DE FACTORES DE RIESGO ERGONÓMICO

El propósito de identificar factores de riesgo previo a la aplicación de la metodología de evaluación propuesta es establecer un marco de referencia que permita analizar la tarea más crítica encontrada en la actividad de baño de neonatos.

Dentro de la valoración del riesgo ergonómico de acuerdo con el estudio realizado por Wilhelms & Johanssons [56], es recomendable considerar cuatro pasos que incluyen:

1. Definir todas las tareas involucradas en una actividad.
2. Establecer un orden de las tareas de acuerdo con su duración, o al nivel de gravedad de los posibles problemas ergonómicos hallados.
3. Considerando los criterios de intensidad frecuencia y duración evaluar cada una de las tareas que forman parte de la actividad a analizar.
4. Seleccionar la secuencia más crítica.

Existen varios métodos para identificar las tareas que forman parte de una actividad, pero el AJT (Análisis Jerárquico de Tareas) es un método recomendable para este procedimiento de asignación [57]. Los criterios utilizados para definir las tareas se encuentran resumidos en la tabla 2.2.

Tabla 2.2. Consideraciones para la definición de tareas que intervienen en una actividad.

Elemento	Preguntas
Actividad	¿Está claramente definida? ¿Está diferenciada? ¿Define el objetivo del comportamiento?
Estándares de Desempeño	¿Está la cantidad o calidad del desempeño especificada? (ej., velocidad, precisión, errores, etc.)
Condiciones	¿Están las condiciones bajo las cuales se lleva a cabo la actividad descritas? (ej., entorno, herramientas, materiales, etc.)

Fuente: [57]

El uso de recursos digitales como videos y fotografías permiten caracterizar de mejor forma los parámetros establecidos para seleccionar la secuencia más crítica dentro de una actividad. Los registros de video de la actividad del baño de neonatos serán tomados desde un plano lateral a la enfermera durante el baño de un neonato procurando enfocar el cuerpo en su totalidad. De esta forma es posible extraer mediante fotogramas e identificar las posiciones poco confortables, su frecuencia y duración.

2.1.2. SELECCIÓN DE POSICIONES DE RIESGO

Se ha tomado como referencia dos videos donde efectúa el baño de un neonato. Esta información ha sido documentada en el área de neonatología del hospital del IESS en la ciudad de Ibarra. Al analizar los videos, en un primer plano se pudo identificar las diferencias existentes en el diseño de las estaciones de trabajo. Este aspecto posee importante relevancia al momento de seleccionar la secuencia más crítica en las tareas de una actividad, dado que la altura de la tina de baño, la forma y disposición de la llave de agua tienen influencia en los rangos de movimiento que debe efectuar la enfermera al momento de bañar al bebé. En la figura 2.1 a) se puede observar que la llave de agua instalada es de menor altura y diferente forma que en b). Tomando en cuenta estas consideraciones se decidió extraer información de la enfermera correspondiente a la figura 2.1 a) donde se evidenció una flexión de tronco mayor durante todo el movimiento.

Haciendo uso de los criterios de la metodología AJT se encontró cuatro tareas claramente definidas, diferenciadas y desempeñadas en periodos de tiempo específicos. En la Tabla 2.3. se describe en detalle cada una de las tareas.



a)

b)

Figura 2.1. Enfermeras efectuando el baño de un neonato.
(Fuente: Propia)

Tabla 2.3. Consideraciones para la definición de tareas que intervienen en una actividad.

Tarea	Descripción
Preparación	De pie, con una ligera flexión de tronco, con la mano derecha la enfermera abre la llave de agua y coloca shampoo al bebé el cual es sostenido en su brazo izquierdo.
Lavado de Cabeza	Se realiza una flexión de tronco, seguido de una extensión del brazo que carga al bebé para acercarlo a la llave de agua, finalmente se realiza una flexión del codo derecho y con la muñeca se procede a enjuagar la cabeza del neonato.
Lavado de Cuerpo	Luego de cambiar la posición del bebé, se realiza una flexión de tronco seguido de una extensión de brazo para acercarlo al agua. Finalmente, mediante una flexión de brazo derecho, una abducción de codo y el movimiento de la muñeca se lava el cuerpo del bebé
Secado	La enfermera adopta una posición erguida, llevando al bebé hacia su pecho. Con el brazo derecho acerca una toalla para cubrirlo, secarlo y finalmente se traslada para depositarlo en una de las cunas.

Fuente: Propia.

Adicionalmente se decidió utilizar el formulario de “Valoración e Identificación de Factores de Riesgo Ergonómicos” del IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia) [58] como herramienta para disgregar y organizar la información de riesgo correspondiente a cada tarea como se muestra en la tabla 2.4.

Tabla 2.4. Identificación de factores de riesgo en las tareas del baño de neonatos.

Tarea	Frecuencia / Tiempo de ciclo	Fuerza			Posturas Forzadas				Postura estática >30seg	Otros riesgos	Causas / Comentarios
		Levantamientos	Empuje/arrastre	Otro	Flexión	Giro	Alcances	Otro			
1 Preparación del neonato para el baño	25s	X			X		X		NO		Ver figura 2.2. (a)
2 Lavado de la cabeza del neonato	59s	X			X				SI	Postura estática prolongada/Espacio de trabajo inadecuado	Ver figura 2.2. (b)
3 Lavado del cuerpo del neonato	45s	X			X				SI	Flexión de tronco + Manejo de carga + Postura estática	Ver figura 2.3. (a)
4 Secado	35s	X			X		X		NO		Ver figura 2.3. (b)

Fuente: Propia.



(a)



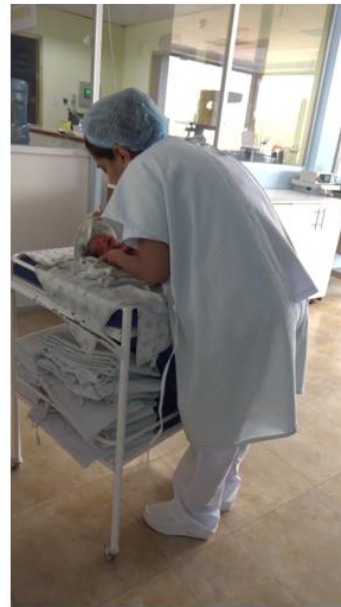
(b)

Figura 2.2. (a) Tarea de preparación del baño de neonatos, (b) Tarea de lavado de cabeza del neonato.

(Fuente: Propia)



(a)



(b)

Figura 2.3. Tarea de lavado de cuerpo del neonato, (b) Tarea de secado del cuerpo del neonato.
(Fuente: Propia)

2.2. ADQUISICIÓN DE DATOS

El proceso de adquisición de datos fue diseñado para la validación del sensor y para el análisis de riesgo ergonómico. Se llevó a cabo en el laboratorio de biomecánica de la Escuela Politécnica Nacional utilizando de manera simultánea los sensores de profundidad Kinect y el sistema de fotogrametría Kinescan. En la primera instancia la información recopilada permitió evaluar el desempeño del sensor como instrumento de medida al momento de determinar posiciones de las articulaciones a través de los ángulos de los segmentos calculados durante la ejecución de la actividad de interés. Además, se consideró dos arreglos de posicionamiento de los Kinect, el primero a 30° a la derecha y 30° a la izquierda del sujeto observado, el segundo colocando los sensores a 30° a la derecha y de manera frontal a 90° .

En el segundo caso los datos adquiridos son los que se procesan para la obtener el riesgo ergonómico y consideran el mejor posicionamiento de los sensores obtenido también en la validación.

La localización de las cámaras y del participante fue estudiada de manera previa para reducir la aparición de fenómenos de oclusión con Kinect, y evitar pérdida de marcadores con Kinescan. Esto principalmente en caderas, codos y muñecas durante la reproducción de la actividad específicamente en la flexo-extensión de tronco y abducción de codos. El montaje de los Kinect se realizó sobre trípodes a una altura de 1 metro, a una distancia de

2 metros respecto al participante quién deberá reproducir las actividades a analizar de acuerdo con los protocolos establecidos.

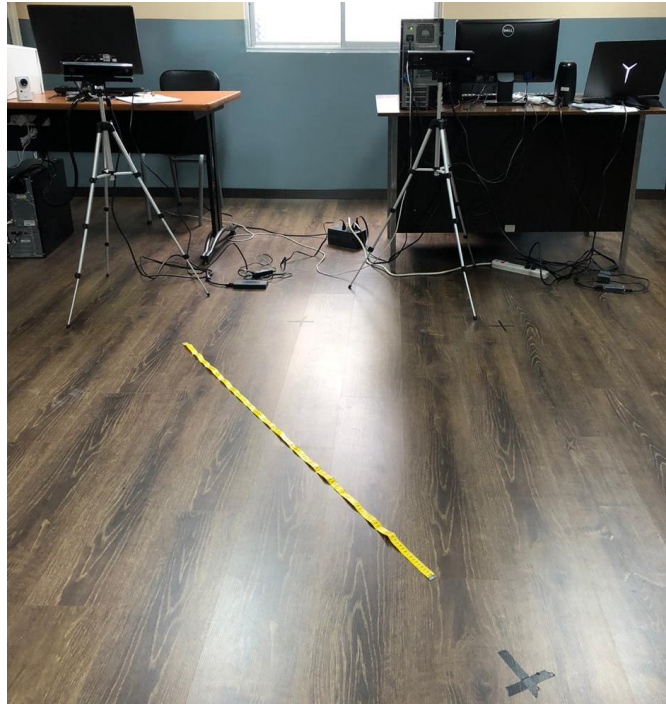


Figura 2.4. Posicionamiento de los sensores Kinect en el laboratorio.
(Fuente: Propia)

Como primer paso se evaluó la posición del sujeto dentro del espacio establecido como sistema de referencia del laboratorio de tal forma que se puedan detectar todos los marcadores. A continuación, utilizando un goniómetro y utilizando como eje de referencia la posición anteriormente seleccionada se fijó la ubicación de los sensores a 30, 60 y 90°. Siendo las mejores 30° y 90°.



Figura 2.5. Posicionamiento de los sensores y verificación de detección de marcadores.
(Fuente: Propia)

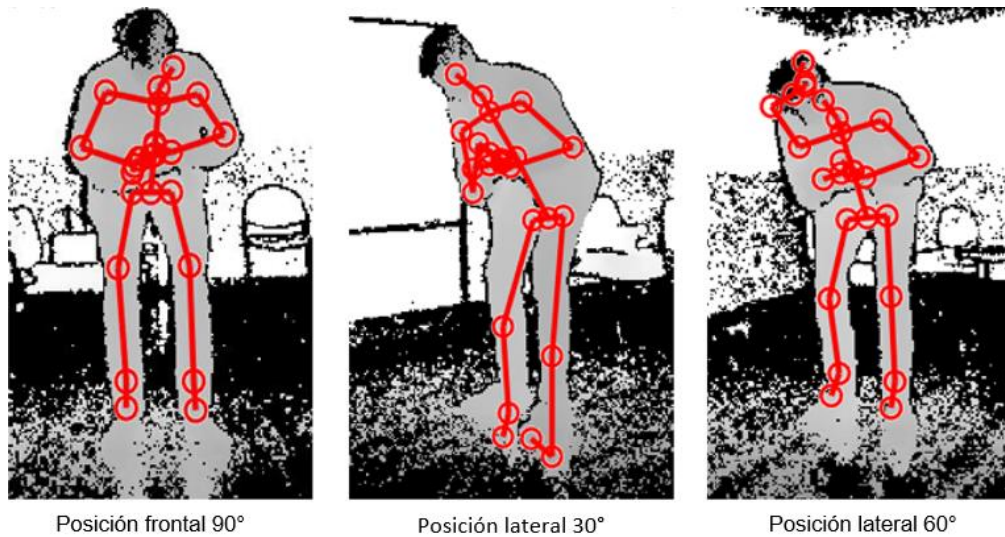


Figura 2.6. Detección de juntas con sensores Kinect en diferentes posiciones.
(Fuente: Propia)

Un modelo es una representación teórica del objeto-sistema en estudio que permite simular, reproducir y analizar su comportamiento real de forma aproximada. La mayor o menor precisión dependerá de las hipótesis simplificadoras utilizadas [49]. El modelo anatómico establecido para este estudio en la validación y evaluación de riesgo es análogo al presentado por Kinect. Inicialmente se planteó utilizar los 25 puntos articulares disponibles, pero debido a la prevalencia de inconvenientes como: la oclusión, superposición y pérdida de puntos durante el proceso de digitalización en los dedos medio y pulgar se decidió simplificar el modelo y removerlos, reduciéndolos a 21. El ángulo de flexión extensión de muñeca tampoco será considerado. Finalmente, durante el procesamiento de datos este parámetro será considerado de ingreso manual.

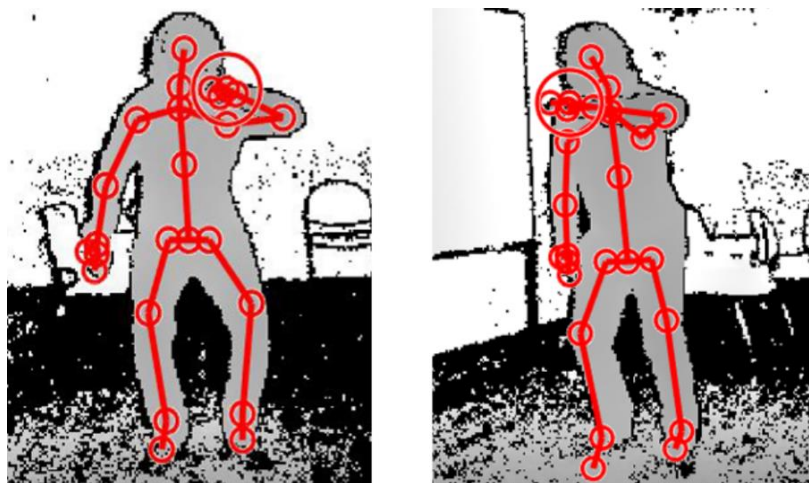


Figura 2.7. Problemas en el seguimiento y detección de puntos de muñecas y dedos.
(Fuente: Propia)

Con el fin de simular el movimiento de manera más real se utilizó un muñeco con características similares en dimensiones y peso a las de un bebé específicamente 2.4 kg cuya presencia no es detectada por los sensores de profundidad ni las cámaras de fotogrametría.

2.2.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Se seleccionaron 5 participantes jóvenes (4 mujeres y 1 Hombre) de edad comprendida entre 20 y 45 años que no presenten lesiones o dolores a nivel muscular u óseo.

2.2.2. INSTRUMENTACIÓN DE LOS PARTICIPANTES

Para la extracción de información de posición de los puntos establecidos se utilizó 26 marcadores reales ubicados en las referencias anatómicas recomendadas por la Sociedad Internacional de Biomecánica en [59], [60]. En la tabla 2.5. y la figura 2.8. se especifica la localización de los marcadores reales en el cuerpo del participante.

Tabla 2.5. Localización de marcadores reales en el cuerpo del participante.

	Segmento	Junta	Localización anatómica de los marcadores
Tren superior	Cuello	3	Primera vértebra cervical (Atlas C1)
	Espina dorsal	21_C7	Séptima vértebra cervical (C7)
		21_IJ	Incisura yugular
	Cabeza	4A, 4B	Trago derecho e izquierdo
	Hombros	9, 5	Acromio derecho e izquierdo
	Codos	10, 6	Epicóndilo lateral derecho e izquierdo
	Muñecas	11, 7	Estiloide cubital derecho e izquierdo
	Manos	12, 8	Nudillo dedo medio derecho e izquierdo
	Columna media	2_T8	Octava vértebra torácica (T8)
Tren Inferior	Cadera	17,13	Trocánter derecho e izquierdo
	Rodilla	18A, 18B	Cóndilo lateral derecho Tuberosidad tibial derecha
		14A, 14B	Cóndilo lateral izquierdo Tuberosidad tibial izquierda
	Tobillo	19A, 19B	Maléolo lateral derecho Maléolo medial derecho
		15A, 15B	Maléolo lateral izquierdo Maléolo medial izquierdo
	Pie	20, 16	Empeine derecho e izquierdo

Fuente: Propia

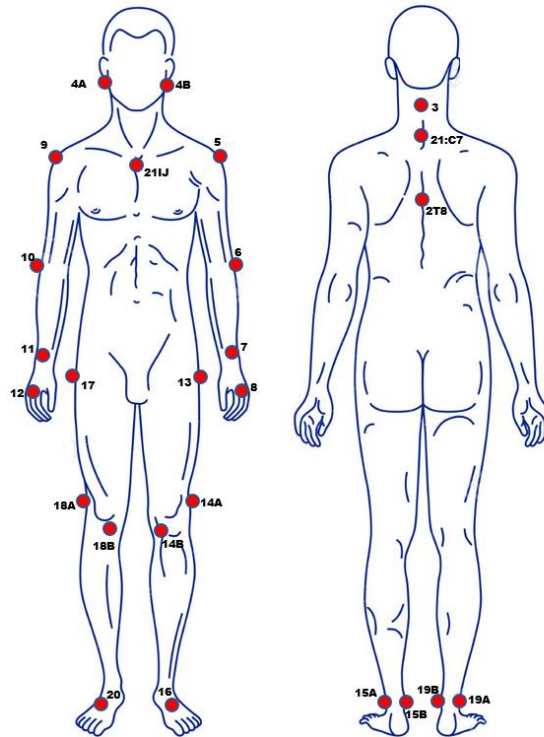


Figura 2.8. Localización en el cuerpo de los marcadores implementados en el modelo.
(Fuente: Propia)

2.2.3. PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE DATOS

La frecuencia de grabación de Kinescan se redujo a 30Hz para realizar el muestreo en condiciones iguales a las disponibles con los sensores Kinect. Con el propósito de evitar problemas de digitalización por pérdida de marcadores se estableció una posición anatómica característica para el inicio de la actividad. Dicha postura se mantiene durante 5 segundos al iniciar la grabación y se la adopta nuevamente 5 segundos antes de terminarla.



Figura 2.9. Posición anatómica.
(Fuente: Propia)

Los datos para la validación se obtuvieron al reproducir la tarea de lavado de cuerpo de un neonato, su ejecución se realizó de tres formas diferentes que incluyen simular el movimiento solo del brazo izquierdo, solo del brazo derecho, y el movimiento completo usando un bebé. Un participante voluntario fue quien reprodujo cada uno de ellos, cada secuencia fue reproducida en tres ocasiones, el tiempo de duración de cada escena fue 30 segundos. En la tabla 2.6. se describe la secuencia de cada uno de los movimientos.

Tabla 2.6. Descripción de movimientos analizados para la validación.

Movimiento	Descripción
Movimiento baño, solo brazo izquierdo	<ul style="list-style-type: none"> • Adoptar la posición anatómica. • Flexionar el tronco aproximadamente a 45° y flexionar ligeramente el brazo izquierdo (30°). • Flexionar el codo izquierdo aproximadamente 90° y abducirlo. • Mantener el brazo derecho en posición neutral.
Movimiento baño, solo brazo derecho	<ul style="list-style-type: none"> • Adoptar la posición anatómica • Flexionar el tronco aproximadamente a 45° y flexionar ligeramente el brazo derecho (30°) • Flexionar el codo derecho aproximadamente 100° y abducirlo. • Mantener el brazo izquierdo en posición neutral.
Movimiento completo con bebé	<ul style="list-style-type: none"> • Tomar al bebé y adoptar la posición anatómica • Flexionar el tronco aproximadamente a 45°. • Partiendo de una posición neutral del hombro y el codo completamente en extensión, efectuar una flexión de 30° de los brazos izquierdo y derecho seguido de una abducción de codo manteniéndolo flexionado a 90° en el lado izquierdo y 100° en el lado derecho. • Durante todo el movimiento mantener una ligera flexión y rotación del cuello dirigiendo la mirada hacia él bebe. • La posición de las piernas debe ser neutral con apertura a nivel de los hombros y evitando la flexión de rodillas.

Fuente: Propia.

El proceso de adquisición de datos para la fase de evaluación de riesgo ergonómico consideró los resultados de la validación, específicamente el número de sensores, su ubicación. Se utilizó el segundo arreglo propuesto con un sensor frontal y uno a 30° a la derecha del participante. Todos los participantes simularon la tarea de lavado de cuerpo durante el baño del neonato en tres ocasiones cada una con 50 segundos de duración.

Siendo así tanto para la validación como para la evaluación de riesgo los pasos a seguir son los siguientes:

1. Posicionarse en el espacio seleccionado para la grabación.
2. Adoptar posición anatómica
3. Verificar detección de marcadores en Kinescan
4. Iniciar grabación
5. Reproducir secuencia seleccionada
6. Volver a la posición anatómica
7. Finalizar la grabación

2.2.4. ADQUISICIÓN DE DATOS CON KINECT

Para acceder a la información que proporciona el sensor Kinect V2 a través de un ordenador es necesario utilizar las herramientas de desarrollador *Kinect for Windows Software Development KIT (SDK)*, y el *Kinect for Windows Runtime*. La Versión empleada en ambos casos fue la 2.0.1410.19000.

La adquisición y procesamiento de imágenes desde MATLAB requiere también la instalación de componentes adicionales como el *Image Acquisition Toolbox Support Package for Kinect For Windows Sensor* y el *Kinect 2 Interface for Matlab (Kin2)* en sus versiones 18.2.0 y 3.2.2.0 respectivamente.

El toolbox Kin2 desarrollado por J.R. Terven, D.M. Córdova-Esparza. [61]. En su mayoría fue desarrollado en C++ y enlazado con MATLAB desde la función mex. Esta herramienta permite el desarrollo de aplicaciones de investigación en MATLAB a partir de la adquisición de imágenes, mapeo de coordenadas, seguimiento corporal, procesamiento facial, y reconstrucción 3D sin necesidad de profundizar en lenguajes de programación como C# o C++.

Los datos requeridos para su posterior procesamiento fueron adquiridos utilizando el recurso *bodydemo* que forma parte del toolbox Kin2 disponible en [62] al cual se le implementó un contador que permite almacenar la información de posicionamiento de las articulaciones en cada fotograma dentro de una matriz de nombre "M" durante el periodo de grabación. Dentro del mismo para realizar el seguimiento esquelético de cuerpos y dibujarlo sobre ellos se usan las funciones mostradas en la tabla 2.7.

Tabla 2.7. Principales funciones de Matlab empleadas para el seguimiento esquelético.

Función de Matlab	Resultado
Kin2('color','depth','body')	Permite crear un objeto con la capacidad buscar datos a manera de frames (Cuadros) en color y profundidad con información de seguimiento corporal.
k2.getBodies	Obtiene la información de los cuerpos, la cual incluye: posición, estado de seguimiento, estado de las manos (abierta o cerrada).
k2.mapCameraPoints2Depth(bodies(1).Position') k2.mapCameraPoints2Color(bodies(1).Position')	Permite asignar el modo de visualización de la posición de las articulaciones detectadas en color o profundidad. Muestra la matriz de posiciones 3x25 de cada frame.
k2.drawBodies(d.ax,bodies,'depth',5,3,15)	<p>Dibuja el esqueleto sobre los cuerpos, en las imágenes de color y profundidad, es posible controlar los siguientes parámetros:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Ejes de la imagen. 2. Estructura de los cuerpos 3. Imagen de destino. "profundidad" o "color". 4. Tamaño de las articulaciones. 5. Grosor de los huesos. 6. Tamaño de las manos.

Fuente: [43]

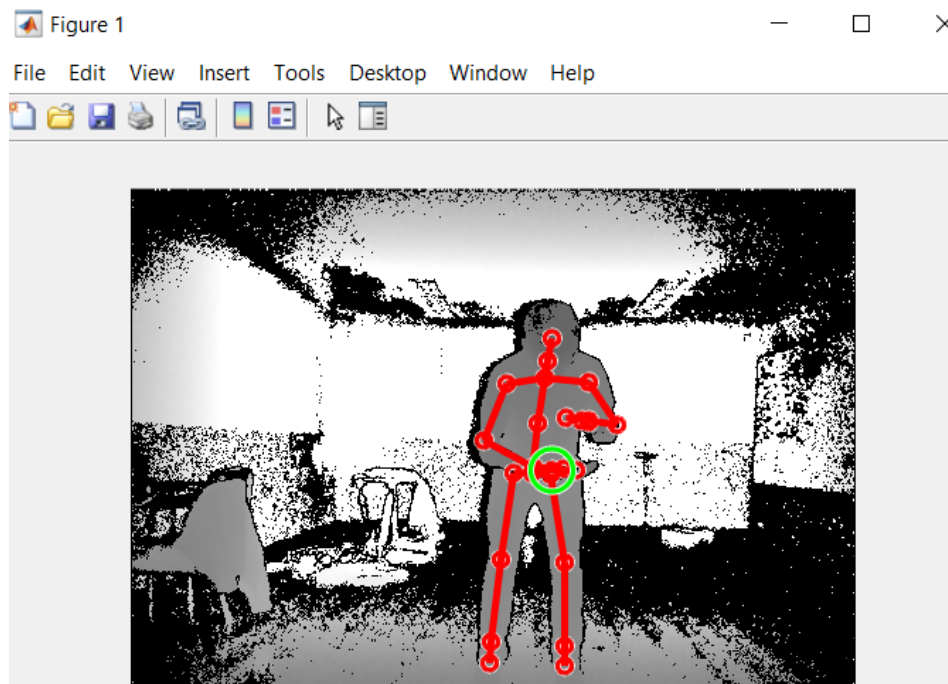


Figura 2.10. Imagen de Profundidad de seguimiento esquelético obtenida con Matlab.
(Fuente: Propia)

Las matrices obtenidas por los Kinect tienen una dimensión de $n \times 25$ donde n representa el número de cuadros adquiridos y la posición de las 25 juntas disponibles en cada uno de los ejes (x, y, z) y se almacenan en un archivo de extensión *.mat. En el modelo definido para el Kinect V2 permite las juntas están organizadas de la siguiente forma.

Tabla 2.8. Características de las imágenes del Kinect V2.

Nomenclatura de Juntas Detectadas por Kinect V2			
Número de Junta	Referencia	Número de Junta	Referencia
1	Coxis	14	Rodilla Izquierda
2	Espina Media	15	Tobillo Izquierdo
3	Cuello	16	Pie Izquierdo
4	Cabeza	17	Cadera Derecha
5	Hombro Izquierdo	18	Rodilla Derecha
6	Codo Izquierdo	19	Tobillo Derecho
7	Muñeca Izquierda	20	Pie Derecho
8	Mano Izquierda	21	Espina Dorsal
9	Hombro Derecho	22	Dedo Medio Izquierdo
10	Codo Derecho	23	Pulgar Izquierdo
11	Muñeca Derecha	24	Dedo Medio Derecho
12	Mano Derecha	25	Pulgar Derecho
13	Cadera Izquierda		

Fuente: [63]

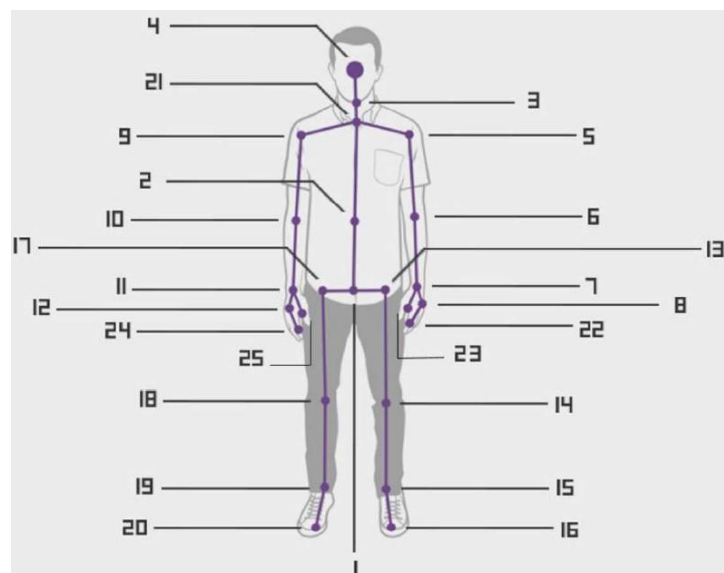


Figura 2.11. Juntas detectadas por el sensor Kinect a través de Kin 2 y sus identificaciones. (Fuente: [30])

2.2.5. ADQUISICIÓN DE DATOS CON KINESCAN

El modelo establecido se implementó desde un estudio en el software de fotogrametría Kinescan donde se define los segmentos, puntos y conexiones que forman parte de este. En las figuras 2.12 y 2.13 se observa los segmentos correspondientes al modelo utilizado para la adquisición de datos con fotogrametría.

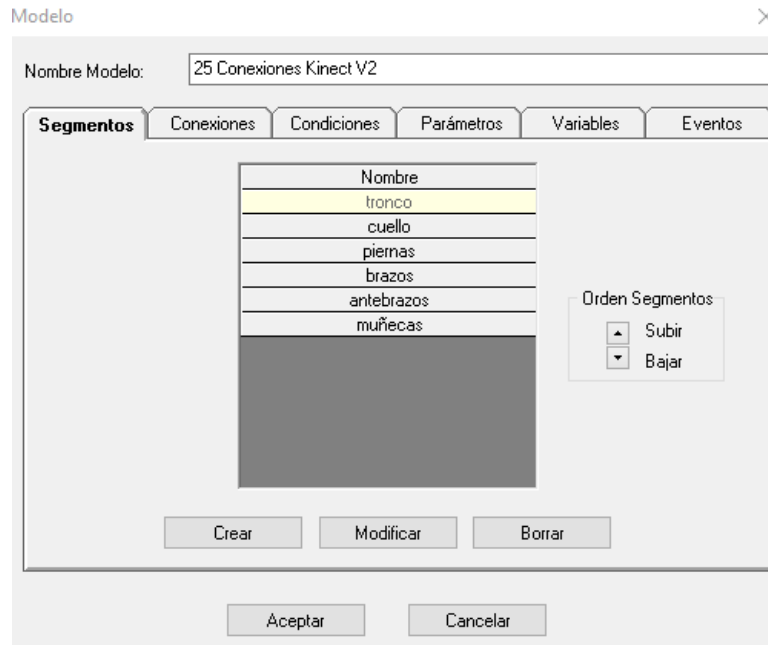


Figura 2.12. Segmentos del modelo introducido.
(Fuente: Propia)

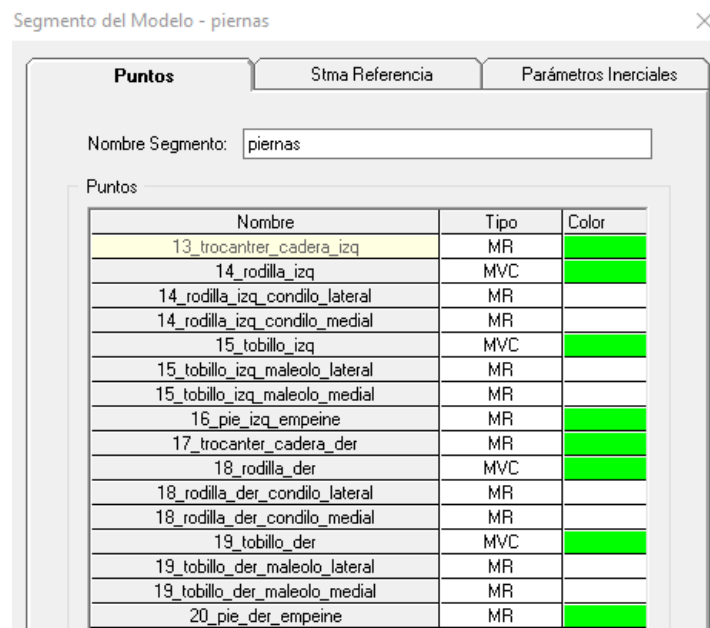


Figura 2.13. Puntos del segmento piernas en el modelo introducido.
(Fuente: Propia)

Para mayor precisión en la estructuración del modelo y obtención de datos las juntas que representan tobillos, rodillas, coxis, espalda media, espina dorsal y cabeza están representadas por marcadores virtuales calculados, cuya ubicación es el punto medio entre dos marcadores reales relativos a una articulación. En la tabla 2.10. se muestra los marcadores virtuales calculados y a partir de que puntos se obtuvieron.

Tabla 2.9. Marcadores virtuales calculados.

Junta	Segmento	Marcadores utilizados para el cálculo
1	Coxis	17, 13 (Trocánter derecho e izquierdo)
2	Espalda media	2_T8 Octava vértebra torácica (T8) 21_IJ Incisura yugular
4	Cabeza	4A Trago derecho 4B Trago izquierdo
21	Espina dorsal	21_C7 Séptima vértebra cervical (C7) 21_IJ Incisura yugular
18	Rodilla Derecha	18A Cóndilo lateral derecho 18B Tuberosidad tibial derecha
14	Rodilla Izquierda	14A Cóndilo lateral izquierdo 14B Tuberosidad tibial izquierda
19	Tobillo Derecho	19A Maléolo lateral derecho 19B Maléolo medial derecho
15	Tobillo Izquierdo	15A Maléolo lateral izquierdo 15B Maléolo medial izquierdo

Fuente: Propia.

Luego del registro de cada una de las escenas donde se reprodujo el movimiento a evaluar se obtienen las coordenadas espaciales a lo largo del tiempo de los marcadores del modelo definido a través de la digitalización. Solo es necesario digitalizar manualmente el primer instante de la reconstrucción. A partir del segundo instante Kinescan/IBV es capaz de digitalizar automáticamente las trayectorias de los marcadores [49]. En la figura 2.14. se puede observar la forma en la que se construye una escena con el son software Kinescan. Una representación animada del modelo se encuentra también disponible en la figura 2.15. donde se reproduce el movimiento analizado a partir de la información correspondiente a la posición de los marcadores en el tiempo.

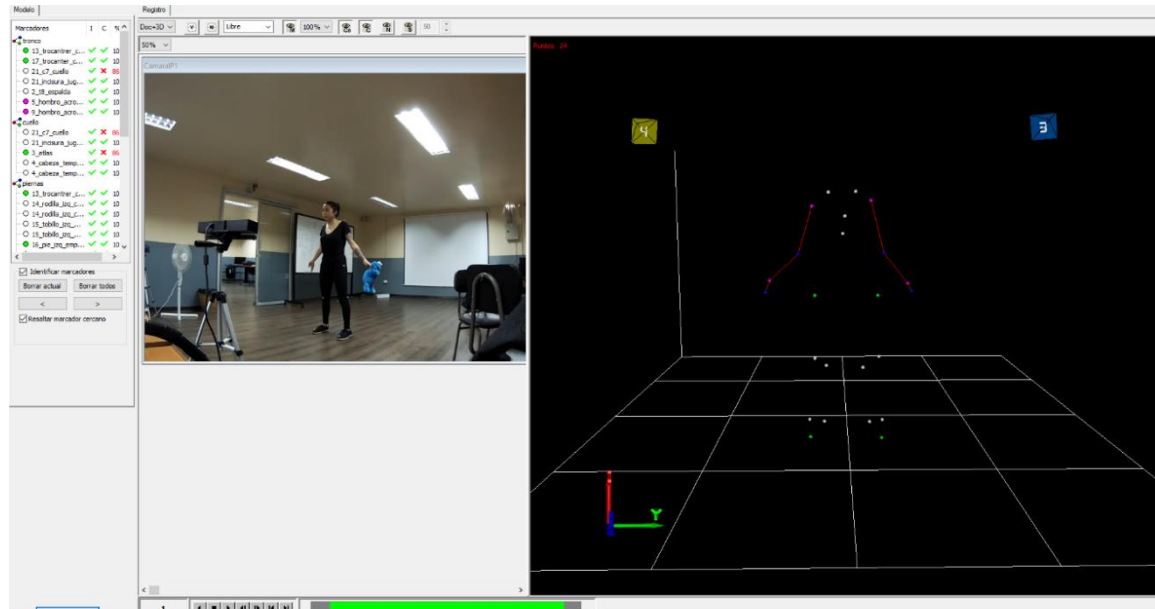


Figura 2.14. Digitalización de la escena en Kinescan.
(Fuente: Propia)

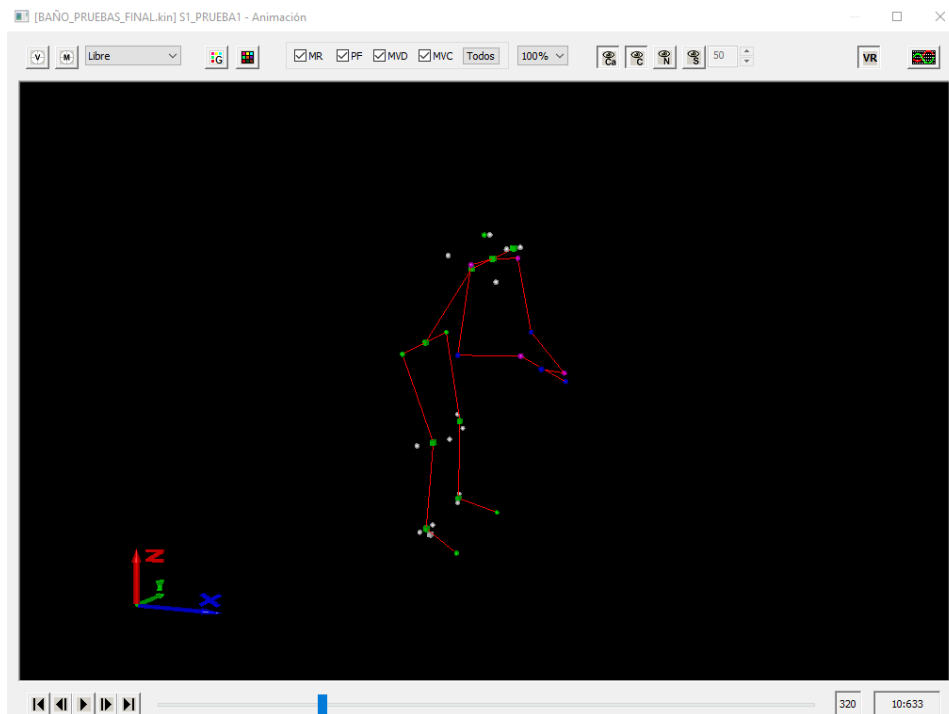


Figura 2.15. Animación de la Escena.
(Fuente: Propia)

Utilizando la opción de exportación de coordenadas 3D se genera un archivo con la extensión *.txt* con los datos de Kinescan que representan una matriz de dimensión $n \times 105$, en este caso n corresponde también a los cuadros adquiridos mientras que en las columnas se encuentran agrupadas las coordenadas en x, z, y de los 35 puntos disponibles considerando marcadores reales y virtuales.

2.3. CÁLCULO DE ÁNGULOS

2.3.1. ÁNGULOS REQUERIDOS PARA EL PROCESAMIENTO DE DATOS

Los ángulos que necesitan ser calculados son los correspondientes a los segmentos descritos en la metodología de evaluación REBA así: tronco, cuello, piernas, brazos, antebrazos y muñecas.

Las variables cinemáticas son las que permiten la descripción del movimiento independientemente de las fuerzas que lo causan incluyendo así desplazamientos lineales y angulares. Los datos de desplazamiento se toman a partir de cualquier punto de referencia anatómico: centro de gravedad de segmentos corporales, centros de rotación de articulaciones, extremos de segmentos de extremidades o prominencias anatómicas específicas. El sistema de referencia espacial puede ser relativo o absoluto [16].

Conocidas las posiciones de las 25 juntas del cuerpo disponibles es posible determinar los ángulos relativos a los segmentos anteriormente mencionados. Es decir, el ángulo de una articulación formado por los ejes longitudinales de los segmentos corporales adyacentes a si misma [51].

Para fines de conveniencia es pertinente establecer de manera consistente las direcciones de los ejes del sistema de referencia global en concordancia con el de Kinect de la siguiente forma: X representa la dirección medial/lateral, Y el eje vertical, y Z el eje antero/posterior. Donde XZ es el plano transversal, a su vez ortogonal al plano sagital.

Las medidas del cambio de ángulo de flexión / extensión de tronco, cuello, piernas, brazos, antebrazos, y muñecas se calcularon a partir de las coordenadas de referencia anatómica utilizando el ángulo entre barras con respecto al sistema de coordenadas global estableciendo ejes articulares referentes a cada segmento. A razón de la complejidad de la postura analizada se generaron planos anatómicos para el cálculo del ángulo de flexión de piernas a partir de la proyección de vectores sobre dichos planos.

En la tabla 2.10. Se muestran los ejes articulares y vectores establecidos para el cálculo de ángulos en este estudio.

Tabla 2.10. Condiciones establecidas para el cálculo de ángulos por segmento.

Segmento	Eje articular	Vectores
Tronco	Coxis	Vector coxis – espina dorsal con respecto al eje vertical Y
Cuello	Cuello	Vector cuello – cabeza Vector cuello - espina dorsal
Pierna	Rodilla	Vector cadera – rodilla proyectado sobre los planos sagital y frontal
Brazo	Hombro	Vector hombro – codo con respecto al eje vertical Y
Antebrazo	Codo	Vector codo – hombro Vector codo - muñeca

Fuente: Propia.

2.3.2. CÁLCULO DE ÁNGULOS ENTRE BARRAS

El valor del ángulo entre barras está definido por la ecuación (1). Se trata básicamente del ángulo que forman dos vectores, se necesita conocer las coordenadas en el espacio de tres puntos p_1, p_2 y r . El punto de origen r que comparten los vectores representa también la articulación de la cual se obtendrá resultados.

$$\theta_{p_1, p_2} = \cos^{-1} \frac{\overrightarrow{p_1 r} \cdot \overrightarrow{r p_2}}{\|\overrightarrow{p_1 r}\| \|\overrightarrow{r p_2}\|} \quad (1)$$

Donde:

θ_{p_1, p_2} = ángulo formado por los vectores $\overrightarrow{p_1 r}$ y $\overrightarrow{r p_2}$

$$\overrightarrow{p_1 r} = r - p_1$$

$$\overrightarrow{r p_2} = p_2 - r$$

$\|\overrightarrow{p_1 r}\|$ = módulo del vector $\overrightarrow{p_1 r}$

$\|\overrightarrow{r p_2}\|$ = módulo del vector $\overrightarrow{r p_2}$

2.3.3. PROYECCIÓN DE VECTORES SOBRE PLANOS

Para calcular un ángulo a partir de proyecciones es necesario definir los planos sobre los cuales los vectores son proyectados. En el estudio del movimiento humano estos planos se denominan anatómicos y se muestran en la figura 2.16. El plano sagital es vertical y se dispone en la misma dirección del eje antero/posterior, el plano frontal es también vertical pero dispuesto en la dirección del eje medial/lateral, finalmente el plano transversal es horizontal y perpendicular a los otros dos.

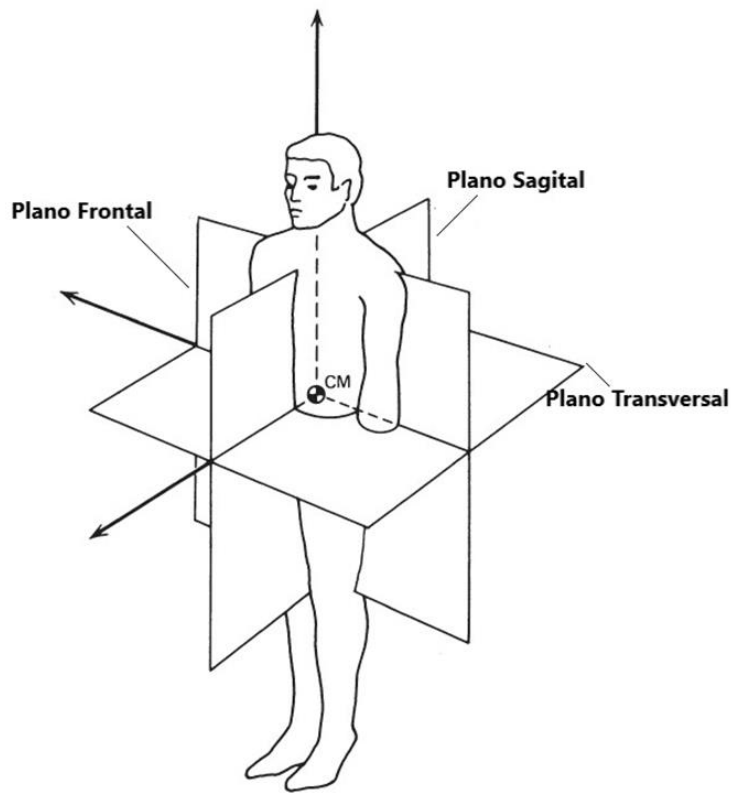


Figura 2.16. Planos Anatómicos.
(Fuente: [20])

Para definir un plano en el espacio requiere las coordenadas (x, y, z) de tres puntos A, B, C considerando uno de ellos como el origen se forman dos vectores \overrightarrow{AB} y \overrightarrow{AC} cuyo producto vectorial es la dirección normal del plano deseado. Si $\vec{n} = (a, b, c)$ es un vector perpendicular al plano y $P_o(x_o, y_o, z_o)$ un punto de este [30], [64]. Se lo puede expresar con la ecuación (2) [64] así:

$$a(x - x_o) + b(y - y_o) + c(z - z_o) = 0 \quad (2)$$

Un vector \vec{A} pueden expresarse también como la suma de las componentes paralela y perpendicular de sus proyecciones sobre un plano B cuya orientación está definida por su vector normal \vec{B} [65].

$$\vec{A} = \overline{A \parallel B} + \overline{A \perp B} \quad (3)$$

Donde:

\vec{A} = vector proyectado sobre el plano B .

$\overline{A \parallel B}$ = componente paralela de la proyección de \vec{A} sobre B .

$\overline{A \perp B}$ = componente perpendicular de la proyección de \vec{A} sobre B .

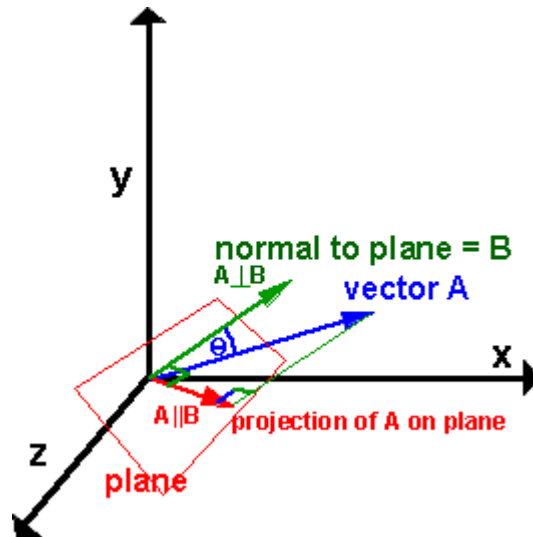


Figura 2.17. Proyección de un vector sobre un plano.
(Fuente: [65])

Las componentes $\overline{A \parallel B}$ y $\overline{A \perp B}$ se calculan utilizando las coordenadas del vector \vec{A} y el vector \vec{B} normal al plano B así de acuerdo con [65]:

$$\overline{A \parallel B} = \vec{B} \times (\vec{A} \times \vec{B}) / \|\vec{B}\|^2 \quad (4)$$

$$\overline{A \perp B} = \vec{A} \cdot \vec{B} * \vec{B} / \|\vec{B}\|^2 \quad (5)$$

2.4. PROCESAMIENTO DE DATOS

El procesamiento de datos se cumple de forma sistemática en dos partes. Primero la validación y luego el análisis de riesgo ergonómico con REBA. En ambos casos se implementa algoritmos en Matlab que procesan de manera simultánea la información obtenida con los sensores de profundidad y el sistema de fotogrametría. Las matrices utilizadas deben cumplir con las características de dimensión, posicionamiento y sistema de referencia coordenado del modelo establecido por Kinect sin tomar en cuenta los puntos de los dedos medio y pulgar en las manos por los problemas de oclusión mencionados anteriormente así: $M = (M_{ij})_{n \times 21}$. Donde n es el número de cuadros adquiridos durante la grabación. Los datos adquiridos en el sistema de fotogrametría Kinescan requieren un tratamiento previo realizado también en Matlab, donde se modifica su apariencia al quitar puntos no necesarios, ordenarla y cambiar la disposición de sus coordenadas originalmente (x, z, y) en sentido horizontal al sistema coordenado de Kinect, es decir $(x,$

y, z) en sentido vertical. Además de reestructurar esta información se almacena una nueva matriz en formato **.mat* con las características requeridas.

La dimensión de las matrices proporcionadas por Kinect oscila entre 550×21 y 950×21 , lo que quiere decir que la frecuencia real de grabación de los sensores de profundidad varia en un rango de 8 a 10Hz, aproximadamente 3 veces menor a la de fotogrametría que se mantiene constante. La diferencia de fotogramas adquiridos con Kinescan es representativa, para reducir la variabilidad de los resultados se redujo la frecuencia de muestreo en un factor entero de 3 aplicando *downsampling*. Para mitigar el ruido presente en las señales, los artefactos causados por el movimiento y los errores de predicción de puntos por oclusión. Se utilizan diferentes herramientas de filtrado para eliminar el ruido. Si se trata de un sistema basado en sensores múltiples, entonces los datos recopilados de diferentes sensores deben normalizarse y sincronizarse [21], [66]. Para el filtrado de señales se utiliza técnicas de ajuste de curvas, Específicamente el filtro de *Savitzky-Golay* (SG) que es un procedimiento de ajuste polinomial por partes de una función polinómica a la señal original utilizando el método del error de mínimos cuadrados [67]. En cuanto a la normalización se vuelve a escalar los datos adquiridos en series temporales en un rango de valores de 0 a 100 que representan el inicio y fin de la actividad en porcentaje. Dentro del procesamiento de información se utilizan las siguientes funciones de *Matlab*:

Tabla 2.11. Funciones de Matlab empleadas en el procesamiento de datos.

Funciones de Matlab	Especificaciones
Downsample	Reduce la frecuencia de muestreo en un valor entero manteniendo la primera muestra y luego cada enésima muestra después de la primera. Si se aplica sobre una matriz, la función trata cada columna como una secuencia separada.
Normalize	Escalos los datos utilizando el método de "Puntuación - Z" que centra la información para que tenga una media de 0 y una desviación estándar de 1. Se puede establecer un rango de escalado, por defecto es 0 a 1.
Sgolayfilt	Suaviza una señal usando el filtro de suavizado polinomial de Savitzky-Golay que ajusta un vector de datos con el diferente orden polinómico. Un punto de datos central con un conjunto de puntos de datos en la parte posterior y frontal crea un marco y luego el conjunto de datos se ajusta teniendo en cuenta el orden polinómico.
Parfor	Permite procesar la información utilizando arquitectura de procesamiento en paralelo haciendo que trabajen todos los núcleos disponibles.

Fuentes: [67]–[71]

2.4.1. PROCESAMIENTO DE DATOS PARA LA VALIDACIÓN

El algoritmo implementado en Matlab para validar el sensor permite el ingreso de las matrices de datos de obtenidas en Kinect y Kinescan, realiza recortes de fotogramas no validos (posición anatómica), reduce la frecuencia de muestreo y calcula los ángulos requeridos para REBA en cada fotograma a partir de las posiciones en el espacio de los puntos corporales introducidos, así como los parámetros estadísticos (media, desviación estándar, varianza) esto para cada una de las secuencias reproducidas.

2.4.2. PROCESAMIENTO DE DATOS PARA ANÁLISIS DE RIESGO ERGONÓMICO

La segunda parte del procesamiento consiste en obtener los resultados de la evaluación postural de acuerdo con los criterios de REBA. Los ángulos de los segmentos de interés son calculados a partir de los datos proporcionados por los sensores de profundidad Kinect en la posición frontal y lateral a 30° a la derecha. Para la obtención de los puntajes parciales y totales de la evaluación se considera el promedio de las 3 mediciones realizadas con cada sensor. Finalmente, el algoritmo de cálculo determina los resultados de riesgo para el lado derecho e izquierdo del cuerpo.

2.4.3. PARÁMETROS ESTABLECIDOS PARA EL ANÁLISIS DE RIESGO

Para la evaluación de riesgo ergonómico se debe hacer consideraciones en cuanto a los parámetros de ingreso manual establecidos para las zonas donde el sensor presenta dificultades de adquisición de datos, es el caso de las muñecas. El método de evaluación REBA realiza ajustes en la puntuación obtenida para cada segmento basados en movimientos de torsión, rotación, inclinación que son factores agravantes de acuerdo con los lineamientos de este método de análisis postural y han sido definidos también como parámetros de ingreso manual mediante observación. El ángulo de las muñecas y los factores de ajuste han sido estudiados también con ayuda de los registros en video con los que se determinó la tarea más crítica dentro de la actividad de baño de neonatos. En la tabla 2.12. se encuentran especificadas todas las condiciones de ingreso manual para cada uno de los segmentos de estudio los cuales son verificados también con cada participante.

Tabla 2.12. Parámetros de ingreso manual en la evaluación REBA.

Segmento	Ajuste	Puntaje	
Tronco	Tronco con inclinación lateral o rotación	+1	
Cuello	Cabeza con inclinación lateral o rotación	+1	
Brazo	Brazo abducido, brazo rotado u hombro elevado	+1	X
	Apoyo, o postura a favor de la gravedad	-1	
Muñeca	Posición de la muñeca		
	Posición neutra	1	
	Flexión o extensión >0° y <15°	1	X
	Flexión o extensión >15°	2	
	Ajuste		
	Torsión o desviación radial o cubital	+1	X
Carga o Fuerza	Carga o fuerza menor a 5 Kg	0	X
	Carga o fuerza entre 5 y 10 Kg	+1	
	Carga o fuerza mayor a 10 Kg	+2	
	Ajuste		
	Existen fuerzas aplicadas bruscamente	+1	
Calidad de Agarre	Bueno	0	
	Regular	+1	X
	Malo	+2	
	Inaceptable	+3	
Postura	Posturas estáticas (Sostenidas más de 1 minuto)	+1	X
	Movimientos repetitivos (Más 4 veces por minuto)	+1	
	Cambios de postura importantes o postura inestable	+1	

Fuente: Propia.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. RESULTADOS VALIDACIÓN

Dentro del estudio se requiere comprobar la validez de la información que se obtiene por medio de sensores de profundidad Kinect siendo de gran importancia para garantizar que los resultados del análisis de riesgo ergonómico sean correctos. Para este fin se evalúa los dos arreglos de sensores establecidos y tres secuencias de movimientos. Las dos primeras corresponden al movimiento sólo del brazo izquierdo y del brazo derecho por separado mientras se mantiene la postura de flexión de tronco implicada en el baño de neonatos esto con el propósito de determinar la capacidad del sensor para determinar los ángulos de los segmentos más críticos de la actividad a partir de la información de las posiciones de las juntas en el tiempo y establecer que arreglo logra captar de mejor forma el movimiento. Adicionalmente se estudia el desempeño del sensor al realizar secuencia de movimientos completa utilizando el bebé. De esta forma se logra simular condiciones más reales. Para todos los casos establecidos se realiza un proceso comparativo con la técnica de fotogrametría utilizando la información obtenida con Kinescan como patrón de referencia. Mediante el análisis de la media, desviación estándar, se puede definir una tendencia en cuanto a los resultados obtenidos.

3.1.1. VALIDACIÓN DEL SENSOR PARA EL ANÁLISIS POSURAL EN SEGMENTOS CRÍTICOS POR SEPARADO

En las tablas 3.1. y 3.2. se encuentra la información correspondiente al error sistemático que permite establecer si el método de medida es el adecuado. y el error estándar de medida (SEM) que está ligado a la variabilidad existente en los errores de medida. Tanto para la secuencia del brazo izquierdo como del brazo derecho se puede evidenciar que los mejores resultados se obtienen al utilizar el arreglo de sensores frontal – lateral. Los errores sistemáticos representan la diferencia existente en grados entre el valor real y los resultados medidos con los sensores Kinect. En un análisis más profundo se puede ver que los errores varían de diferente forma segmento a segmento así los puntos que presentan un mayor inconveniente por la falta de exactitud en sus medidas son el codo izquierdo con un error de 16° con el sensor frontal, y el codo derecho con error de 35 y 51° con los sensores en posición frontal y lateral respectivamente. Esto se debe principalmente a la naturaleza de los movimientos analizados, la oclusión de puntos y la variabilidad de las señales muestreadas. Lograr mitigar estos defectos es una de las razones para utilizar múltiples sensores donde la localización de las juntas articulares se realiza desde

diferentes puntos de vista seleccionando así los óptimos para el estudio. Para dicha selección también entra en consideración el error SEM, que mientras más bajo valor tenga mayor fiabilidad tienen los resultados. Es así como en la tabla 3.3. se muestran los resultados de la evaluación del movimiento completo donde se resume los valores de la media y desviación estándar de todas las pruebas realizadas para cada junta analizada, Los segmentos que durante el análisis implican movimiento constante presentan alta variabilidad, con una desviación estándar mayor a 5° correspondiente a los codos. En el resto de las juntas la desviación estándar toma valores entre 0.17° y 4.02° que es un rango aceptable. En las mediciones realizadas con el sensor en posición lateral la desviación estándar es mucho menor a la que se obtiene con el sensor frontal como resultado de una menor cantidad de ruido por la reducción de oclusiones.

Tabla 3.1. Error sistemático y SEM para la secuencia solo brazo izquierdo.

Segmento	Secuencia Solo Brazo Izquierdo							
	Arreglo con 2 sensores laterales				Arreglo sensor Frontal - Lateral			
	Error Sistemático [°]		SEM [°]		Error Sistemático [°]		SEM [°]	
	30° Izq	30° Der	30° Izq	30° Der	90°	30° Der	90°	30° Der
Tronco	20.90	9.47	5.45	4.03	8.10	3.50	3.60	0.15
Cuello	2.76	2.39	1.79	1.47	5.25	7.03	1.74	0.80
Pierna Der	6.20	3.95	1.83	1.80	6.50	1.48	0.64	0.16
Pierna Izq	5.25	8.02	2.59	1.54	3.81	1.63	0.57	0.39
Codo Izq	27.40	13.40	12.70	8.70	16.00	5.95	5.42	1.25
Brazo Izq	32.60	7.16	8.13	5.95	8.62	2.53	1.27	0.55

Fuente: Propia.

Tabla 3.2. Error sistemático y SEM para la secuencia solo brazo derecho.

Segmento	Secuencia Solo Brazo Derecho							
	Arreglo con 2 sensores laterales				Arreglo sensor Frontal - Lateral			
	Error Sistemático [°]		SEM [°]		Error Sistemático [°]		SEM [°]	
	30° Izq	30° Der	30° Izq	30° Der	90°	30° Der	90°	30° Der
Tronco	8.34	6.91	5.15	5.38	15.60	3.16	0.74	0.61
Cuello	8.74	22.30	2.27	8.09	4.31	3.40	0.93	0.69
Pierna Der	8.81	6.11	0.83	1.83	6.27	2.37	0.15	0.43
Pierna Izq	9.15	2.46	1.73	1.51	6.20	8.00	0.13	0.26
Codo Der	38.70	33.20	14.50	14.70	35.50	51.30	3.35	2.10
Brazo Der	6.10	20.20	3.82	4.34	5.88	14.80	0.70	1.45

Fuente: Propia.

Tabla 3.3. Media, desviación estándar, error sistemático y SEM para la secuencia completa de movimientos.

Secuencia Completa con Bebé										
Arreglo sensor Frontal - Lateral Derecho										
Segmento	Media [°]			Desviación Estándar [°]			Error Sistemático [°]		SEM [°]	
	90°	30°	Kinescan	90°	30°	Kinescan	90°	30°	90°	30°
Tronco	49.53	56.47	50.95	5.69	0.45	1.75	5.19	4.38	4.25	0.41
Cuello	10.76	25.47	24.30	2.00	1.00	0.58	13.10	2.13	2.31	0.79
Pierna Der	9.15	4.55	4.48	3.12	0.29	0.06	4.79	0.84	2.71	0.29
Pierna Izq	9.13	4.46	5.76	2.16	0.27	0.18	3.38	1.15	1.79	0.26
Codo Izq	88.63	104.20	96.95	8.35	9.16	0.11	11.10	9.72	5.09	6.51
Codo Der	82.80	76.07	114.00	7.06	4.95	0.22	32.10	38.10	3.84	4.91
Brazo Izq	31.73	29.93	21.10	0.91	0.80	0.27	10.40	8.91	1.04	0.86
Brazo Der	34.77	30.60	25.05	1.88	0.97	0.56	9.15	6.13	1.78	0.91

Fuente: Propia.

3.1.2. ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL TRONCO

Adicionalmente, para saber que sensor proporciona la mejor información de cada junta se debe tener en cuenta que en el monitoreo de articulaciones características como las tendencias observables en las señales son importantes porque los marcos de referencia para la toma de decisiones están basados en ellas. Analizando junta por junta en la figura 3.1. se puede apreciar que durante la flexión de tronco con la cámara ubicada frontalmente la desviación estándar es más alta lo que se ve reflejado en las oscilaciones del valor de los ángulos. Esto se debe principalmente a que en esta posición del sensor el movimiento de los brazos y la flexión del troco tienden a interferir con la detección de los puntos utilizados para calcular este ángulo. Siendo así la mejor alternativa para evaluar este segmento el sensor ubicado lateralmente en cuya gráfica se observa que antes de estabilizarse la señal hay una variación en la pendiente, que representa el cambio de posición del tronco de erguido a flexionado. De acuerdo con Choppin et al [72] esta diferencia entre la curva de referencia de Kinescan y las de Kinect se debe a principalmente a la variación de frecuencia de grabación y retrasos de tiempo en los algoritmos de seguimiento del Kinect y su efecto es más marcado en segmentos con mayor movimiento en este estudio particularmente los codos, brazos y tronco.

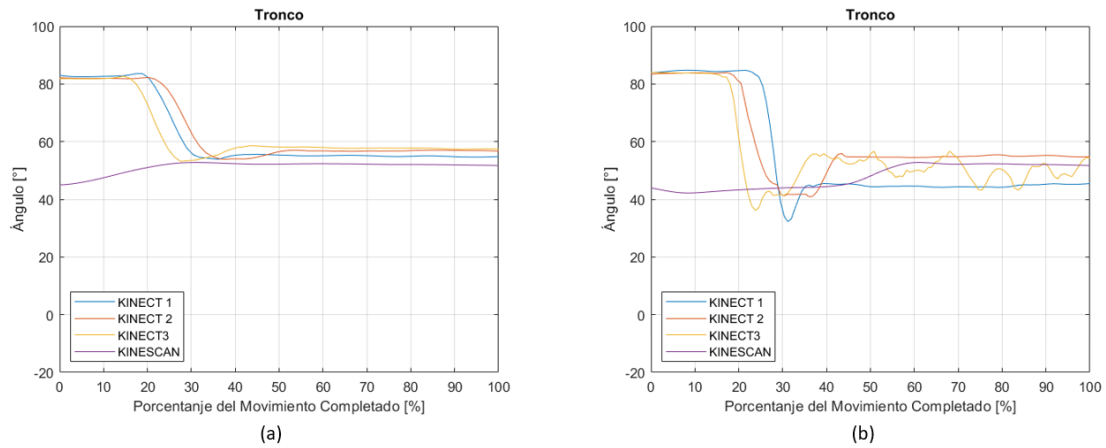


Figura 3.1. (a) Ángulo flexión tronco sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión tronco sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado. (Fuente: Propia)

3.1.3. ÁNGULO DE FLEXIÓN DEL CUELLO

En la figura 3.2. se muestran las gráficas del ángulo de flexión del cuello en función del porcentaje de la acción completada con las cámaras ubicadas lateral y frontalmente, en ambos casos existe oscilaciones en la señal durante todo el movimiento sin embargo los resultados del sensor lateral presentan una menor desviación estándar y una tendencia que se acerca más a la referencia lo cual está vinculado con que el plano en el que se desarrolla el movimiento es el sagital o anteroposterior. Debido a esto se utiliza los datos obtenidos por el sensor lateral que es el que posee un mejor punto de vista de dicho plano.

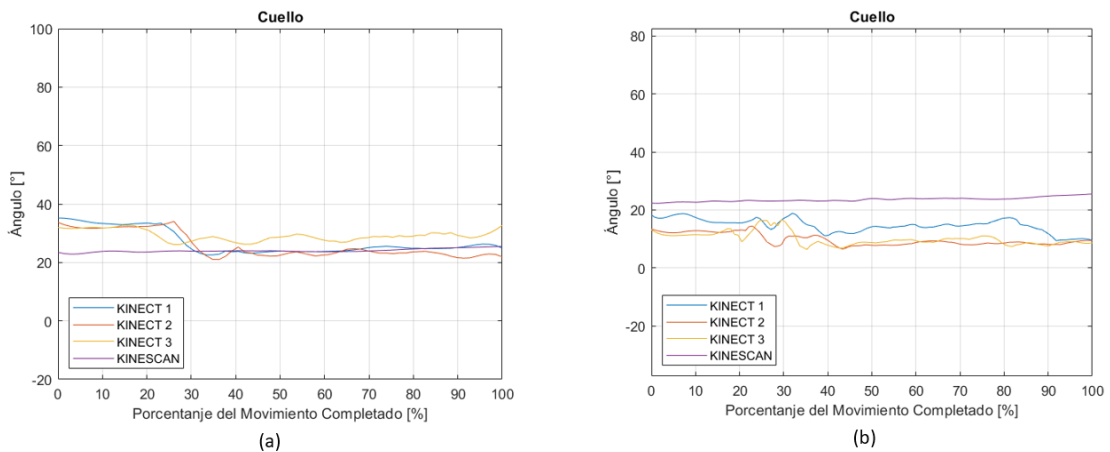


Figura 3.2. (a) Ángulo flexión cuello sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión del sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado. (Fuente: Propia)

3.1.4. ÁNGULO DE FLEXIÓN DE PIERNAS

Los resultados de la flexión de pierna derecha e izquierda se presentan en las figuras 3.3. y 3.4. respectivamente. Este movimiento también se desarrolla en el plano anteroposterior. Además, debido a la flexión de tronco los puntos de la cadera y rodillas tienden a ocluirse con la cámara frontal y ciertas fluctuaciones en la señal son introducidas por lo que se utiliza el sensor ubicado en la posición lateral que es el que proporciona información con la menor desviación estándar y una tendencia muy próxima a la curva de referencia de Kinescan.

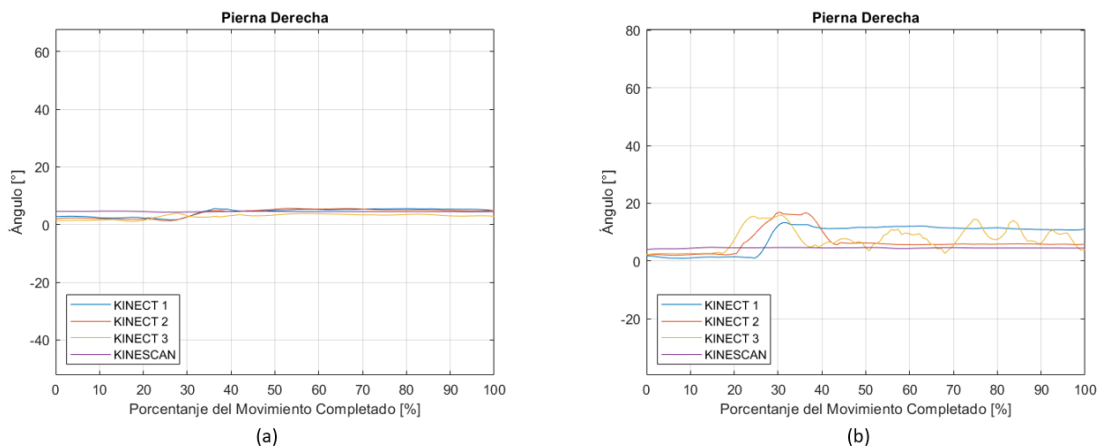


Figura 3.3. (a) Ángulo flexión pierna derecha sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión pierna derecha sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

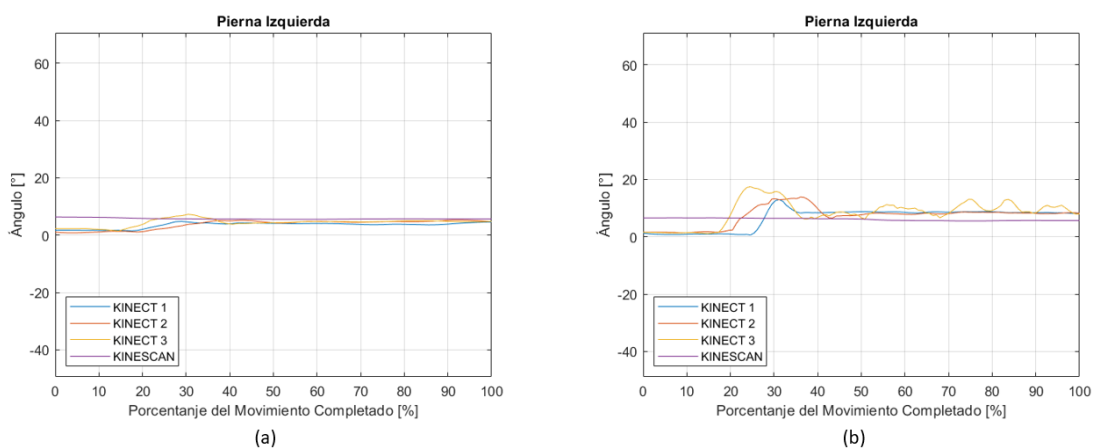


Figura 3.4. (a) Ángulo flexión pierna izquierda sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión pierna izquierda sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

3.1.5. ÁNGULO DE FLEXIÓN DE CODOS

El ruido en las señales se muestra como un efecto predominante en la evaluación de juntas que involucran secuencias de movimiento complejas como en el codo izquierdo (Figura 3.5.) o movimiento constante como en el codo derecho (Figura 3.6.). En ambos casos y tanto con el sensor frontal, como con el lateral las oscilaciones en las curvas de Kinect prevalecen durante toda la secuencia. Se trata de los segmentos que presentan más elevada desviación estándar, es decir una mayor dispersión en sus resultados. El comportamiento de las curvas que representan estos ángulos se capta de forma más adecuada con el sensor frontal que tiene mejor campo de visión del plano transversal que es donde se mueven estas juntas y una menor desviación estándar de sus resultados. Particularmente en el codo derecho los datos experimentales se alejan considerablemente de la referencia con un error sistemático de 32° relacionado nuevamente con el retraso de tiempo en el procesamiento de la información por la reducción en la frecuencia de muestreo. El cálculo del ángulo del antebrazo derecho asociado a la flexión de codo requerida para la evaluación postural en este estudio debe considerar el factor de variabilidad inter participante al momento de reproducir un movimiento. Específicamente en la junta del codo derecho el espectro de resultados del desplazamiento angular durante el lavado de cuerpo del neonato es amplio (80° a 120°). A pesar de que la capacidad del sensor no es la suficiente para estimar con buena precisión este ángulo puede detectar el cambio de movimiento en este segmento apropiadamente para llevar a cabo la valoración con REBA cuya puntuación para el antebrazo requiere saber si la flexión corresponde a un ángulo mayor o menor a 100° .

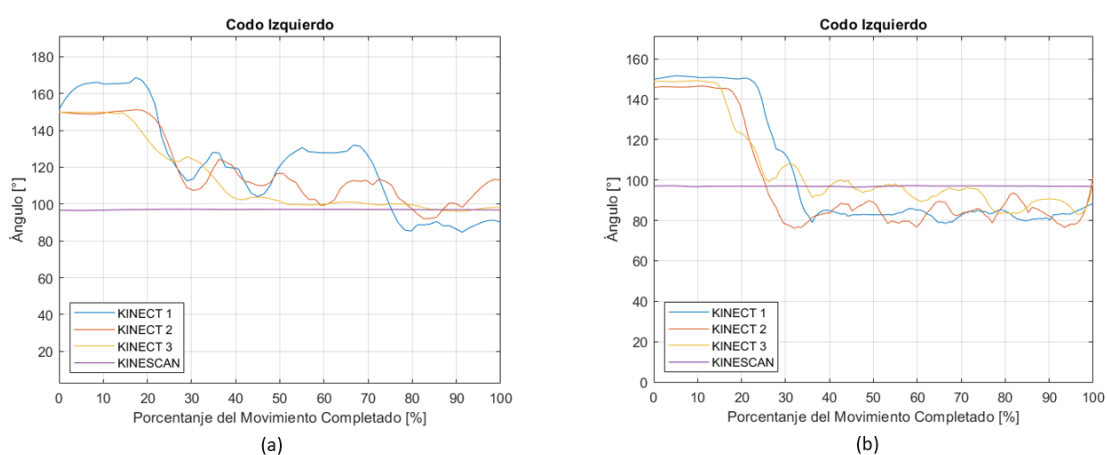


Figura 3.5. (a) Ángulo flexión codo izquierdo sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión codo izquierdo sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

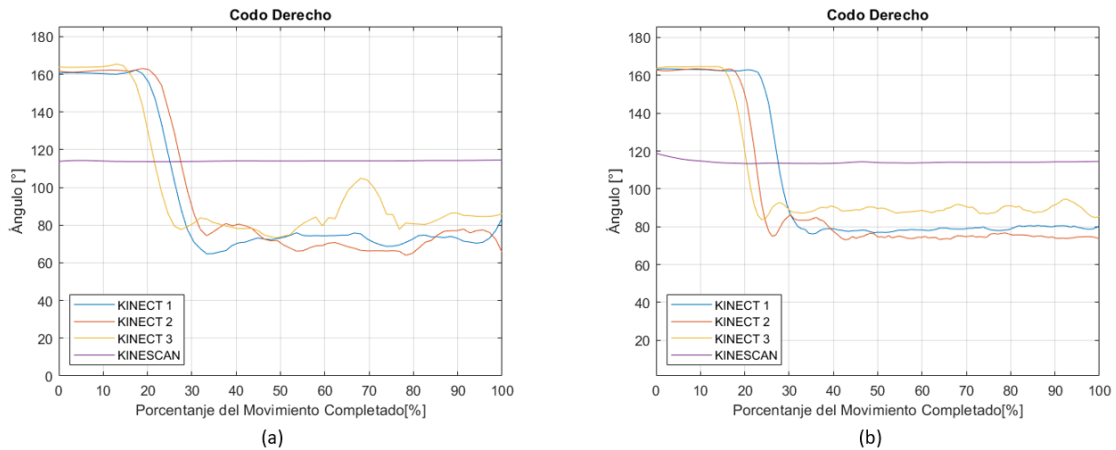


Figura 3.6. (a) Ángulo flexión codo derecho sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión codo derecho sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

3.1.6. ÁNGULO DE FLEXIÓN DE BRAZOS

Los resultados de flexión de los brazos izquierdo y derecho mostrado en las figuras 3.7. y 3.8. respectivamente presentan una tendencia similar en las posiciones lateral y frontal de las cámaras. A pesar de esto el sensor que posee un mejor punto de vista del plano en que se desarrolla el movimiento es también el que proporciona los mejores resultados. En este segmento la acción se realiza en el plano anteroposterior por lo que se utiliza la información del sensor lateral que a su vez posee una menor desviación estándar.

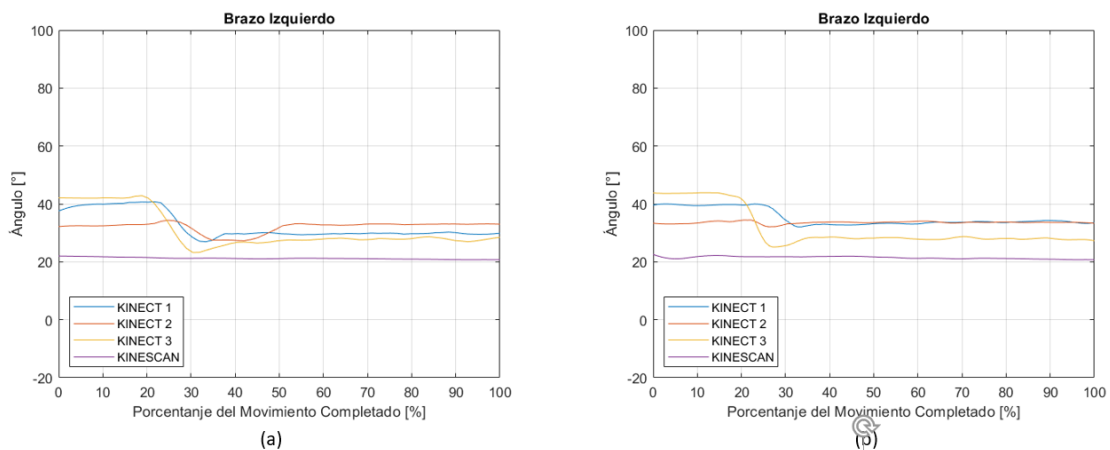


Figura 3.7. (a) Ángulo flexión brazo izquierdo sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión brazo izquierdo sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

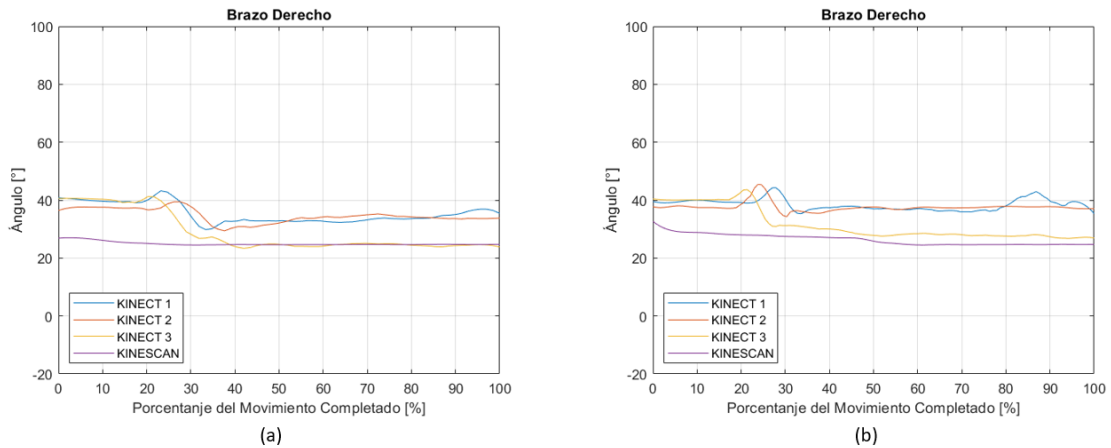


Figura 3.8. (a) Ángulo flexión brazo derecho sensor lateral [°] vs. Porcentaje de movimiento completado, (b) Ángulo flexión brazo derecho sensor frontal [°] vs. Porcentaje de movimiento completado.
(Fuente: Propia)

3.2. RESULTADOS EVALUACIÓN DE RIESGO ERGONÓMICO

En esta sección se muestran los resultados de la evaluación de riesgo ergonómico utilizando la metodología REBA y los sensores Kinect de la secuencia de movimientos más crítica correspondiente al lavado de cuerpo del bebé llevado cabo por enfermeras durante el baño de neonatos. Así también las tendencias que se obtienen, la influencia de los datos calculados a partir de la información de sensores de profundidad y los parámetros de ingreso manual sobre los resultados.

En la tabla 3.4. se muestra el riesgo ergonómico en la escala de REBA de la evaluación correspondiente al lado derecho e izquierdo del cuerpo de cada uno de los participantes en el estudio. En la tabla se puede apreciar que 4 de los 5 casos tienen riesgo medio (valores entre 4 y 7) mientras que solamente uno de los casos tiene riesgo alto (valores entre 8 y 10). En 2 casos se obtuvo un mayor puntaje en el lado izquierdo, en 2 casos el resultado es igual en ambos lados, y solamente en una ocasión el puntaje del lado derecho superó al izquierdo. Esto se debe a que precisamente es el lado izquierdo el que soporta la carga del bebé con el brazo durante el baño. Considerando el promedio de los resultados de la evaluación ergonómica se puede decir que la actividad del baño de neonatos en su tarea más crítica correspondiente al lavado de cuerpo del bebé presenta riesgo medio por lo que es necesario tomar medidas correctivas para evitar la adopción de posturas forzadas y la aparición de lesiones.

Tabla 3.4. Resultados en la evaluación REBA por participante.

Resultados Riesgo Ergonómico			
	REBA Lado Izquierdo	REBA Lado Derecho	Nivel De Actuación
Sujeto 1	6	5	Es necesaria
Sujeto 2	5	6	Es necesaria
Sujeto 3	8	8	Es necesaria cuanto antes
Sujeto 4	6	5	Es necesaria
Sujeto 5	7	7	Es necesaria
Promedio	6.4 ~ 6	6.2 ~ 6	Es necesaria

Fuente: Propia.

3.2.1. INFLUENCIA DE LOS ÁNGULOS CALCULADOS A PARTIR DE INFORMACIÓN DE LOS SENSORES KINECT

Para un mayor entendimiento de la variación de resultados de riesgo se realizó un análisis estadístico considerando la media y desviación estándar de los ángulos utilizados en el estudio. En la tabla 3.5. se puede ver que los segmentos que presentan mayor dispersión son los codos, la fluctuación presente en estos valores se debe al movimiento asociado a esos segmentos durante la reproducción de la tarea. De manera general hay que considerar que a pesar de existir un protocolo para ejecutar los movimientos las condiciones físicas y biomecánicas de cada persona introducen un efecto de variabilidad Inter participante. Sin embargo, esto solo se muestra relevante cuando existe valores mayores a 20° en el segmento del cuello, y valores menores a 100° en los codos ya que representan un incremento y reducción de un punto respectivamente en la puntuación asignada a dichos segmentos. Por otro lado, estas variaciones en los resultados de riesgo no influyen de manera significativa en su caracterización ya que en el 80% de los casos el riesgo asociado a la actividad es medio y solamente en un caso que representa el 20% restante se obtuvo un valor que implica riesgo elevado. En cuanto a los niveles de actuación se puede apreciar que todos los participantes requieren intervención. Existe evidencia de una fuerte relación entre la adopción de posturas forzadas y la aparición de trastornos musculoesqueléticos, pero no se conoce con exactitud el mecanismo de acción. No existe un modelo razonablemente comprensible que permita establecer criterios de diseño para prevenir los trastornos que se producen [73]. Sin embargo, considerando que la actividad de baño de neonatos implica manejo de cargas y flexión/extensión de segmentos en el tronco superior la aplicación de estrategias específicas de acondicionamiento del lugar de trabajo puede reducir la posibilidad de padecer lesiones o trastornos del tipo musculoesquelético siempre y cuando se enfoque en reducir la adopción de posturas que

sobrecarguen músculos, posturas que generen cargas asimétricas en articulaciones, además de evitar que una o varias regiones anatómicas dejen de estar en una posición natural de confort para pasar a posiciones forzadas generando hiperextensiones, hiperflexiones y/o hiperrotaciones osteoarticulares que pueden desencadenar en lesiones por sobrecarga [73].

Tabla 3.5. Promedio y desviación estándar de los ángulos utilizados en la evaluación REBA.

Ángulos REBA						
Segmento	Media [°]					Desv
	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Estándar
Tronco	62.1	64.3	60.9	63.6	59.5	1.95
Cuello	11.86	15.8	20.2	12.2	26.6	6.18
Pierna Der	3.74	3.63	7.35	2.4	3.96	1.85
Pierna Izq	1.36	15.2	4.9	4.64	7.5	5.22
Codo Izq	103	96.7	115	102	102	6.76
Codo Der	89.6	112	114	97.5	101	10.19
Brazo Izq	23.3	34.9	20.3	21	29.7	6.28
Brazo Der	39.7	33.4	26.1	34.7	31.4	4.95
Apoyo Pies	0.0207	0.01	0.0129	0.0469	0.00759	0.02

Fuente: propia.

3.2.2. INFLUENCIA DE LOS PARAMETROS DE INGRESO MANUAL Y AJUSTES

La presencia de parámetros de ingreso manual y ajustes que son obtenidos mediante observación pueden provocar cambios importantes en la puntuación. A pesar de ello los ajustes utilizados en REBA son bastante específicos y fáciles de identificar por lo que todos estos parámetros fueron definidos para todo el estudio. Al mismo tiempo tomando en consideración la variabilidad en la forma de ejecutar los movimientos de la tarea entre cada participante es beneficioso verificar la forma en que se adaptan los parámetros definidos a las condiciones de cada persona y se puede concluir que los ajustes considerados no sufrieron cambios, en tal razón para el caso particular de estudio no alteraron los puntajes de cada segmento. En el caso particular de las correcciones por el tipo de actividad muscular se debe hacer énfasis en que estas condiciones pueden incrementar la puntuación final de REBA hasta en un valor de 3. Al respecto, en este estudio la existencia de posturas estáticas incrementa en 1 punto el resultado final de todos los participantes.

3.3. DISCUSIÓN

Basados en los resultados obtenidos, especialmente en el cálculo de ángulos es posible decir que los sensores Kinect presentan buenas características como para ser introducidos como herramientas complementarias en la evaluación postural y análisis de movimiento sin marcadores. A pesar de ello es muy sensible a las condiciones del entorno lo cual se presenta como una fuerte limitación en cuanto a su uso como un instrumento de medida. Sin embargo, es apropiado para evaluar y distinguir rangos de movimiento. Precisamente las escalas de valoración de riesgo ergonómico cualitativas establecen sus diferentes niveles de puntuación basándose en rangos de movilidad bastante flexibles, es decir que implican un cambio de movimiento considerable así: en REBA para que el puntaje de un segmento incremente en 1 punto debe haber una variación en el ángulo medido entre 20° a 40° dependiendo del segmento.

Los resultados obtenidos son consistentes y comparables con sistemas de captura de movimiento que utilizan marcadores. La baja frecuencia de grabación es una condición limitante incluso para el sistema de fotogrametría cuyo valor nominal fue establecido en 30 Hz para disponer de condiciones de adquisición de datos análogas en ambos sistemas Kinect y Kinescan. Además, se debe destacar que la frecuencia real de muestreo real de los sensores de profundidad decrece drásticamente siendo aproximadamente 3 veces menor ocasionando que los datos adquiridos sean mucho menores. A pesar de ello la tendencia en cuanto a su valor permanece similar. La presencia de movimientos bruscos o su rápida instauración introduce ruido a las señales en ambos casos y causa problemas de digitalización en Kinescan. La presencia de errores en las mediciones se debe principalmente a las características técnicas de los sensores de profundidad Kinect y al tipo de movimientos que forman parte de la actividad analizada por lo que el uso de un arreglo de múltiples cámaras y el estudio de su ubicación es una forma de lograr mejores resultados en una evaluación de riesgo ergonómico ya que el movimiento del cuerpo se desarrolla en varios planos.

Finalmente, la introducción de parámetros cualitativos en el análisis de riesgo ergonómico permite realizar mejoras significativas en los resultados al reducir la variabilidad inter observador mediante el uso de sensores de profundidad Kinect y el seguimiento esquelético sin marcadores.

4. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

4.1. CONCLUSIONES

La obtención de registros digitales en video de las tareas involucradas en el baño de neonatos realizado por enfermeras es una herramienta de gran utilidad en estudios de evaluación postural. A partir de ellos se determina las tareas que forman parte de una actividad, y su duración. Además de la facilidad de procesamiento a través de software de edición de video para la extracción de fotogramas proporciona información relevante para caracterizar una actividad e implementar modelos que permitan analizar los riesgos asociados a la misma especialmente cuando se busca introducir dispositivos tecnológicos que mejoren la calidad de los resultados obtenidos a partir de métodos cualitativos tradicionales de valoración ergonómica.

Al identificar las posiciones cuya ejecución implica adoptarla de manera repetitiva o prolongada, y realizar esfuerzos importantes es posible establecer las secuencias de movimiento más críticas de una actividad que están asociadas a los posibles escenarios de análisis donde finalmente solo se considera evaluar la postura del peor caso.

La valoración ergonómica llevada a cabo utilizando de manera conjunta el método de análisis postural REBA y sensores de profundidad Kinect permitió incluir parámetros cuantitativos al calcular los ángulos de los segmentos de interés para la evaluación. Los resultados de riesgo obtenido presentan una tendencia marcada tomando valores de 5 y 6, evidenciando así una reducción de la subjetividad de las escalas de valoración cualitativa, y los errores originados por la variabilidad inter-observador.

Características específicas a nivel técnico de los sensores de profundidad como la baja frecuencia de grabación disponible los hacen altamente sensibles a las condiciones del entorno, introducción de cuerpos extraños, y ejecución de movimientos bruscos por lo que a pesar de tener un gran potencial en el análisis de movimiento sin marcadores sus resultados requieren ser validados en cuanto a precisión esto se logra mediante procesos comparativos con otras tecnologías.

El proceso de validación se realizó con fotogrametría donde se logró estimar el error en las mediciones angulares calculadas utilizando la información proporcionada por Kinect y Kinescan. En efecto se puede concluir que la calidad de los datos proporcionados por el sensor es la adecuada para llevar a cabo evaluaciones de tipo postural en combinación con métodos cualitativos de análisis de riesgo donde los rangos del valor de los ángulos establecido para la asignación de un puntaje deben variar entre 15 y 20° para incrementar

su valor en 1 punto, esto considerando que el error sistemático obtenido es inferior a 5° con excepción de los segmentos brazo derecho y antebrazo izquierdo que se ven afectados por la introducción de artefactos por el movimiento y el uso de un muñeco para simular el bebé. El uso de dos sensores en conjunto con el estudio de su ubicación en el área de trabajo permite mitigar efectos de ruido, errores artefactos así también la posibilidad de elegir los mejores datos de cada sensor.

La tarea del lavado del cuerpo de una bebé llevada a cabo por enfermeras como parte del proceso de baño de neonatos se muestra como la más crítica presentando un riesgo asociado intermedio correspondiente a las puntuaciones de 4 y 5 obtenidas con REBA, en efecto es necesaria una intervención que incluya un análisis más detallado de las condiciones físicas de quienes desempeñan esta actividad y las condiciones del puesto de trabajo.

La puntuación de riesgo intermedio presente en la actividad de baño de neonatos está relacionado a la existencia de factores de riesgo en cuanto a la carga postural y el ambiente de trabajo así como la reducción de los mismos permite también mitigar la aparición de TMEs.

4.2. TRABAJOS FUTUROS

Tomando en cuenta la fuerte evidencia de la capacidad de los sensores de profundidad de proporcionar información de utilidad para aplicaciones de análisis de movimiento, valoración funcional, análisis postural, etc. Este estudio se presenta como un marco de referencia para posteriores estudios donde se le de mayor importancia los parámetros cuantitativos que pueden ser obtenidos a partir de los sensores Kinect. Además, considerando las limitaciones de las escalas de valoración cualitativa tradicionales, y que el estudio del movimiento humano en la actualidad considera que cada cuerpo tiene una biomecánica diferente es una buena alternativa el crear modelos que incluyan parámetros cinemáticos y cinéticos permitiendo así que estos se adapten mejor a las características propias de cada persona incrementando también la precisión con la que se puede predecir posibles afecciones clínicas relacionadas a las actividades laborales y las condiciones en las que se llevan a cabo.

REFERENCIAS

- [1] A. F. Macedo Ribeiro *et al.*, "Reference Values for Human Posture Measurements Based on Computerized Photogrammetry: A Systematic Review," *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 40, no. 3, pp. 156–168, Mar. 2017.
- [2] C. Soler *et al.*, "CUADERNOS DE BIOMECÁNICA - VALORACIÓN FUNCIONAL," Valencia, 2012.
- [3] A. y S. Instituto Sindical de Trabajo, "Daños a la salud. Trastornos musculoesqueléticos (TME) Módulo 2 1," 8-25, 2015.
- [4] L. Rik, O. De Beeck, and V. Hermans, "work-related low back disorders REPORT PREPARED BY," Luxembourg, 2000.
- [5] A. Magora, "Investigation of the relation between low back pain and occupation. 6. Medical history and symptoms.," *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 6, no. 2, pp. 81–8, 1974.
- [6] A. Calso, V. Carrilero, N. Moreno, and M. del M. Sustacha, "FATIGA POSTURAL: CENTRADA EN LA ESPALDA DEL PERSONAL DE ENFERMERIA DE LAS UNIDADES DE MEDICINA INTERNA," *Retos las nuevas Unidades Docentes Med. del Trab.*, pp. 53–59, 2006.
- [7] C. Fedorak, N. Ashworth, J. Marshall, and H. Paull, "Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: How good are we?," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 28, no. 16, pp. 1857–1859, Aug. 2003.
- [8] ERGONOMIC PLUS INC., "A Step-by-Step Guide Rapid Entire Body Assessment (REBA)," 2018.
- [9] T. T. An Shen, "Marker-less motion capture for biomechanical analysis using the Kinect sensor," 2014.
- [10] P. Plantard, A. Muller, C. Pontonnier, G. Dumont, H. P. H. Shum, and F. Multon, "Inverse dynamics based on occlusion-resistant Kinect data: Is it usable for ergonomics?," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 61, pp. 71–80, Sep. 2017.
- [11] P. Plantard, H. P. H. Shum, A.-S. Le Pierres, and F. Multon, "Validation of an ergonomic assessment method using Kinect data in real workplace conditions," *Appl. Ergon.*, vol. 65, pp. 562–569, Nov. 2017.
- [12] M. Gómez-Galán, J. Pérez-Alonso, Á.-J. Callejón-Ferre, and J. López-Martínez,

- “Musculoskeletal disorders: OWAS review.,” *Ind. Health*, vol. 55, no. 4, pp. 314–337, Aug. 2017.
- [13] E.-P. Takala *et al.*, “Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work Recommended Citation Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work.”
- [14] H. Liu, C. Holt, and S. Evans, “Accuracy and repeatability of an optical motion analysis system for measuring small deformations of biological tissues,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 1, pp. 210–214, 2007.
- [15] L. Mündermann, S. Corazza, and T. P. Andriacchi, “The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications,” 2006.
- [16] P. A. Soler and L. R. Rizos, “Innovación en valoración funcional,” *Revista Espanola de Geriatria y Gerontologia*, vol. 41, no. SPEC. ISS. 1. Ediciones Doyma, S.L., pp. 27–35, 2006.
- [17] J. D. Garrido Jaen, “La valoración funcional. Aplicaciones en el ámbito de la discapacidad y el daño corporal. Modelo de transferencia tecnológica de laboratorios de valoración de la discapacidad y del daño corporal,” Universitat Politècnica de València, Valencia (Spain), 2012.
- [18] M. J. HALPERN, A.S.; FUHRER, *Introduction. Functional assessment in Rehabilitation*. Baltimore: Brookes Publishing Co., 1984.
- [19] D. Barer and F. Nouri, “Measurement of activities of daily living,” *Clin. Rehabil.*, vol. 3, no. 3, pp. 179–187, Aug. 1989.
- [20] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition David A. Winter (cloth) 1. Human mechanics. 2. Motor ability. 3. Kinesiology. I. Title. QP303.W59*, vol. 7. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [21] A. I. Faisal, S. Majumder, T. Mondal, D. Cowan, S. Naseh, and M. J. Deen, “Monitoring methods of human body joints: State-of-the-art and research challenges,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 11, Jun. 2019.
- [22] A. Gritai and M. Shah, “Tracking of human body joints using anthropometry,” in *2006 IEEE International Conference on Multimedia and Expo, ICME 2006 - Proceedings*, 2006, vol. 2006, pp. 1037–1040.

- [23] Z. Wang, G. Liu, and G. Tian, "Human skeleton tracking using information weighted consensus filter in distributed camera networks," in *Proceedings - 2017 Chinese Automation Congress, CAC 2017*, 2017, vol. 2017-January, pp. 4640–4644.
- [24] INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV), "MÓDULO 1: BASES CIENTÍFICAS: ESTRUCTURA Y FUNCIÓN DEL SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO. MODELOS BIOMECÁNICOS. FISIOLÓGÍA DEL TRABAJO," in *MÓDULO 1: BASES CIENTÍFICAS: ESTRUCTURA Y FUNCIÓN DEL SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO. MODELOS BIOMECÁNICOS. FISIOLÓGÍA DEL TRABAJO*, pp. 5–12.
- [25] *International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors - 3 Volume Set*. CRC Press, 2006.
- [26] I. Dianat, J. Molenbroek, and H. I. Castellucci, "A review of the methodology and applications of anthropometry in ergonomics and product design," *Ergonomics*, vol. 61, no. 12. Taylor and Francis Ltd., pp. 1696–1720, 02-Dec-2018.
- [27] NIOSH, "Musculoskeletal disorders and workplace factors. A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.," Cincinnati, Ohio, Jul. 1997.
- [28] European Agency for Safety and Health atWork: and Zinta Podniece, "Report - Work-related musculoskeletal disorders: prevention report - Safety and health at work - EU-OSHA," Luxembourg, 2008.
- [29] K. H. E. Kroemer, "Cumulative trauma disorders: Their recognition and ergonomics measures to avoid them," *Appl. Ergon.*, vol. 20, no. 4, pp. 274–280, Dec. 1989.
- [30] D. E. Araujo Vizuete and H. D. Villacís Jara, "Estudio del riesgo ergonómico en operadores de una línea de ensamblaje de la empresa SEDEMI S.A. empleando el método rula en condiciones reales de trabajo mediante la aplicación de un sensor comercial," Mar. 2019.
- [31] N. R. C. and I. of Medicine, *Musculoskeletal Disorders and the Workplace*. Washington, DC: National Academies Press, 2001.
- [32] H. Haggag, "Supervised learning for labelling human body with attached props," Deakin University, 2015.
- [33] L. Yang, "3D Sensing and Tracking of Human Gait," University of Ottawa, Ottawa, 2015.

- [34] M. Hansard, S. Lee, O. Choi, and R. Horaud, *Time-of-Flight Cameras*, vol. 53, no. 9. London: Springer London, 2013.
- [35] L. Li, "Time-of-Flight Camera-An Introduction," 2014.
- [36] M. Draelos, "The Kinect Up Close: Modifications for Short-Range Depth Imaging.," North Carolina State University, 2012.
- [37] "86. Sensor Kinect, inteligencia artificial al alcance de todos." [Online]. Available: <https://programarfacil.com/podcast/86-sensor-kinect-inteligencia-artificial/>. [Accessed: 02-Mar-2020].
- [38] H. Gonzalez-Jorge, B. Riveiro, E. Vazquez-Fernandez, J. Martínez-Sánchez, and P. Arias, "Metrological evaluation of Microsoft Kinect and Asus Xtion sensors," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 46, no. 6, pp. 1800–1806, Jul. 2013.
- [39] "Kinect for Xbox 360 and Kinect for Windows (KfW) v1 specs | George Birbilis @zoomicon." [Online]. Available: <https://zoomicon.wordpress.com/2015/07/28/kinect-for-xbox-360-and-kinect-for-windows-kfw-v1-specs/>. [Accessed: 03-Mar-2020].
- [40] J. Shotton *et al.*, "Real-Time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images," *IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit.*, pp. 1297–1304, 2011.
- [41] "Kinect for Windows v2." [Online]. Available: <https://docs.depthkit.tv/docs/kinect-for-windows-v2>. [Accessed: 03-Mar-2020].
- [42] "Kinect | vvvv." [Online]. Available: <https://vvvv.org/documentation/kinect>. [Accessed: 24-Mar-2020].
- [43] J. R. Terven and D. M. Cordova, "Kin2/kin2-user-guide.pdf at master · jrterven/Kin2 · GitHub." [Online]. Available: <https://github.com/jrterven/Kin2/blob/master/UserGuide/kin2-user-guide.pdf>. [Accessed: 24-Feb-2020].
- [44] "Understanding Kinect V2 Joints and Coordinate System." [Online]. Available: <https://medium.com/@lisajamhoury/understanding-kinect-v2-joints-and-coordinate-system-4f4b90b9df16>. [Accessed: 04-Mar-2020].
- [45] "Adaptador Xbox Kinect, The perseids Adaptador para Xbox One S / Xbox One X y PC con Windows 8 / 8.1 / 10, sensor X Kinect 2.0 Enchufe de la UE - Chollos y Ofertas." [Online]. Available:

- <https://www.raspberrishop.es/chollosyofertas/producto/kinect-adaptador-para-xbox-one-adaptador-para-xbox-one-s-x-adaptador-kinect-2-microsoft-kinect-adapter-reemplazo-para-pc-xbox-one-s-xbox-one-x-windows-10-enchufe-de-la-eu/>. [Accessed: 07-Mar-2020].
- [46] “Download Kinect for Windows SDK 2.0 from Official Microsoft Download Center.” [Online]. Available: <https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=44561>. [Accessed: 07-Mar-2020].
- [47] J. Shao, C. S. Fraser, and T. V. Wrigley, “Object Point Tracking in Photogrammetric Measurement of Human Movement,” *Photogramm. Rec.*, vol. 17, no. 97, pp. 103–117, Apr. 2001.
- [48] B. Krawczyk, A. G. Pacheco, and M. R. M. Mainenti, “A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: A proposal for reference values,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 37, no. 4, pp. 269–275, May 2014.
- [49] INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV), *KINESCAN/IBV Manual de usuario*, 5.2. Valencia, España, 2014.
- [50] Instituto de Biomecánica de Valencia, “DEFINICIÓN DE MODELOS EN KINESCAN / IBV Contenido.”
- [51] INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV), “Kinescan/IBV V2014,” Valencia, España, 2018.
- [52] S. Hignett and L. McAtamney, “Rapid Entire Body Assessment (REBA),” *Appl. Ergon.*, vol. 31, no. 2, pp. 201–205, Apr. 2000.
- [53] C. Berlin and C. Adams, *Production Ergonomics: Designing Work Systems to Support Optimal Human Performance*, First. London: Ubiquity Press, 2017.
- [54] D. Mas and J. Antonio, “Evaluación postural mediante el método REBA. Ergonauas,” *Universidad Politécnica de Valencia*, 2015. [Online]. Available: <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/reba/reba-ayuda.php>. [Accessed: 02-Mar-2020].
- [55] ErgoPlus, “A Step-by-Step Guide to the REBA Assessment Tool.” [Online]. Available: <https://ergo-plus.com/reba-assessment-tool-guide/>. [Accessed: 01-Mar-2020].
- [56] G. Wilhelmus Johannes Andreas and E. Johansson, “Observational Methods for

- Assessing Ergonomic Risks for Work-Related Musculoskeletal Disorders. A Scoping Review,” *Rev. Ciencias la Salud*, vol. 16, no. Special Issue, pp. 8–38, Jun. 2018.
- [57] N. A. Stanton, “Hierarchical task analysis: developments, applications, and extensions,” *Appl. Ergon.*, vol. 37, no. 1, pp. 55–79, Jan. 2006.
- [58] Instituto de Biomecánica de Valencia, “LISTAS DE COMPROBACIÓN ERGONÓMICAS | Listas de comprobación del sector.” [Online]. Available: <http://ergodep.ibv.org/procedimientos/9-listas-de-comprobacion-del-sector/549-listas-de-comprobacion-ergonomicas.html>. [Accessed: 23-Mar-2020].
- [59] G. Wu *et al.*, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 4. Elsevier Ltd, pp. 543–548, 01-Apr-2002.
- [60] G. Wu *et al.*, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, May 2005.
- [61] J. R. Terven and D. M. Córdova-Esparza, “Kin2. A Kinect 2 toolbox for MATLAB,” *Sci. Comput. Program.*, vol. 130, pp. 97–106, Nov. 2016.
- [62] J. R. Terven, “GitHub - jrterven/Kin2: A Kinect 2 Toolbox for Matlab.” .
- [63] I. MathWorks, “Image Acquisition Toolbox™ Support Package for Kinect ® For Windows ® Sensor User’s Guide R2019b,” 2016.
- [64] “Ecuación del plano.” [Online]. Available: http://matematicasblecua.ftp.catedu.es/bacmat/temario/bac2/mat2_06rectasyplanos_t2.htm. [Accessed: 09-Mar-2020].
- [65] “Maths - Projections of lines on planes - Martin Baker.” [Online]. Available: <http://www.euclideanspace.com/maths/geometry/elements/plane/lineOnPlane/index.htm>. [Accessed: 10-Mar-2020].
- [66] D. Sow, D. S. Turaga, and M. Schmidt, “Mining of sensor data in healthcare: A survey,” in *Managing and Mining Sensor Data*, vol. 9781461463092, Springer US, 2013, pp. 459–504.
- [67] M. A. Rahman, M. A. Rashid, and M. Ahmad, “Selecting the optimal conditions of Savitzky–Golay filter for fNIRS signal,” *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 3, pp. 624–637, Jul. 2019.

- [68] I. MathWorks, "Decrease sample rate by integer factor - MATLAB downsample." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/downsample.html>. [Accessed: 15-Mar-2020].
- [69] I. MathWorks, "Savitzky-Golay filtering - MATLAB sgolayfilt." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/sgolayfilt.html>. [Accessed: 15-Mar-2020].
- [70] I. MathWorks, "Normalize data - MATLAB normalize." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/double.normalize.html>. [Accessed: 15-Mar-2020].
- [71] I. MathWorks, "Execute for-loop iterations in parallel on workers - MATLAB parfor." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/parallel-computing/parfor.html>. [Accessed: 15-Mar-2020].
- [72] S. Choppin, B. Lane, and J. Wheat, "The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement," *Sport. Technol.*, vol. 7, no. 1–2, pp. 98–105, Apr. 2014.
- [73] S. Cilveti Gubía and V. Idoate Gracia, "PROTOCOLOS DE VIGILANCIA SANITARIA ESPECÍFICA POSTURAS FORZADAS COMISIÓN DE SALUD PÚBLICA CONSEJO INTERTERRITORIAL DEL SISTEMA NACIONAL DE SALUD," Madrid, 2000.