

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA



**DISEÑO DE CAMILLA DE AMBULANCIA
BASADO EN ERGONOMÍA PARA
REDUCIR LESIONES EN PARAMÉDICOS**

TESIS

Para optar el título profesional de Ingeniero Mecánico

AUTORA

Alejandra Prado Linares (ORCID: 0000-0002-2572-211X)

ASESORES

Wangdo Kim (ORCID: 0000-0003-0527-5129)

Helard Henry Álvarez Sánchez (ORCID: 0000-0003-4150-9156)

Lima – Perú

2022

Dedicatoria:

A mis padres, Pedro y Olga, por apoyarme y ser una inspiración para convertirme en una buena profesional. A todos los profesionales de salud que trabajan en condiciones desfavorables mientras salvan vidas.

Agradecimientos:

A mi familia, por su apoyo en cada objetivo que me he propuesto. A mis asesores, por compartir y guiarme en todo el proceso de investigación. Gracias a los profesores Omar Bejarano y Diana Parada por sus enseñanzas y dedicación.

A todas mis amistades que han influido positivamente durante mi carrera.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	14
ABSTRACT	15
INTRODUCCIÓN.....	16
Alcance	18
Antecedentes.....	19
Justificación y motivación.....	22
Objetivo General.....	24
Objetivos Específicos	24
CAPÍTULO I.....	25
MARCO TEÓRICO	25
1.1. Camillas telescópicas para ambulancia.....	25
1.1.1. Características principales	26
1.1.2. Tipos de camillas	26
1.1.3. Mecanismos de elevación y plegado	27
1.1.4. Sistema de retención en la ambulancia	28
1.2. Traslado de pacientes por vía terrestre.....	29
1.2.1. Clasificación de ambulancias y equipo médico	31
1.2.2. Procedimiento de traslado terrestre con camilla móvil.....	32
1.2.3. Condiciones de trabajo.....	34
1.2.4. Ergonomía en la atención prehospitalaria.....	35
1.3. Biomecánica del levantamiento de camillas	36

1.3.1.	Influencia de la postura en la cadena cinemática.....	36
1.3.2.	Cargas intervertebrales en la zona lumbar de la columna.....	38
1.3.3.	Trastornos musculoesqueléticos de espalda.....	41
1.3.4.	Influencia de la antropometría	41
1.4.	Consideraciones de diseño mecánico y validación virtual	42
1.4.1.	Análisis estructural	43
1.4.2.	Método de elementos finitos.....	45
1.4.3.	Criterios de diseño	47
1.4.4.	Análisis de volcadura.....	49
1.5.	Principios de análisis biomecánico en OpenSim	51
1.5.1.	Dinámica inversa	52
1.5.2.	Optimización estática.....	53
1.5.3.	Análisis de reacción en articulación	54
CAPÍTULO II.....		56
METODOLOGÍA.....		56
2.1.	Proceso de diseño de una camilla móvil.....	57
2.1.1.	Variables de entrada y salida	58
2.2.	Especificación de diseño conceptual	61
2.2.1.	Identificación de necesidades	62
2.2.2.	Especificación del producto	64
2.2.3.	Generación de concepto.....	66
2.2.4.	Selección de concepto de diseño	70
2.3.	Diseño de la estructura.....	71
2.3.1.	Geometría inicial y Modelo CAD.....	72
2.3.2.	Selección de material	73

2.3.3.	Determinación de cargas y restricciones.....	75
2.3.4.	Esfuerzos y deformaciones	77
2.3.5.	Comprobación de materiales y espesores	78
2.3.6.	Calidad de malla	78
2.4.	Análisis de estabilidad	79
2.4.1.	Selección de ruedas giratorias.....	80
2.4.2.	Determinación de umbral de volcadura	80
2.4.3.	Situaciones de volcadura	81
2.4.4.	Cálculo de ángulo de apertura mínimo	83
2.5.	Adaptación de modelo musculoesquelético.....	84
2.5.1.	Selección de modelo musculoesqueléticos de levantamiento.....	84
2.5.2.	Configuración de posturas	86
2.6.	Modificación del mecanismo de elevación.....	87
2.6.1.	Selección de sistema de elevación	87
2.6.2.	Integración de modelo CAD en OpenSim	88
2.6.3.	Cálculo de carga de levantamiento	88
2.6.4.	Determinación de cargas vertebrales	89
2.6.5.	Verificación de riesgo de lesión.....	90
CAPÍTULO III		92
RESULTADOS		92
3.1.	Diseño conceptual.....	92
3.1.1.	Selección de concepto.....	92
3.2.	Análisis estructural con ANSYS.....	93
3.2.1.	Modelado 3D y preparación de geometría.....	94
3.2.2.	Determinación de reacciones y momentos	97

3.2.3.	Simulación estructural	98
3.3.	Análisis de estabilidad con ADAMS	107
3.3.1.	Selección de ruedas	107
3.3.2.	Generación de análisis de movimiento	109
3.3.3.	Determinación de límite de volcadura	111
3.3.4.	Determinación de ángulo de apertura óptimo	115
3.4.	Evaluación ergonómica con OpenSim.....	116
3.4.1.	Adaptación de modelo musculoesquelético.....	116
3.4.2.	Determinación de cargas vertebrales	117
3.5.	Modificación del mecanismo de elevación.....	119
3.5.1.	Selección de mecanismo de elevación.....	120
3.5.2.	Integración de modelo CAD en OpenSim	120
3.5.3.	Verificación de riesgo de lesión.....	121
3.6.	Consolidación del diseño de camilla telescópica.....	125
3.6.1.	Descripción de la solución	125
3.6.2.	Evaluación de parámetros obtenidos	127
	CONCLUSIONES.....	128
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	131
	ANEXOS	143

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Clasificación de ambulancias.	31
Tabla 1.2 Etapas de interacción con camilla durante el traslado.	33
Tabla 2.1 Variables a determinar del sistema mecánico.	58
Tabla 2.2 Variables a determinar del paramédico.	59
Tabla 2.3 Variables de entrada del sistema mecánico.	60
Tabla 2.4 Variables de entrada externas al sistema mecánico.	60
Tabla 2.5 Usuarios identificados	63
Tabla 2.6 Matriz de métricas según necesidades.	65
Tabla 2.7 Métricas y valores asignados.	66
Tabla 2.8 Especificación de conceptos de solución	69
Tabla 2.9 Matriz de evaluación de conceptos para camilla telescópica	71
Tabla 2.10 Medidas antropométricas relevantes relacionadas al paciente en camilla.	73
Tabla 2.11 Propiedades de los materiales de análisis para la estructura de camilla telescópica	74
Tabla 2.12 Esfuerzos de diseño aplicando factor de seguridad.	74
Tabla 2.13 Información de la simulación estructural	75
Tabla 2.14 Determinación de peso máximo del paciente.	76
Tabla 2.15 Distribución relativa del peso corporal.	76
Tabla 2.16 Condiciones de contorno y consideraciones.	77
Tabla 2.17 Especificaciones del modelo toracolumbar de cuerpo completo	86
Tabla 2.18 Criterios límites para evaluar la carga sobre discos vertebrales.	91
Tabla 3.1 Dimensiones antropométricas del paciente	94

Tabla 3.2 Comprobación de dimensiones generales de la camilla	95
Tabla 3.3 Asignación de perfiles estructurales a la geometría según puntos de diseño	101
Tabla 3.4 Resumen de resultados para cada configuración.....	104
Tabla 3.5 Comprobación de rigidez de la estructura de la camilla.....	104
Tabla 3.6 Ubicación de esfuerzo máximo según componente de la estructura.....	106
Tabla 3.7 Determinación de capacidad de carga requerida	108
Tabla 3.8 Especificaciones del modelo Tellure Rota serie 73.....	108
Tabla 3.9 Coeficientes de fricción entre varias superficies y material de ruedas.....	110
Tabla 3.10 Punto de vuelco y umbral de volcadura para cada situación.....	113
Tabla 3.11 Compresión máxima por cada actividad evaluada	119
Tabla 3.12 Parámetros del actuador lineal.....	120
Tabla 3.13 Comprobación de riesgo de lesión de la columna	124
Tabla 3.14 Determinación de peso recomendado para levantamiento asimétrico	124
Tabla 3.15 Relación de masas según componente de la camilla	126
Tabla 3.16 Parámetros de la camilla.....	127

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Modelo de camilla telescópica estándar.....	25
Figura 1.2 Tipos de camillas telescópica.....	27
Figura 1.3 Interacción y funcionamiento de las partes de la camilla	28
Figura 1.4 Detalle de sistema lateral de seguridad.....	29
Figura 1.5 Disponibilidad de camilla de transporte en servicios de emergencia (Perú) ..	30
Figura 1.6 Camilla de emergencia como equipamiento básico de la ambulancia tipo II	31
Figura 1.7 Esquema de cabina de ambulancia tipo II (superior) y tipo III (inferior).	32
Figura 1.8 Secuencia de movimientos de la etapa de ingreso a la ambulancia.	33
Figura 1.9 Posturas de levantamiento.....	36
Figura 1.10 Diagrama de cuerpo libre de posición límite de levantamiento según ángulos promedios	37
Figura 1.11 Músculos actuantes en la espalda baja	38
Figura 1.12 Detalle de levantamiento con ángulo de asimetría.....	39
Figura 1.13 Dimensiones humanas para el diseño de mobiliario y espacios interiores..	42
Figura 1.14 Cargas que actúan sobre la camilla durante el ingreso a la ambulancia	43
Figura 1.15 Etapas del análisis de una estructura por medio de elementos finitos	46
Figura 1.16 Diagrama de cuerpo libre de un vehículo bajo aceleración lateral	50
Figura 1.17 Elementos de una simulación musculoesquelética	52
Figura 2.1 Diagrama de flujo del proceso de diseño de la camilla telescópica.....	57
Figura 2.2 Esquema de camilla y sus parámetros (vista lateral y vista frontal).	59
Figura 2.3 Esquema de variables de entrada y salida, según el tipo de análisis.....	61

Figura 2.4 Etapas del proceso de desarrollo de concepto de diseño.....	62
Figura 2.5 Caja Negra.....	67
Figura 2.6 Estructura de funciones	68
Figura 2.7 Matriz morfológica de la camilla de emergencias	69
Figura 2.8 Diagrama de procedimiento de análisis por método de elementos finitos.....	72
Figura 2.9 Preparación de geometría en SpaceClaim.....	75
Figura 2.10 Rango de criterios de calidad de malla: oblicuidad y ortogonal	79
Figura 2.11 Diagrama de cuerpo libre camilla en movimiento.	81
Figura 2.12 Gráfica referencial de aceleración lateral respecto al ángulo de giro del vehículo	81
Figura 2.13 Configuración de un ensayo de vuelco	82
Figura 2.14 Procedimiento de análisis en ADAMS	83
Figura 2.15 Modelos musculoesqueléticos de levantamiento	85
Figura 2.16 Esquema de la situación a simular	87
Figura 2.17 Diagrama de procedimiento de análisis en OpenSim.	89
Figura 2.18 Esquema de aplicación de dinámica inversa.....	89
Figura 2.19 Esquema de aplicación de optimización estática y análisis de reacción articular	90
Figura 3.1 Características principales del concepto solución.....	93
Figura 3.2 Comprobación de medidas de la camilla en relación con el paciente.....	94
Figura 3.3 Dimensiones de la camilla	95
Figura 3.4 Configuraciones adoptadas por la camilla	96
Figura 3.5 Diagrama de cuerpo libre, fuerza cortante y momento flector.....	97
Figura 3.6 Condiciones de contorno aplicadas a la camilla	99
Figura 3.7 Esfuerzo equivalente en posición de altura máxima	99
Figura 3.8 Factor de seguridad en posición de altura máxima	100

Figura 3.9 Esfuerzo equivalente máximo en función del espesor del perfil redondo ...	101
Figura 3.10 Esfuerzo equivalente máximo (azul) y fuerza de levantamiento (rojo) en función de la altura del perfil rectangular.....	102
Figura 3.11 Correlación entre esfuerzo máximo y masa obtenida según punto de diseño	102
Figura 3.12 Relación entre la fuerza de reacción en Y y la masa obtenida.....	103
Figura 3.13 Localización de esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad máximo y mínimo	105
Figura 3.14 Configuración de camilla sobre plataforma basculante	109
Figura 3.15 Configuración de movimiento de camilla.....	111
Figura 3.16 Aceleración lateral en función del ángulo de giro	113
Figura 3.17 Iteraciones de vuelco a diferentes aceleraciones.....	114
Figura 3.18 Evaluaciones dinámicas	115
Figura 3.19 Umbral de volcadura y ángulo de apertura en función de la distancia entre ruedas	116
Figura 3.20 Actividades evaluadas.....	117
Figura 3.21 Valores de compresión por cada nivel vertebral (T: torácico, L: lumbar).118	
Figura 3.22 Postura adoptada por el modelo al levantar la camilla.....	121
Figura 3.23 Compresión por nivel vertebral. Postura agachado (T: torácico, L: lumbar)	122
Figura 3.24 Compresión por nivel vertebral. Postura erguida (T: torácico, L: lumbar)	122
Figura 3.25 Compresión por nivel vertebral. Postura de torsión y flexión axial a 30° .123	
Figura 3.26 Ensamble de la camilla.....	125
Figura 3.27 Posición de carga a la ambulancia	126

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO 1: Factores de seguridad según aplicación	144
ANEXO 2: Necesidades identificadas.....	145
ANEXO 3: Cuadros Comparativos de modelos de camillas.....	147
ANEXO 4: Factores relevantes de la ecuación de levantamiento	148
ANEXO 5: Localización de esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad máximo y mínimo para configuraciones de cambio de altura y posición de carga Fowler.....	151
ANEXO 6: Código XML del modelo toracolumbar de cuerpo completo con camilla .	152
ANEXO 7: Cargas de corte en los planos AP y SI.....	154
ANEXO 8: Planos de la camilla de ambulancia.....	156

RESUMEN

En vista de que se producen trastornos musculoesqueléticos en paramédicos vinculados al uso de camillas de ambulancia, se planteó como trabajo de tesis, el diseño de este tipo de camilla basado en ergonomía. Así, se revisó la literatura referente a los aspectos funcionales, estructurales, dinámicos y ergonómicos que deben tomarse en cuenta al diseñar estos dispositivos. Además, se identificaron estudios recientes aplicados a la evaluación de camillas. En base a ello, el propósito de esta investigación es evaluar el impacto ergonómico del peso, ángulo de apertura y sistema de elevación de una camilla telescópica, mediante un análisis estructural y ergonómico para evitar lesiones en paramédicos.

Se estableció una metodología basada en un análisis estructural y biomecánico con softwares especializados, el cual constó de cuatro etapas. En la primera, se seleccionó un diseño preliminar basado en la problemática respecto a los usuarios implicados. Como segunda etapa, se modelaron los componentes del concepto de diseño, y se analizó la estructura mediante el método de elementos finitos. Seguidamente, se realizó una evaluación de volcadura, basada en el modelo cuasi-estático de vehículos, usando dinámica de multicuerpos. Finalmente, se realizó la verificación ergonómica del sistema de elevación con un modelo musculoesquelético de levantamiento de carga.

En ese sentido, se obtuvo una estructura con un peso de 45 kg cuya resistencia y estabilidad fue comprobada. Asimismo, se alcanzó la compatibilidad con las dimensiones del paciente y la cabina de ambulancia. De este modo, se incorporaron elementos ergonómicos para las operaciones de levantamiento y movilización que contribuyen a reducir la carga lumbar sobre paramédicos.

PALABRAS CLAVES:

Camilla telescópica; Trastornos musculoesqueléticos de espalda; Ergonomía; Volcadura; Elementos finitos; OpenSim.

ABSTRACT

DESIGN OF AMBULANCE STRETCHER BASED ON ERGONOMICS TO REDUCE INJURIES IN PARAMEDICS

Considering that musculoskeletal disorders occur in paramedics when using ambulance stretchers, the design of this type of stretcher based on ergonomics was proposed as a thesis work. The literature on the functional, structural, dynamic, and ergonomic aspects to be considered when designing these devices was reviewed. Also, recent studies applied to the evaluation of stretchers were identified. Based on this, the purpose of this research is to evaluate the ergonomic impact of the weight, opening angle and lifting system of a telescopic stretcher, by means of a structural and ergonomic analysis to avoid lesions in paramedics.

A methodology based on a structural and biomechanical analysis was established with specialized software, which consisted of four stages. In the first, a preliminary design was selected based on the problem regarding the users involved. As a second stage, the components of the design concept were modeled, and the structure was analyzed using the finite element method. A rollover evaluation was then carried out, based on the quasi-static model of vehicles, using multi-body dynamics. Finally, ergonomic verification of the selected lifting system was carried out with a musculoskeletal model of load lifting.

In that sense, a structure design was obtained with a weight of 45 kg whose strength and stability were tested. Compatibility with patient and ambulance cabin dimensions was also achieved. Thus, ergonomic elements were incorporated for lifting and mobilization operations that contribute to reduce lumbar load on paramedics.

KEYWORDS:

Ambulance stretcher; Musculoskeletal back disorders; Ergonomics; Rollover; Finite elements; OpenSim.

INTRODUCCIÓN

El traslado de pacientes por vía terrestre es una tarea crucial para la atención de emergencias médicas. Según estudios previos, se presentan dificultades durante operaciones de movilización con camillas telescópicas en terrenos irregulares [1], lo cual ocasiona inestabilidad, dificultades de acceso a la ambulancia y exceso de vibración [2]. Todos estos factores no solo impiden la estabilización del paciente, sino que afectan negativamente a los paramédicos. Ellos tienen un riesgo de lesionarse la columna, con una incidencia del 56% de los casos por exceso de carga, y un 38% al levantar la camilla [3], [4].

De acuerdo con el estudio de [5], los factores influyentes en los incidentes con camillas de emergencia tienen que ver con el funcionamiento defectuoso de los seguros de la camilla, la condición de la superficie y el peso del paciente (mayor a 200 kg). Durante un año, 129,110 pacientes fueron trasladados en un centro de atención de Oklahoma, Estados Unidos. Dicho centro empleó un único modelo de camilla con sistema de elevación manual de la marca Stryker. Si bien, la incidencia fue baja, 23 en total, un 65.2% ocurrieron durante la descarga de la camilla desde la cabina de la ambulancia [5].

Con el objetivo de identificar el riesgo de lesiones ocupacionales en paramédicos, investigadores australianos analizaron y compararon los datos de lesionados con compensación de los años 2000 a 2010 en Australia y Estados Unidos. De ello, se obtuvo que un 44% y 37% de las lesiones, en los países respectivos, fueron causadas por tensión muscular al levantar, trasladar o bajar objetos. Se indica que los resultados pueden relacionarse a las condiciones del ambiente de trabajo, como los terrenos irregulares, los cuales no se pueden controlar. Igualmente, se vinculan a la constante necesidad de cargar pesos elevados. En consecuencia, sugieren una profundización en la validación de estrategias para disminuir el riesgo de lesión [4].

Cabe resaltar que las camillas que se elevan con un mecanismo manual se caracterizan por su facilidad de uso, pero exigen que el operario soporte todo su peso durante el ingreso a la ambulancia, con un porcentaje de lesiones tres veces mayor respecto al uso de camillas hidráulicas [6], [7]. Aunque los sistemas con mecanismo

hidráulico influyen positivamente en la disminución del esfuerzo físico, a su vez, aumentan el peso general del dispositivo. Esto hace que la fuerza requerida para manipular la camilla de la ambulancia aumente, superando los niveles seguros de carga [8]. Asimismo, este sistema implica un costo de implementación de entre USD 15,000 y USD 33,000 [3]. En base a ello, se establece que los diseños actuales de camillas son inadecuados respecto al impacto ergonómico sobre los paramédicos, al realizar operaciones de levantamiento e ingreso a la ambulancia [8].

Es importante mencionar que las pautas para el diseño de camillas únicamente se observan dentro de la normativa para adquisición de ambulancias. Tanto la norma peruana como los estándares internacionales relacionados al traslado de pacientes no especifican pautas referentes a la ergonomía del paramédico [3][9].

Desde esta perspectiva, se plantea la interrogante de si el impacto ergonómico en paramédicos se podría mejorar con modificaciones en el peso, el sistema de elevación, y el ángulo de apertura de una camilla telescópica acorde a estándares peruanos. Para ello, es necesario saber cómo mejorar el diseño estructural para optimizar su peso y que cumpla la normativa, tanto para ambulancias, como para ergonomía. Asimismo, hay que conocer cuál es el ángulo de apertura mínimo de la estructura para evitar que vuelque, al moverse en terreno irregular. En cuanto al mecanismo de elevación, se debe profundizar sobre qué influye en la selección de componentes para reducir las cargas sobre la columna, durante operaciones de levantamiento e ingreso a la cabina de ambulancia.

Alcance

La presente tesis está orientada al diseño estructural de una camilla telescópica que cumpla con estándares nacionales e internacionales de equipos médicos y ergonomía. Las normas a considerar son la Norma Técnica de Salud para el Transporte Asistido de Pacientes (2006) y la Norma Básica de Ergonomía (2008). Además, se consideran los estándares EN 1865:2010+A1:2015 y EN 1789:2007+A1:2014, para equipos de manejo de pacientes en ambulancia.

Desde esta perspectiva, la camilla debe tener el menor peso posible respecto a su capacidad de carga, cuya validación se realiza con el programa de simulación computacional ANSYS. Asimismo, el diseño está enfocado en establecer el ángulo de apertura mínimo, mediante un análisis de volcadura, aplicando principios de dinámica de multicuerpos con el software ADAMS. Además, se incluye la selección de componentes del sistema de elevación que genere menor carga en la zona lumbar de la columna, con una evaluación ergonómica en OpenSim.

Si bien, no se considera para el presente trabajo realizar el prototipado y validación en una situación real; sí se tomará en cuenta que el diseño generado sea fabricable en Perú, y que los resultados obtenidos puedan servir de base para pruebas experimentales posteriores. Además, la selección de componentes no incluye diseño del sistema eléctrico, selección de uniones y juntas soldadas, así como un análisis económico de las alternativas de diseño. Ello debido a que se da prioridad a que el diseño garantice la seguridad del paciente y el paramédico de no sufrir lesiones.

Antecedentes

La investigación realizada en [10] examina las estrategias de maniobra con una camilla eléctrica (Stryker Power Pro), al realizar el ingreso a la ambulancia. Dichas estrategias dan las pautas de uso frecuente de estos dispositivos. A través de entrevistas a paramédicos canadienses y grabaciones de 249 situaciones reales, se encontró que reposicionar la camilla aumenta el esfuerzo y aparición de cargas asimétricas, así como incrementa el tiempo del traslado. En casi un 75% de casos, se emplea el levantamiento de hombros como un esfuerzo adicional para levantar la camilla. En vista de ello, los autores recomiendan disminuir la altura que relaciona la camilla con la entrada a la ambulancia, e implementar guías para el riel al que se acopla la camilla, de modo que se evite el reposicionamiento [10].

La evaluación realizada en [11] determinó las ventajas del uso de dos diseños de camillas accionadas con soportes retráctiles independientes, centrándose en las configuraciones de agarre y accionamiento de estas. Se evaluó la camilla M1 de la marca Stryker y el modelo Mondial de Ferno, frente a la actividad muscular sobre la espalda y hombros que se producía al simular operaciones de empuje y retracción de la camilla. Así, se estableció que el modelo de Ferno, al contar con dos opciones de agarre, reflejó una menor actividad de los músculos de la espalda. Esto se traduce en menos esfuerzo para elevar la camilla desde el suelo (uso de barras laterales extendidas), así como para empujarla y sostenerla (uso de barra circular). Igualmente, el empleo de un botón como accionamiento simplifica el proceso de levantamiento, lo cual permite que el esfuerzo físico sea estable en las operaciones [9].

Otros estudios realizados consisten en evaluar modelos con levantamiento hidráulico y accionamiento eléctrico, frente al empleo del sistema mecánico de camillas tradicionales [12],[8],[6]. En estas investigaciones se postula que los parámetros biomecánicos, como las cargas de compresión y corte sobre la columna, pueden ser un indicador del riesgo ergonómico sobre los operadores de la camilla [12]. Respecto a esto, se determina si se supera el nivel seguro de compresión en la zona lumbar de la columna, durante operaciones de levantamiento, carga y descarga de la ambulancia. También, se consideran las cargas sobre los hombros, y se muestran los resultados máximos y acumulativos por segundo, además de los tiempos de ejecución [8].

Los autores afirman que las cargas de compresión son menores con camillas hidráulicas que con manuales. En cuanto a los modelos accionados, se establecieron diferencias en cuanto a la influencia del peso y las características de diseño que permiten una mejor postura, en coincidencia con Sommerich et al. Más concretamente, se obtienen tiempos de ejecución mayores con un modelo que tenga un accionamiento complejo para el paramédico [6]. Cabe resaltar que en [8] se obtuvo una carga media sobre la unión vertebral L5/S1 de 3.9 kN, y se superó el nivel seguro de carga en un 71% de las 175 operaciones con camillas. En consecuencia, estos autores afirman que el aumento de la masa de la camilla incrementa la carga que debe soportar cada paramédico. Más aún, es evidente la influencia que esta herramienta tiene sobre las lesiones musculoesqueléticas de la zona lumbar de los paramédicos [8].

Las especificaciones para la adquisición de vehículos de ambulancias terrestre KKK-A-1822, desarrolladas desde 1974 por entidades americanas, dan pautas generales para que los fabricantes adapten sus vehículos y equipos [13]. También, se aplican las recomendaciones de los estándares americanos de la Comisión de Acreditación de Servicios de Ambulancia, CAAS por sus siglas en inglés, con el Estándar de Vehículo Terrestre (GVS-2015) [3]. Otro estándar empleado es de la Asociación Nacional De Protección Contra Incendios NFPA 1917 Estándar para Ambulancia Automotriz [14]. Estos tres documentos se usan en conjunto para establecer los requerimientos mínimos para los vehículos asistenciales, así como la adaptación del equipo médico que estos deben incluir.

Las normas J3027 (2016) y J3043 (2014) de la Sociedad de Ingenieros Automotrices (SAE por sus siglas en inglés) establecen los requerimientos de retención del paciente en camilla dentro de la cabina, para su protección en caso de choques. Asimismo, se resaltan las formas de evaluación de impacto en caso de vuelco o choque a alta velocidad, mediante pruebas estáticas y dinámicas [15]. Este documento también incluye las opciones de camilla manual y accionada que cumplen con los requisitos mínimos para su montaje en la ambulancia [14].

En cuanto a estándares europeos, destaca la norma inglesa BS EN 1789:2007+A2:2014, la cual especifica los requerimientos de vehículos de ambulancia [16]. Asimismo, se vincula a la norma BS EN 1865-2:2010+A1:2015 para equipos

médicos usados en ambulancias que transportan pacientes en camilla. Entre ellos, se establecen las dimensiones generales, masa y capacidad mínima de las camillas telescópicas, así como los métodos de pruebas de seguridad [17].

La normativa peruana incluye la Norma Técnica de Salud para el Transporte Asistido de Pacientes por Vía Terrestre, la cual establece requerimientos mínimos para las camillas y su retención en una cabina estándar [9]. Adicionalmente, se encuentra la Norma Básica de Ergonomía y de Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico, con los lineamientos y recomendaciones para condiciones de trabajo que impliquen esfuerzo físico y levantamiento de cargas, las cuales son operaciones que se realizan de forma repetitiva durante el traslado de pacientes críticos [18].

Las mejoras de diseño actuales se han basado en una optimización de la estructura y la adición de componentes hidráulicos y eléctricos para facilitar el traslado controlado de pacientes. Por un lado, la empresa Spencer mantiene el uso de mecanismos de elevación de tipo mecánico que soportan un mayor peso y que solo requieren del accionamiento de una única palanca [19]. Por otro lado, Ferno y Stryker se enfocan en incluir sistemas hidráulicos motorizados que garanticen una capacidad de elevación sin mayor esfuerzo del operador [20],[21].

Las camillas comerciales difieren en la forma de su estructura, siendo los modelos de Stryker caracterizados por usar un marco en X que retrae las ruedas al mismo tiempo [20]. En el caso de Ferno, su más reciente modelo incluye un marco con soportes independientes de sección variable [21]. También, se incorporan plataformas que permiten un ingreso automatizado a la ambulancia [3]. Estas plataformas motorizadas se emplean en los modelos de ambulancia usados en Estados Unidos.

En cuanto a diseños conceptuales e incorporación de accesorios innovadores, el modelo de Cavalcanti et. al. [22], tuvo como enfoque de diseño reducir vibraciones, peso del equipo y simplificar su uso. Así, se desarrolló un diseño conceptual con 226.8 kg de capacidad de carga, empleando modelado 3D con el software Pro Engineer, el cual incluyó amortiguadores y guardas de protección para la cabeza del paciente.

Otras investigaciones como las de [23] y [24], realizaron la validación virtual de diseños conceptuales, dirigidos a reducir el impacto sobre la estructura y el nivel de incomodidad del paciente, lo cual también se refleja en la capacidad física del paramédico

para estabilizarlo [23]. El primer trabajo incluyó un sistema de amortiguación, el cual fue prototipado en una camilla convencional [23]. El segundo trabajo consistió en la validación virtual del anclaje de la camilla y su soporte al piso de la ambulancia. Se incluyó la simulación por método de elementos finitos de una situación de colisión, según la norma automotriz India para este tipo de vehículos. Con esta estrategia, se comprobó que el sistema permitía un desplazamiento menor a 150 mm hacia adelante, hacia atrás, de forma transversa, y de forma vertical [24].

Se ha evidenciado, en la literatura reciente, que son reducidas las investigaciones sobre diseños de camillas con comprobaciones del riesgo ergonómico presente [25]. Por esta razón, previo al presente trabajo, se realizó un proyecto de diseño con aplicación de modelado 3D, análisis estructural y evaluación de cargas de compresión en la zona lumbar de la columna [26]. Este proyecto consistió en diseñar una camilla que cumpliera con funciones de estabilidad, versatilidad, anclaje y movilidad. De esta forma, se planteó la modificación de la estructura con un ángulo de apertura mínimo de 13° y con un sistema de levantamiento por actuador eléctrico. El diseño resultante tuvo un peso de 47 kg, resistencia de 280 kg y límite de volcadura de 1,372.93 N.

Justificación y motivación

Si bien no se registra documentación sobre el riesgo ocupacional en Perú [27], sí se ha señalado que las unidades de emergencia pueden no contar con camillas telescópicas adecuadas [28]. Otro aspecto que considerar es el aumento de peso de los pacientes que suelen requerir traslado en camilla, lo cual influye en la carga que debe moverse. Una camilla automática puede volcar con 114 kg de peso [29], mientras que una persona obesa en Perú pesa en promedio 108 kg, y puede llegar a un máximo de 130 kg, con un índice de masa corporal de 40 [30], siendo este el tercer país con mayor índice de obesidad en Latinoamérica [31].

Los estudios recientes sugieren a los fabricantes de camillas de ambulancia que realicen sus diseños enfocados en la ergonomía, tanto del paciente, como del personal que las opera [12]. Sin embargo, se ha demostrado que los elementos accionados añaden un peso adicional, lo cual no es favorable para trasladar pacientes con sobrepeso [8].

Además, el análisis biomecánico se ha realizado con modelos musculoesqueléticos predeterminados en programas (3D Match o 3DSSP) que solo evalúan cargas de forma cuasi-estática, sin el aporte de la acción dinámica del movimiento [8],[6].

Cabe resaltar que los estudios de evaluación de camillas mencionados han empleado una muestra con una antropometría del paramédico diferente a la peruana. De ello, se han resaltado las diferencias entre los resultados con personas de estatura alta (1.83 m – 1.74 m) y de baja estatura 1.64 m (en su mayoría mujeres), de modo que el riesgo ergonómico se hace mayor en este último grupo [8]. Esto también debe ser considerado en el diseño, pues la estatura del hombre promedio en Perú es de 1.65 m, mientras que las mujeres miden en promedio 1.53 m.

Una solución a la problemática planteada permite la reducción del riesgo ocupacional de los paramédicos, lo cual representa menores costos por compensación y pérdida de tiempo [3]. Asimismo, lograr un equilibrio entre peso, costo, estabilidad y adaptabilidad con un estudio ergonómico del diseño de camillas, facilitaría la toma de decisiones para fabricantes y empresas de servicio de ambulancias. Actualmente, estos estudios se han realizado en pruebas estáticas, sin embargo, se limitan al no considerarse un análisis dinámico con cargas asimétricas [8], [12].

En ese sentido, otros investigadores pueden beneficiarse de un procedimiento de evaluación ergonómica para dispositivos que requieran levantamiento y movilización de carga. De esta manera, se alcanza un mayor entendimiento de cómo el diseño estructural afecta las fuerzas de compresión y corte generadas en la zona lumbar de la columna.

En este contexto, la presente investigación tiene el propósito de evaluar el impacto ergonómico del peso, ángulo de apertura y sistema de elevación del diseño de una camilla telescópica mediante un análisis estructural y ergonómico para evitar lesiones en paramédicos. Esto, a través de la evaluación de diseños actuales y el desarrollo de un proceso para validar las mejoras con herramientas de software de análisis por elementos finitos, así como de modelos musculoesqueléticos. Se dará énfasis a evaluar cargas de compresión y corte en la zona lumbar, a partir de la simulación de operaciones de levantamiento e ingreso a la cabina de ambulancia. Asimismo, la toma de decisiones se hará en base a la norma de diseño VDI 2221.

Objetivo General

Evaluar el impacto ergonómico del peso, ángulo de apertura y sistema de elevación del diseño de una camilla telescópica, mediante un análisis estructural y ergonómico para evitar lesiones en paramédicos.

Objetivos Específicos

1. Especificar el concepto de diseño que cumpla los requerimientos funcionales de una camilla telescópica con base en un proceso de identificación y selección.
2. Diseñar una estructura que optimice el peso del equipo mediante la modificación de su geometría y selección de perfiles estructurales, utilizando elementos finitos.
3. Establecer el ángulo de apertura mínimo de la estructura de la camilla para evitar la volcadura, mediante una simulación dinámica.
4. Adaptar un modelo musculoesquelético en el software OpenSim, para obtener cargas en la zona lumbar de la columna, al simular operaciones de levantamiento e ingreso a la cabina de ambulancia.
5. Modificar el mecanismo de elevación para reducir la carga de compresión en la columna en operaciones de ingreso a la ambulancia, adaptable a las normas peruanas de ergonomía y de traslado terrestre de pacientes.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

Este capítulo incluye la descripción de los componentes principales de las camillas telescópicas usadas en ambulancias. Además, se muestran los diferentes tipos según su estructura y mecanismos. Ello permite, posteriormente, explicar el análisis estructural y dinámico de estos dispositivos. Adicionalmente, se expone el contexto de trabajo y la interacción que existe entre los operadores, en conjunto con la ambulancia. Así, se destacan aspectos de biomecánica del levantamiento de objetos y de ergonomía a ser tomados en cuenta para el desarrollo de la presente investigación.

1.1. Camillas telescópicas para ambulancia

Son dispositivos que sirven para el transporte de personas en estado crítico y que deben moverse con cuidado para ser transportadas por una ambulancia. Estas cuentan con soportes rodantes y un sistema de plegado que le permite desplazarse sobre superficies diversas y adoptar distintas posiciones [32]. En la **Figura 1.1** se observa un modelo de camilla con las características mencionadas. Además, esta se adapta a la cabina de la ambulancia para ingresar y permanecer de manera segura dentro del vehículo, mientras el personal de salud examina y presta atención prehospitalaria [32].

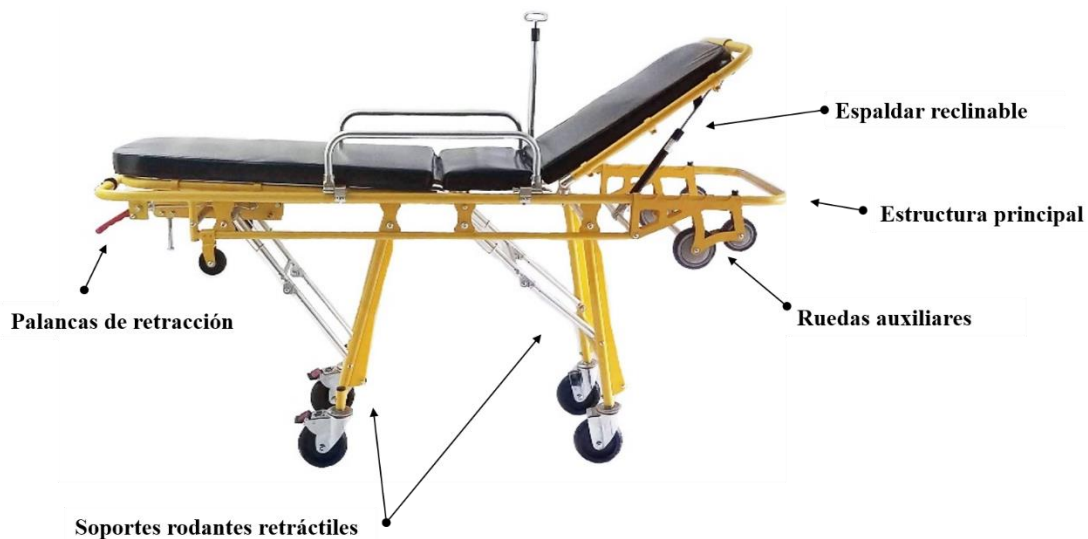


Figura 1.1 Modelo de camilla telescópica estándar. Adaptado de [33]

1.1.1. Características principales

Una camilla posee un marco telescópico compuesto por soportes retráctiles con ruedas unidas a una estructura principal, sobre la cual se une una estructura secundaria de tres secciones con una colchoneta, donde se sitúa el paciente. En ocasiones, se coloca una tabla espinal desmontable. Además, la estructura principal posee unas barras de sujeción y ruedas de menor diámetro para carga y descarga de la ambulancia. Este marco telescópico puede ser de acero o aleación de aluminio, y se compone de perfiles circulares o rectangulares [32]. Estos componentes pueden apreciarse en la **Figura 1.1**.

Los modelos manuales más comunes pueden pesar entre 18 y 32 kg, lo cual depende del diseño y los sistemas añadidos. Este peso puede ser mayor si se consideran sistemas de levantamiento hidráulico [8]. Adicionalmente, las camillas de ambulancia permiten que la espalda o las piernas del paciente se eleven a distintos ángulos por medio de soportes ajustables, lo cual ayuda a mantenerlos estables, según su afección [32]. Es común que se adopte la posición Fowler (paciente sentado o semisentado) y Tredelenburg (paciente inclinado con la cabeza más baja que los pies).

1.1.2. Tipos de camillas

Los diseños de camillas varían en la estructura de soporte empleada según su forma, mecanismo de plegado, capacidad de modificar la posición del paciente, sistema para el acoplamiento y anclaje a la ambulancia; y accesorios de asistencia para el levantamiento, en conjunto con sus modos de accionamiento [32].

Según la forma de su estructura suelen ser de tipo cruzada, o con soportes delanteros y traseros independientes, según la Figura 1.2. La estructura cruzada se pliega de manera que los soportes se retraen desde extremos opuestos, mientras que los soportes de la estructura independiente se pliegan en un solo sentido [10]. Cabe resaltar que la estructura independiente permite que el plegado se haga en dos partes: al introducirla a la ambulancia, los soportes delanteros se apoyan primero en la cabina, mientras que los traseros permanecen apoyados en el suelo hasta que se inicia el ingreso [32].

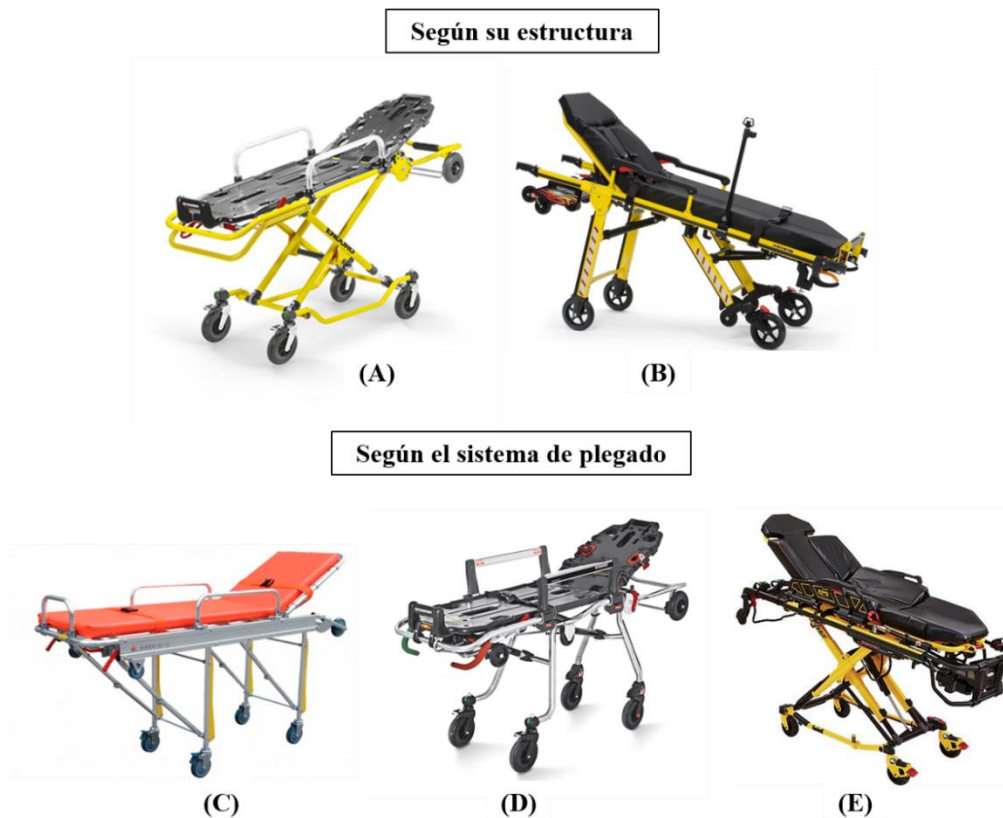


Figura 1.2 Tipos de camillas telescópica.
 (A) Estructura cruzada [34] (B) Estructura independiente [35]
 (C) Sistema manual [36] (D) Sistema neumático [37] (E) Sistema hidráulico [38]

1.1.3. Mecanismos de elevación y plegado

Las camillas telescópicas también pueden clasificarse en manuales, neumáticas o hidráulicas, según el mecanismo que emplean para retraerse o elevarse, como se muestra en la Figura 1.2. Los soportes rodantes de la camilla se retraen con un mecanismo de plegado por accionamiento, el cual permite variar la altura de 300 mm a 910 mm, acorde a la posición para movilización o para retención en la ambulancia. Este mecanismo puede bloquearse para regular la altura dentro del rango antes mencionado, de modo que facilita el traslado del paciente a otra camilla dentro de un centro de salud [32].

Para el accionamiento se tienen controles de ajuste tanto para el levantamiento como para las posiciones de la camilla, los cuales se encuentran en el extremo trasero de la estructura principal [32]. En las camillas manuales, estos controles tienen la característica de solo poder desbloquearse si la estructura principal es levantada ligeramente. Este elemento de seguridad garantiza que esté soportada y no se retraiga de

forma brusca si se acciona accidentalmente. Sin embargo, ello dificulta y complica las maniobras, al requerir de esfuerzo físico cada vez que se tenga que plegar o elevar. El mecanismo hidráulico permite que los soportes se retraigan por acción de la fuerza de un sistema hidráulico accionado por un motor eléctrico [39].

1.1.4. Sistema de retención en la ambulancia

La retención de la camilla en la ambulancia se realiza mediante un sistema de seguridad instalado en el piso de la cabina. Este permite anclar la camilla, de modo que no retroceda al momento del ingreso [10]. También, debe garantizar que la camilla no se desplace dentro del compartimiento de ambulancia, durante el transporte o en caso de colisión. Generalmente, se emplea un gancho que se acopla a la barra de seguridad que posee la camilla en la parte inferior delantera y se usan rieles, laterales o sobre el piso, para guiar su entrada y asegurarla [15]. En la **Figura 1.3** se aprecia el funcionamiento del sistema de retención, una vez que se levanta la camilla para que entre a la ambulancia.

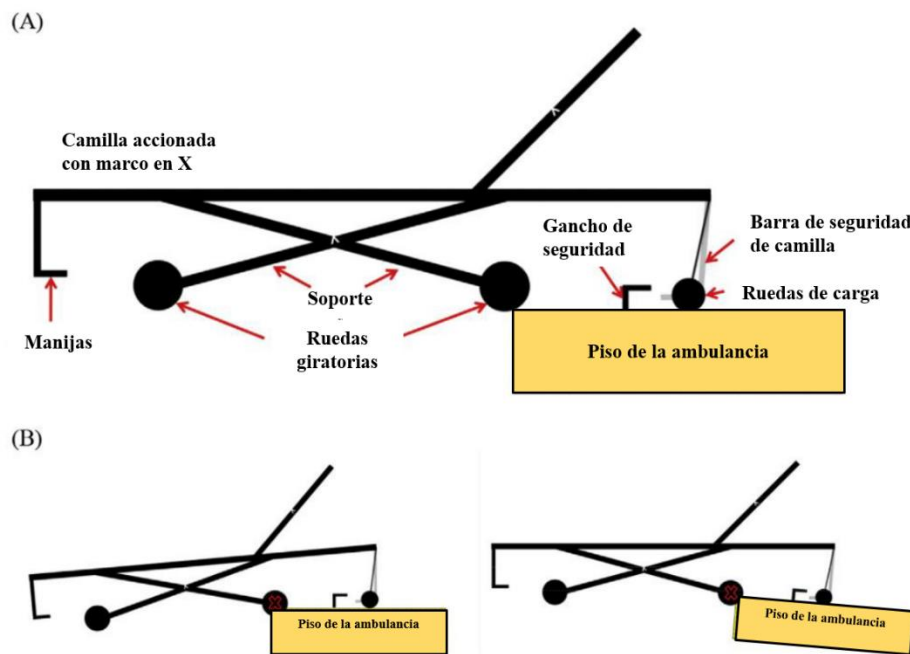


Figura 1.3 Interacción y funcionamiento de las partes de la camilla
Adaptado de [10]

(A: acoplamiento adecuado con sistema de seguridad. B: entrada inadecuada por desnivel)

La camilla se sitúa en la cabina de ambulancia y se mantiene retenida en el suelo de esta, quedando espacio suficiente para que el personal médico realice la atención. Así, debe contar con un doble sistema de retención que consiste en un mecanismo de fijación en el piso, y otro que retiene la camilla de forma lateral, como se muestra en la **Figura 1.4**. Esto permite que solo tenga un movimiento lineal de entrada y salida de la cabina. Cabe resaltar que el movimiento debe realizarse sin sistema de rieles [9].



Figura 1.4 Detalle de sistema lateral de seguridad.
Adaptado de [40]

1.2. Traslado de pacientes por vía terrestre

El traslado de pacientes es parte de la atención prehospitalaria, la cual implica transportar personas enfermas o accidentadas, que necesitan ser llevadas a un centro de salud de manera urgente [9]. Este proceso se suele realizar por medio de ambulancias que cuentan con camillas telescópicas dentro de su equipamiento básico.

Las personas involucradas en realizar el traslado son médicos, enfermeros o técnicos de enfermería [9]. Asimismo, suelen involucrarse bomberos que cuentan con unidades de ambulancia y camillas para realizar el traslado de pacientes durante operaciones de rescate u otras emergencias. Estos profesionales están capacitados para manipular la camilla con o sin el paciente [32]. Esta manipulación generalmente se realiza en equipos de, por lo menos, dos personas y se ha comprobado que implica niveles significativos de esfuerzo físico y mental, en conjunto con condiciones irregulares y variables del entorno donde ocurre una emergencia [10].

Se estima que un 83% de las situaciones de emergencia requieren de la movilización del paciente en una camilla [10]. En estos casos, se trata de pacientes que

no pueden movilizarse por sí solos, además de que su estabilización requiere un traslado asistido debido a lesiones graves, fracturas, edad avanzada, sobrepeso, entre otras razones [32].

La atención prehospitalaria en Perú se realiza por medio del Sistema de Atención Médica Móvil de Urgencia (SAMU), en conjunto con EsSalud y el Cuerpo General de Bomberos Voluntarios del Perú, así como a través de agencias privadas de servicio de ambulancias [41]. En el 2019, SAMU reportó el traslado en ambulancia de más de 33 mil pacientes que requerían estabilización, dentro de un total de 97,104 atenciones médicas de emergencia [42]. De estos casos, es probable que se hayan empleado camillas telescópicas para la operación de traslado, ingreso y egreso de la ambulancia.

Un informe de la Defensoría del Pueblo evidencia la situación de las camillas de transporte de pacientes en emergencia (**Figura 1.5**), de las cuales entre un 12% y 33% no reciben mantenimiento, según el subsector [43]. Si bien estas camillas se emplean principalmente en las salas de emergencia de los centros de Salud, la situación de las camillas de ambulancia puede ser similar. Adicionalmente, se ha señalado como un problema identificado en el SAMU el “no contar con camillas telescópicas adecuadas de tres tiempos en las unidades móviles”, al igual que la falta de capacitación en ergonomía para todo el personal de atención [28]. En vista de ello, se deben tomar en cuenta estos factores para desarrollar un diseño que sí sea adecuado para este contexto.

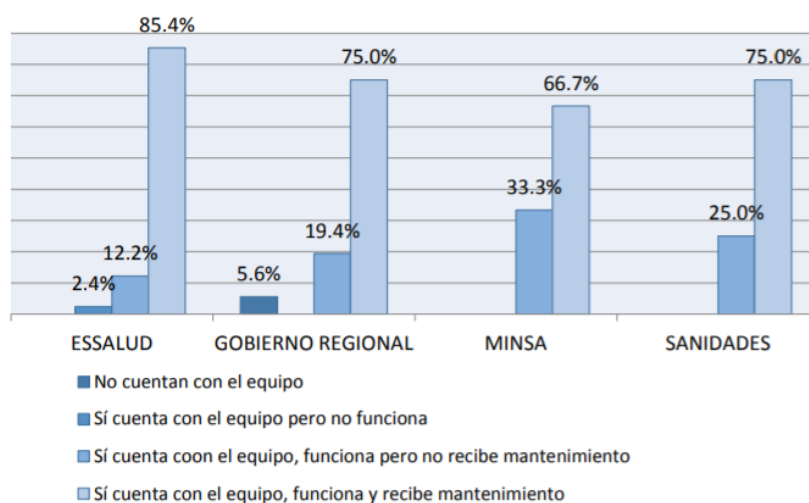


Figura 1.5 Disponibilidad de camilla de transporte en servicios de emergencia (Perú) [43]

1.2.1. Clasificación de ambulancias y equipo médico

Según la norma peruana, las ambulancias urbanas pueden ser de Tipo I, Tipo II o Tipo III, dependiendo del equipamiento necesario y la atención requerida durante el transporte (**Tabla 1.1**). En la **Figura 1.6** se observa la cabina de una ambulancia tipo II con su equipamiento básico, incluida una camilla telescópica.

Tipo I	Tipo II	Tipo III
Pacientes estables	Pacientes en estado crítico. Equipo asistencial: médico, enfermera y conductor capacitado.	Pacientes en estado crítico, inestables. Equipo asistencial: médico especialista, licenciado en enfermería y conductor capacitado.

Tabla 1.1 Clasificación de ambulancias.
Adaptado de [9]



Figura 1.6 Camilla de emergencia como equipamiento básico de la ambulancia tipo II [44]

Las medidas generales de la cabina de la ambulancia definen el espacio en el que se encuentra la camilla y su sistema de retención [9]. Además, los paramédicos realizan la atención del paciente en la cabina, por lo que cuentan con un espacio limitado, como se aprecia en la **Figura 1.7**. Esto se evidencia en las ambulancias tipo II debido a que el vehículo es de menor tamaño que en las ambulancias tipo I y III, lo cual influye en el acceso al paciente y otros equipos médicos, al igual que limita el confort del paramédico debido al espacio entre la camilla y el asiento lateral de banco [14]. Ello también debe tomarse en consideración para especificar las dimensiones de la camilla.

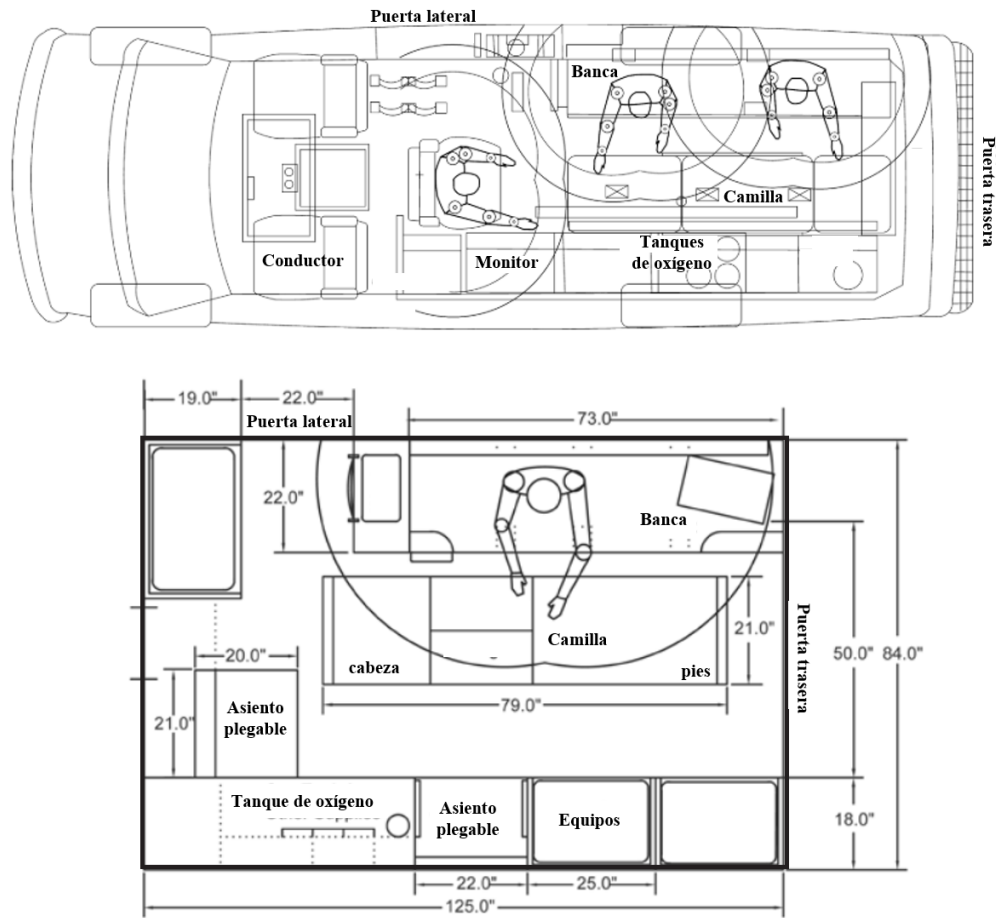


Figura 1.7 Esquema de cabina de ambulancia tipo II (superior) y tipo III (inferior). Los círculos representan el rango de alcance de la mano del paramédico. Adaptado de [45], [46]

1.2.2. Procedimiento de traslado terrestre con camilla móvil

La interacción entre los paramédicos y la camilla telescópica involucra al menos nueve etapas [3], como se muestra en la **Tabla 1.2**. Ello implica la extracción e ingreso de la camilla a la ambulancia, la carga y descarga del paciente, así como el traslado del paciente para ser atendido. Además, cada una de estas etapas debe realizarse en el menor tiempo posible, con el fin de atender la emergencia [10].

Etapa	Descripción
1	Extracción de la camilla desde la cabina de ambulancia
2	Traslado de camilla a la ubicación del paciente
3	Ubicación del paciente en la camilla (puede requerir equipos intermedios como tablas rígidas)
4	Traslado del paciente en camilla hacia la ambulancia
5	Ingreso de la camilla al interior de la cabina
6	Extracción del paciente en camilla de la ambulancia en el centro de salud
7	Traslado del paciente al interior del centro de salud
8	Traslado del paciente a la cama de cuidados o asiento
9	Regreso de la camilla a la ambulancia

Tabla 1.2 Etapas de interacción con camilla durante el traslado.
Adaptado de [3]

Las etapas 1, 5, 6 y 9 constituyen las principales situaciones de estudio para determinar si se llega a exceder la carga límite recomendada. Asimismo, la etapa de ingreso a la ambulancia consta de cinco fases que pueden clasificarse preparación, levantamiento, soporte y empuje, según la secuencia mostrada en la **Figura 1.8**.

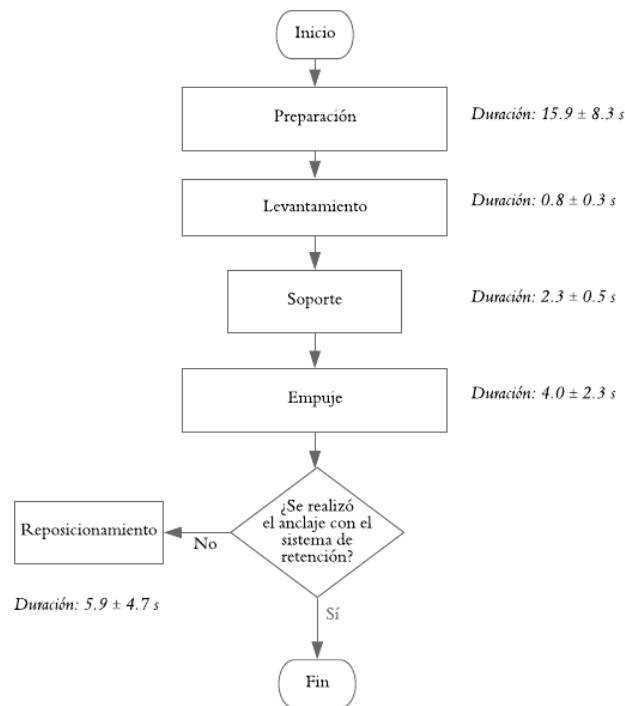


Figura 1.8 Secuencia de movimientos de la etapa de ingreso a la ambulancia.
Adaptado de [10]

La fase de preparación consiste en la aproximación y posicionamiento de la camilla, junto con el paciente, a la entrada de la cabina de la ambulancia. Esta fase requiere que uno o dos paramédicos se ubiquen en los extremos de la camilla y se aseguren de que las ruedas auxiliares estén apoyadas en el piso de la cabina. Seguidamente, se procede a accionar la camilla para la fase de levantamiento, la cual inicia una vez que, al menos, dos de las ruedas se retraigan y dejen de estar en contacto con el suelo. Luego, la camilla es sostenida por los operadores, manteniendo una posición de soporte mientras la camilla termina de elevarse. Finalmente, se realiza el movimiento de empuje para completar el ingreso a la cabina [32]. En caso de que no se haya acoplado con el sistema de retención, ocurre la fase de reposicionamiento [10].

El proceso de ingreso a la ambulancia puede durar una media de 24.7 ± 8.6 s segundos [8]. Además, se han determinado los tiempos para cada fase, como se señala en la **Figura 1.8**.

1.2.3. Condiciones de trabajo

Durante las etapas número 2, 4 y 5 de la **Tabla 1.2**, se moviliza la camilla por superficies irregulares, en las cuales las ruedas no se apoyan completamente sobre el terreno, debido a desniveles o inclinaciones de este. También, es posible que para llegar al paciente se tengan que atravesar espacios estrechos con la camilla, al igual que al ingresar a la ambulancia. Al no contar con espacio suficiente para maniobrar, se adoptan posturas inadecuadas y la camilla puede desbalancearse [32]. Este conjunto de condiciones dificulta el acceso y traslado seguro del paciente, que puede estar en estado crítico, por existir riesgo de vuelco.

Cabe destacar que suele requerirse la movilización de pacientes bariátricos, es decir, con obesidad, lo cual exige técnicas específicas en las etapas de levantamiento y descarga de la camilla. Estos casos son significativos en países con altos índices de obesidad, dado que también son altos los índices de frecuencia y severidad de las emergencias que requieran de atención y traslado [32].

1.2.4. Ergonomía en la atención prehospitalaria

Uno de los aspectos importantes para establecer los factores de riesgo en una atención prehospitalaria es la ergonomía. Lo más relevante de esta ciencia tiene que ver con la “optimización de la interacción entre el trabajador, máquina y ambiente de trabajo” [18]. Para la presente investigación, estos tres elementos se traducen en el paramédico, la camilla móvil y la ambulancia, en conjunto con el escenario donde ocurre la emergencia.

El empleo de camillas de emergencia se incluye dentro de las tareas de manipulación de carga, puesto que involucra el transporte de una persona acostada, en donde interviene uno o más paramédicos, realizando acciones de levantamiento, colocación, empuje y desplazamiento. Si se realiza bajo condiciones inadecuadas, implica riesgos para la zona lumbar del trabajador [7],[4]. Además, las lesiones de espalda que sufren los paramédicos pueden requerir hospitalización, restricciones de movimiento o necesidad de rehabilitación [3].

Es evidente que el diseño ergonómico toma en cuenta las capacidades del usuario, así como sus limitaciones. En base a ello, un dispositivo médico como la camilla telescópica debe adaptarse a las características, capacidades y limitaciones del personal prehospitalario, así como las condiciones en las que se debe realizar el traslado terrestre. Ello tiene que ver con reconocer el impacto negativo que genera el esfuerzo repetitivo sobre la acción de músculos, huesos y articulaciones del torso, hombros y miembros inferiores [18].

Las recomendaciones de posturas adecuadas durante el levantamiento de camillas telescópicas incluyen mantener ambas manos apoyadas durante toda la operación, con las palmas arriba y cerca al cuerpo, así como el uso de las piernas como apoyo para disminuir el esfuerzo sobre la espalda [32].

La norma peruana de ergonomía exige que si las cargas son mayores a 25kg (hombres) y 15 kg (mujeres), se deben usar las herramientas de asistencia mecánicas adecuadas [18]. También, se establece que la carga que implica menos riesgo para ambos es aquella que va de 9 a 15 kg, según el caso [18]. Cabe resaltar que son las recomendaciones del National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Así, la camilla de emergencia debe proporcionar la ayuda para que el paramédico no supere estos límites al levantar y sostener la camilla.

1.3. Biomecánica del levantamiento de camillas

Es importante entender los aspectos biomecánicos involucrados al realizar operaciones de levantamiento. Estos movimientos implican la tensión de músculos y compresión de huesos y articulaciones. Es por ello que el análisis de cargas se realiza a partir de modelos musculoesqueléticos articulados, en conjunto con mediciones experimentales no invasivas [47].

1.3.1. Influencia de la postura en la cadena cinemática

La postura de levantamiento correcto incluye el alineamiento de la columna y la flexión de las rodillas durante toda la operación. De esta manera, la línea de fuerza (F) que se transmite a la columna es soportada por todas las vértebras. Esta postura se aprecia en la **Figura 1.9**. (a). En contraste, la combinación de una espalda inclinada y rodillas rectas (b) y (c), respectivamente, hace que cambie la geometría de la columna y, en consecuencia, la carga se concentre en los discos vertebrales de la parte lumbar.

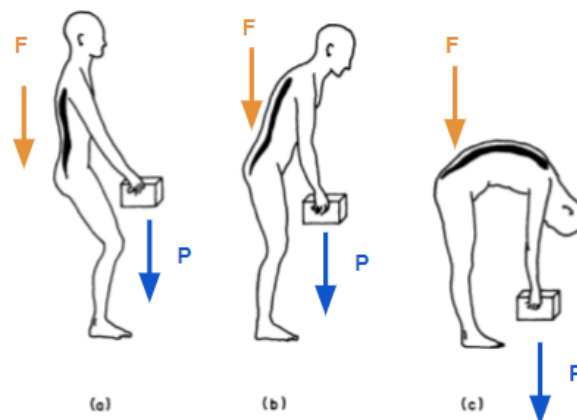


Figura 1.9 Posturas de levantamiento.
Adaptado de [48]

Durante el levantamiento de camillas se ha establecido que la inclinación de la espalda tenga un ángulo máximo de 32° (**Figura 1.10**) [8]. De igual manera, se alcanza una mayor capacidad de aplicación de esfuerzo si las palmas de las manos se mantienen hacia arriba en las barras de agarre, con una separación de por lo menos 254 mm [32].

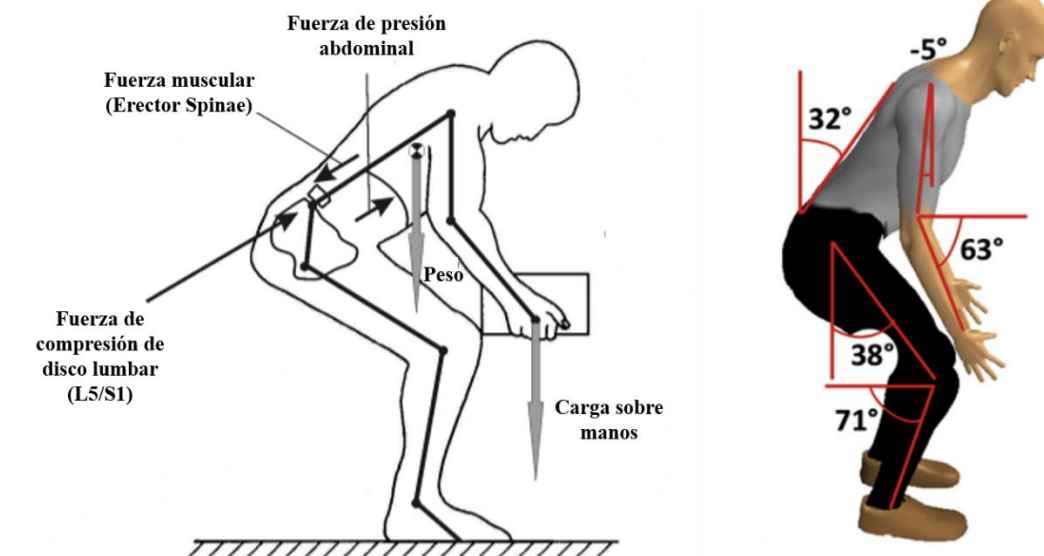


Figura 1.10 Diagrama de cuerpo libre de posición límite de levantamiento según ángulos promedios
Adaptado de [8], [49]

Los cambios de postura influyen en el balance del centro de masas del cuerpo respecto al abdomen. Además, los músculos anteriores y posteriores permiten sostener la columna, en conjunto con los discos intervertebrales y ligamentos, al realizar movimientos de flexión-extensión, flexión lateral y torsión [50]. Por ello, estos se activan para balancear los momentos generados al levantar una carga, con la contracción del grupo muscular posterior Erector spinae o el anterior Rectus abdominis (véase **Figura 1.11**). Además, la fuerza de presión abdominal permite reducir la contracción requerida [49]. Otros músculos que pueden activarse durante estos movimientos son los Oblicuos abdominales internos y externos, así como el Latissimus dorsi.

La fuerza resultante de contracción a nivel lumbar depende de la actividad de estos músculos. Así, sobre el disco vertebral se aplica una fuerza de compresión que resulta de la suma de esta fuerza resultante, la presión abdominal, el peso de la parte superior del cuerpo y la carga sobre las manos. Estos valores dependen de la distancia de brazo de momento, la cual varía entre la población masculina y femenina [49].

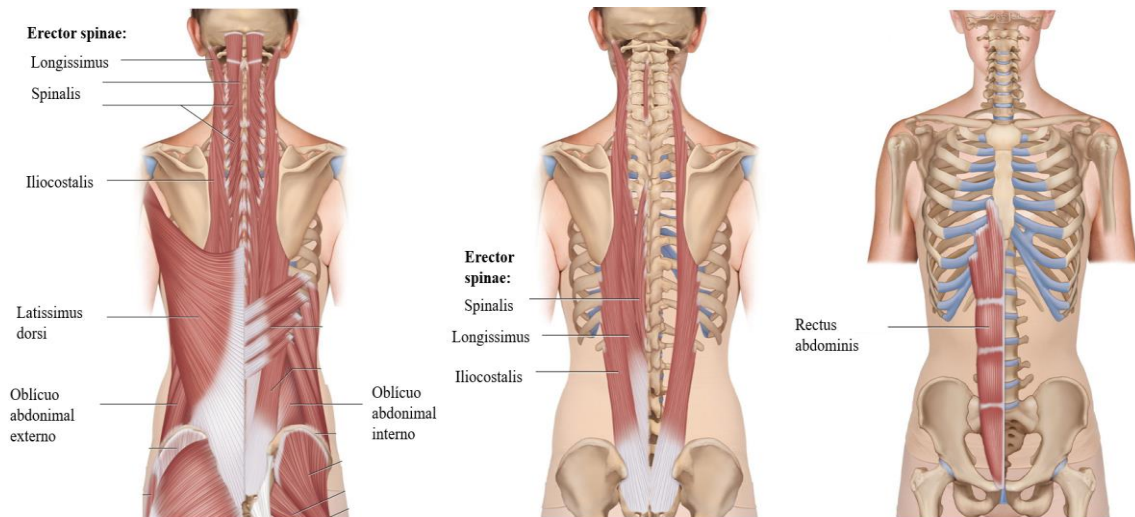


Figura 1.11 Músculos actuantes en la espalda baja [51]

1.3.2. Cargas intervertebrales en la zona lumbar de la columna

La zona lumbar de la columna está compuesta por cinco vértebras, denominadas de L1 a L5. La carga que debe soportar cada paramédico desde sus manos al sostener una camilla (1.1) se transmite a la columna como fuerza de compresión sobre los discos intervertebrales. Sin embargo, hay un límite de compresión establecido para evitar las lesiones de 3,400 N en la unión L4/L5, el cual ha sido calculado tomando en cuenta los elementos posturales en el plano sagital [52]. Además, una situación real implica una distribución asimétrica de carga, la cual se representa con un ángulo de asimetría (véase **Figura 1.12**). Esto se produce con la rotación del torso lo cual genera un momento axial normal al disco.

$$F_{Manos} = F_L/P \quad (1.1)$$

Adaptado de [8]

Donde:

F_{Manos} : Carga aplicada sobre las manos del paramédico al sostener la camilla (N)

F_L : Fuerza necesaria para levantar la camilla (N)

P : Cantidad de paramédicos que levantan la camilla

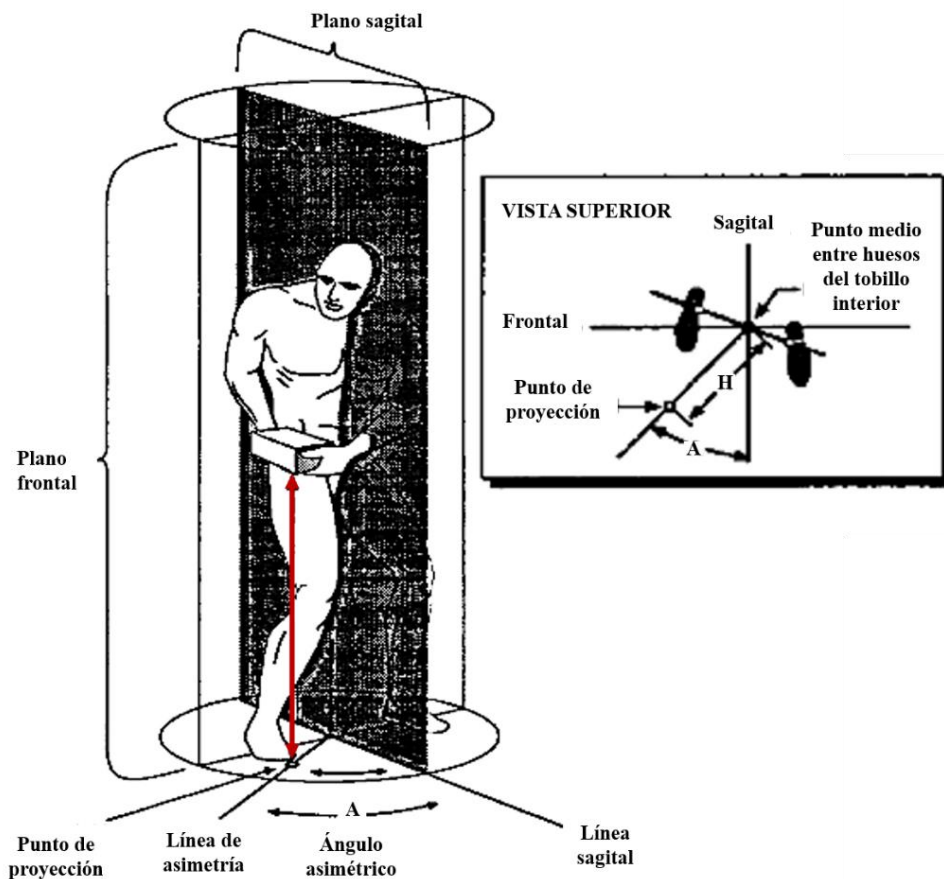


Figura 1.12 Detalle de levantamiento con ángulo de asimetría.
Adaptado de [52]

Las tareas de levantamiento son evaluadas por medio de la Ecuación de NIOSH (1.2) para obtener el Peso máximo recomendado (RWL, por sus siglas en inglés) que puede levantar el 75% de las mujeres y 90% de los hombres. El RWL toma en cuenta el efecto de levantamiento asimétrico, el tipo de agarre y la frecuencia de dicha actividad [53]. Así, una constante de carga máxima ideal se ve afectada dependiendo de la actividad específica, como el levantamiento de la camilla para ingresar a la ambulancia. Los factores que afectan la ecuación tienen un valor de 0 a 1, siendo 1 el caso de levantamiento en condiciones óptimas.

$$RWL = LC \cdot HM \cdot VM \cdot DM \cdot AM \cdot FM \cdot CM \quad (1.2)$$

Ecuación de levantamiento de NIOSH [52]

Donde:

RWL: Peso máximo recomendado (kg)

LC: Constante de carga. Peso máximo recomendado en un levantamiento ideal (23 kg)

HM: Factor de Distancia Horizontal. Distancia horizontal entre el punto de agarre y la proyección sobre el suelo del punto medio de la línea que une los tobillos.

VM: Factor de Distancia Vertical. Distancia vertical entre el punto de agarre y la proyección sobre el suelo del punto medio de la línea que une los tobillos.

DM: Factor de Desplazamiento Vertical. Distancia vertical a la que la carga se eleva.

AM: Factor de Asimetría. Ángulo de simetría formado por el plano sagital de la persona y el centro de la carga.

FM: Factor de Frecuencia. Frecuencia de levantamientos en cada tarea por minuto.

CM: Factor de Agarre. Calidad del agarre de la carga (bueno, regular o malo).

El NIOSH también establece un índice para identificar levantamientos peligrosos, a partir del *RWL* calculado [53]. Si este indicador es menor o igual a 1, significa que la tarea es segura para la mayoría de los trabajadores. Sin embargo, para un valor de 1 a 3, se recomienda estudiar el puesto de trabajo porque puede haber lesiones para algunos trabajadores. Si el índice es mayor o igual a 3, se produce lesión en la mayoría de trabajadores, por lo que deben hacerse modificaciones al puesto de trabajo [54].

$$LI = \frac{W}{RWL} \quad (1.3)$$

Índice de levantamiento [52]

Donde:

LI: Índice de levantamiento

W: Peso de la carga levantada (kg)

1.3.3. Trastornos musculoesqueléticos de espalda

Los trastornos musculoesqueléticos de espalda son “lesiones de músculos, tendones, nervios y articulaciones” [18]. Estos son causados por actividades repetitivas o la aplicación estática de esfuerzos bajo posturas incómodas o condiciones ambientales demandantes. En el caso de los paramédicos estos trastornos se asocian a la lumbalgia. Esta condición produce “dolor, asociado a la inflamación, pérdida de fuerza y dificultad o imposibilidad para realizar algunos movimientos” [18].

La combinación de exceso de carga y esfuerzo repetitivo sobre articulaciones, puede dañar el tejido interno, o los nervios involucrados, lo cual afecta toda la estructura que realiza el movimiento, lo limita y causa dolor [55]. Asimismo, el levantamiento de carga en exceso genera compresión en los discos de las vértebras de la columna y puede lesionar el cartílago articular. Es por ello que esta situación conforma uno de los factores de riesgo ergonómico más influyentes en las lesiones de espalda [47], [48].

1.3.4. Influencia de la antropometría

La antropometría es el estudio de las medidas de las características y funciones físicas del cuerpo humano, es decir, estatura, peso y distancias de alcance [14]. Las medidas promedio son necesarias para determinar el diseño de equipos y dispositivos, en especial el peso de las partes del cuerpo, así como las longitudes del tronco y extremidades, como se muestra en la **Figura 1.13** [55]. También, debido a la variabilidad entre géneros y grupos étnicos, esta disciplina presenta dichas medidas en base a percentiles, los cuales son elementos estadísticos que expresan el porcentaje de personas de una población con dimensiones corporales iguales menores a un valor específico [56].

La fuerza muscular ejercida al levantar carga varía entre percentiles de población de hombres y mujeres [49]. Más concretamente, si una persona tiene medidas que pertenecen al 5to percentil, es decir, son 95% menores, la capacidad de carga varía respecto a los que tienen medidas del 95to percentil, debido a los rangos de alcance y posturas relacionadas [14]. Por ello, es necesario tomar en cuenta estos percentiles extremos para las medidas principales que influyen en el diseño de la camilla.

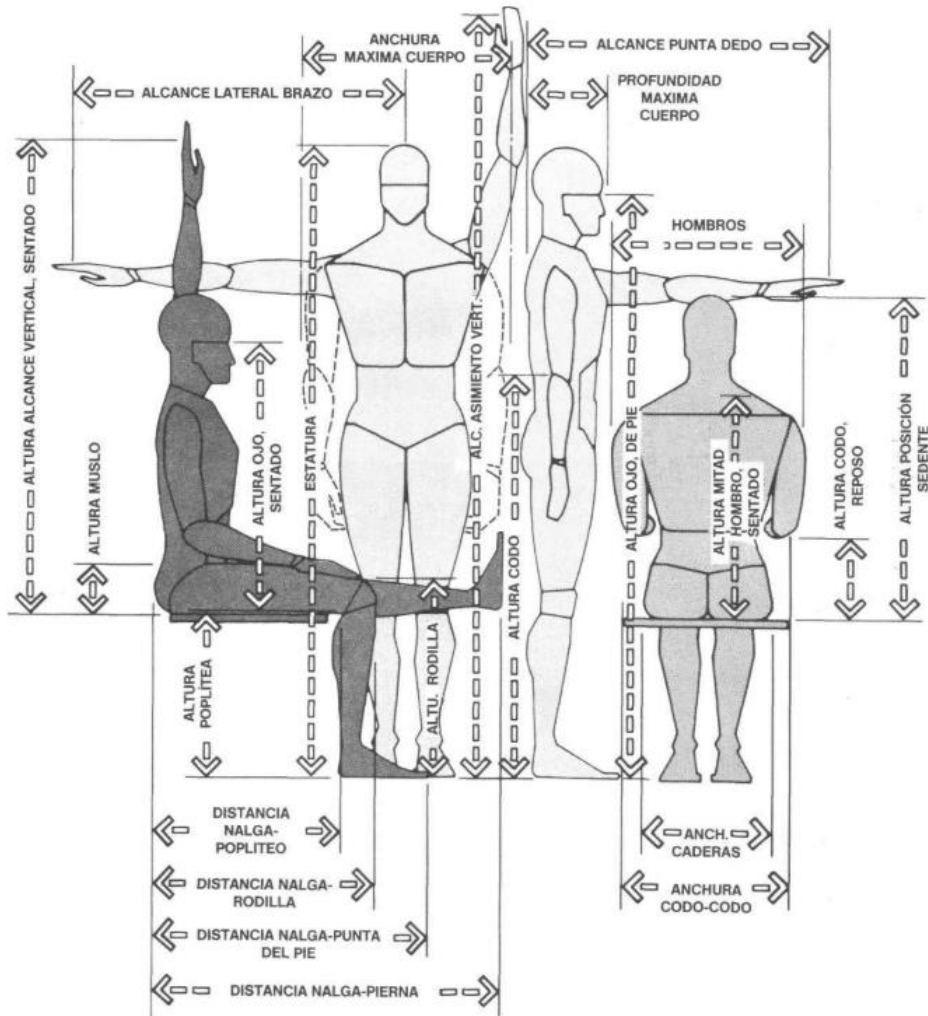


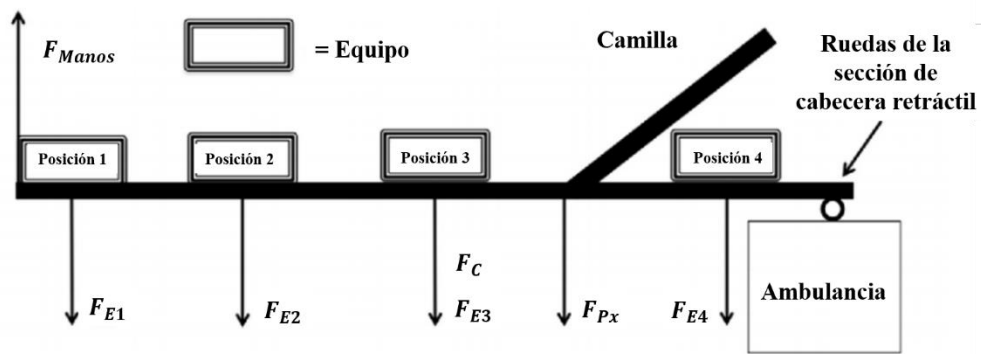
Figura 1.13 Dimensiones humanas para el diseño de mobiliario y espacios interiores [55]

1.4. Consideraciones de diseño mecánico y validación virtual

La implementación de soluciones de diseño se facilita con el uso de herramientas computacionales. Con estas es posible realizar análisis de movimiento mediante simulaciones de las condiciones críticas a las que se somete el elemento a diseñar [57]. Así, se genera un ahorro de recursos durante las fases previas al prototipado del diseño, al evaluar esfuerzos y deformaciones frente a criterios límites, al igual que la influencia de los cambios en la geometría en la obtención de cargas y energía mecánica resultante en condiciones de movimiento [58]. Por ello, es importante tomar en cuenta los principios de análisis aplicados a los softwares computacionales como ANSYS y ADAMS.

1.4.1. Análisis estructural

Las cargas que se producen en la camilla provienen de su centro de masas, la distribución de peso del paciente, y el uso de equipos de soporte para el paciente (tanque de oxígeno, monitores, etc.). Así, la carga de soporte durante el levantamiento (F_L) viene dada por la fuerza que emplean los paramédicos, una vez que la camilla está apoyada en la ambulancia, esta situación se aprecia en la **Figura 1.14**. Cabe resaltar que el peso de los equipos (F_{Ei}) puede actuar en diferentes puntos de la camilla, siendo las posiciones más comunes las que aparecen en dicha figura. Asimismo, la posición del peso del paciente (F_{Px}) varía según su postura y ubicación en la camilla [8]. Con este modelo y la determinación de los brazos de momento (D) correspondientes, se pueden estimar los momentos que actúan desde el punto de apoyo en el extremo de la camilla.



F = fuerza; C = camilla; Px = paciente; E = equipo

Figura 1.14 Cargas que actúan sobre la camilla durante el ingreso a la ambulancia [8]

$$F_L = \frac{(F_{Px} \cdot D_{Px} + F_C \cdot D_C + (\sum_{i=1}^n F_{Ei} \cdot D_{Ei}))}{D_L} \quad (1.4)$$

Adaptado de [8]

Donde:

F_L : carga de soporte (N)

F_{Ei} : peso de los equipos auxiliares (N)

F_{Px} : peso del paciente (N)

D_L, D_{Px}, D_{Ei} : brazos de momento (m)

Un dispositivo de traslado como la camilla telescópica debe resistir los esfuerzos de compresión y corte que recibe por parte de las cargas y momentos generadas por los elementos que transporta. En ese sentido, el análisis estructural del marco de soporte de la camilla es necesario para asegurar el funcionamiento correcto de los elementos que lo componen. Esta estructura se conforma de perfiles tubulares, los cuales tienen propiedades estáticas respecto al pandeo y torsión que favorecen la resistencia global, con la posibilidad de variar el espesor de la pared, sin modificar las dimensiones exteriores [59].

Desde esta perspectiva, la estructura principal está compuesta de elementos horizontales sometidos a flexión debido a la distribución de peso del paciente, presentando un momento máximo en la sección más crítica [60]. En ese sentido, estos elementos pueden analizarse como vigas rectas sometidas a flexión, de modo que se pueda obtener el módulo de sección rectangular (1.5), dado por el momento de área del perfil estructural, y con ello calcular la magnitud del esfuerzo máximo según (1.6) [61].

$$Z = \frac{I}{c} = \frac{b \cdot h^2}{6} \quad (1.5)$$

$$\sigma_{max} = \frac{M}{Z} \quad (1.6)$$

Donde:

Z : módulo de sección para una sección rectangular (m^3)

I : momento de área de la sección transversal (m^4)

c : distancia desde el eje neutro hasta el punto exterior (m)

b : ancho de la sección rectangular (m)

h : altura de la sección rectangular (m)

σ_{max} : esfuerzo máximo en flexión (Pa)

M : momento flexionante máximo (Pa)

1.4.2. Método de elementos finitos

El análisis de elementos finitos permite realizar los cálculos necesarios para hallar los campos de esfuerzo (σ) y deformación (ε), al dividir la geometría establecida en elementos tridimensionales o bidimensionales. A partir de ello, se resuelven las ecuaciones de la Ley de Hook Generalizada (1.7) para cada dirección de movimiento o aplicación de condición de carga. Además, es posible simplificar el análisis de una estructura al determinar el coeficiente elástico (c), basado en las relaciones entre los módulos elásticos para un material isotrópico (módulo de Young, coeficiente de Poisson y módulo de corte) [57]. Los softwares especializados permiten realizar cálculos matriciales y visualizar los resultados con mayor velocidad de procesamiento.

$$\sigma = c \cdot \varepsilon \quad (1.7)$$

Donde:

σ : campo de esfuerzos (Pa)

ε : campo de deformaciones

c : matriz de constantes del material (Pa)

El cálculo de estructuras implica la ejecución de las nueve etapas que se ilustran en la **Figura 1.15**. Inicialmente, el modelo matemático en este caso es el de la teoría de elasticidad (E1), en conjunto con las propiedades mecánicas del componente de análisis, condiciones de contorno y cargas aplicadas [62]. Asimismo, el preproceso (E2) implica la discretización de la estructura (medio continuo) en elementos finitos y la representación gráfica de la malla. De esta manera, los elementos se asocian a propiedades y variables según los valores de los nodos que componen la malla.

En cuanto al cálculo matricial, las etapas E3 a E6 permiten obtener los valores necesarios para resolver (1.7), incluidas la obtención de la matriz de rigidez y el vector de carga para cada elemento (E3). Estos términos luego se ensamblan (E4) para obtener el vector de desplazamiento global resolviendo (1.8) (E5). Así, a partir de las derivadas

de los desplazamientos se obtienen los campos de deformaciones y las tensiones en cada elemento [62].

$$[K]\{x\} = \{f\} \quad (1.8)$$

Donde:

$[K]$: Matriz de rigidez global ($\frac{N}{m}$)

$\{x\}$: Vector de desplazamiento global (m)

$\{f\}$: Vector de carga global (N)

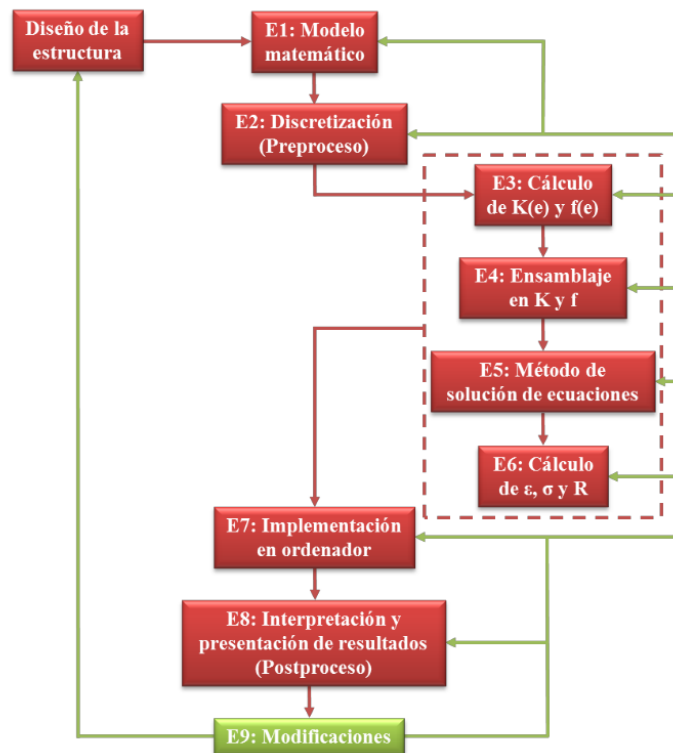


Figura 1.15 Etapas del análisis de una estructura por medio de elementos finitos [62]

El modelo de análisis de la estructura de la camilla se enfoca en una simulación estática lineal, la cual implica el comportamiento elástico lineal del material seleccionado [63]. Además, en este modelo no se consideran fuerzas que varían en el tiempo ni el efecto de amortiguación por lo que se aplican cargas en condición de equilibrio estático. El software ANSYS permite aplicar este tipo de análisis para efectuar los cálculos con ventajas al incluir herramientas de simplificación de geometría y configuración de la

discretización. En ese sentido, la malla se puede formar por elementos unidimensionales (línea), bidimensionales (cuadrilátero, triángulo), o tridimensionales (tetraedro, hexaedro, pirámide) [63].

1.4.3. Criterios de diseño

Al cumplir la función de traslado, una camilla telescópica debe ser segura durante su uso. Para ello, debe soportar la carga externa del paciente y equipos sin sobrepasar límites de deformación y esfuerzo. La teoría de falla basada en la energía de distorsión máxima permite establecer un criterio límite para el análisis de esfuerzos en puntos críticos de la geometría de análisis. Así, mediante (1.9) se comprueba si se produce fluencia cuando el esfuerzo equivalente (término de la izquierda) supere el esfuerzo de diseño [61].

$$\sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1 \cdot \sigma_2 + \sigma_2^2} \geq \sigma_d \quad (1.9)$$

Donde:

σ_1, σ_2 : Esfuerzos principales (Pa)

σ_d : Esfuerzo de diseño (Pa)

En cuanto a estructuras de acero estructural los criterios empleados para el dimensionamiento de sus miembros son el Diseño de Esfuerzo Admisible (ASD, por sus siglas en inglés) y el Diseño por Factores de Carga y Resistencia (LRFD, por sus siglas en inglés) [64]. El criterio basado en ASD tiene un enfoque en los niveles de esfuerzos debidos a la suma de combinaciones de cargas. En cambio, el criterio basado en LRFD hace énfasis en el comportamiento de los miembros bajo un nivel de carga, estableciendo estados límites de seguridad [65]. Además, en cuanto a la rigidez de la estructura, se establece un límite de servicio basado en la deformación máxima permitida del elemento para garantizar que cumpla su función [64].

Mediante el criterio de ASD se establece un límite para el esfuerzo de diseño, en cuanto al esfuerzo máximo admisible, mediante la aplicación de un factor de seguridad

según (1.10). En ese sentido, este factor adecúa la resistencia que una estructura debe garantizar respecto al tipo de material y variación en las condiciones de aplicación [66]. En el **ANEXO 1** se indican los rangos de valores recomendados según el caso de análisis que van de 1.25 a 4.

$$\sigma_d \leq \frac{\sigma_y}{FS} \quad (1.10)$$

Donde:

σ_d : Esfuerzo de diseño requerido (Pa)

σ_y : Esfuerzo de fluencia del material (Pa)

FS : Factor de seguridad

En vista de que los componentes de la estructura de la camilla se someten a compresión, puede ocurrir falla por pandeo cuando la camilla se eleva a su altura máxima. Por ello, es importante calcular la carga crítica que representa el límite de estabilidad elástica en el análisis de columnas (1.11), propuesto por Euler [67].

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{L_e^2} \quad (1.11)$$

Donde:

P_{cr} : Carga crítica (N)

E : Módulo de elasticidad del material (Pa)

I : Momento de inercia de la sección transversal (m^4)

L_e : Longitud equivalente de la columna (m)

Cabe mencionar que también es necesario calcular el esfuerzo crítico para el cual una columna pasa a estar en equilibrio inestable con (1.12). Asimismo, de esta expresión también se obtiene la relación de esbeltez L_e/ρ para clasificar la columna según su longitud y determinar las condiciones de falla específicas [61].

$$\sigma_{cr} = \frac{\pi^2 E}{(L_e/\rho)^2} \quad (1.12)$$

Donde:

σ_{cr} : Esfuerzo crítico (Pa)

ρ : Radio de curvatura (m)

1.4.4. Análisis de volcadura

Los procesos dinámicos que ocurren al manipular la camilla son el levantamiento y la movilización. En el levantamiento se realiza un movimiento vertical, mientras que la movilización implica un movimiento horizontal y de giro durante las maniobras [32].

El transporte hacia una ambulancia se dificulta debido a la desestabilización de la camilla, causada por la ubicación de cargas respecto al centro de gravedad, en adición a las irregularidades del terreno. Para asegurar la estabilidad se debe analizar la situación de volcadura, mediante la interacción entre las ruedas y la superficie. Es importante notar la influencia de la geometría de la camilla en este análisis, pues es recomendable que el centro de gravedad se ubique lo más cercano al suelo [68].

En el análisis de un vehículo, se denomina volcadura al movimiento en el que este rota 90° o más sobre su eje longitudinal. Esta situación sucede en terreno plano o inclinado, al alcanzar un nivel de aceleración lateral, en el cual hay un desequilibrio de fuerzas que no es compensado [69]. Esta aceleración se denomina umbral de volcadura.

Se suele emplear un modelo para el movimiento de vehículos sin suspensión, de forma cuasi-estática para hacer los cálculos de forma analítica. Con este modelo se considera al vehículo como un cuerpo rígido, despreciando las deflexiones de las ruedas. Asimismo, se desprecian las aceleraciones y momentos respecto al eje vertical y trasverso del vehículo [69]. Estas consideraciones se pueden aplicar a una camilla en movimiento.

En el diagrama de la **Figura 1.16** se aprecian las cargas que actúan sobre el vehículo. Cabe resaltar que a medida que la aceleración a_y aumenta, se modifican los momentos respecto al punto o . Con un brazo de momento h , la fuerza debida a la aceleración genera un mayor momento que el que se produce en dirección contraria,

debido al peso del vehículo con un brazo de momento $t/2$. Al aplicar la condición de equilibrio de momentos respecto a fuerzas verticales, se obtiene (1.13), de donde se calcula la aceleración del vehículo. Con φ siendo el ángulo de inclinación de la superficie del terreno ($\text{seno } \varphi = \varphi, \text{cos } \varphi = 1$).

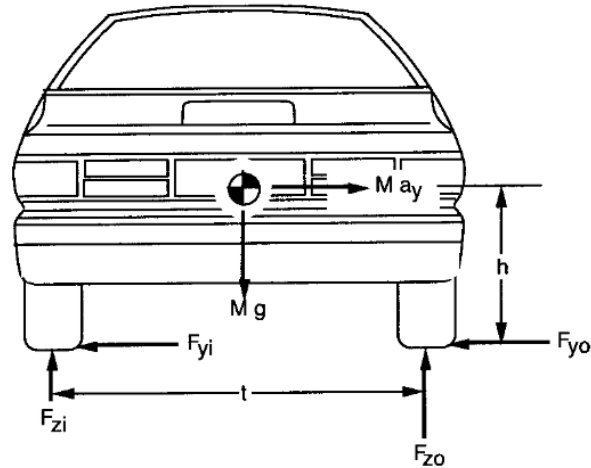


Figura 1.16 Diagrama de cuerpo libre de un vehículo bajo aceleración lateral [69]

$$M \cdot a_y \cdot h - M \cdot g \cdot \varphi \cdot h + (F_{zi}) \cdot t - M \cdot g \cdot \frac{t}{2} = 0 \quad (1.13)$$

Donde:

M : masa del vehículo (kg)

a_y : aceleración lateral ($\frac{m}{s^2}$)

h : altura del centro de gravedad (m)

g : constante gravitacional ($\frac{m}{s^2}$)

φ : ángulo de inclinación o giro ($^\circ$)

F_{zi}, F_{zo} : reacciones normales al suelo (N)

t : distancia entre ruedas (m)

El umbral de volcadura bajo estas condiciones estará determinado cuando la reacción F_{zi} se hace 0, es decir que un lado de los soportes deja de estar en contacto con el suelo (1.14).

$$\frac{a_y}{g} = \frac{\frac{t}{2} + \varphi \cdot h}{h} \quad (1.14)$$

El programa de Análisis Dinámico Automático de Sistemas Mecánicos (ADAMS, por sus siglas en inglés) emplea herramientas aplicadas a la dinámica de multicuerpos, para el análisis cinemático, cuasi-estático y dinámico de sistemas mecánicos bidimensionales y tridimensionales [68]. Además, este software puede aplicarse al análisis de sistemas de componentes rígidos o flexibles, con uniones definidas y que realizan desplazamientos complejos. A través de la resolución de las ecuaciones de movimiento relativo en el dominio del tiempo se puede simular el cambio de condición de equilibrio estático a inestable de la camilla, así como obtener los valores de velocidad, posición y aceleración implicados [70], [71].

1.5. Principios de análisis biomecánico en OpenSim

El análisis biomecánico involucra la descripción cinemática y dinámica de la persona que realiza una acción [55]. Así, se puede determinar la dirección y velocidad con la que el operador levanta la camilla, así como la fuerza requerida para realizar el movimiento con cierta aceleración, para cumplir la tarea en el menor tiempo posible. Debido a que estos movimientos son el resultado de la interacción entre los músculos y articulaciones de la espalda, en conjunto con los miembros superiores e inferiores, es posible vincular esta descripción de la maniobra con los efectos sobre la columna [45].

Los modelos musculoesqueléticos constituyen una forma de aproximación computacional que representa en detalle los músculos, huesos, tendones y ligamentos necesarios para simular movimientos en base las medidas de un sujeto en específico [72]. Asimismo, las articulaciones modeladas tienen grados de libertad representados por las tres traslaciones que se tienen en el cuerpo humano a lo largo del plano sagital, medial-lateral y frontal. De igual manera, las tres rotaciones disponibles son alrededor de los ejes de los planos mencionados. Además, los rangos de movimiento en las articulaciones pueden reducirse si la persona tiene algún trastorno musculoesquelético [55].

El software libre OpenSim es una plataforma de modelado y simulación que permite realizar análisis biomecánicos a partir de modelos musculoesqueléticos [72]. Entre las herramientas de modelado y análisis se incluye el módulo de Dinámica Inversa, Optimización Estática y Análisis de reacción articular [73]. Adicionalmente, este software tiene la ventaja de que permite adaptar los modelos previos realizados por grupos de investigación para ampliar otros estudios [72]. Esto mediante el flujo de trabajo que se aprecia en la **Figura 1.17**.

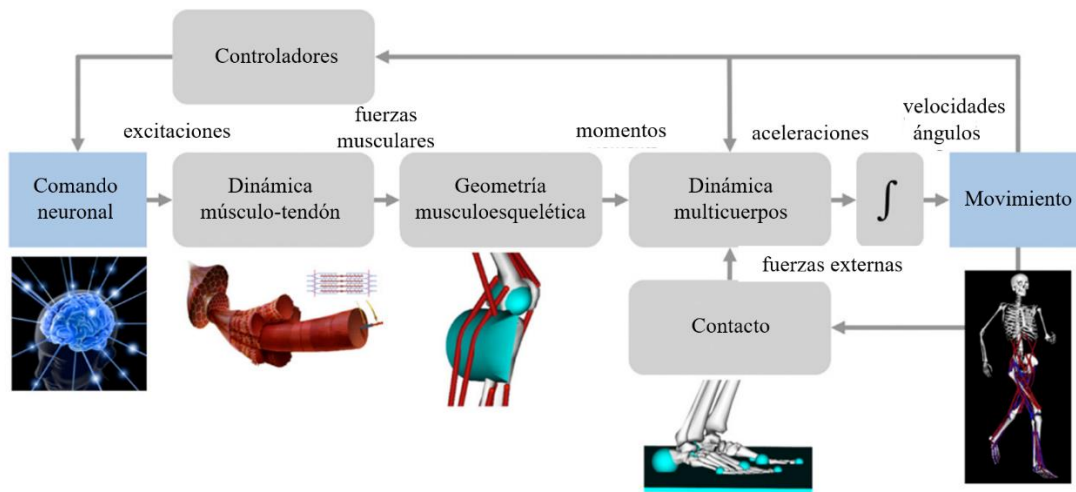


Figura 1.17 Elementos de una simulación musculoesquelética
Adaptado de [74]

1.5.1. Dinámica inversa

El análisis de dinámica inversa (DI) permite obtener las fuerzas generalizadas y torques asociados a las articulaciones del modelo. Para ello se resuelve de forma iterativa la ecuación de movimiento (1.15). De este modo, se utilizan los parámetros de movimiento de los términos del lado izquierdo de la ecuación, los cuales son conocidos una vez que se ingresan los datos de entrada en la herramienta DI [75].

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (1.15)$$

Donde:

q, \dot{q}, \ddot{q} : vector de posición, velocidad y aceleración generalizada ($m, \frac{m}{s}, \frac{m}{s^2}$)

$M(q)$: matriz de masa del sistema (kg)

$C(q, \dot{q})$: vector de fuerza centrífuga y de Coriolis (N)

$G(q)$: vector de fuerzas gravitacionales (N)

τ : vector de fuerzas generalizadas (N)

1.5.2. Optimización estática

Un análisis de optimización estática implica que del equilibrio de momentos se pueden deducir las reacciones en la articulación correspondiente [76]. Además, se determinan las magnitudes de la activación de grupos musculares que permitan reproducir las fuerzas internas actuantes. La optimización se realiza al descomponer las fuerzas netas obtenidas respecto a actuadores redundantes que representan músculos [73].

Más concretamente, se usa un algoritmo para estimar fuerzas musculares con la suma de momentos de las fuerzas internas en cada articulación, equivalentes al momento de la articulación, obtenido con dinámica inversa [77]. Ello, para condiciones de activación afectadas por propiedades musculares de fuerza, longitud y velocidad (1.16). Así, se minimiza la función objetivo (1.17) y la activación muscular estimada se puede comparar con una medición de actividad muscular con electromiograma (EMG) [47], [78].

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{mj} = \tau_j \quad (1.16)$$

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p \quad (1.17)$$

Minimización de la función objetivo [79]

Donde:

a_m : nivel de activación del músculo m en un tiempo discreto

F_m^0 : fuerza máxima isométrica ideal definida para un músculo m (N)

r_{mj} : brazo de la fuerza del músculo m para la articulación j (m)

l_m : longitud del músculo (m)

v_m : velocidad de acortamiento del músculo ($\frac{m}{s}$)

τ_j : torque actuante alrededor de la articulación (Nm)

J : función objetivo

p es una constante definida por el usuario

1.5.3. Análisis de reacción en articulación

En este análisis se determinan las reacciones que satisfacen las restricciones articulares definidas por el modelo y el movimiento. En ese sentido, se representan las fuerzas y momentos internos a las que se somete la estructura articular [80]. El proceso de cálculo inicia con el segmento más distante de cada miembro del cuerpo y se emplea (1.18) para igualar las fuerzas actuantes a la fuerza inercial correspondiente.

$$\sum \vec{F}_{externa} + \sum \vec{F}_{muscular} + \vec{F}_{restricción} + \vec{R}_{i+1} + \vec{R}_i = M_i \cdot \vec{a}_i \quad (1.18)$$

Adaptado de [80]

Donde:

$\vec{F}_{externa}$: fuerzas externas actuantes en el segmento (N)

$\vec{F}_{muscular}$: fuerzas musculares actuantes en el segmento (N)

$\vec{F}_{restricción}$: fuerzas debidas a la aplicación de restricción de movimiento (N)

\vec{R}_{i+1} : reacción del segmento distante a la articulación de análisis (N)

M_i : matriz de inercia del segmento (kg)

\vec{a}_i : aceleración respecto al centro de masas del segmento ($\frac{m}{s^2}$)

Con el objetivo de validar un modelo musculoesquelético para levantamiento de cargas en el software OpenSim, en [47] se hicieron correcciones a un modelo previo, por medio de comparaciones experimentales de levantamiento con carga simétrica y asimétrica, así como con reportes de mediciones in vivo de la columna. El estudio comprobó que el modelo del cuerpo humano coincidía con el comportamiento de la activación muscular durante los experimentos, teniendo dos valores máximos al levantar y bajar la carga. Así, los autores sugieren que este permite estimar cargas en la unión vertebral L4/L5, con ventajas sobre softwares de análisis estático [47].

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

En este capítulo se presenta el plan metodológico que permite cumplir con los objetivos planteados para esta investigación. En ese sentido, se describen las formas de verificación y control del proceso de diseño, con etapas definidas para el análisis, la aplicación de normas y el empleo de software especializado. Este plan involucra una investigación de tipo exploratoria con enfoque cuantitativo mediante el cálculo de la geometría óptima, esfuerzos máximos, aceleración lateral y cargas de compresión en uniones vertebrales [81].

Con el fin de desarrollar nuevas estrategias de análisis de camillas telescópicas, se realizan cálculos estructurales, dinámicos y biomecánicos que relacionen parámetros de la interacción entre componentes, al igual que entre el usuario y el dispositivo. Así, la recopilación de datos se realiza mediante la revisión de manuales, normas internacionales, artículos y tesis, así como simulaciones computacionales [82]. Además, diversos estudios validan la evaluación ergonómica de diseños de camillas existentes mediante pruebas experimentales [8], [11], [12], estos estudios se emplean como fuentes secundarias para determinar criterios de análisis ergonómico.

Acorde al alcance establecido, se desarrolla el procedimiento para diseñar la estructura de la camilla y la selección de sistemas acorde a la norma VDI 2221. Así, se determina el esfuerzo máximo de la estructura de soporte con el software ANSYS, el cálculo del ángulo de apertura con ADAMS y la aplicación de optimización estática en OpenSim, con un modelo musculoesquelético de levantamiento para determinar cargas sobre la columna. Para ilustrar la metodología se muestra un diagrama de flujo en la **Figura 2.1**, con especificación del tipo de procedimiento y herramientas de software correspondientes.

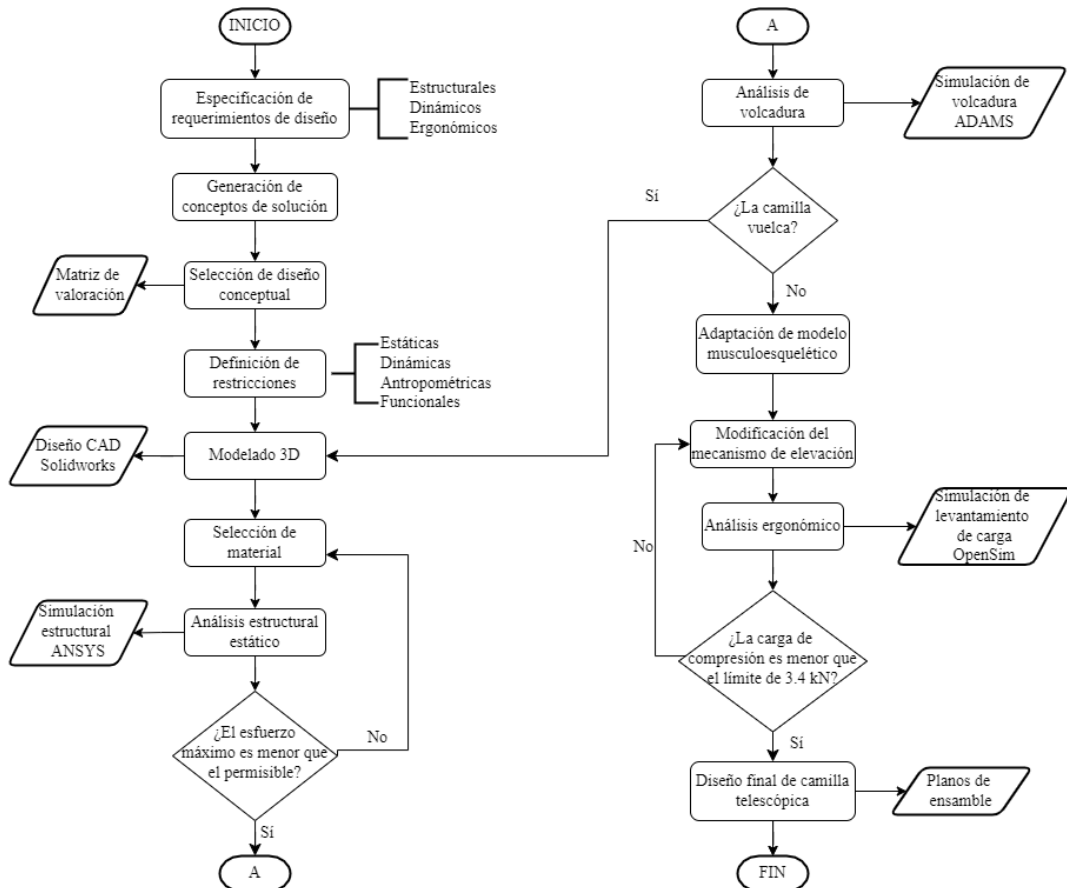


Figura 2.1 Diagrama de flujo del proceso de diseño de la camilla telescópica
Elaboración propia

Cabe resaltar que este proceso finaliza con la verificación del diseño, luego de realizar iteraciones, por lo que se hace una comprobación constante de si la camilla cumple con los requerimientos de resistencia, estabilidad y prevención de lesiones de espalda.

2.1. Proceso de diseño de una camilla móvil

La investigación implicará la aplicación de una metodología de diseño, a partir de la norma VDI 2221, para identificar las necesidades, tanto de los paramédicos como del paciente; así como la especificación de requerimientos, y la selección de un concepto de diseño. Seguidamente, el desarrollo de la propuesta estará vinculado a la caracterización de parámetros y restricciones bajo criterios estáticos, dinámicos, antropométricos y funcionales, los cuales se reflejarán en un modelo CAD en SolidWorks. Con el concepto de diseño definido, se aplicará la resolución de modelos de cálculo estructural, dinámico

y biomecánico en los softwares especializados ANSYS, ADAMS y OpenSim. Esto permitirá iterar variantes de solución que cumplan con los requerimientos establecidos.

2.1.1. Variables de entrada y salida

Las variables a determinar, tanto para el sistema de análisis, conformado por la camilla de ambulancia; como para el impacto ergonómico sobre el paramédico se especifican en la **Tabla 2.1** y **Tabla 2.2**, respectivamente. En ese sentido, se determinarán parámetros generales para la camilla, así como variables específicas para su sistema de elevación, y su marco telescópico como estructura de soporte.

Nomenclatura	Componente	Parámetro de diseño	Unidad
m_c	Camilla	Masa	kg
L_c		Longitud	m
a_c		Ancho	m
α	Marco telescópico	Ángulo de apertura	°
m_m		Masa	kg
W_{max}		Resistencia	N
h_{max}		Altura máxima	m
m_l	Sistema de elevación	Masa	kg
v_l		Velocidad lineal	m/s
F_l		Fuerza de empuje	N

Tabla 2.1 Variables a determinar del sistema mecánico.
Elaboración propia

A partir de la verificación de que la camilla sea resistente a la carga que se le aplicará durante el traslado prehospitalario, se obtendrán las dimensiones de esta, y la masa de cada componente. Igualmente, se determinarán los parámetros que especifiquen el sistema de elevación según la fuerza de empuje necesaria, acorde a la selección del actuador lineal.

En cuanto a la verificación de volcadura, se hallará el rango de ángulos de apertura α que puede tener el marco telescópico para aumentar su estabilidad, al moverse por terreno irregular. Este parámetro se aprecia en la vista frontal de la **Figura 2.2**.

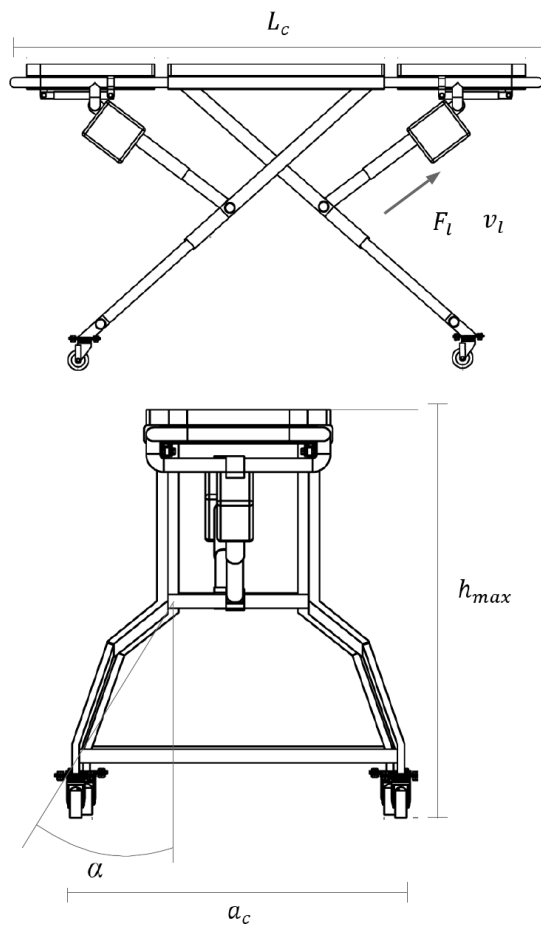


Figura 2.2 Esquema de camilla y sus parámetros (vista lateral y vista frontal).
Adaptado de [26]

Cabe resaltar que las modificaciones de las variables señaladas tendrán influencia sobre los operarios de la camilla, lo cual se refleja en el valor de carga de compresión y corte sobre las uniones vertebrales de la zona lumbar de la columna, siendo la unión L4/L5 la que presenta mayor brazo de momento cuando se hace el levantamiento [8]. Esto se muestra en la **Tabla 2.2**.

Nomenclatura	Variable	Unidad
$F_{C_{L4/L5}}$	Carga de compresión sobre la columna (zona lumbar L4/L5)	N
$F_{S_{L4/L5}}$	Carga de corte sobre la columna (zona lumbar L4/L5)	N

Tabla 2.2 Variables a determinar del paramédico.
Elaboración propia

Se han identificado las variables de entrada mínimas para obtener los parámetros descritos anteriormente y que deberán especificarse durante la fase inicial del desarrollo de la propuesta de solución (**Tabla 2.3** y **Tabla 2.4**). Estas variables se representan en el esquema de la **Figura 2.3**. Las variables de entrada se obtendrán a partir de normas, manuales, patentes e investigaciones. De esta manera, se incluyen en el análisis de variables independientes relacionadas al sistema mecánico, desde sus componentes internos hasta la influencia de su entorno.

Símbolo	Componente	Parámetro de diseño	Unidad
(x_c, y_c, z_c)	Camilla	Ubicación del centro de gravedad	m
N	Marco telescópico	Factor de seguridad	
t_s		Espesor de perfil estructural	mm
w_s		Ancho o diámetro de perfil estructural	mm
σ_y		Esfuerzo de fluencia del material	MPa
μ_{ruedas}		Coefficiente de fricción de ruedas	
t_l	Sistema de elevación	Tiempo de elevación	s

Tabla 2.3 Variables de entrada del sistema mecánico.
Elaboración propia

Símbolo	Variable	Unidad
$F_{C \max (L4/L5)}$	Límite de carga de compresión sobre la columna (zona lumbar L4/L5)	N
$F_{S \max (L4/L5)}$	Límite de carga de corte sobre la columna (zona lumbar L4/L5)	N
m_{px}	Masa del paciente	kg
μ_{suelo}	Coefficiente de fricción del suelo	
θ_{suelo}	Inclinación de la superficie	°

Tabla 2.4 Variables de entrada externas al sistema mecánico
Elaboración propia

Para realizar mejoras de diseño en se aplicará la optimización paramétrica en cada uno de los análisis [83]. De este modo, se establecen las condiciones de la estructura que minimice su peso, maximice la carga que puede resistir, que no pandee ni que se deforme en exceso, y que sea estable dinámica y estáticamente. A partir de ello, cada análisis de

la **Figura 2.3** estará asociado a funciones de diseño que relacionen las variables según peso, compresión, deflexión y volcadura.

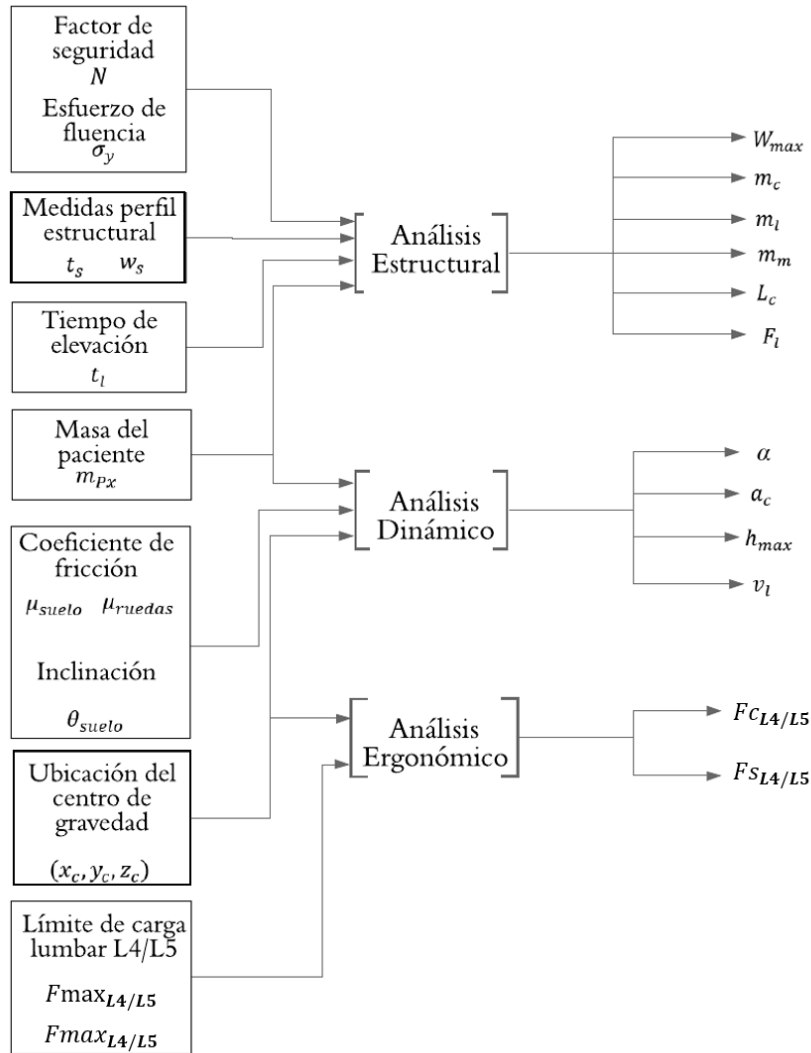


Figura 2.3 Esquema de variables de entrada y salida, según el tipo de análisis.
Elaboración propia

2.2. Especificación de diseño conceptual

Para la aplicación de la metodología de diseño se tendrá como base el proyecto de camilla de ambulancia desarrollado anteriormente [26]. Para ello, se actualizarán las consideraciones de diseño basadas en las necesidades de los usuarios, con una serie de instrumentos que permitan seleccionar alternativas de solución, con énfasis en la estructura de soporte, el sistema de elevación, los actuadores lineales, y formas de agarre ergonómico.

La norma “Enfoque sistemático para el diseño de sistemas técnicos y productos” o VDI 2221, por sus siglas en alemán (Verein Deutscher Ingenieure), es una norma desarrollada para el diseño de productos con un enfoque en realizar mejoras, basadas en un análisis detallado del problema que lo requiere [84]. La metodología de esta norma se destaca por la obtención de resultados en cada una de las etapas del proceso iterativo. Se inicia con el entendimiento del problema, para luego dividirlo en problemas secundarios, de los cuales se hallarán unas soluciones particulares, que luego serán integradas en una solución al problema en su totalidad.

Para esta investigación se seguirán las etapas del proceso de la **Figura 2.4**, con el fin de obtener una propuesta de solución preliminar que luego será comprobada de forma virtual para obtener una solución definitiva del concepto de diseño de la camilla. Para ello, se usarán las herramientas propuestas por Ulrich, las cuales se detallan en las siguientes subsecciones [85]. Cabe resaltar que no se efectúa el análisis económico ni la construcción de prototipos, pero se incluye el desarrollo y evaluación virtual de modelos que permitan cumplir con los objetivos propuestos.

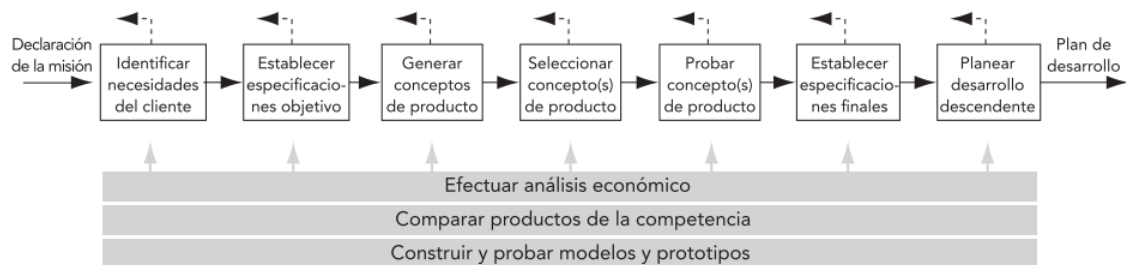


Figura 2.4 Etapas del proceso de desarrollo de concepto de diseño [85]

2.2.1. Identificación de necesidades

Esta actividad permite que los primeros pasos de diseño se enfoquen en las necesidades y la identificación de una carencia en las soluciones actuales. Así, se cuantifican las funcionalidades, con lo cual se establecen los parámetros de diseño. En ese sentido, se establecerán las características y funciones de la camilla móvil, a partir de la literatura consultada, que cubran las necesidades de los pacientes, al igual que de los operadores de camillas, con mayor énfasis en estos últimos. En la **Tabla 2.5** se especifican cada uno de estos usuarios.

Usuarios	
Paciente	Lesionados, fracturados, ancianos, pacientes con sobrepeso (bariátricos)
Paramédico	Médicos, enfermeros o técnicos de enfermería, bomberos

Tabla 2.5 Usuarios identificados
Elaboración propia

En el **ANEXO 2** se muestran los resultados de asignación de necesidades e importancia relativa para el diseño de una camilla telescópica. A las 24 necesidades identificadas se le asigna una importancia relativa basada en una escala del 1 al 5. Así, se determinan 12 necesidades importantes. Además, cada necesidad se asocia a una característica que luego servirá como criterio de evaluación, los cuales se detallan a continuación:

1. Ergonomía: posiciones confortables para el paciente (Fowler y Tredenburg), así como formas de agarre de la camilla que permitan adoptar una postura adecuada para el paramédico.
2. Seguridad: implica el cumplimiento de estándares de equipos médicos en ambulancias.
3. Movilidad: maniobra de la camilla bajo condiciones de trabajo variables.
4. Estabilidad: capacidad de mantener su posición respecto a un ángulo de giro que pueda producirse en situaciones de volcadura. Contribuye a la seguridad del paciente.
5. Resistencia: implica la capacidad de sostener la carga que transporta la camilla durante el traslado, sin deformarse o presentar un funcionamiento inadecuado.
6. Adaptabilidad: capacidad de la geometría de la camilla para ajustarse a las condiciones del entorno de trabajo dentro o fuera de la ambulancia.
7. Sujeción a la ambulancia: las características de la camilla compatibles con el sistema de sujeción a la ambulancia.
8. Plegado: la adaptación del sistema de elevación y la geometría asociada para variar la altura de la camilla.
9. Reducir tensión muscular: corresponde a la disminución del esfuerzo muscular debido al peso que debe sostenerse al ingresar a la ambulancia.

De esta identificación, se ponderarán los requerimientos y se caracterizarán como métricas, de forma marginal e ideal [85].

2.2.2. Especificación del producto

En línea con lo descrito anteriormente, se procederá a cuantificar las métricas y darles una valoración de importancia, que sirvan de criterio para la determinación de funciones [85]. Así, se hará la comprobación del dimensionamiento del diseño de camilla para que cumpla con la norma peruana, y la norma EN 1865:2011, en cuanto a compatibilidad con el compartimiento de ambulancia. Esto con el fin de comprobar la relación de dimensiones, peso y distribución en la camilla para asegurar una correcta funcionalidad.

Con base en un diseño de camilla hospitalaria realizado en [86] se hace la asociación de necesidades y métricas, las cuales se caracterizan por ser variables independientes, medibles, y que se pueden evaluar mediante criterios experimentales o simulados existentes. Así, se establece una relación entre las necesidades importantes y las métricas basadas en las variables identificadas como se observa en la **Tabla 2.6**.

Necesidad	Métrica												
	Masa total	Punto de vuelco	Tiempo de plegado	Capacidad de carga	Rango de altura	Ángulo de apertura de la estructura	Ancho máximo	Tamaño de ruedas	Carga de compresión sobre la columna (zona lumbar L5/S1)	Carga de corte sobre la columna (zona lumbar L5/S1)	Cantidad de operarios	Compatibilidad con seguro de cabina	Ratio resistencia - peso
Es segura		●		●									
Evita caídas		●				●		●					
Permite un traslado estable						●							
Resiste el peso del paciente y los equipos				●									●
Fijación en la cabina de ambulancia												●	
Requiere el mínimo esfuerzo físico para levantar y sostenerla	●								●	●	●		
Facilita el acceso a la ambulancia					●								
Permite una elevación controlada (asistida)			●										
Se puede plegar rápidamente			●										
Permite un agarre adecuado							●						
Tiene un accionamiento simple	●												
Permiten maniobrar en cualquier superficie sin atascarse							●						

Tabla 2.6 Matriz de métricas según necesidades
Elaboración propia

Otro aspecto a resaltar es que, en base a un análisis de las características técnicas de 14 modelos de camillas comerciales, se determinó el ratio de resistencia – peso para establecer los valores ideales. Ello se ilustra en la tabla de modelos comerciales que se muestra en el **ANEXO 3**. Con estos valores y los encontrados en la literatura se asignan los valores marginales e ideales a las métricas, como se observa en la **Tabla 2.7**.

Métrica	Importancia	Unidad	Valor marginal	Valor Ideal	Fuente
Masa total	5	kg	47	34	ANEXO 2
Punto de vuelco	5	N	1,121 ± 44	2,033 ± 165	[1]
Tiempo de plegado	5	s	7	4	[10]
Capacidad de carga	5	kg	150	318	ANEXO 2
Rango de altura	4	mm	530 -1,911	230 - 2,007	ANEXO 2
Ángulo de apertura	5	°	19	≥ 5	[26]
Ancho máximo	4	mm	610	550	ANEXO 2
Diámetro de ruedas	4	mm	100	200	ANEXO 2
Carga de compresión vertebral	5	N	< 3,400	≤ 1,900	[52]
Carga de corte vertebral	5	N	< 1,000	500	[6]
Cantidad de operarios	5	Und.	2	1	ANEXO 2
Compatibilidad con seguro de cabina	4	Binario	compatible	compatible	[9]
Ratio resistencia - peso	5	kg/kg	4.2	7.8	ANEXO 2

Tabla 2.7 Métricas y valores asignados
Adaptado de [85]

Escala

- 1 Muy poco importante
- 2 Poco importante
- 3 Importancia media
- 4 Algo importante
- 5 Muy importante

2.2.3. Generación de concepto

Para establecer las variables definitivas de entrada y salida que se obtendrán, se emplea la herramienta de la caja negra, para luego asociarlas a una función o fenómeno especificado con la estructura de funciones [85]. Las funciones identificadas tienen que ver con la energía requerida para mover o accionar la camilla; los materiales necesarios para cumplir los requerimientos o las señales que serán transformadas en la función requerida. Así, se establece la caja negra de la camilla telescópica detallada en la **Figura 2.5**.

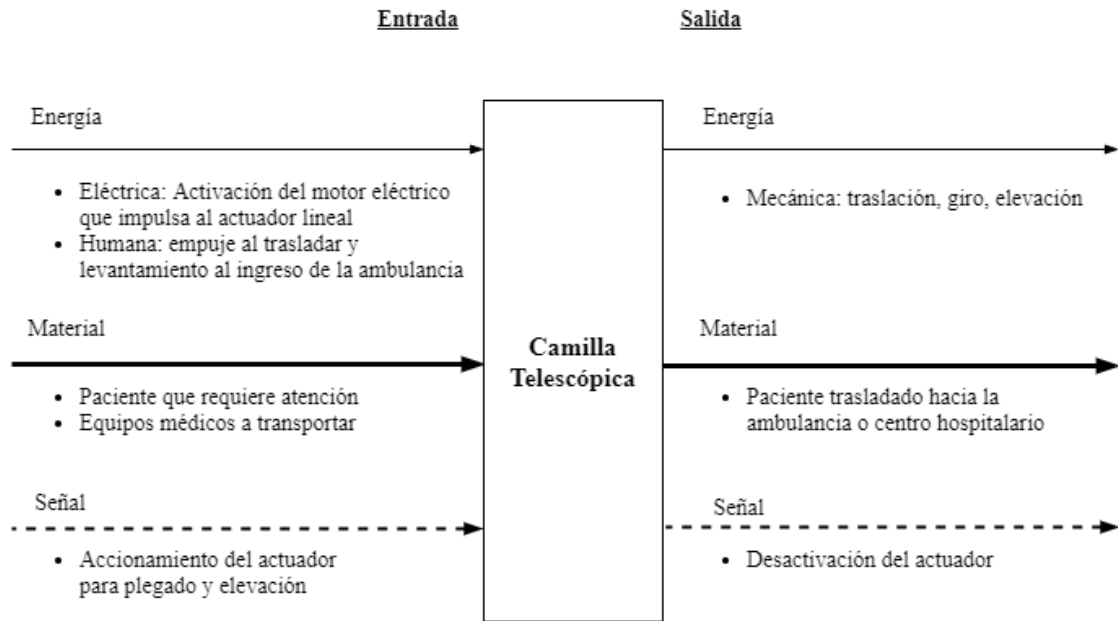


Figura 2.5 Caja Negra
Elaboración propia

Desde esta perspectiva, se elabora la estructura de funciones que la camilla cumple y se identifica su contribución a una función principal [85]. Así, la camilla tiene la función de permitir el traslado del paciente y equipos desde el lugar de una emergencia hacia la ambulancia o centro de asistencia médico. Más concretamente, se asocian otras funciones parciales que se indican en la **Figura 2.6** y se detallan a continuación:

1. Soportar carga: la estructura de la camilla debe ser capaz de sostener el peso del paciente y los equipos que traslada.
2. Elevar carga: el sistema de elevación de la camilla debe permitir un movimiento de elevación y pliegue en el menor tiempo posible, cargado o sin carga.
3. Permitir un agarre ergonómico: la camilla debe incluir formas de agarre que permitan maniobrarla sin causar lesiones musculares en levantamientos repetitivos o reposicionamiento.
4. Transmitir movimiento: la camilla debe tener soportes retráctiles móviles que permitan movilizarla de forma estable en diferentes superficies.

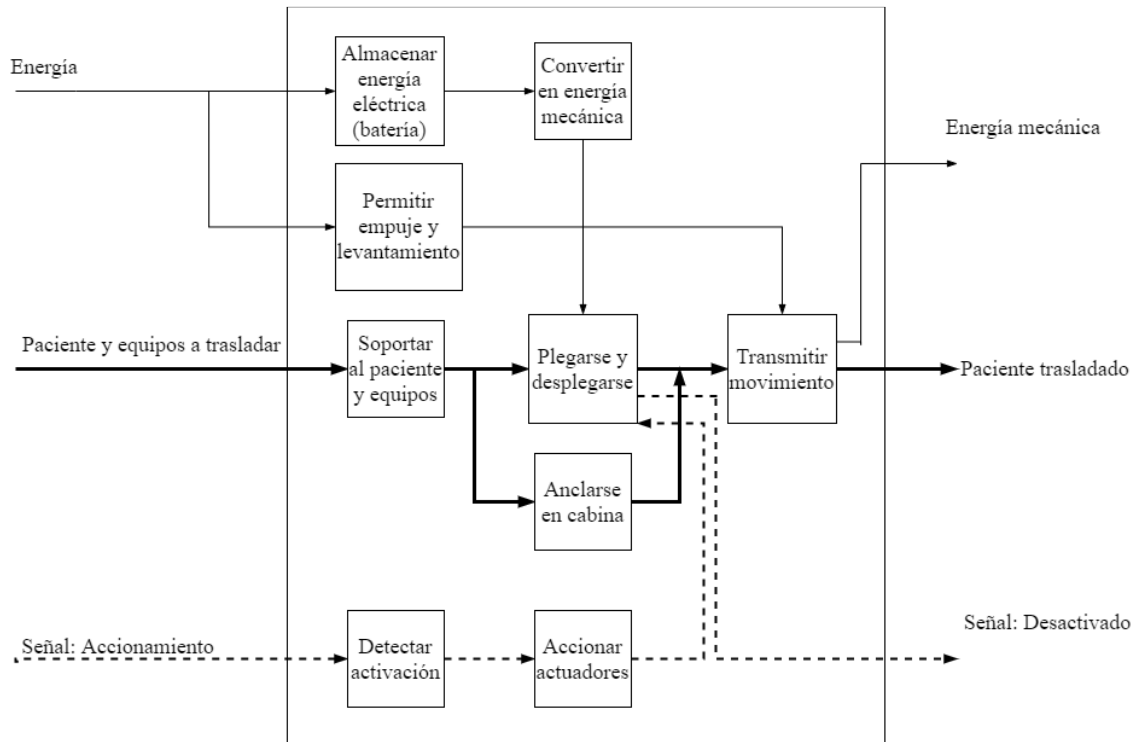


Figura 2.6 Estructura de funciones
Elaboración propia

En línea con lo descrito, se realiza una matriz morfológica que permita establecer alternativas para realizar la función principal y su combinación para obtener conceptos de solución innovadores [87]. Esta matriz tendrá como base en sus alternativas, el diseño realizado anteriormente en [26]. De esta manera, se evaluarán las características funcionales adicionales de los componentes de la estructura y sistema de elevación. Asimismo, se incluyen alternativas como resultado de la revisión de patentes y soluciones comerciales para cada subfunción, como se muestra en la **Figura 2.7**.

Cada una de las opciones tiene un enfoque relacionado al cumplimiento de la función parcial asociada. Esto se traduce en el tipo de estructura, la configuración de su geometría (si tiene un ángulo de apertura), y la variación de las secciones del perfil estructural que la compone para cumplir la función de soportar carga. Asimismo, se incluyen los sistemas de elevación disponibles para instalar en camillas, al igual que las opciones de agarre ergonómico. Además, la función de transmitir energía incluye la selección del tipo de rueda giratoria y su sistema de bloqueo.

Categoría	Funciones	Concepto A	Concepto B	Concepto C	Concepto D
Estructural	Soportar carga	 Estructura cruzada con unión en la base	 Estructura independiente con apertura	 Estructura cruzada de sección variable con apertura	 Estructura cruzada de sección variable
Dinámica	Elevar	 Sistema neumático	 Sistema hidráulico	 Sistema eléctrico	 Sistema hidráulico con guía deslizante
Ergonomía	Agarre ergonómico	 Barra circular	 Barras laterales extensibles	 Palancas de control	
Dinámica	Convertir en energía traslacional	 Rueda giratoria con pedal de bloqueo	 Rueda giratoria con bloqueo por solenoide	 Rueda giratoria con amortiguador	

Figura 2.7 Matriz morfológica de la camilla de emergencias
Elaboración propia

En línea con lo expuesto, la **Tabla 2.8** indica la combinación de componentes que cumplen las funciones y compatibilidad para su ensamblaje y posterior análisis. Los criterios para asegurar la compatibilidad de los conceptos se asocian a las características definidas anteriormente. Así, cada concepto refleja un balance entre el aporte en peso y resistencia de los componentes, así como la complejidad de uso respecto a la combinación con el tipo de agarre.

Concepto A	Estructura cruzada con unión en la base - Sistema hidráulico - Barras laterales extensibles - Rueda giratoria con amortiguador
Concepto B	Estructura independiente con apertura - Sistema neumático - Barra circular - Rueda giratoria con bloqueo por solenoide
Concepto C	Estructura cruzada de sección variable con apertura - Sistema eléctrico - Barras laterales extensibles - Rueda giratoria con pedal de bloqueo
Concepto D	Estructura cruzada de sección variable - Sistema hidráulico con guía deslizante - Palancas de control - Rueda giratoria con amortiguador

Tabla 2.8 Especificación de conceptos de solución
Elaboración propia

2.2.4. Selección de concepto de diseño

Para seleccionar el concepto apropiado para la aplicación de esta investigación, se realiza el estudio de las alternativas de concepto mediante un análisis multicriterio [85]. En esta etapa se evalúa cada concepto en base a la valoración de cada uno respecto a una referencia, y su ponderación acorde a un peso asignado a los criterios de selección establecidos. De ello, cada concepto obtendrá un puntaje según (2.1), de modo que se escoja la de mayor valor como concepto de solución definitivo.

$$S_j = \sum_{i=1}^n r_{ij} w_i \quad (2.1)$$

Donde:

S_j : Puntuación para el concepto

r_{ij} : Valoración del concepto j en función del criterio i

w_i : Ponderación para cada criterio

Según la **Tabla 2.9**, se ha asignado mayor peso a los criterios de resistencia, ergonomía y estabilidad, pues contribuyen a mejorar el desempeño de la camilla desde la perspectiva del paramédico que la utiliza. Además, cada concepto de referencia se muestra en negrita, según el criterio correspondiente.

		Concepto A		Concepto B		Concepto C		Concepto D	
Criterios de selección	w_i	r_{ij}	$r_{ij} w_i$	r_{ij}	$r_{ij} w_i$	r_{ij}	$r_{ij} w_i$	r_{ij}	$r_{ij} w_i$
Resistencia	20%	3	0.60	5	1.00	4	0.80	1	0.20
Movilidad	15%	5	0.75	4	0.60	3	0.45	4	0.60
Plegado	10%	3	0.30	4	0.40	5	0.50	4	0.40
Ergonomía	20%	4	0.80	3	0.60	4	0.80	2	0.40
Estabilidad	20%	2	0.40	3	0.60	5	1.00	4	0.80
Reduce tensión muscular	15%	2	0.30	3	0.45	4	0.60	1	0.15
Puntaje total			3.15		3.65		4.15		2.55

Tabla 2.9 Matriz de evaluación de conceptos para camilla telescópica.
Elaboración propia

Calificación	Desempeño relativo
1	Mucho peor que la referencia
2	Peor que la referencia
3	Igual que la referencia
4	Mejor que la referencia
5	Mucho mejor que la referencia

2.3. Diseño de la estructura

El concepto de diseño se detallará en un modelo CAD, el cual será analizado por el método de elementos finitos (MEF). Al igual que en [88], se realizará este análisis en el software ANSYS [50]. Así, se evaluarán opciones de estructura que puedan reducir su peso 47 kg o menos, y mantener una resistencia acorde a 150 kg, cumpliendo con las dimensiones estandarizadas.

En ese sentido, se obtendrán los esfuerzos y deformaciones en cada dirección, con el cálculo matricial de la ley de Hooke Generalizada, y se visualizarán los resultados para obtener la ubicación de valores máximos que serán comparados con un límite de

deformación y esfuerzo de diseño, acorde al método ASD [64],[57]. El proceso de aplicación del MEF se puede apreciar en la **Figura 2.8**.

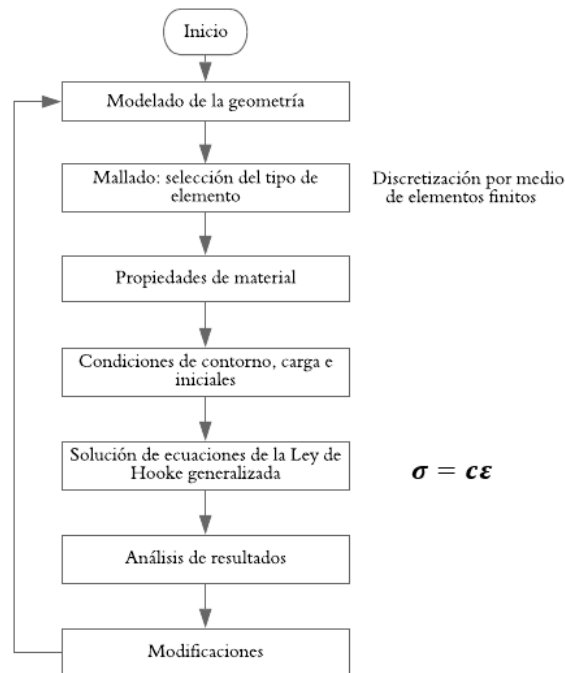


Figura 2.8 Diagrama de procedimiento de análisis por método de elementos finitos. Adaptado de [57]

2.3.1. Geometría inicial y Modelo CAD

En base a la geometría propuesta en el trabajo anterior [26], se realizará una comprobación del dimensionamiento en base a modelos comerciales, especificaciones de cabina de ambulancia tipo II y III, y las normas UNE-EN 1789:2007+A1 y UNE-EN 1865-1:2011+A1:2015. También, se emplearán medidas antropométricas para adaptar la camilla al cuerpo del 5to percentil femenino (P5) al 95to percentil masculino (P95), según se recomienda en [14]. Las medidas principales del paciente peruano que serán usadas para el diseño son su estatura, altura sentado, altura al hombro sentado, altura a la rodilla, longitud glúteo-rotular y anchura máxima del cuerpo, acorde a la metodología desarrollada en [88]. Los valores serán tomados del estudio de [89] y se detallan en la **Tabla 2.10**, indicando su media (M) y desviación estándar (DS).

N°	Dimensión antropométrica	Población masculina				Población femenina			
		M	DS	P5	P95	M	DS	P5	P95
1	Estatura	165.3	9.2	150.2	180.4	152.9	8.6	138.8	167.0
2	Altura sentado	87.3	4.7	79.5	95.1	82.1	4.4	74.9	89.4
3	Altura al hombro sentado	58.4	4.3	51.4	65.4	55.1	3.8	48.9	61.4
4	Longitud glúteo-rotular	56.6	4.3	49.6	63.7	54.4	4.0	47.8	61.1
5	Altura a la rodilla	51.7	3.6	45.8	57.7	46.6	3.4	41.0	52.2
6	Ancho entre codos	47.2	7.2	35.5	59.0	45.5	7.2	33.7	57.3

Tabla 2.10 Medidas antropométricas relevantes relacionadas al paciente en camilla
Medidas en cm. Adaptado de [89]

En caso de faltar dimensiones se tomarán como referencia modelos CAD de camillas mecánicas convencionales. Ello, teniendo en cuenta la limitación para acceder a modelos reales, y medir componentes y elementos de la cabina.

A partir de esta geometría inicial, se realizará el modelado de los componentes con el software de diseño asistido SolidWorks, el cual permitirá incorporar los perfiles estructurales, y establecer formas de unión entre componentes. Dichos perfiles tendrán sección circular y rectangular, con medidas según la disponibilidad de catálogos de Perú.

SolidWorks tiene compatibilidad con los softwares que se usarán posteriormente, por lo tanto, el archivo generado podrá exportarse con las características que permitan realizar la integración para un proceso de co-simulación [90]. De esta manera, se aproximan las distancias y ubicación de componentes, según los requerimientos. Además, se comprueba el movimiento que realizan las partes con las dimensiones preliminares establecidas.

2.3.2. Selección de material

Se evaluarán tres opciones de material para la estructura de la camilla. El acero estructural es usado en camillas comerciales, como el A36 que ha sido estudiado para una camilla de cuidados intensivos en [91]. Asimismo, en [26] se seleccionó el acero A53 debido a su disponibilidad en Perú y las propiedades mecánicas adecuadas. Otro material

empleado adecuado es el acero estructural A500 con buenas propiedades de soldabilidad y maquinado [65].

Se deben asignar las propiedades del material seleccionado para el análisis, por lo cual en la **Tabla 2.11** se incluyen los valores de módulo de elasticidad, densidad, esfuerzo último y de fluencia para usar en el modelo de cálculo de (1.7). Asimismo, el material se asignará desde SolidWorks para obtener el peso de los componentes y el centro de gravedad inicial de la estructura. Cabe destacar que el esfuerzo de fluencia para el acero A500 se indica con un valor de 228 MPa para tubos redondos [92].

	Esfuerzo último	Esfuerzo de Fluencia	Módulo de Elasticidad	Densidad
	σ_u	σ_y	E	ρ
	MPa	MPa	MPa	kg/m ³
Acero estructural A53	415	240	210,000	7,850
Acero estructural A36	400	250	210,000	7,850
Acero estructural A500	310	269	210,000	7,850

Tabla 2.11 Propiedades de los materiales de análisis para la estructura de camilla telescópica
Adaptado de [93]–[95]

Desde esta perspectiva, en la **Tabla 2.12** se presenta el esfuerzo de diseño basado en (1.10) para valores de factor de seguridad de 1.5 a 2.5.

FS =	Esfuerzo de diseño Mpa		
	1.5	2	2.5
Acero estructural ASTM A53	160.0	120.0	96.0
Acero estructural A36	166.7	125.0	100.0
Acero estructural A500	179.3	134.5	107.6

Tabla 2.12 Esfuerzos de diseño aplicando factor de seguridad
Elaboración propia

2.3.3. Determinación de cargas y restricciones

Con el modelo 3D definido y ensamblado se procederá a evaluar la resistencia de la estructura en el módulo de ANSYS Static Structural con la aplicación de cargas representadas por el peso del paciente, los equipos de asistencia y el peso de la camilla, según (1.4). Además, debe tenerse en consideración la distribución de peso del cuerpo y las ubicaciones de la aplicación de estas fuerzas, descritas en el diagrama de cuerpo libre del apartado teórico. En ese sentido, en la **Tabla 2.13** se detallan las herramientas de pre-proceso, cálculo y post-proceso a emplear, así como los casos de configuración de la camilla.

Información de simulación estructural		
Herramientas	ANSYS SpaceClaim, Static Structural, Eigenvalue Buckling	
Casos simulados	3 cambios de altura:	Posición alta, media y baja
	2 configuraciones de carga a la ambulancia:	Posición de carga con paciente acostado y reclinado en posición Fowler (45 °)

Tabla 2.13 Información de la simulación estructural
Elaboración propia

La preparación de la geometría se realiza en SpaceClaim extrayendo los perfiles correspondientes y uniendo los elementos de línea para simplificarlos. Se considera una estructura rígida con contactos unidos, lo cual se aplica mediante la opción de topología compartida como se observa en la **Figura 2.9**.

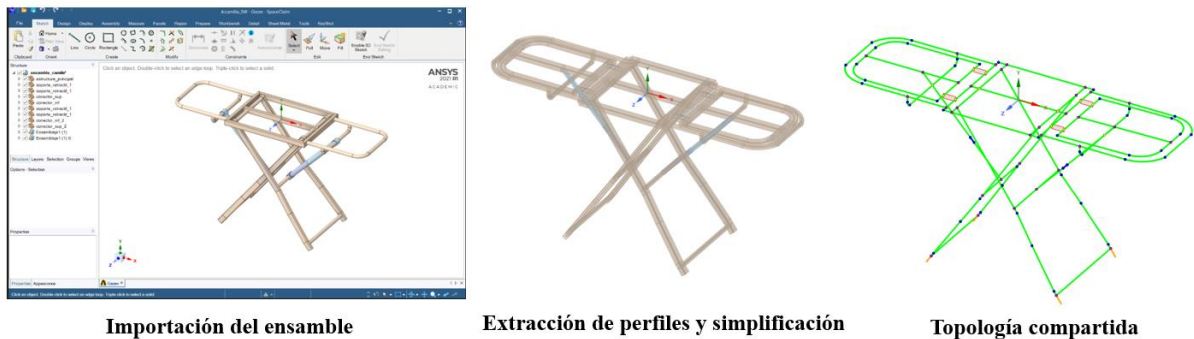


Figura 2.9 Preparación de geometría en SpaceClaim
Elaboración propia

En cuanto a las condiciones de contorno, debido a que la camilla se analiza en posición estática, se añaden soportes de desplazamiento restringido ubicados en la parte baja de los soportes rodantes, de modo que se simule la colocación de los frenos a las ruedas para inmovilización total. Además, para estimar la carga aplicada sobre la camilla, se determina el peso máximo del paciente según la talla máxima (95to percentil) para la población masculina y femenina, considerando un índice de masa corporal de 43 (obesidad), como se observa en la **Tabla 2.14**.

	Masculino	Femenino
Talla media (cm)	165.30	152.90
Peso medio (kg)	75.53	58.61
Peso medio con IMC 43 (kg)	117.49	100.53
Talla máxima (cm)	180.40	167.00
Peso máximo IMC 43 (kg)	139.94	119.92

Tabla 2.14 Determinación de peso máximo del paciente
Elaboración propia

El peso corporal del paciente se distribuye de forma relativa a lo largo de las secciones de la camilla. Así, en la **Tabla 2.15** se estiman los pesos relativos correspondientes a estas secciones según Donskoi [96]. La primera sección de la camilla corresponde al respaldar, el cual sostiene la cabeza, tronco y la parte superior del brazo. Además, la sección central sostiene los muslos y la parte inferior del brazo, mientras que la tercera sección sostiene el resto de los miembros inferiores.

Variable	Unidad	% del peso corporal	Peso relativo (kg)	Carga (N)
Masa del paciente	kg	100	140	1,373.4
Masa cabeza - tronco- brazo	kg	53	74.2	727.9
Masa muslo - antebrazo - mano	kg	40	56.0	549.4
Masa pierna - pie	kg	7	9.8	96.1

Tabla 2.15 Distribución relativa del peso corporal
Adaptado de [96]

Desde esta perspectiva, se establece el caso crítico de una carga de 150 kg en total, con un paciente con IMC 43. La carga total se obtiene agregando 10 kg adicionales correspondientes a un equipo médico situado en un extremo de la camilla como, por ejemplo, un tanque de oxígeno. De esta manera, se establecen las consideraciones que se observan en la **Tabla 2.16** para realizar la simulación estructural estática y evaluación de pandeo. Además, una de las variables a determinar en la posición de carga a la ambulancia es la fuerza de reacción del extremo de la camilla que sostiene el paramédico. Por ello, se le añade un desplazamiento remoto que representa el apoyo sobre las manos del paramédico.

Carga aplicada	Fuerza distribuida:	A = 727.9 N	B = 96.1 N	C = 549.4 N
Punto de aplicación	Parte superior de las secciones donde se apoya el paciente:	sección respaldar	sección miembros inferiores	sección central
Restricciones	Soporte desplazamiento:	Extremos de soportes retráctiles en contacto con la superficie Ejes X: 0, Y:0, Z:0 Momentos MX: libre, MY: libre, MZ, libre		
	Desplazamiento remoto:	Barra de sujeción en la sección de miembros inferiores Ejes X: 0, Y:0, Z:0 Momentos MX: 0, MY: 0, MZ, libre		
Material asignado	ASTM A500			
Máxima deformación permisible	3.4 mm			
Máximo esfuerzo permisible	134.5 MPa (sección rectangular) 114 MPa (sección circular)			

Tabla 2.16 Condiciones de contorno y consideraciones
Elaboración propia

2.3.4. Esfuerzos y deformaciones

Se obtendrán los esfuerzos en las tres posiciones de altura de la camilla (baja, media, alta), al igual que en posición de ingreso a la ambulancia (caso crítico), acorde al diagrama de cuerpo libre de la **Figura 1.14**. Estos esfuerzos serán evaluados a través del esfuerzo equivalente (Von Mises) según el método ASD. El factor de seguridad mínimo

debe estar entre 2 y 2.5 según las recomendaciones descritas en el **ANEXO 1**. Asimismo, se evaluarán deformaciones que estén por debajo de los 6 mm, según lo determinado en [88], [91].

Debido a que los miembros de la estructura están sometidos a compresión, se comprobará la estabilidad a través del análisis lineal de pandeo, el cual tiene la ventaja de realizarse con bajo costo computacional respecto a otros análisis no lineales. Así, con los resultados obtenidos en el análisis estático se podrá predecir la carga crítica y el factor de seguridad asociado a un factor multiplicador de carga. Sin embargo, debe tomarse en cuenta que el costo computacional es mayor respecto al análisis estructural estático [97].

2.3.5. Comprobación de materiales y espesores

Cabe mencionar que se evaluará cada diseño en cuanto a su rigidez, estabilidad estática y peso mínimo (por debajo de 47 kg). Para ello se realizará un proceso de optimización paramétrica mediante iteraciones en la simulación estructural estática. Así, se especificará el espesor, altura y diámetro de los perfiles seleccionados como parámetros de entrada y se determinará el esfuerzo máximo y la masa de la estructura, como parámetros de salida para cada material de análisis. De este modo se utilizará la herramienta de tabla de puntos de diseño para realizar iteraciones a partir de la simulación inicial.

En cuanto a la resistencia, se comprobará que el esfuerzo equivalente máximo obtenido no supere el esfuerzo de diseño determinado con (1.10). Asimismo, según el factor multiplicador de carga obtenido para carga unitaria y carga real en el análisis de pandeo, se verificará la carga crítica, relacionada al cálculo de (1.11) y (1.12), y el factor de seguridad, respectivamente. De este modo, dicho factor debe encontrarse en el rango especificado en el apartado anterior.

2.3.6. Calidad de malla

Al igual que en [95] se realizará el análisis general de la estructura y luego se determinarán los valores máximos de esfuerzo y deformación, de modo que se puedan

aislar las piezas donde se ubican estos valores para un análisis detallado. Así, la malla estará compuesta de elementos tipo viga, indicando valores de sección; en conjunto con elementos de superficie tipo cascarón, indicando espesor para el caso de uniones de la estructura principal. La calidad de esta malla podrá verificarse mediante los criterios de oblicuidad y calidad ortogonal (OQ), en el caso de elementos de superficie, según la **Figura 2.10**, de modo que estos valores se encuentren en el rango de aceptable a excelente.



Figura 2.10 Rango de criterios de calidad de malla: oblicuidad y ortogonal [98]

El criterio de oblicuidad representa la desviación del tamaño de celda real respecto al óptimo (forma simétrica), por medio del ángulo de las caras de los elementos. Así, el ángulo óptimo para tetraedros y triángulos es de 60° , y para hexaedros y cuadrados es de 90° . Asimismo, para las caras de un elemento, la calidad ortogonal se traduce en la relación entre la proyección del vector normal a la cara sobre el vector desde el centroide de la celda hasta el centroide de la cara, y la magnitud de dicha proyección [98]. De esta manera, una buena calidad de malla implica la correcta convergencia de los resultados, así como la descripción de la física asociada al modelo de cálculo estático lineal.

2.4. Análisis de estabilidad

Para garantizar la seguridad de la camilla durante la maniobra de traslado se establecerá el análisis de estabilidad basado en el umbral de volcadura. Para ello se hace la selección de ruedas giratorias adecuadas a los requerimientos de capacidad de carga.

Luego, se establecen las situaciones críticas que serán simuladas para estimar el ángulo de apertura mínimo de diseño.

2.4.1. Selección de ruedas giratorias

Con el tipo de rueda giratoria seleccionado en el apartado de diseño conceptual se selecciona el tipo de fijación entre las opciones de plantilla atornillable, agujero pasante, espiga, expansor o espiga introducida. Luego, se realiza el cálculo de carga requerida para cada rueda con (2.2), donde se incluye un factor de seguridad que depende de las condiciones de operación [99]. Con este valor se procede a seleccionar el material de la banda de rodadura bajo el criterio de estabilidad de marcha y resistencia a la rodadura y giro. A partir de ello, se usarán catálogos para seleccionar el tamaño de rueda y accesorios que cumplan los requerimientos e incorporar el modelo al ensamblaje CAD.

$$T = \frac{E+Z}{n} \cdot S \quad (2.2)$$

Capacidad de carga de una rueda [99]

Donde:

T : Capacidad de carga requerida para cada rueda (kg)

E : Peso del aparato de transporte (kg)

Z : Carga adicional máxima (kg)

n : Cantidad de ruedas portantes

S : Factor de seguridad

2.4.2. Determinación de umbral de volcadura

Se analizará si la variación del ángulo de apertura del marco telescópico α , el cual determina la distancia entre ruedas a_c , influye en aumentar la estabilidad de la camilla, debido a la posición de su centro de gravedad CG , al someterse a una aceleración lateral a_y . En la **Figura 2.11** se aprecia el diagrama de cuerpo libre de la situación descrita.

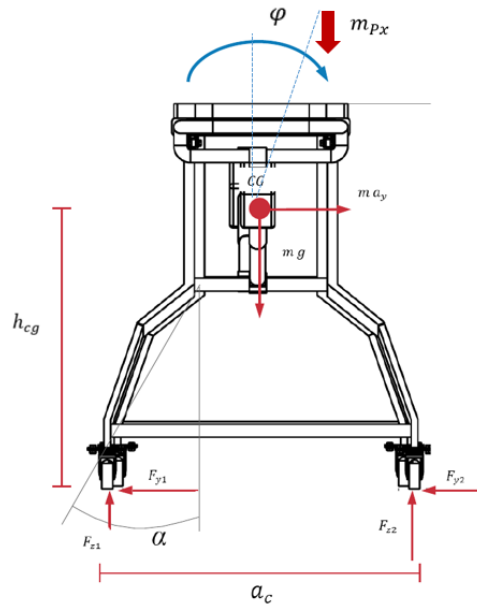


Figura 2.11 Diagrama de cuerpo libre camilla en movimiento.
Adaptado de [26]

La **Figura 2.11** representa el equilibrio de momentos que actúan sobre la camilla, de la cual se obtendrá el umbral de volcadura, en condición cuasi-estática respecto al ángulo de giro ϕ , de modo que se obtenga una gráfica que indique una región estable e inestable, como se aprecia en la **Figura 2.12**.

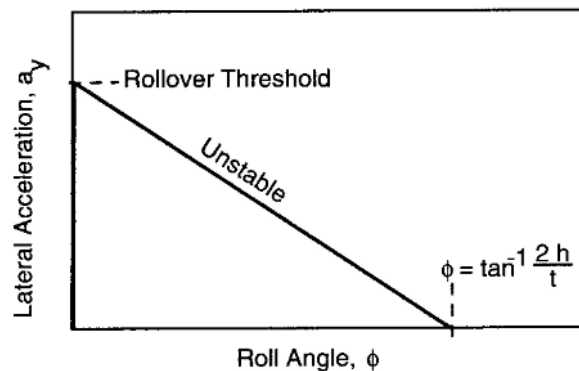


Figura 2.12 Gráfica referencial de aceleración lateral respecto al ángulo de giro del vehículo [69]

2.4.3. Situaciones de volcadura

Se identifican dos situaciones en las que una camilla puede volcar: al forzar una curva estando en movimiento o al pasar por un desnivel, como una acera en el caso más crítico. Tanto el análisis de volcadura por intento de curva como por superficies

irregulares presentan las siguientes consideraciones: la superficie es de asfalto y el material de la superficie de la rueda es de poliuretano, esto debido a que son los materiales en contacto que presentan un coeficiente de fricción estática de 1.06 a 1.41 [100].

Desde esta perspectiva, los estudios de vuelco experimentales incluyen situaciones estáticas de variación de posición de la carga sobre la camilla [1], al igual que el uso de una plataforma basculante en el caso de vehículos motorizados [101]. Este último análisis de punto inestable se emplea para evaluar la integridad de una estructura al volcar. Además, en la **Figura 2.13** se aprecia que la configuración de este ensayo toma en cuenta el cambio de altura del centro de gravedad (CG) y su distancia horizontal al punto de pivote, cuando el ángulo de la plataforma varía.

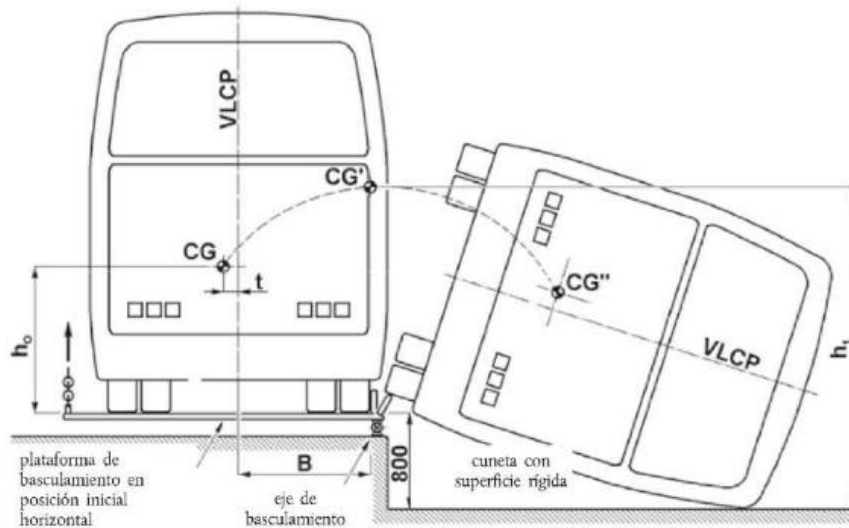


Figura 2.13 Configuración de un ensayo de vuelco [101]

De esta manera, esta configuración servirá para estimar el ángulo de vuelco según la aceleración lateral aplicada y el desnivel representado por el plano inclinado. Adicionalmente, en la norma UNE-EN 1865-1:2011+A1:2015 se establece una prueba de desplazamiento que implica el movimiento de la camilla a velocidad constante de 4 km/h hasta que una de las ruedas choca frontalmente con una elevación de 100 mm de altura. Estas situaciones serán simuladas en el software ADAMS.

2.4.4. Cálculo de ángulo de apertura mínimo

Inicialmente, se determina el ángulo de volcadura en el punto inestable CG', siendo el ángulo de inclinación de la plataforma cuando CG alcanza su altura máxima y se realiza el cálculo analítico con equilibrio de momentos según el modelo cuasi-estático (1.13). Así, se determina el umbral de volcadura correspondiente con (1.14), vinculado al ángulo de inclinación en situación crítica.

Luego, se procede a realizar una simulación en el software ADAMS para facilitar las iteraciones en la modificación de la geometría. Para ello, se realiza la simplificación de la geometría modelada en SolidWorks y la incorporación de una plataforma, debido a que la versión estudiantil admite hasta 20 sólidos en la simulación. Además, es importante incluir el material seleccionado para la estructura, de modo que se iguale a la inercia de la camilla e iniciar un análisis de movimiento desde SolidWorks.

El flujo de la simulación se muestra en la **Figura 2.14**. Se incorporan los sólidos, materiales y uniones definidas importados de SolidWorks. Sin embargo, es necesario reinsertar las uniones para no generar redundancias en cuanto a la restricción de grados de libertad, por lo que se verifica con la opción de topología por restricciones [102]. Asimismo, es necesario relacionar la posición y orientación de cada marcador en función del ángulo de inclinación del sistema de referencia de la plataforma.

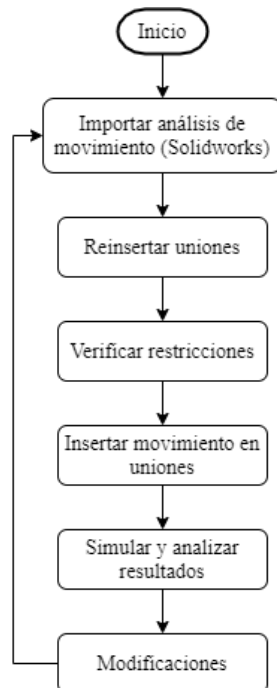


Figura 2.14 Procedimiento de análisis en ADAMS. Adaptado de [102]

Una vez definida la simulación para hallar el ángulo de vuelco, también se establece una carga vertical aplicada en un marcador al extremo de la camilla, la cual representa el peso del paciente. Así, se obtiene el punto de vuelco como la carga requerida para que la camilla gire en una superficie plana o inclinada, cuya línea de acción tiene excentricidad respecto al eje del centro de gravedad.

En cuanto a las fuerzas de contacto entre las ruedas y la superficie, estas se definen indicando los coeficientes de fricción estático y dinámico para cada cuerpo [102]. Además, para el caso de movimiento con obstáculos, se inserta un movimiento rotacional, definido como una función del tiempo aplicada a las uniones de dos de las ruedas.

El análisis de los resultados emplea herramientas del postprocesador de ADAMS para evaluar mediciones de aceleración y cambio altura del centro de gravedad. Adicionalmente, se aplica un estudio de diseño para iterar con variación de parámetros de inclinación y fuerza aplicada.

2.5. Adaptación de modelo musculoesquelético

Para realizar el análisis ergonómico se empleará el software OpenSim de modo que se pueda simular el levantamiento de la camilla y determinar el riesgo de lesión lumbar. Así, el primer paso es adaptar un modelo musculoesquelético de levantamiento para poder establecer una situación crítica de esta tarea que conlleve a riesgo de lesión. Ello permitirá configurar las posturas de evaluación para aplicar cargas sobre las manos y evaluar la actividad muscular generada.

2.5.1. Selección de modelo musculoesqueléticos de levantamiento

De la librería de OpenSim, se identifican cuatro modelos referentes al levantamiento de cargas. Estos se denominan: modelo de levantamiento de cuerpo completo (LFB por sus siglas en inglés), columna lumbar de cuerpo entero (FBLS por sus siglas en inglés), modelo completo de columna lumbar (CLSM por sus siglas en inglés) y modelo toracolumbar de cuerpo completo [47], [103]–[105]. Estos modelos incluyen unidades musculares, tendones, articulaciones y huesos, con diferente nivel de detalle, como se aprecia en la **Figura 2.15**. Las diferencias radican principalmente en la cantidad

y configuración de unidades musculares de la espalda y extremidades, así como del cuello. Asimismo, poseen movimiento restringido a un rango de ángulos específicos de las articulaciones, al realizar el levantamiento de objetos [30].

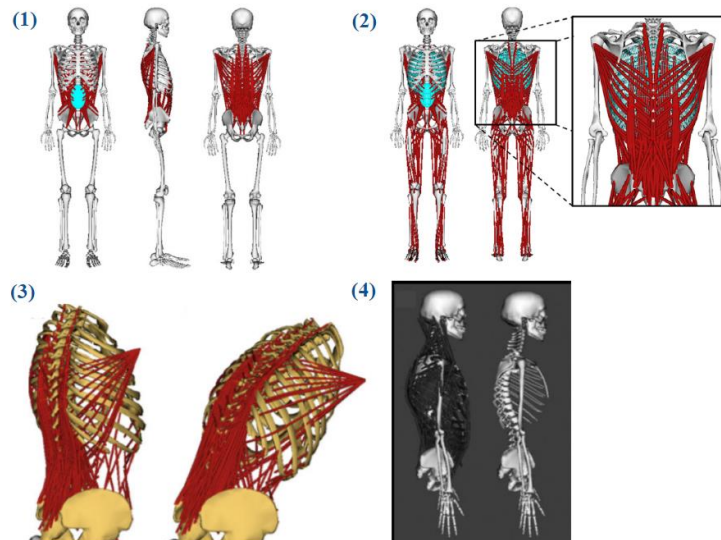


Figura 2.15 Modelos musculoesqueléticos de levantamiento (librería OpenSim) [47], [103]–[105]

En estudios previos, estos modelos se han sometido a un proceso de validación haciendo contraste con datos experimentales de captura de movimiento; procedimientos in vivo, es decir, al someter tejido real a mediciones; y por electromiograma (EMG). Así, se ha comprobado la activación de músculos específicos durante el movimiento. Con la selección de uno de ellos se podrá realizar el estudio ergonómico.

Por la disponibilidad de datos de entrada de movimiento y fuerzas externas, así como de posturas, se ha seleccionado el modelo toracolumbar de cuerpo completo desarrollado en [105]. Además, este modelo cuenta con versiones masculina y femenina, como se muestra en la **Tabla 2.17**, las cuales pueden escalarse según la asociación de sus marcadores con valores antropométricos. De igual manera, la adaptación de la simulación a la postura de levantamiento de camillas será contrastada con los resultados obtenidos de los estudios de [8], [12], [78].

Data experimental recolectada	Autores	Brett T. Allaire, Katelyn Burkhart, Jacob J. Banks, Dennis E. Anderson	
	Lugar	Center for Advanced Orthopaedic Studies, BIDMC (Boston, MA)	
Sujeto	Género	Masculino	Femenino
	Estatura (m)	1.75	1.63
	Peso (kg)	77.97	61.00
Modelo	Nombre	Male thoracolumbar full body model (v2.0)	Female thoracolumbar full body model (v2.0)
	Grados de libertad	111	111
	Músculos	620	620
	Cuerpos	78	78
	Articulaciones	78	78
	Marcadores	114	114

Tabla 2.17 Especificaciones del modelo toracolumbar de cuerpo completo
Adaptado de [105]

2.5.2. Configuración de posturas

Debido a que el modelo cuenta con rangos de movimiento asociados, es posible configurar una postura para evaluar actividades estáticas. Cabe destacar que se cuenta con un dataset del Framingham Heart Study compuesto de datos de entrada para 126 actividades estáticas desarrollado en [106], de los cuales se seleccionaron cinco posturas de levantamiento de carga. Estas incluyen un rango de flexión del tronco de 30° a 90°, flexión de codos de 90°, y 30° de torsión axial del tronco. Así, se podrán evaluar los casos de levantamiento críticos con la mayor flexión y torsión del tronco, sin considerar flexión de las rodillas, como se muestra en la **Figura 2.16**.

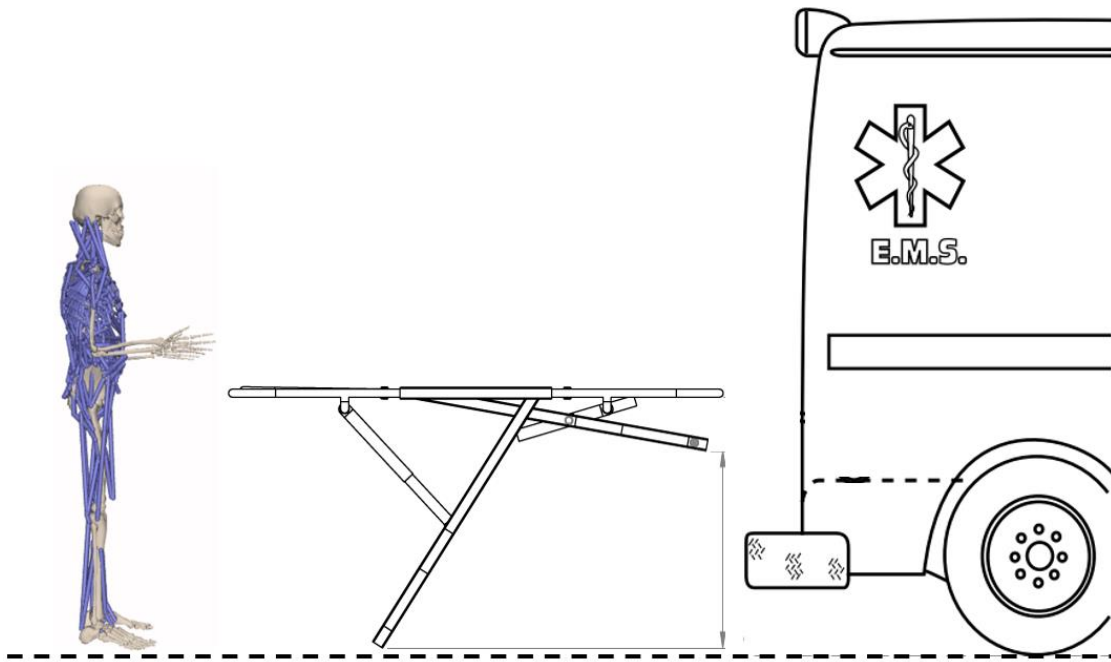


Figura 2.16 Esquema de la situación a simular
Elaboración propia

2.6. Modificación del mecanismo de elevación

En cumplimiento con los objetivos planteados, se efectuará el proceso de modificación del sistema de elevación de la camilla respecto a la selección del actuador adecuado y su accionamiento. Adicionalmente, se realizará la selección de las ruedas giratorias. Luego, estos componentes serán incorporados a la estructura con el fin de tener un modelo CAD completo y detallado. Además, se realizará la comprobación ergonómica de la camilla mediante un estudio en OpenSim con un modelo musculoesquelético.

2.6.1. Selección de sistema de elevación

Para realizar el movimiento de elevación y plegado, se incorporan actuadores lineales en cada lado de los soportes de la camilla. Una vez determinado el tipo de sistema del diseño conceptual se procede a estimar la longitud de la carrera requerida, así como calcular la fuerza necesaria con la información de carga de la simulación estructural [107]. Así, según la información de catálogos se selecciona la opción que cumpla con estos parámetros y cuya velocidad lineal sea menor. Además, también se seleccionan los orificios de montaje que se adecúen al diámetro del perfil de la estructura.

2.6.2. Integración de modelo CAD en OpenSim

Se puede utilizar la co-simulación para establecer un vínculo entre parámetros mecánicos y biomecánicos que permitan comprobar el diseño con un modelo musculoesquelético. Así, se opta por la integración del modelo CAD simplificado de la camilla incorporado a OpenSim, mediante programación XML con el software Visual Studio Code. De esta manera, se importa la geometría de cada componente en formato STL, y se define en la programación su ubicación respecto al sistema de coordenadas del modelo musculoesquelético.

Desde esta perspectiva, se crea un nuevo cuerpo en la sección “Bodyset” y se asignan las propiedades inerciales, masa y centro de gravedad determinadas de la camilla [61]. Además, al componente se le asigna un cuerpo padre y se definen las uniones y restricciones de movimiento en cuanto a rotación y traslación, con el modelo y entre componentes [90]. Esta integración requiere la reimplementación del ensamblado en este software, lo cual implica el establecimiento de uniones simplificadas y la incorporación de los componentes rígidos del modelo CAD.

En línea con lo descrito, se realizará la simulación de la interacción entre la camilla, con su estructura y sistema de elevación, y el modelo musculoesquelético seleccionado. Según las recomendaciones de este procedimiento en aplicaciones para el diseño de exoesqueletos, es importante orientar el sistema de referencia del modelo en SolidWorks para que coincida con el modelo musculoesquelético [90]. De esta manera se disminuirá la complejidad del posicionamiento de cada componente [75].

2.6.3. Cálculo de carga de levantamiento

A partir de la simulación estructural en ANSYS se determina la carga requerida para sostener la camilla, estableciendo la situación descrita en la **Figura 1.14** y empleando (1.4) para determinar la reacción en los apoyos traseros que corresponden a las manos del paramédico que levanta la camilla. Posteriormente, estos valores serán ingresados al modelo musculoesquelético como fuerzas externas sobre las manos.

2.6.4. Determinación de cargas vertebrales

El procedimiento que se aplicará se visualiza en la **Figura 2.17**. Este tendrá un enfoque en generar los movimientos de simulación con cinemática inversa, es decir, realizando ajustes a partir de data experimental de los movimientos, vinculándolo a marcadores para obtener valores en las articulaciones.

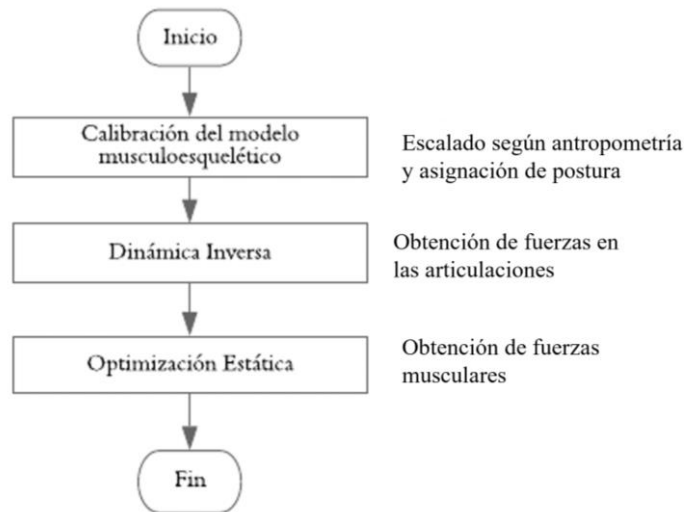


Figura 2.17 Diagrama de procedimiento de análisis en OpenSim.
Adaptado de [108]

Con las ecuaciones de movimiento, calculadas para cada cuerpo rígido del modelo, se pueden predecir las fuerzas internas que lo causan. De esta manera, se obtendrán las cargas de compresión y corte como reacciones en la unión L5/S1, aplicando la dinámica inversa de la postura específica de levantamiento de objetos [105]. En la **Figura 2.18** se evidencia el proceso de aplicación, el cual depende de los datos de movimiento disponibles y del establecimiento de fuerzas externas que representan la interacción con el entorno.

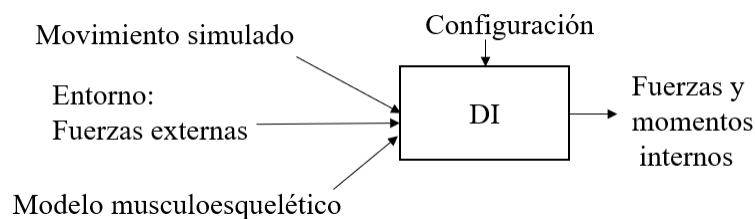


Figura 2.18 Esquema de aplicación de dinámica inversa
Adaptado de [109]

Para iniciar la herramienta de DI en OpenSim se ingresan los archivos. mot que indican la condición de postura y fuerzas externas aplicadas al modelo musculoesquelético. Además, el análisis requiere añadir actuadores residuales al modelo, de modo que actúen sobre cada grado de libertad de la unión entre la pelvis y el suelo. Esto es debido a inconsistencias entre las medidas de las reacciones del suelo, así como al error entre los marcadores experimentales y virtuales, o diferencias de geometría y parámetros inerciales [116].

Con los resultados obtenidos de dinámica inversa se pueden configurar los actuadores adicionales y con la herramienta de optimización estática se podrá estimar la fuerza muscular óptima, basada en la actividad muscular del grupo Erector Spinae. Asimismo, según la **Figura 2.19**, se utilizará la herramienta de análisis de reacción articular (ARA) en conjunto con un algoritmo en MATLAB, desarrollado en [105], que permita calcular la compresión y corte en las uniones vertebrales T1 a L5. Las reacciones obtenidas se expresan en los planos anatómicos sagital (anterior-posterior AP), frontal (medio-lateral ML) y transversal (superior-inferior SI).

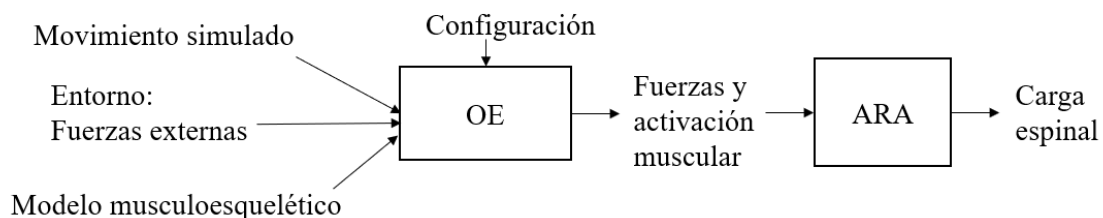


Figura 2.19 Esquema de aplicación de optimización estática y análisis de reacción articular
Adaptado de [109]

2.6.5. Verificación de riesgo de lesión

Debido a que una carga de compresión en combinación con fuerza de corte torsional en los discos intervertebrales está asociada con lesiones en la espalda baja cuando superan los límites establecidos en [110], se tomarán compararán estos criterios límites con los resultados de compresión y corte máximos con la **Tabla 2.18**. De esta manera, se verifica si se sobrepasa el límite establecido para levantamiento de cargas

manuales en una situación de ingreso de la camilla a la ambulancia. Usando las tablas de factores del **ANEXO 3** se calcula la carga límite para posturas asimétricas.

Tipo de fuerza aplicada al disco intervertebral L4/L5	Criterio Límite [N]	Valor máximo obtenido [N]
Compresión	3,400	
Corte	1,000	

Tabla 2.18 Criterios límites para evaluar la carga sobre discos vertebrales [6], [8]

CAPÍTULO III

RESULTADOS

En este capítulo, se consolidan los resultados obtenidos al aplicar la metodología de diseño, así como la secuencia de análisis estructural, de estabilidad y ergonómico aplicados a la camilla telescópica propuesta. En ese sentido, se muestran los valores obtenidos de cada variable de análisis y su relación con las consideraciones tomadas para cada simulación. Sobre ello, se evalúan estos valores respecto a los criterios anteriormente establecidos para validarlos y comprobar la resistencia, estabilidad ante vuelco y ergonomía del diseño.

3.1. Diseño conceptual

En base a la aplicación de la metodología de diseño se muestra la evaluación de los conceptos generados y la selección del concepto de diseño más adecuado. Además, se detallan las características relevantes del mismo, las cuales son tomadas en cuenta en los siguientes apartados.

3.1.1. Selección de concepto

El análisis multicriterio aplicado a los cuatro conceptos de camilla telescópica permitió evaluarlos respecto a los objetivos de la investigación. Así, la suma ponderada de esta evaluación indicó que el concepto C alcanza el mayor puntaje.

En ese sentido, el concepto C obtuvo un mayor puntaje en cuanto a movilidad y plegado. Esto es debido a su estructura cruzada de sección variable con apertura, en conjunto con un sistema eléctrico de elevación y ruedas giratorias con bloqueo por pedal. Dichos elementos permiten maniobrar la camilla de forma segura sobre diferentes terrenos. Además, la estructura puede adaptarse para soportar al paciente y mantener su estabilidad, con posibilidad de reducciones en peso, respecto a otros sistemas. Asimismo,

las características del concepto solución de la **Figura 3.1** incluyen una mejora del agarre ergonómico, añadiendo barras laterales extensibles.



Figura 3.1 Características principales del concepto solución
Elaboración propia

Cabe resaltar que el detalle de este concepto se trabajó a partir de la estructura base, propuesto en [26]. El proyecto previo, permitió determinar la geometría óptima, al seleccionar una estructura de soporte cruzada con variación en las secciones de perfiles rectangulares, y una estructura principal con perfiles circulares y rectangulares. Además, se planteó la posibilidad de seleccionar un actuador eléctrico, por lo que existe compatibilidad con este sistema. Sin embargo, el actuador seleccionado no cumplió con los requerimientos de tiempo de elevación. En la presente investigación se hace una comprobación del uso de este tipo de solución en otras camillas y su viabilidad, al seleccionar un actuador con las características adecuadas.

3.2. Análisis estructural con ANSYS

De acuerdo con los objetivos de la investigación, se realizó la especificación del diseño de la geometría de la camilla, según los estándares establecidos y la antropometría del paciente peruano. Seguidamente, se evaluó el material y perfiles estructurales seleccionados. Así, se comprobó la resistencia, rigidez y estabilidad de diferentes configuraciones de la camilla con un análisis estructural estático y de pandeo, enfocado en optimizar el peso del equipo.

Las variables de entrada identificadas para este análisis tienen que ver con la masa, dimensiones y geometría de los componentes estructurales. Con ello se verificó la resistencia del marco telescópico para soportar el peso máximo del paciente de 140 kg.

3.2.1. Modelado 3D y preparación de geometría

La geometría de la camilla se modeló en SolidWorks tomando en cuenta las medidas del 95to percentil masculino de la población peruana para abarcar el mayor rango de pacientes. Estas medidas se muestran en la **Tabla 3.1**. Adicionalmente, con ayuda de un modelo disponible de cuerpo humano con 1.75 m de estatura se comprueba que la estructura obtenida se adapta a las medidas de referencia, según la **Figura 3.2**.

N°	Dimensión antropométrica	Percentil usado (masculino)	Valor [mm]
1	Estatura	95	1,804.0
2	Altura sentado	95	951.0
3	Altura al hombro sentado	95 </td <td>654.0</td>	654.0
4	Longitud glúteo-rotular	95	637.0
5	Altura a la rodilla	95	577.0
6	Ancho entre codos	95	590.0

Tabla 3.1 Dimensiones antropométricas del paciente
Elaboración propia

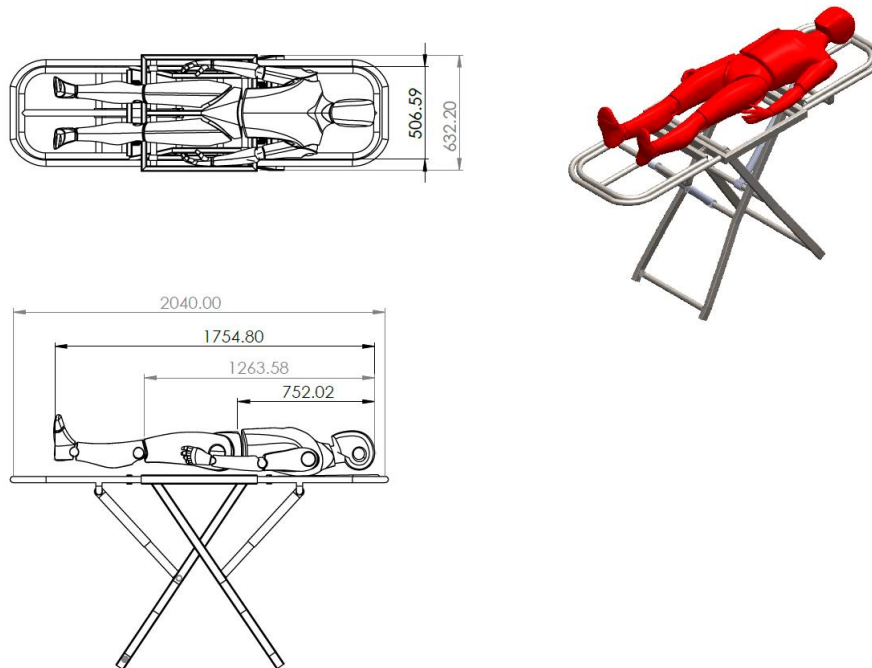


Figura 3.2 Comprobación de medidas de la camilla en relación con el paciente
Elaboración propia

A continuación, en la **Tabla 3.2** se detallan las medidas de la camilla y se indica el rango de valores permitidos, según la norma UNE-EN 1865-1:2011+A1:2015 y los modelos comerciales del **ANEXO 3**. Así, se verifica que los valores actuales de la camilla están dentro del rango permitido, lo cual se evidencia en la **Figura 3.3**.

Símbolo	Parámetro de diseño	Unidad	Mín.	Máx.	Valor
<i>L</i>	Longitud	mm	1,900	2,070	2,064
<i>H</i>	Altura	mm	230	2,007	1,195
<i>W</i>	Ancho	mm	530	610	600

Tabla 3.2 Comprobación de dimensiones generales de la camilla
Elaboración propia

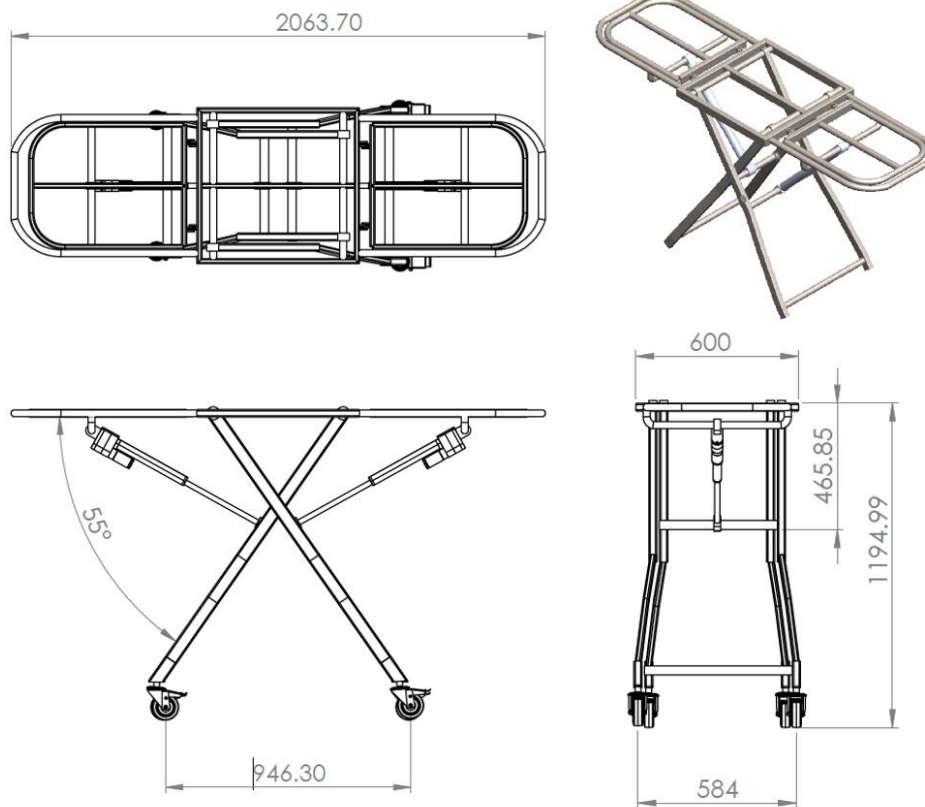


Figura 3.3 Dimensiones de la camilla
Elaboración propia

En la **Figura 3.4**, se muestran otras configuraciones que adopta la camilla basada en la de carga de la camilla a la ambulancia, al igual que los cambios de altura y del

respaldar. Esto influye en la distribución de esfuerzos debido a la variación de la geometría de cada configuración.

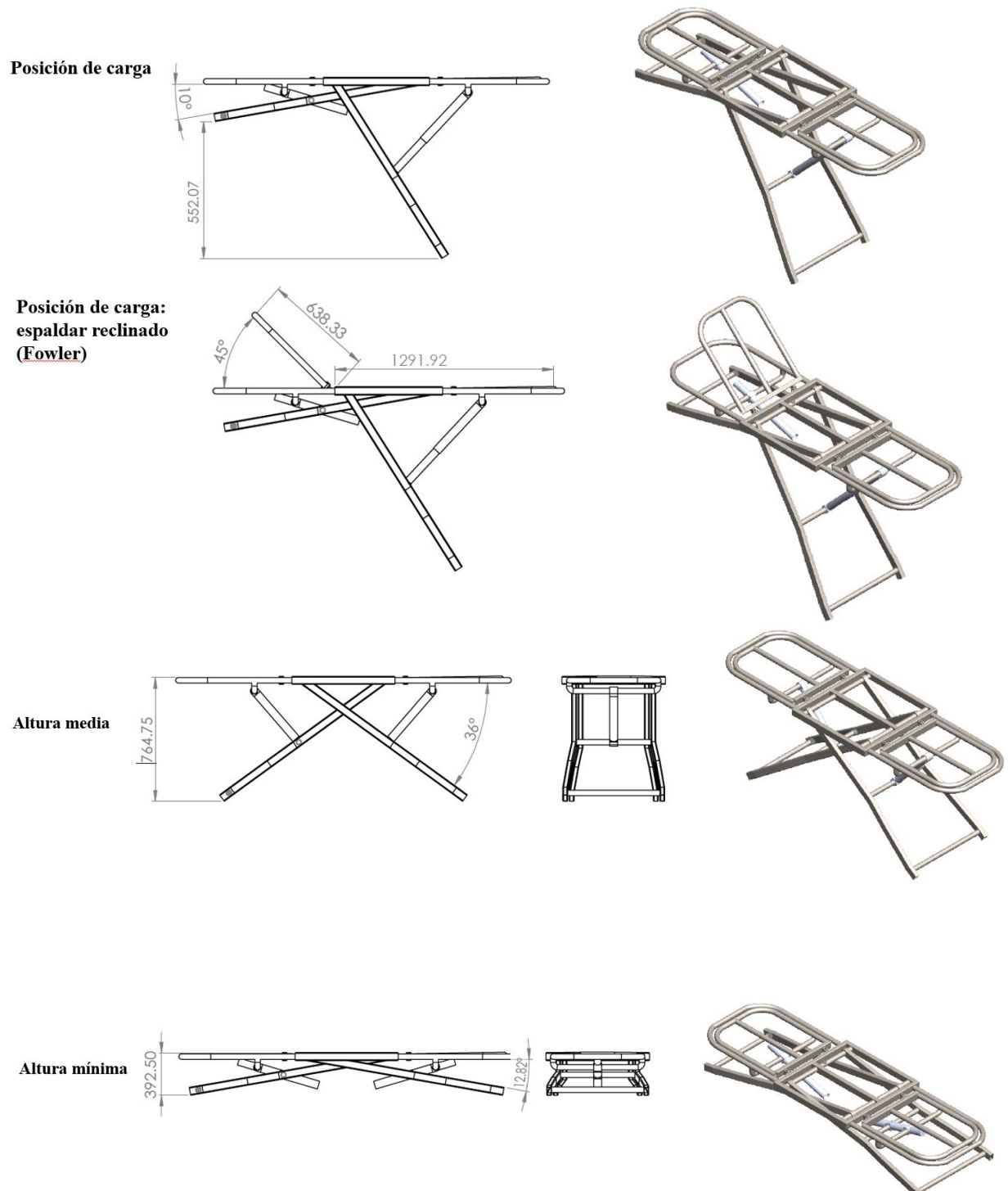


Figura 3.4 Configuraciones adoptadas por la camilla
Elaboración propia

3.2.2. Determinación de reacciones y momentos

En primer lugar, se analiza la estructura principal que soporta al paciente como una viga simplemente apoyada, de modo que se calculan las reacciones y momentos como se muestran en los diagramas de la **Figura 3.5**. Dicha viga se somete a cargas distribuidas que representan la distribución del peso corporal máximo del paciente de 140 kg. De ello, mediante la herramienta BeamGuru, se obtiene que la reacción en el punto de apoyo A es de 1009.51 N, y en el punto B es de 462 N.

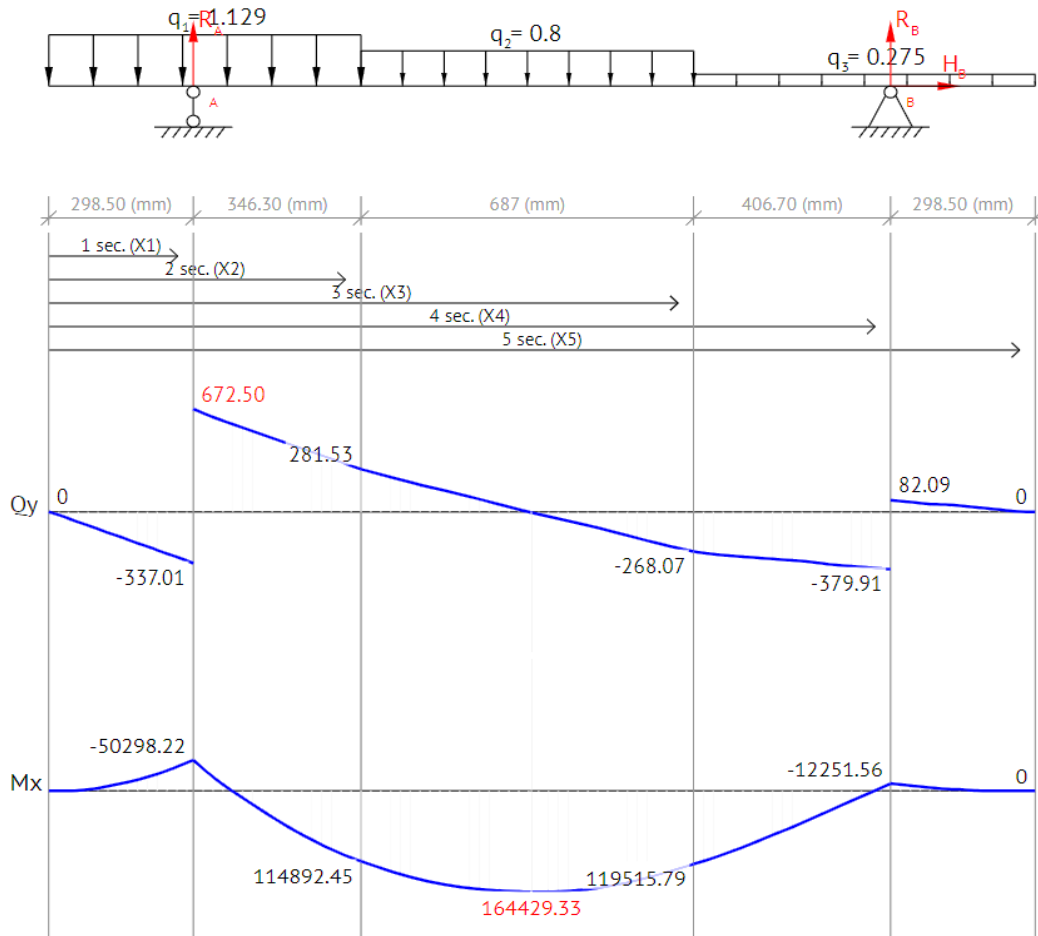


Figura 3.5 Diagrama de cuerpo libre, fuerza cortante y momento flector
Elaboración propia

Se procede a realizar el cálculo del esfuerzo que soporta la viga en la sección más crítica, donde se obtiene un momento máximo de 164.43 Nm. Así, se calcula el módulo de sección para una sección rectangular de 30 x 20 x 2 mm, aplicando (1.5).

$$Z = \frac{0.02 [m] \cdot (0.03 [m])^2}{6}$$

$$Z = 3 \cdot 10^{-6} m^3$$

De este modo, se obtiene el esfuerzo máximo por flexión, mediante (1.6):

$$\sigma = \frac{164.43 [Nm]}{3 \cdot 10^{-6} [m^3]}$$

$$\sigma = 54.81 [MPa]$$

Finalmente, se calcula el factor de seguridad en la sección crítica de la viga según (1.10) y con un valor de esfuerzo de fluencia de 269 MPa, para una sección rectangular de acero ASTM A500. Con este valor se valida el cálculo que se realiza mediante elementos finitos en ANSYS.

$$FS = \frac{269 [MPa]}{54.81 [MPa]}$$

$$FS = 4.91$$

3.2.3. Simulación estructural

Según las condiciones de contorno especificadas en el capítulo anterior, se establecieron los soportes y cargas según las secciones de la camilla. En la **Figura 3.6** se muestra la configuración más crítica, cuando la camilla se encuentra en posición de carga hacia la ambulancia. De esta manera, se colocaron soportes de desplazamiento remoto (H) en el extremo apoyado en la cabina de la ambulancia, de modo que se encuentra restringida por el seguro del piso. En el otro extremo se colocó una restricción de desplazamiento remoto (G), que representa el agarre del paramédico al levantar. Adicionalmente, se incluyó un punto de masa (F) para representar la adición de un tanque de oxígeno en la sección de los pies.

El modelo se configuró con una malla de 30 mm de tamaño, lo cual generó 839 elementos y 1,651 nodos. En cuanto a las placas de unión entre las secciones de la estructura principal, que posee elementos de superficie, se obtuvo un valor máximo de oblicuidad de 0.02 y de calidad ortogonal de 0.99.

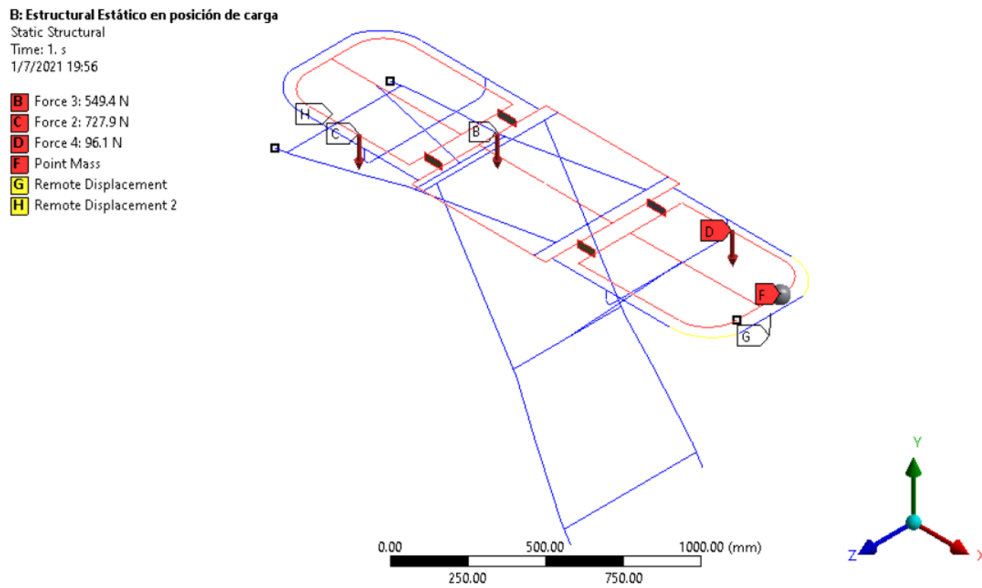


Figura 3.6 Condiciones de contorno aplicadas a la camilla
 Elaboración propia

En la **Figura 3.7** se observan los resultados obtenidos para la distribución del esfuerzo equivalente con la camilla en posición de altura máxima. Se observa que la sección crítica de soporte del paciente tiene un valor máximo de 64.94 MPa, el cual indica un error de 18.48% respecto al valor calculado de forma analítica.

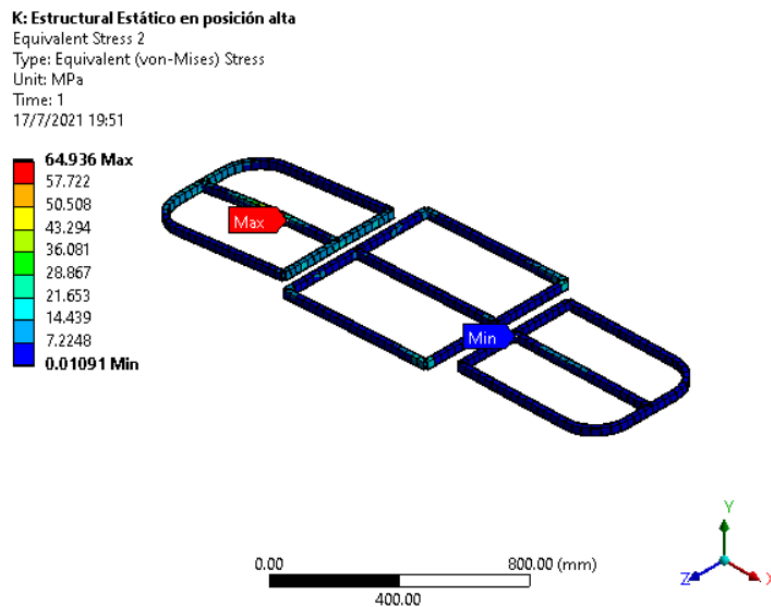


Figura 3.7 Esfuerzo equivalente en posición de altura máxima
 Elaboración propia

En cuanto al factor de seguridad, en la **Figura 3.8** se alcanza un valor de 4.14 en la sección más crítica de la estructura principal, lo cual representa un error del 15.68% respecto a lo obtenido analíticamente. Por ello, queda validada la simulación realizada.

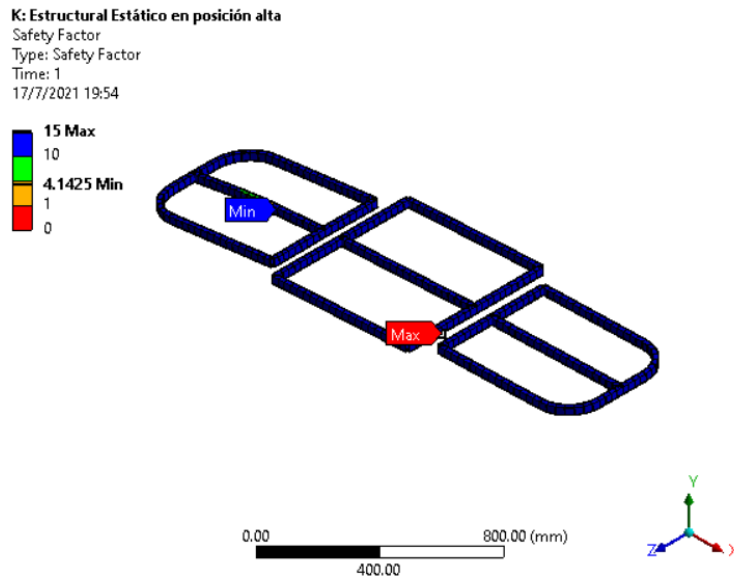


Figura 3.8 Factor de seguridad en posición de altura máxima
Elaboración propia

Cabe mencionar que en base a las iteraciones se asignaron diferentes dimensiones de perfil rectangular a la sección que sostiene la cabeza y tronco, así como la sección que sostiene a los miembros inferiores del paciente, los cuales se muestran en la **Tabla 3.3**. Además, se añadieron dimensiones distintas en los soportes retractiles, de modo que la altura o el ancho del perfil disminuyera en la parte inferior de estos. Los perfiles asignados a los puntos de diseño se obtuvieron según medidas del catálogo de Aceros Arequipa, para tubos de acero A500 [95].

Desde esta perspectiva, cada punto de diseño representa una combinación de perfiles para cada componente de la estructura, cuya variación depende de la minimización del esfuerzo equivalente y la masa total de la camilla. Al realizar la simulación con cada punto de diseño, se verificó que se obtuvieran valores menores al esfuerzo admisible de 114 MPa para barras redondas, puesto que se determinó que el esfuerzo máximo de la estructura ocurre en las barras que unen los soportes retráctiles.

Punto de diseño	Estructura principal	Barra de sujeción de soportes	Soporte retráctil (sección superior)	Soporte retráctil (sección inferior)	Barra entre soportes
1	50 x 20 x 2.5	26.7 x 2	50 x 20 x 2	50 x 20 x 2	26.7 x 2.3
2	60 x 20 x 2			40 x 20 x 2	
3					
4					
5		26.7 x 1.8	50 x 30 x 2	50 x 20 x 2	33.4 x 1.8
6	40 x 20 x 2				
7	30 x 20 x 2			50 x 25 x 2	
8				50 x 20 x 2	

Tabla 3.3 Asignación de perfiles estructurales a la geometría según puntos de diseño. Unidades en mm
Elaboración propia

Para evaluar la tendencia del valor del esfuerzo equivalente respecto a las dimensiones de los perfiles de sección, en la **Figura 3.9** se muestran los valores obtenidos, únicamente variando el espesor del perfil redondo donde se obtienen el esfuerzo máximo. De ello, se observa que el esfuerzo disminuye a medida que el espesor aumenta, y que a partir de un espesor de 1.20 mm se obtienen valores por debajo de 114 MPa.

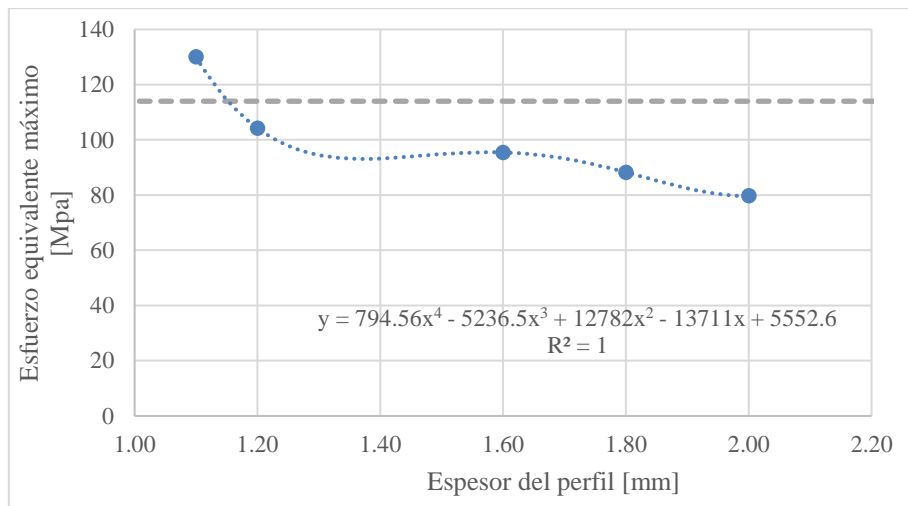


Figura 3.9 Esfuerzo equivalente máximo en función del espesor del perfil redondo
Elaboración propia

En cuanto al perfil rectangular a emplear en los soportes retráctiles, en la **Figura 3.10** también se observa una tendencia de disminución del esfuerzo a medida que se aumenta la altura del perfil de 20 mm de ancho. Asimismo, hay una tendencia de

disminución de la carga de levantamiento. Por lo tanto, los valores de altura deben asignarse a partir de 40 mm para obtener esfuerzos menores a 134.5 MPa.

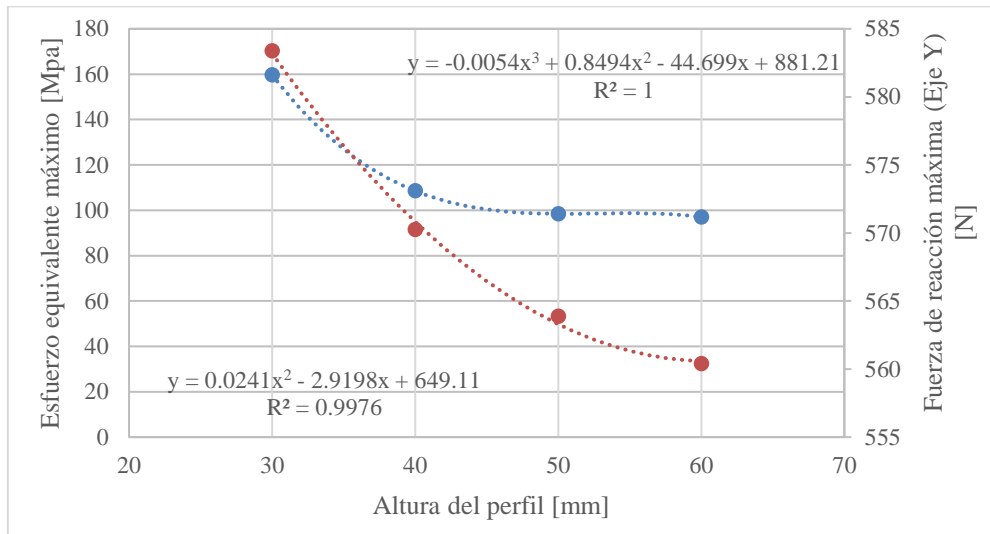


Figura 3.10 Esfuerzo equivalente máximo (azul) y fuerza de levantamiento (rojo) en función de la altura del perfil rectangular. Elaboración propia

En la **Figura 3.12** se observa que, los puntos 7 y 8 se encuentran dentro del rango permisible tanto para esfuerzo como para masa, con un valor de 95.42 MPa y 45.46 kg, siendo el punto 8 el que tiene valores más cercanos al objetivo óptimo.

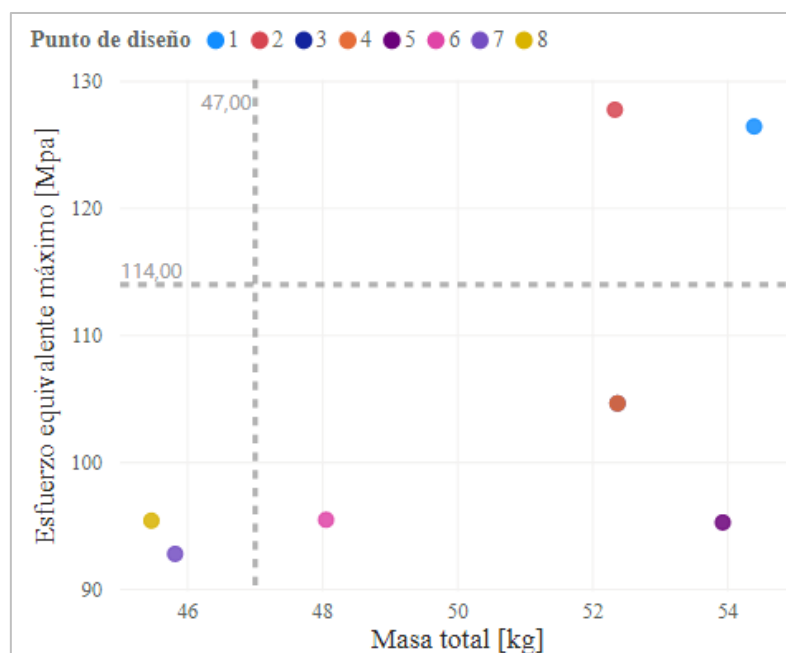


Figura 3.11 Correlación entre esfuerzo máximo y masa obtenida según punto de diseño. Elaboración propia

Cabe mencionar que, a medida que se iteró con la variación de sección de los soportes rodantes, se obtuvo una disminución de la fuerza de reacción de levantamiento. Ello, mediante el aumento del ancho de sección en la parte superior y manteniendo la misma altura para las secciones superior e inferior. Asimismo, el valor de la masa de la camilla también se redujo como se aprecia en la **Tabla 3.11**. Sin embargo, la reducción de peso debido a la disminución de la sección rectangular de la estructura principal también influyó en el aumento de la fuerza de levantamiento que se observa en los puntos 6 a 8.

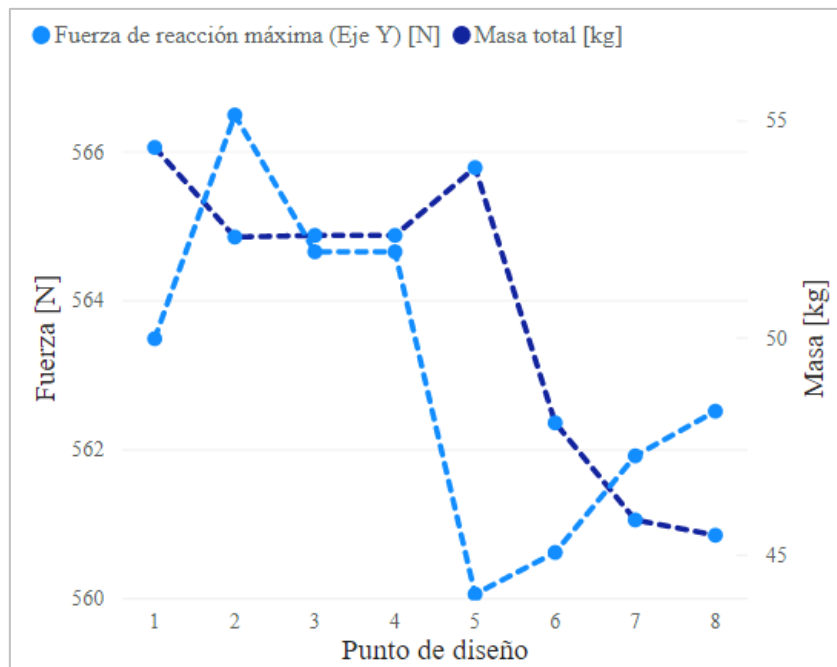


Figura 3.12 Relación entre la fuerza de reacción en Y y la masa obtenida
Elaboración propia

Aplicando las condiciones de frontera en cada configuración se obtuvieron los rangos de esfuerzo y deformación mostrados en la **Tabla 3.4**. Asimismo, su distribución en la estructura se visualiza en la **Figura 3.13**. También, se incluyen las reacciones que corresponden a la carga sobre las manos del paramédico que levanta la camilla en las posiciones de carga. En el **ANEXO 5** se muestran los resultados gráficos para las configuraciones de cambio de altura y posición de carga Fowler.

Parámetro	Configuración				
	Altura máxima	Altura media	Altura baja	Carga acostado	Carga Fowler
Esfuerzo Equivalente máximo [MPa]	64.94	66.44	86.73	95.42	88.84
Deformación máxima [mm]	3.65	3.08	3.05	4.82	3.88
Factor de seguridad mínimo	4.14	4.05	2.63	2.39	2.57
Reacción en eje Y [N] (Paciente promedio)	N/A	N/A	N/A	562.52 (303.53)	601.74 (324.69)

Tabla 3.4 Resumen de resultados para cada configuración.
Elaboración propia

El esfuerzo máximo que se genera en la camilla es de 95.42 MPa, el cual ocurre al levantar la camilla con el paciente acostado, en la posición de carga. Este valor es menor al máximo permisible con un factor de seguridad de 2. Asimismo, la mayor deformación se obtiene en esta posición, con un valor de 4.82 mm. Al comparar este valor con el límite de deflexión obtenido en base a la luz de la sección de menor tamaño, como se aprecia en la **Tabla 3.5**, se verifica que está dentro del límite [111].

Deformación			
Luz	L	1,062.86	mm
Factor Límite	a	180	
Deformación máxima	δ	4.82	mm
Límite de deflexión	L/a	5.9	mm

Tabla 3.5 Comprobación de rigidez de la estructura de la camilla
Elaboración propia

En cuanto a las uniones soldadas requeridas para que las conexiones tengan la resistencia correspondiente a lo hallado en las simulaciones, se requerirá aplicar filetes con soldadura tipo TIG, debido al espesor de 1.8 mm para secciones circulares y 2 mm para secciones rectangulares, lo cual requiere de precisión y control del calor aplicado.

Ya que el espesor varía entre los elementos a soldar, se deberán usar electrodos de diámetro de alrededor de 1.6 mm [112].

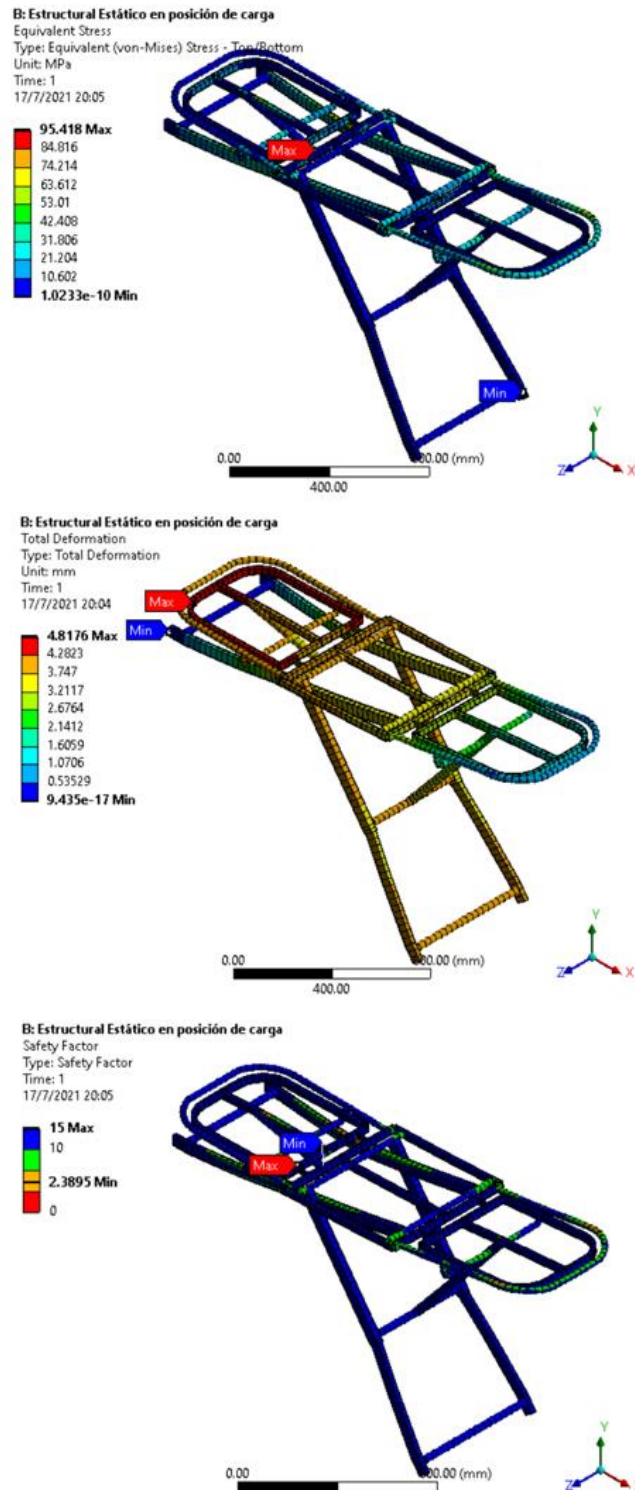


Figura 3.13 Localización de esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad máximo y mínimo
Elaboración propia

En cuanto al factor de seguridad mínimo, este tiene un valor de 2.39 para la condición en la cual se obtiene el esfuerzo máximo. Este valor se encuentra dentro del rango establecido. Asimismo, la reacción máxima obtenida fue de 601.74 N, valor que sirve para estimar la carga de compresión sobre la columna del paramédico en el análisis ergonómico.

Como parte de la evaluación, se hizo la comprobación de modos de falla por pandeo, de los cuales se obtuvieron 3 modos. Estos generaron unas deformaciones menores a 1.5 mm, hallados en la zona baja del soporte rodante con un factor positivo de 154.25, para el tercer modo. Por lo tanto, no se alcanza la carga crítica que haría que se produzcan estas deformaciones.

Una vez realizadas las simulaciones de la estructura en general, en la **Tabla 3.6** se detallan los valores de esfuerzos máximos según el perfil de cada componente de la estructura, indicando la posición de la camilla en la que se registra dicho valor. Así, se ha determinado que la barra superior que une los soportes rodantes delanteros presenta los valores más altos de esfuerzo equivalente, cuando la camilla está en posición de carga. Por ello, este componente tiene el perfil redondo de mayor diámetro.

Componente	Tipo de perfil	Designación [mm]	Esfuerzo Equivalente máximo [MPa]	Factor de seguridad	Posición
Estructura principal	Rectangular	30x20x2	66.44	4.05	Media
	Redondo	26.7x1.8	69.49	3.28	Carga acostado
Barra de sujeción de soportes	Redondo	26.7x1.8	86.73	2.63	Baja
Soporte retráctil (sección superior)	Rectangular	30x50x2	60.73	4.43	Carga acostado
Soporte retráctil (sección inferior)	Rectangular	20x50x2	75.23	3.58	Carga acostado
Barra entre soportes	Redondo	33.4x1.8	95.42	2.39	Carga acostado

Tabla 3.6 Ubicación de esfuerzo máximo según componente de la estructura
Elaboración propia

Habiendo comprobado que el esfuerzo máximo no supera el esfuerzo de diseño admisible, se comprueba que la camilla puede soportar las cargas aplicadas sin que ocurra una falla por fluencia, con un factor de seguridad de 2. Asimismo, debido a que se obtienen deformaciones dentro del límite establecido, este diseño es seguro en cuanto a su rigidez, para pacientes con un peso menor o igual a 140 kg. Además, se comprueba que los miembros a compresión no fallarán por pandeo, bajo las consideraciones de una geometría que no presenta imperfecciones, y sin excentricidades en la aplicación de las cargas.

El diseño de la estructura presenta mejoras al mantener una geometría que cumpla con las dimensiones establecidas en las normas, tomando en cuenta la antropometría peruana y evaluando las opciones de perfiles estructurales que reduzcan el peso, mantengan una resistencia adecuada y permitan deformaciones dentro de los límites establecidos. Así, al evaluar una mayor carga, se obtiene una resistencia de hasta 170 kg, registrándose 115.86 MPa de esfuerzo máximo.

3.3. Análisis de estabilidad con ADAMS

En esta sección se muestra la rueda giratoria seleccionada, cuyas propiedades de fricción se ingresaron al programa ADAMS para simular las situaciones de vuelco señaladas en la metodología. De este modo, se determinó el umbral de vuelco, así como la situación crítica tanto de forma estática como cuando la camilla está en movimiento. Ello se contrastó con el cálculo analítico, de modo que se estableció un rango seguro de valores. Con estos cálculos se determinó el rango óptimo de apertura de la camilla, según su distancia entre ruedas.

3.3.1. Selección de ruedas

La rueda seleccionada es un modelo industrial de la marca Tellure Rota, la cual fue seleccionada según la capacidad de carga requerida, acorde a (2.2), cuyo valor por cada rueda es de 98.5 kg, como se aprecia en la **Tabla 3.7**. Este modelo puede ensamblarse a la estructura mediante una espiga roscada.

Parámetro de selección	Símbolo	Unidad	Valor
Peso propio	E	kg	45.35
Carga adicional	Z	kg	150
Cantidad de ruedas	n		4
Factor de seguridad	S		2
Capacidad de carga	T	kg	98.5

Tabla 3.7 Determinación de capacidad de carga requerida
Elaboración propia

Las especificaciones listadas en la **Tabla 3.8** indican una combinación de material de la banda y dureza que permite una mayor estabilidad durante el movimiento. La capacidad de carga necesaria es el doble de la requerida para cada rueda. Así, el modelo seleccionado excede la capacidad de carga en el caso de que se soporte solo por tres ruedas.

Parámetro	Unidad	Valor
Material banda de rodadura		Poliuretano termoplástico
Dureza		94 ° shore A
Diámetro de rueda	mm	100
Ancho de rueda	mm	40
Capacidad de carga	kg	150
Velocidad de giro	km/h	4
Altura total	mm	128
Voladizo rueda giratoria	mm	35
Montaje		Espiga roscada
Diámetro agujero tornillo	mm	22
Rodamiento		De bolas
Bloqueo de rodadura y giro		Freno de rueda
Superficies aptas		Asfalto
		No pavimentado

Tabla 3.8 Especificaciones del modelo Tellure Rota serie 73
Adaptado de [113]

3.3.2. Generación de análisis de movimiento

Se realizó la simplificación del modelo realizado en SolidWorks para importar un análisis de movimiento. Cada componente tiene un material asignado de modo que posee un centro de masas asociado. Asimismo, se verificaron los grados de libertad de las conexiones entre componentes, determinados por el número de restricciones de movimiento asignadas, incluyendo redundancias. Además, se asociaron los marcadores de cada componente para cambiar su orientación y localización en función del plano inclinado, como se observa en la **Figura 3.14**. Esto se hizo aplicando una función de localización y rotación relativa al punto de origen de la superficie, asociado a una variable del ángulo de inclinación del eje Y.

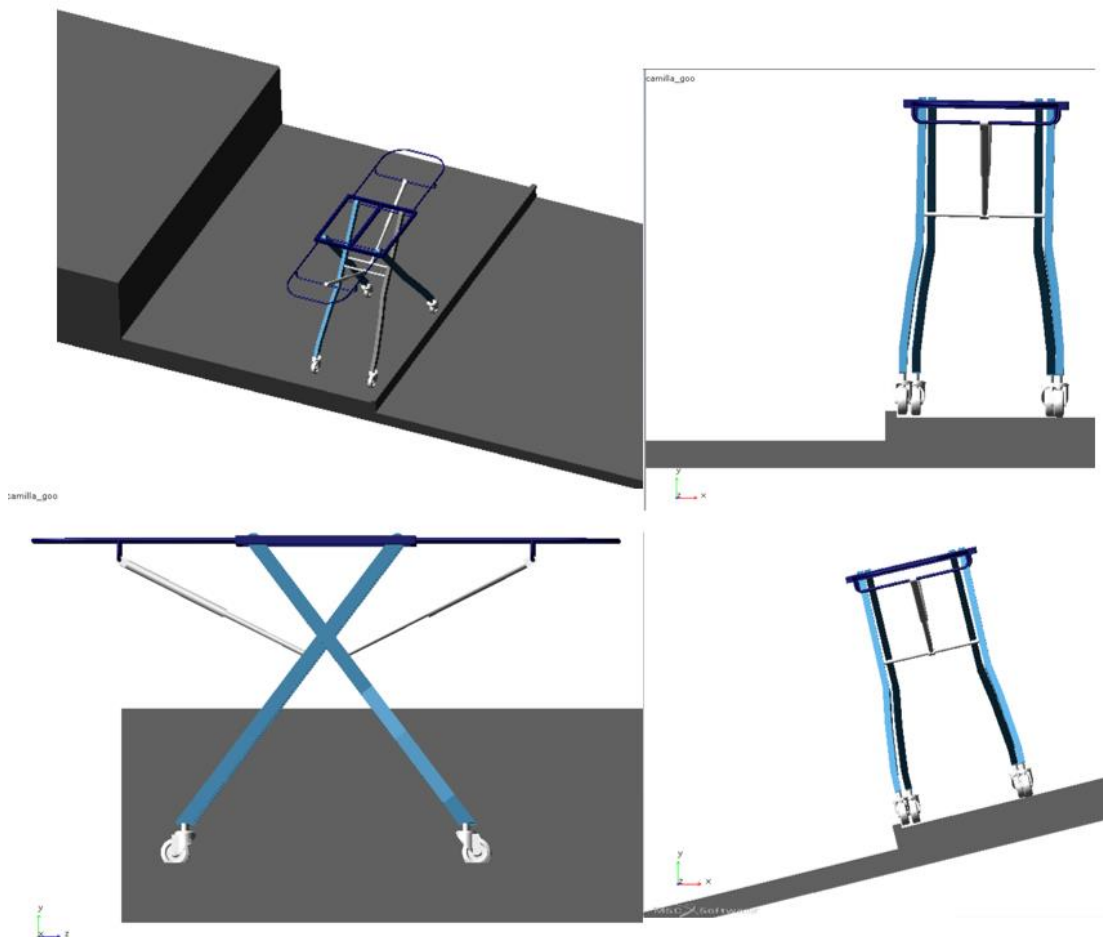


Figura 3.14 Configuración de camilla sobre plataforma basculante
Elaboración propia

Las cargas establecidas son fuerzas de contacto con la superficie, donde se asigna el coeficiente de fricción estático y dinámico. Estos valores se obtuvieron según datos experimentales para el caso de caucho sobre concreto y sobre asfalto, según la **Tabla 3.9**. Además, se evidencia que el coeficiente de fricción del poliuretano es similar al del caucho, para valores bajos de dureza. Por ello, se emplearon los valores máximos de 1.41 para coeficiente de fricción estático y de 0.75 para el dinámico, correspondiente a la interacción entre caucho y asfalto.

Rueda	Superficie	Coeficiente de fricción estático	Coeficiente de fricción cinético
Caucho	Concreto	0.85	0.75
		1	0.8
	Cemento	1.19	
	Grava	0.6	0.55
	Camino de tierra	0.68	0.65
	Asfalto	0.8	0.75
1.41			
Poliuretano 60A	Concreto	0.97	
Poliuretano 92A		0.49	

Tabla 3.9 Coeficientes de fricción entre varias superficies y material de ruedas
Adaptado de [100], [114]

Para la simulación de traslación de la camilla a través de obstáculos y desniveles, se aplica un movimiento rotacional en la unión del eje de las ruedas con una función respecto al tiempo para darle movimiento al sistema, de modo que se desplace a una velocidad constante de 4 km/h. Ello se aprecia en la **Figura 3.15**.

Una vez verificado el movimiento, se obtuvieron valores de aceleración en el eje X, así como la ubicación del centro de gravedad respecto al eje Y. De ello, se determinó el ángulo de giro y la carga aplicada en un extremo que implica el vuelco de la camilla.

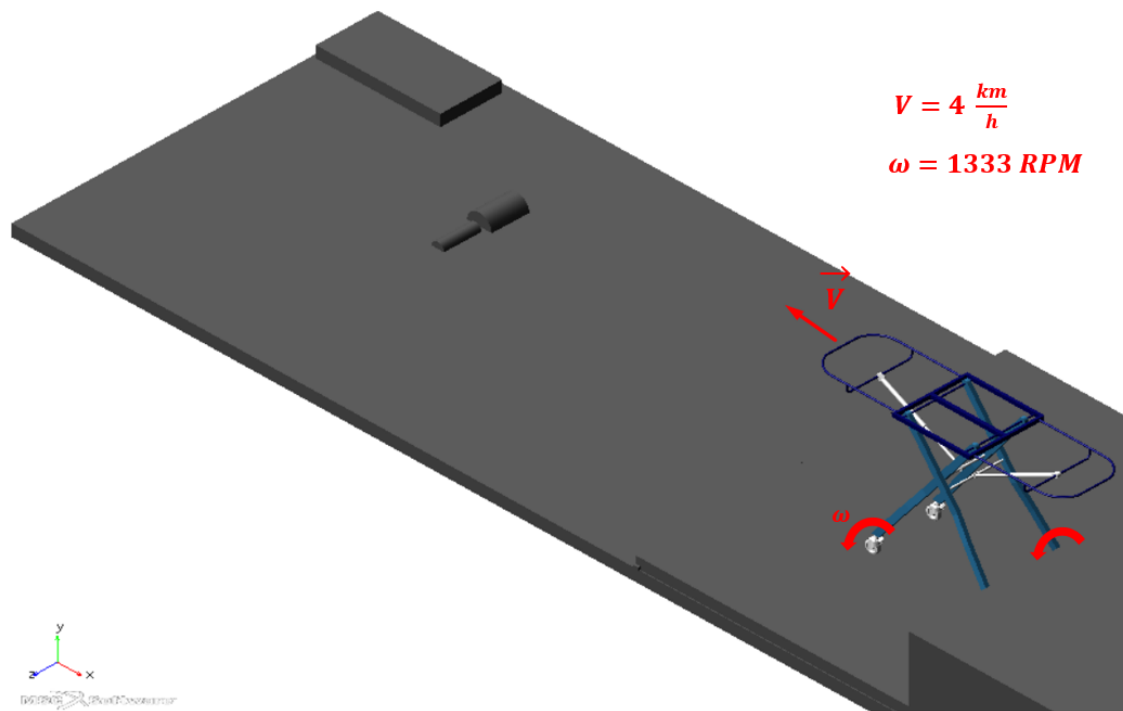


Figura 3.15 Configuración de movimiento de camilla
Elaboración propia

3.3.3. Determinación de límite de volcadura

A partir del equilibrio de momentos respecto al eje Z, adaptando (1.13) al sistema de la camilla se determina el umbral de volcadura y el ángulo de giro límite para vuelco.

$$m \cdot a_x \cdot h_{cg} + (F_{z1}) \cdot a_c - m \cdot g \cdot \varphi \cdot h_{cg} - m \cdot e \cdot \frac{a_c}{2} = 0 \quad (3.1)$$

Donde:

a_x : aceleración lateral ($\frac{m}{s^2}$)

m : masa de la camilla (kg)

h_{cg} : altura del centro de gravedad (m)

F_{z2}, F_{z1} : reacciones normales al suelo (N)

α : ángulo de apertura de la estructura ($^\circ$)

φ : ángulo de giro ($^\circ$)

Sabiendo que la altura del centro de gravedad es de 876.51 mm y la distancia entre ruedas es de 570.82 mm, se determina el umbral de volcadura con (1.14). Para una superficie plana con $\varphi = 0$, se calcula una aceleración lateral de $3.19 \frac{m}{s^2}$.

$$\frac{a_x}{g} = \frac{\frac{570.82}{2}}{876.51}$$

$$a_x = 3.19 \frac{m}{s^2}$$

En cuanto al ángulo de giro crítico, este depende la geometría de la camilla, según la ubicación del centro de gravedad, por lo que se obtiene un valor de 18.04° para que la camilla vuelque sin presencia de carga o aceleración lateral inicial.

$$\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{a_c}{2 \cdot h} \right) \quad (3.2)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{570.82}{2 \cdot 876.51} \right)$$

$$\varphi = 18.04^\circ$$

En ADAMS, se utilizaron variables de diseño para la parametrización de la inclinación de la superficie y de carga aplicada. Con un estudio de diseño se iteró la variación de parámetros para determinar el ángulo de vuelco en la simulación, así como el umbral de volcadura. Asimismo, se determinó el punto de vuelco en cuanto al desbalance de carga máximo.

De la evaluación, en la **Tabla 3.10** se muestra un ángulo máximo de 14.5° para el inicio del vuelco con la camilla estacionaria y sin carga. En el caso de aplicación de carga fuera del centro de gravedad de la camilla, se obtuvo un ángulo mínimo de 5.08° para vuelco con 150 kg de carga. Así, el punto de vuelco máximo se alcanza en superficie plana, cuando la camilla sostiene el peso de un paciente de 303 kg en un extremo. Sin

embargo, este punto no se llegaría a alcanzar debido a la limitación de resistencia de la camilla, según su capacidad de carga menor a 170 kg.

Ángulo superficie (°)	Punto de vuelco (N)	Umbral de volcadura ($\frac{m}{s^2}$)
0	0	2.75
14.50	0	0
5.50	735.80	4.62
5.08	1,471.50	0.95
0	2,975	0.14

Tabla 3.10 Punto de vuelco y umbral de volcadura para cada situación
Elaboración propia

En cuanto al umbral de volcadura, este fue de $2.75 \frac{m}{s^2}$ en superficie plana, el cual fue disminuyendo a medida que se alteraba el ángulo de giro, ya sea por el cambio de inclinación de la superficie o de la carga desbalanceada. En la **Figura 3.16** se observa que la aceleración lateral obtenida analíticamente tiene un rango de valores más elevado para ángulos de giro de 0° a 18° . La región de estabilidad corresponde a los valores debajo de la curva formada. Sin embargo, el rango seguro se comprueba según los valores simulados, pues toman en cuenta las características inerciales de los componentes. Así, el rango seguro de giro sería de 0° a 14.5° .

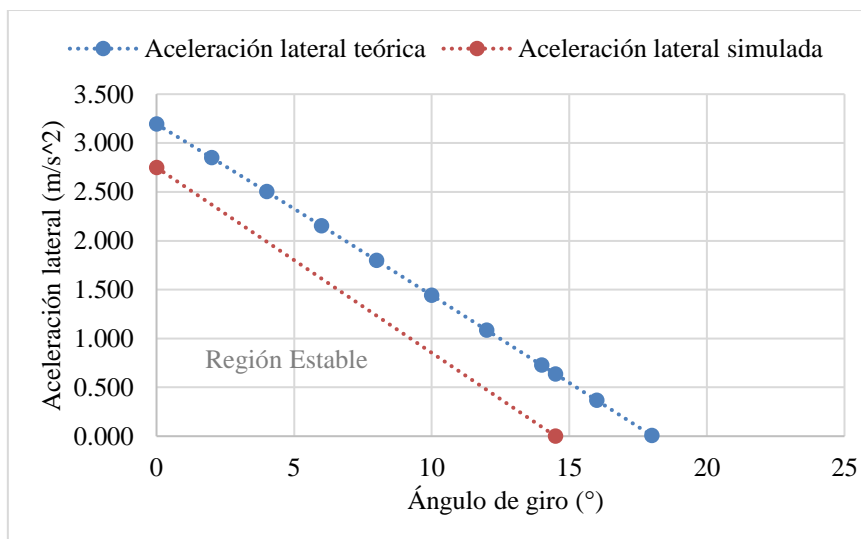


Figura 3.16 Aceleración lateral en función del ángulo de giro
Elaboración propia

Respecto al desplazamiento del centro de gravedad de la estructura, se comprueba que a partir de una aceleración lateral de $2.75 \frac{m}{s^2}$, se alcanza el punto máximo a los 1.68 segundos. Este tiempo es menor a medida que aumenta el valor de aceleración, según lo indica la **Figura 3.17**.

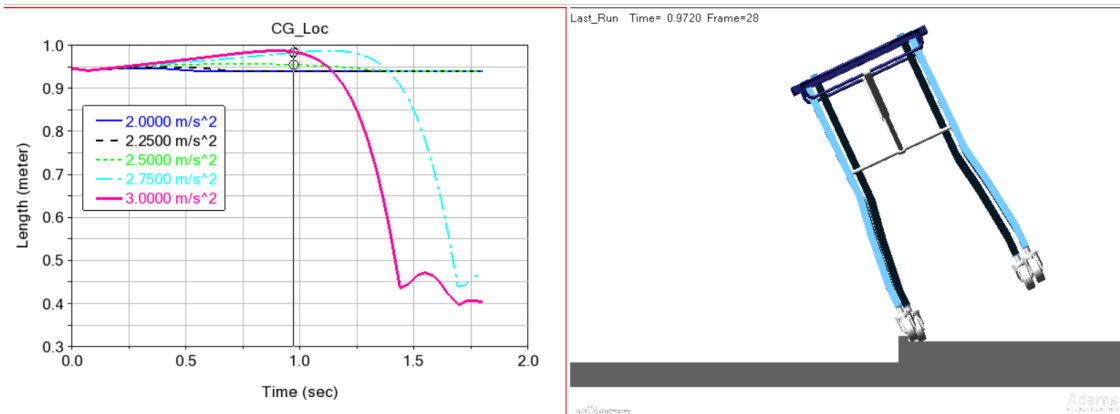


Figura 3.17 Iteraciones de vuelco a diferentes aceleraciones.
Elaboración propia

Al realizar la comprobación dinámica con obstáculos, desnivel y desbalance de carga, la situación de vuelco no se dio para una velocidad máxima de 4 km/h. Según la **Figura 3.18**, a los 3 segundos de iniciado el movimiento, el centro de gravedad desciende hasta 1230 mm respecto al eje Y, debido al desnivel. Asimismo, el choque de la rueda ocurre a los 6.5 segundos, sin producirse que ocurra vuelco. Por lo tanto, se corrobora que durante el uso de la camilla en terreno irregular este diseño es seguro en cuanto a su estabilidad respecto a volcadura.

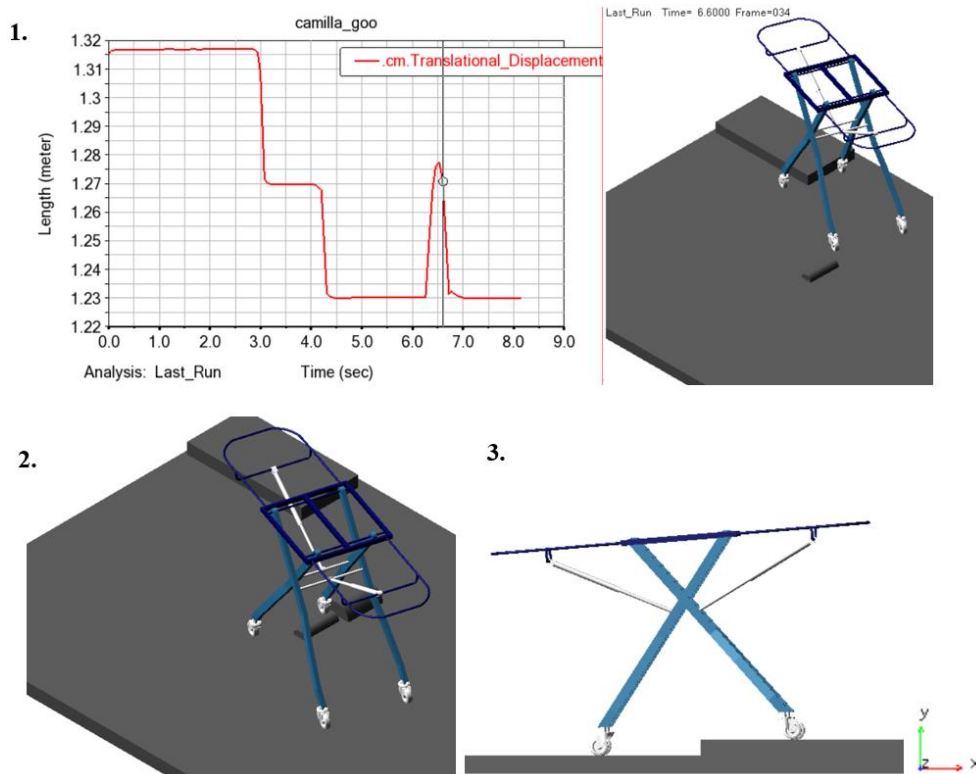


Figura 3.18 Evaluaciones dinámicas

1. Choque de una rueda a 4 km/h, 2. Desplazamiento por obstáculos, 3. Desplazamiento por desnivel
Elaboración propia

3.3.4. Determinación de ángulo de apertura óptimo

Al hacer la comparación de la curva del umbral de volcadura respecto a la distancia entre ruedas, se evidencia que su aumento es directamente proporcional a esta medida. Por lo tanto, para asegurar una mayor distancia entre ruedas se calcula el ángulo de apertura de los soportes como se muestra en la **Figura 3.19**. Así, se tiene en consideración que esta modificación de geometría debe permitir una entrada a la ambulancia sin obstruir la atención del paciente, al no sobrepasar el ancho de la estructura principal. Por ello, se obtiene un rango de valores de 14.48° a 17.30° , siendo 14.48° el mínimo de apertura, lo cual implica unos soportes casi rectos. En ese sentido el valor ideal sería el máximo para obtener un mayor umbral de volcadura.

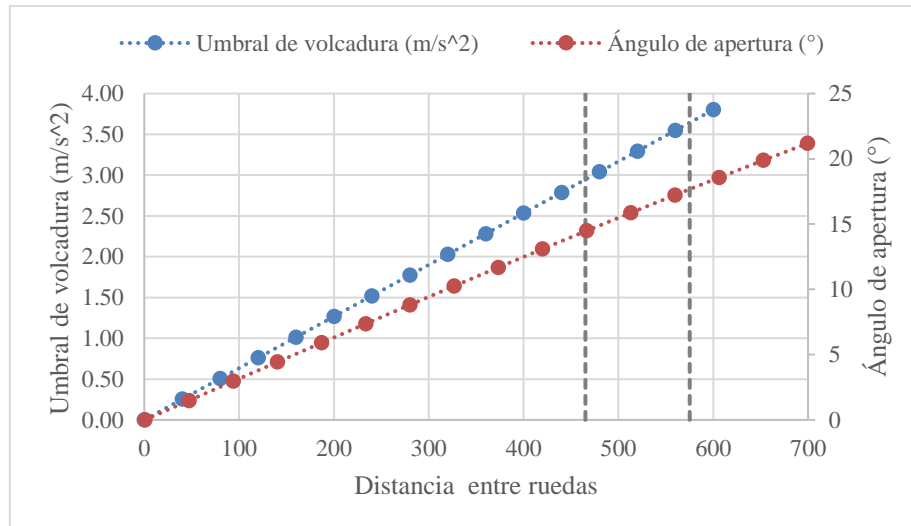


Figura 3.19 Umbral de volcadura y ángulo de apertura en función de la distancia entre ruedas
Elaboración propia

3.4. Evaluación ergonómica con OpenSim

Las variables de entrada identificadas para este análisis tienen que ver con la masa del paciente y la camilla, así como la fuerza necesaria para levantarlos al ingresar a la ambulancia. Además, se toman en cuenta los límites de compresión y corte vertebral. A partir de ello, se determinan las cargas vertebrales a lo largo de la columna, generadas al levantar un peso conjunto de 121 kg en promedio, y de 195 kg como máximo. De este peso el paramédico sostiene una parte que se distribuye en cada mano.

3.4.1. Adaptación de modelo musculoesquelético

El análisis se realizó con el modelo genérico masculino y femenino, señalado en la **Tabla 2.17**. Asimismo, se evaluaron cuatro actividades, a partir de posturas estáticas con y sin carga en cada mano. Estas posturas constituyen diferentes casos de carga de la columna, según la variación de los ángulos de flexión de tronco y codos, así como de torsión axial del tronco para cargas asimétricas. Estas actividades se detallan en la **Figura 3.20**.

La simulación se realizó a partir de archivos de movimiento previamente definidos que conforman las posturas estáticas con una duración de un segundo. También, se

ingresaron las fuerzas externas, representadas por una carga puntual que actúa en cada mano del modelo con dirección vertical; así como las fuerzas de reacción del suelo.

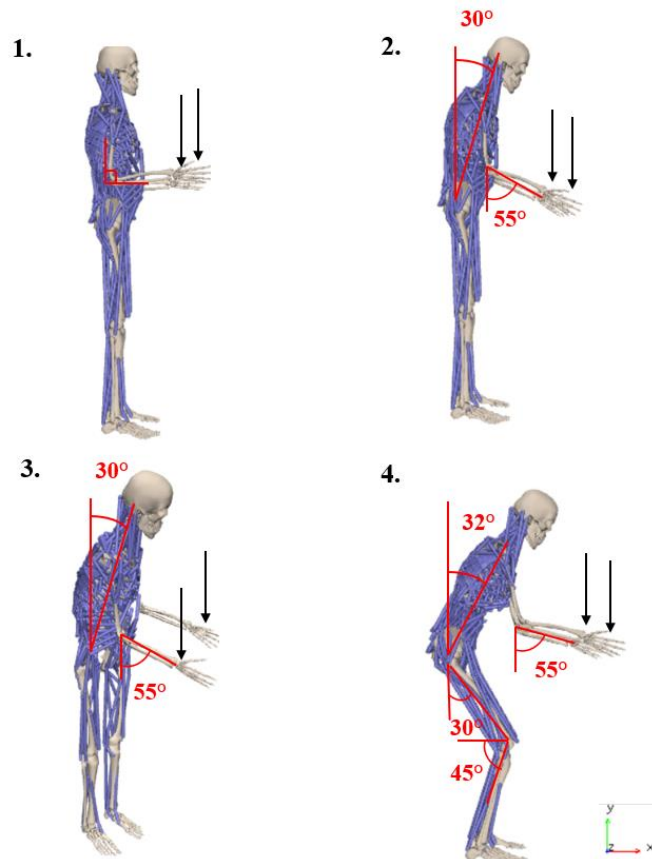


Figura 3.20 Actividades evaluadas

1. Posición erguida y codos flexionados 90° con carga, 2. Flexión del tronco (30°) con carga, 3. Torsión axial y flexión de 30° con carga, 4. Agachado con carga. Elaboración propia

3.4.2. Determinación de cargas vertebrales

La configuración de la herramienta de optimización estática requirió especificar tanto el movimiento como las fuerzas externas aplicadas al modelo. En los casos de levantamiento se incorporó una carga de 103.01 N sobre cada mano. Este valor representa la carga que soportan por tres personas al levantar la camilla, en el caso crítico de paciente obeso.

Debido a la falta de datos experimentales de las fuerzas y momentos de reacción del suelo para cada postura, estos se compensaron al añadir actuadores residuales con un

factor de 10,000 N, según [115]. Así, la herramienta pudo hallar una solución de activación muscular que mantenga el equilibrio estático en cada nivel de la columna.

Con estas consideraciones se obtuvieron las activaciones y fuerzas musculares aplicando (1.17), las cuales se utilizaron para estimar las reacciones en las articulaciones mediante (1.18). Las cargas vertebrales se calcularon como el promedio de las fuerzas intervertebrales inferior y superior obtenidas anteriormente [115]. Las cargas se obtienen en los niveles vertebrales de T1 a L5, los cuales corresponden a la región toracolumbar de la columna.

Los valores de compresión obtenidos se muestran en la **Figura 3.21**, donde el rango de carga varía con cada actividad. Si bien se observan tendencias similares en cuanto a las curvas de compresión, las magnitudes y formas varían, presentando valores mayores para el modelo masculino. Esto se debe a que se requiere un mayor esfuerzo muscular para compensar el peso de la parte superior del cuerpo.

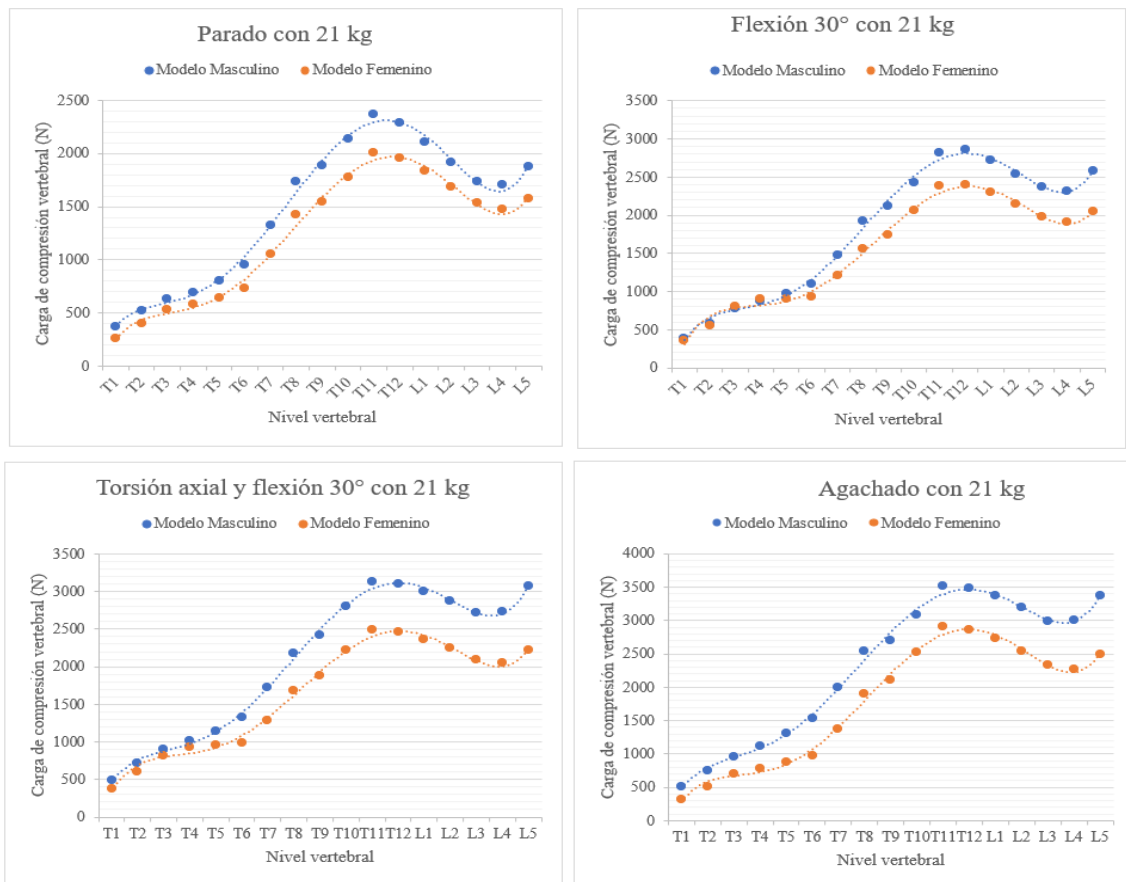


Figura 3.21 Valores de compresión por cada nivel vertebral (T: torácico, L: lumbar)
Elaboración propia

En el caso de no aplicar fuerzas externas, la columna soporta el 74% del peso corporal en el nivel vertebral L5, para el caso masculino. La **Tabla 3.11** muestra que los mayores niveles de compresión se obtienen en las actividades de torsión axial y postura agachado con carga. Sin embargo, se observa que los mayores niveles se alcanzan en el nivel T12, por lo que se esperaría un aumento del punto máximo de compresión en la zona lumbar ajustando la postura a un rango de flexión de hasta 90°, y un aumento de flexión en las rodillas.

Actividad	Compresión máxima (N)		% del peso corporal		Nivel vertebral
	M	F	M	F	
Parado con 21 kg	2,374.72	2,006.61	310%	335%	T11
Flexión 30° con 21 kg	2,860.60	2,494.42	374%	417%	T12
Torsión axial y flexión 30° con 21 kg	3,133.14	2,907.93	410%	486%	T11
Agachado con 21 kg	3,513.80	2,406.65	459%	402%	T11

Tabla 3.11 Compresión máxima por cada actividad evaluada
Elaboración propia

3.5. Modificación del mecanismo de elevación

En cuanto al mecanismo de elevación, mediante la revisión de estudios previos se comprobó que un mecanismo accionado tiene mejores resultados de evaluación ergonómica, respecto a camilla manuales. Por lo cual, se determinó la utilización de un mecanismo basado en actuadores eléctricos que brinden la asistencia en la manipulación de la camilla.

Ello requiere un conocimiento de las propiedades espaciales e inerciales de los componentes. De esta manera, se prueba la funcionalidad ergonómica del diseño optimizado de la camilla, con un procedimiento virtual aplicable a sistemas mecánicos que interactúan con el usuario, como es el caso de una camilla de ambulancia

3.5.1. Selección de mecanismo de elevación

Para cambiar la posición de los soportes retráctiles se requiere de dos actuadores lineales que se accionen de forma independiente o sincronizada. Para ello, se ha determinado una fuerza de empuje, por cada actuador, que alcanza un máximo de 873 N para levantar la carga crítica. Esto considerando que la carga a ser movida corresponde al peso del paciente, junto con el peso de la estructura principal y uno de los soportes rodantes. Asimismo, en el caso crítico de carga de la camilla a la ambulancia se determinó que el actuador lineal soporta hasta 1,037.60 N. Así, se seleccionó el actuador lineal de la marca LINAK, el cual tiene aplicaciones para camillas de hospital y de emergencias, cuyos parámetros cumplen con los requerimientos, como se evidencia en la **Tabla 3.12**.

Parámetro de diseño	Unidad	Requerimiento	Actuador LA28 compact
Peso a ser movido	kg	177.98	
	N	1,745.98	
Fuerza de empuje	N	1,037.60	1,500
Carrera	mm	302.34	300
Tiempo de extensión	s	7.00	8.96
Velocidad	mm/s	43.19	33.5

Tabla 3.12 Parámetros del actuador lineal
Elaboración propia con datos de [116]

3.5.2. Integración de modelo CAD en OpenSim

La evaluación ergonómica del levantamiento de la camilla, en la etapa de ingreso a la ambulancia, se consigue con la evaluación de las fuerzas de compresión sobre la zona lumbar de la columna. Para definir la postura que adopta el paramédico al levantar la camilla diseñada, se incluyó su geometría en el modelo musculoesquelético en OpenSim, como se observa en la **Figura 3.22**. Asimismo, en el **ANEXO 6** se indica el código XML modificado, con las propiedades inerciales y espaciales de la camilla.

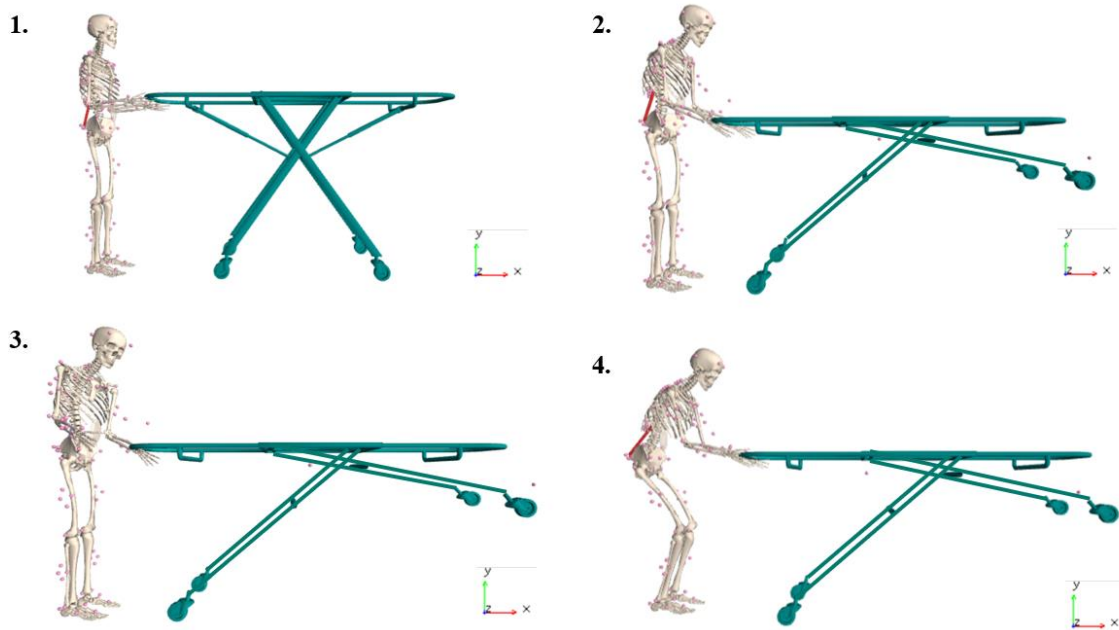


Figura 3.22 Postura adoptada por el modelo al levantar la camilla

1. Posición erguida y codos flexionados 90° con carga, 2. Flexión del tronco (30°) con carga, 3. Torsión axial y flexión de 30° con carga, 4. Agachado con carga

Elaboración propia

Para poder realizar una simulación de levantamiento que incluya la camilla, es necesario incluir una unión soldada entre la mano derecha (cuerpo independiente) y la barra de sujeción de la camilla, así como una restricción soldada respecto a la mano izquierda. Si bien esto no se logró en este modelo, se determinó que se requiere tener acceso a las posiciones de los ejes referenciales de las manos para que los puntos de unión coincidan sin generar errores. A diferencia de SolidWorks, OpenSim no cuenta con una herramienta de medición para determinar dichos puntos.

3.5.3. Verificación de riesgo de lesión

Se ha evidenciado la influencia sobre la columna de diferentes posturas y características corporales, aplicando la carga de levantamiento al sistema musculoesquelético humano. De los resultados máximos, se hizo una evaluación según la postura crítica agachada, con dos personas sosteniendo 16.5 kg (paciente promedio), y con tres personas sosteniendo una carga de 21 kg (paciente obeso). De ello, se determinó que esta última situación alcanza un valor de 3,378.58 N de compresión máxima en la zona de estudio (nivel L4/L5), como se observa en la **Figura 3.23**.

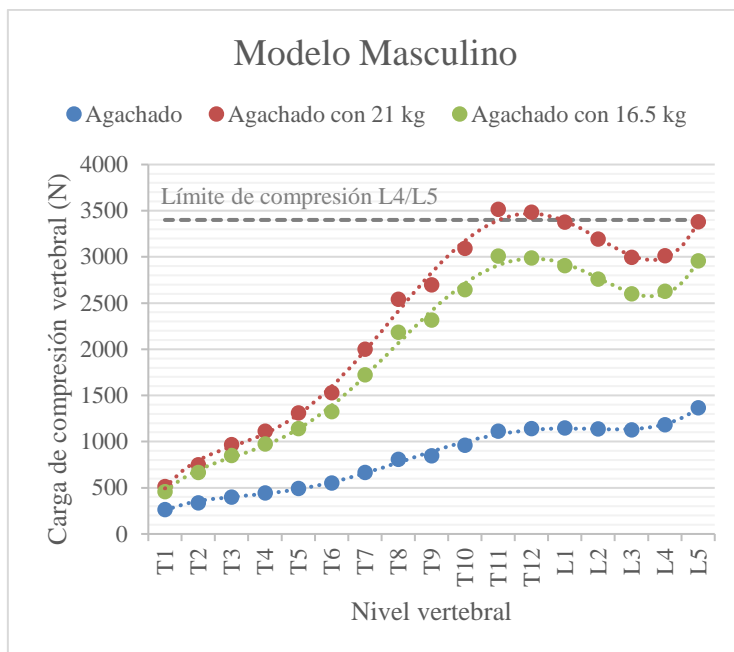


Figura 3.23 Compresión por nivel vertebral. Postura agachado (T: torácico, L: lumbar)
Elaboración propia

Se comprobó que únicamente en el caso de postura erguida, es posible que una persona pueda sostener una carga de 33 kg (paciente promedio), sin que ello represente un riesgo de lesión lumbar. Así, en la **Figura 3.25** se observa que no se supera el límite en la zona lumbar.

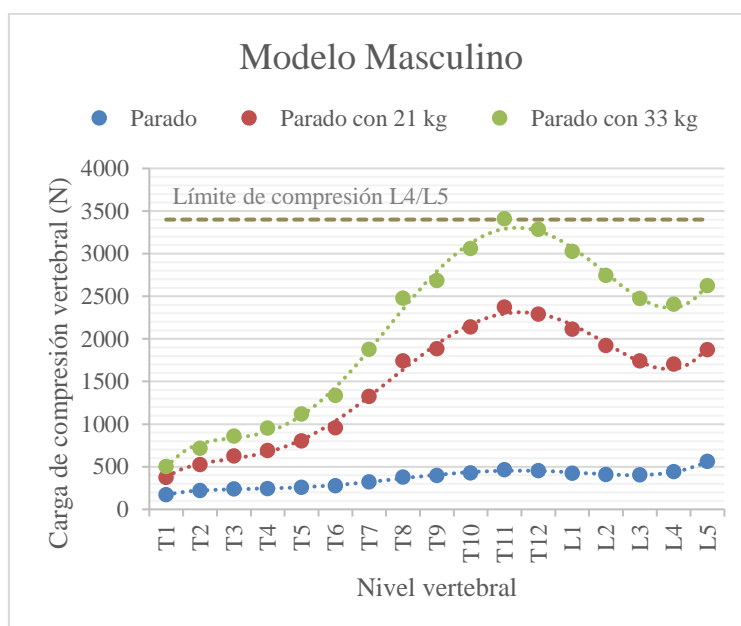


Figura 3.24 Compresión por nivel vertebral. Postura erguida (T: torácico, L: lumbar)
Elaboración propia

Para el caso de torsión y flexión axial, en la **Figura 3.25** se evidencia que no se supera el límite seguro en ninguna de las situaciones de carga. Sin embargo, al tratarse de un levantamiento asimétrico es necesario comprobar el efecto de las cargas de corte.

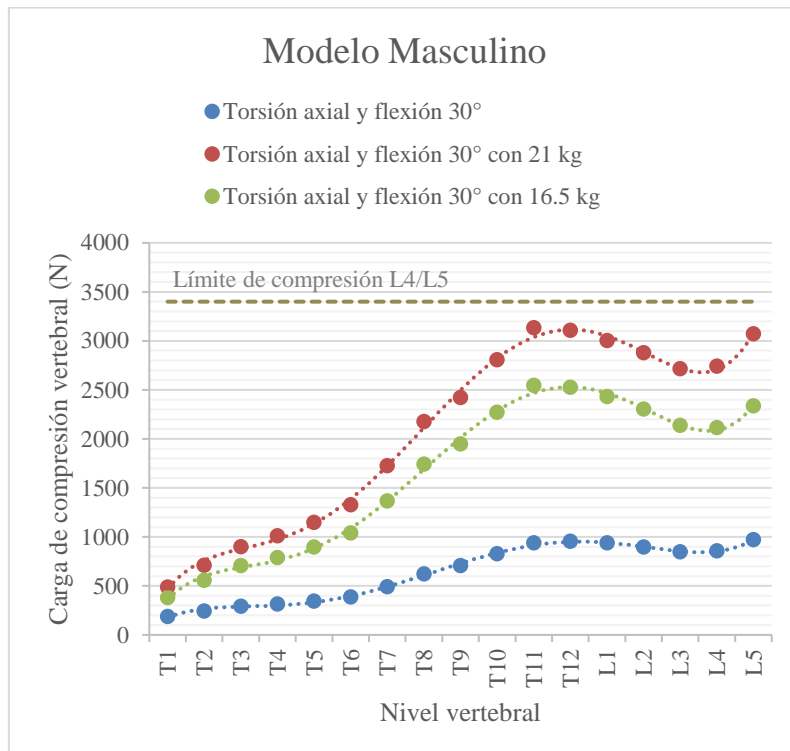


Figura 3.25 Compresión por nivel vertebral. Postura de torsión y flexión axial a 30° (T: torácico, L: lumbar)
Elaboración propia

Si bien la obtención de cargas de corte no ha sido validada para este modelo, en el **ANEXO 7** se incluyen estos resultados y se observan valores máximos de corte del plano AP en el nivel L5, con un valor de 887.07 N para el caso de torsión axial. En ese sentido, se evalúan los valores de compresión y corte según la **Tabla 3.13**. Por lo tanto, las actividades que involucran levantamiento de carga se encuentran dentro del rango seguro respecto al riesgo de lesión.

Tipo de fuerza aplicada al disco intervertebral	Criterio Límite [N]	Valor máximo obtenido [N]
Compresión	3,400	3,378.58
Corte	1,000	887.07

Tabla 3.13 Comprobación de riesgo de lesión de la columna
Elaboración propia

En particular, para el caso de torsión axial, se calcularon los valores de RWL y LI para comprobar si la carga de 21 kg representa un riesgo para el operario, según las expresiones (1.2) y (1.3). Como el valor de LI es mayor a 1, puede haber lesiones para algunos operarios de la camilla, por lo que deben evaluarse medidas adicionales para reducir la carga en el caso de requerir torsión axial. Sin embargo, los resultados muestran que los movimientos que incluyan la adopción progresiva de las demás posturas estáticas no serán riesgosos.

Factores multiplicadores	
LC	23
HM	1
VM	0.99
DM	1
AM	0.9
FM	0.37
CM	1
Peso máximo recomendado (kg)	
RWL	7.58
Índice de levantamiento	
LI	2.18

Tabla 3.14 Determinación de peso recomendado para levantamiento asimétrico
Elaboración propia

Para reducir las cargas sobre la columna durante operaciones de levantamiento e ingreso a la cabina de ambulancia se determinó que influye el peso de los componentes, la capacidad de carga para levantar al paciente, la disminución de resistencia a rodadura y la adaptación a superficies. Asimismo, la velocidad del actuador influye en el tiempo que debe sostenerse la carga, al igual que el rango de movimiento del mecanismo determina la postura que se debe adoptar.

3.6. Consolidación del diseño de camilla telescópica

En este apartado, el diseño verificado se describe en cuanto a su capacidad funcional y parámetros de diseño, obtenidos en los tres análisis realizados.

3.6.1. Descripción de la solución

El ensamble con los componentes y perfiles seleccionados se muestra en la **Figura 3.26**. En este se aprecia que la camilla se compone de secciones variables en sus soportes retráctiles. Además, estos se pliegan respecto al punto de pivote sobre la estructura principal con una conexión en su sección tubular.



Figura 3.26 Ensamble de la camilla
Elaboración propia

En el **ANEXO 8** se muestran los planos de ensamble general de la camilla, así como de las dimensiones de sus componentes y sus configuraciones. Las opciones de ajuste incluyen altura variable según tres posiciones, así como cambios de ángulo para respaldar y soporte de pies del paciente. La operación del mecanismo de levantamiento y retracción se realiza mediante actuadores lineales con una fuente de energía eléctrica, esto reduce las maniobras que realiza el operador durante la carga y descarga de la ambulancia.

La altura variable le permite a los paramédicos trabajar en una posición ideal, así como permitir transferencia a otra camilla o a una silla de ruedas. El respaldo ajustable facilita el confort del paciente para adoptar una posición Fowler a 45° sentado o semi sentado. Al tener soportes rodantes independientes, su cambio de posición permite que el paciente se recline a una posición Tredelenburg con un ángulo máximo de 16°. En la **Figura 3.27** se muestra la posición de altura de carga, donde la plataforma representa la altura a la que se encuentra la cabina de la ambulancia a unos 550 mm.

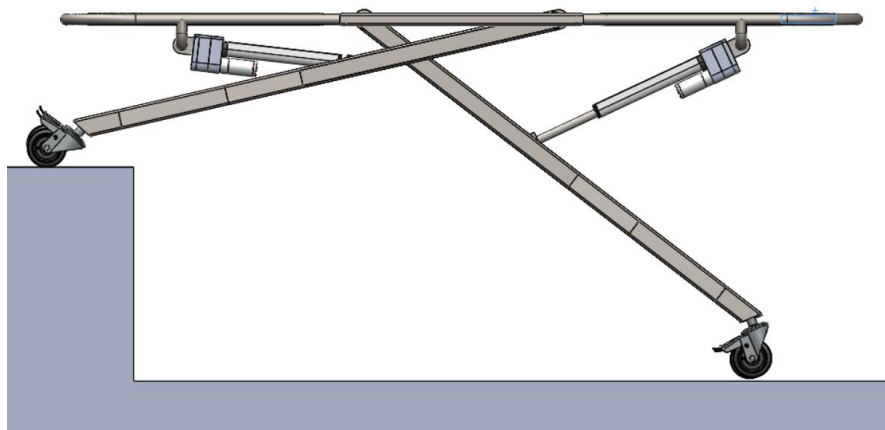


Figura 3.27 Posición de carga a la ambulancia
Elaboración propia

La distribución de masa de la camilla se evidencia en la **Tabla 3.15**, donde más del 80% del peso de la camilla corresponde a la estructura principal y soportes rodantes. Asimismo, se pudieron incorporar actuadores y ruedas que aportaran un menor peso a la camilla, cumpliendo con los requerimientos de diseño.

Componente	Unidad	Masa (kg)	% del peso total
Estructura principal	kg	18.58	40.97%
Soportes rodantes	kg	18.80	41.46%
Actuadores	kg	4.15	9.16%
Ruedas	kg	3.65	8.04%
Camilla	kg	45.35	100.00%

Tabla 3.15 Relación de masas según componente de la camilla.
Elaboración propia

3.6.2. Evaluación de parámetros obtenidos

Finalmente, en la **Tabla 3.16** se hace la comparación entre los valores indicados en la especificación del producto, siendo el valor marginal el mínimo aceptable. Al contrastar con los valores obtenidos se evidencia que la masa total, la capacidad de carga y dimensiones están dentro de los valores aceptables. Además, se destaca que el punto de vuelco excede el valor ideal, por lo cual se ha logrado una mejora respecto al obtenido en las camillas actuales.

Si bien la camilla permite evitar lesiones en paramédicos al levantarla entre dos personas, se observa que el tiempo de plegado excede el valor marginal. Por ello, se evidencia una oportunidad de mejora respecto al mecanismo de elevación modificado. Asimismo, el ratio de resistencia-peso podría mejorarse respecto a modelos comerciales.

Nº	MÉTRICA	UNIDAD	VALOR MARGINAL	VALOR IDEAL	VALOR OBTENIDO
1	Masa total	kg	47	34	45.35
2	Punto de vuelco	N	1,121 ± 44	2,033 ± 165	2,975
3	Tiempo de plegado	s	7	4	8.96
4	Capacidad de carga	kg	150	318	170
5	Rango de altura	mm	530 - 1,911	230 - 2,007	307 - 1,195
6	Ángulo de apertura de la estructura	°	19	≥ 5	17
7	Ancho máximo	mm	610	550	600
8	Diámetro de ruedas	mm	100	200	100
9	Carga de compresión sobre la columna (zona lumbar L5/S1)	N	< 3,400	≤ 1,900	3,378.58
10	Carga de corte sobre la columna (zona lumbar L5/S1)	N	< 1,000	500	887.07
11	Cantidad de operarios	Und.	2	1	2
12	Compatibilidad con seguro de cabina	Binario	compatible	compatible	compatible
13	Ratio resistencia - peso	kg/kg	4.2	7.8	3.75

Tabla 3.16 Parámetros de la camilla
Elaboración propia

CONCLUSIONES

1. En la presente tesis se evaluó el impacto ergonómico del peso, ángulo de apertura y sistema de elevación del diseño de una camilla telescópica. Así, se estableció que la distribución del peso de la camilla influye en el levantamiento de carga, lo cual fue facilitado mediante un mecanismo accionado por actuadores lineales. Además, se estableció que los soportes con un mayor ángulo de apertura aumentan el punto de vuelco de la camilla. En ese sentido, la estructura cumplió con los requerimientos dimensionales de las normas europeas de diseño de camillas, con una comprobación del aumento de la seguridad durante su movilización en superficies irregulares.
2. Se especificó un concepto de diseño que cumple los requerimientos funcionales de una camilla telescópica con base en un proceso de identificación y selección. Este concepto se compone de una estructura cruzada con soportes retráctiles de sección variable y con apertura, en conjunto con un sistema de elevación con actuadores eléctricos. Estos elementos garantizan que la camilla sea resistente, estable y ergonómica, en conjunto con ruedas giratorias con bloqueo por pedal, y barras de agarre extensibles para que sea capaz de moverse y reducir tensión muscular al manipularla.
3. Se diseñó una estructura cuyo peso fue minimizado mediante la modificación de su geometría y selección de perfiles estructurales, utilizando elementos finitos. El método de elementos finitos permitió determinar un máximo de esfuerzo de 95.42 MPa en la barra que une los soportes rodantes cuando la camilla está en posición de carga, con un factor de seguridad de 2.39. Asimismo, en esta posición se obtuvo 4.82 mm de deformación máxima, por lo que se verificó que no se supera el límite permisible de 5.9 mm. Así, al evaluar diferentes perfiles estructurales, iterando con un mismo material y según las configuraciones de la camilla, se obtuvo un peso de la estructura de 45 kg y un ratio de resistencia peso de 3.75.

4. Se estableció un ángulo de apertura mínimo de la estructura de 14.48° para evitar la volcadura, mediante iteraciones de cálculos analíticos, usando el modelo cuasi-estático de un vehículo. Con ello, se hicieron las comprobaciones en el caso de volcadura estática y dinámica, así como desbalance de carga máxima con una simulación dinámica. De ello, se comprobó que la camilla tiene un umbral de vuelco de $2.75 \frac{m}{s^2}$, el cual no se excede cuando la camilla atraviesa obstáculos o desniveles, con una velocidad máxima de desplazamiento de 4 km/h.
5. Se adaptó un modelo musculoesquelético en el software OpenSim, para obtener cargas en la zona lumbar de la columna, al simular operaciones de levantamiento e ingreso a la cabina de ambulancia. La máxima de compresión en esta zona, al sostener 21 kg desde un extremo de la camilla, fue de 3,379 N, lo cual sucede al cargarla con una postura de rodillas flexionadas.
6. Se modificó el mecanismo de elevación, respecto a los modelos patentados con soportes rodantes independientes, incluyendo un sistema de actuadores lineales eléctricos. Se comprobó el efecto sobre la columna usando la simulación de ingreso a la ambulancia con OpenSim. Este modelo se adaptó a las normas peruanas de ergonomía y de traslado terrestre de pacientes, con valores de compresión en la columna por debajo de los límites máximos de seguridad.
7. La problemática abordada abarca las necesidades de los paramédicos en Perú, en cuanto al diseño ergonómico, por lo que se realizaron las adaptaciones en base a su antropometría. Además, se dio cumplimiento a las normas correspondientes y se comprobaron los índices ergonómicos que garanticen la seguridad del paciente y del paramédico.
8. A partir de lo descubierto, se recomienda ampliar la investigación ergonómica con data del movimiento de levantamiento de carga asimétrica relacionada a la manipulación de la camilla, así como verificaciones de la fuerza de empuje requerida

para mover la camilla y su efecto sobre la columna. Esto implica escalar el modelo a la antropometría peruana. Asimismo, se puede complementar este estudio con una comprobación de confort según vibraciones en un análisis modal.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] I. Bravo, K. Frederick, and J. Cartner, “The Evaluation of Cot Stability in Patient Transport.” Ferno-Washington, Inc., United States, pp. 1–2, 2016.
- [2] P. D. Cotnoir, “Ambulance vibration suppression via force field domain control,” Ph.D. dissertation, Man. and Mat. Eng., Worcester Polytechnic Institute, Worcester, 2010.
- [3] R. Brandel, “EMS Safety , Stretchers , and Stretcher Handling,” Virginia, 2016.
- [4] B. J. Maguire, P. F. O’Meara, R. F. Brightwell, B. J. O’Neill, and G. J. Fitzgerald, “Occupational injury risk among australian paramedics: An analysis of national data,” *Medical Journal of Australia*, vol. 200, no. 8, pp. 477–480, 2014, doi: 10.5694/mja13.10941.
- [5] J. M. Goodloe, C. J. Crowder, A. O. Arthur, and S. H. Thomas, “EMS Stretcher ‘Misadventures’ in a Large, Urban EMS System: A Descriptive Analysis of Contributing Factors and Resultant Injuries,” *Emergency Medicine International*, vol. 2012, pp. 1–4, 2012, doi: 10.1155/2012/745706.
- [6] U. Lad, N. M. C. W. Oomen, J. P. Callaghan, and S. L. Fischer, “Comparing the biomechanical and psychophysical demands imposed on paramedics when using manual and powered stretchers,” *Applied Ergonomics*, vol. 70, no. February, pp. 167–174, 2018, doi: 10.1016/j.apergo.2018.03.001.
- [7] J. R. Studnek, J. Mac Crawford, and A. R. Fernandez, “Evaluation of occupational injuries in an urban emergency medical services system before and after implementation of electrically powered stretchers,” *Applied Ergonomics*, vol. 43, no. 1, pp. 198–202, 2012, doi: 10.1016/j.apergo.2011.05.001.
- [8] J. Prairie, A. Plamondon, S. Hegg-Deloye, D. Larouche, and P. Corbeil, “Biomechanical risk assessment during field loading of hydraulic stretchers into ambulances,” *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 54, pp. 1–9, 2016, doi: 10.1016/j.ergon.2015.11.014.

- [9] Ministerio de Salud, *Norma Técnica de Salud para el Transporte Asistido de Pacientes por Vía Terrestre*. Perú, 2006, pp. 1–14.
- [10] J. Prairie, A. Plamondon, D. Larouche, S. Hegg-Deloye, and P. Corbeil, “Paramedics’ working strategies while loading a stretcher into an ambulance,” *Applied Ergonomics*, vol. 65, pp. 112–122, 2017, doi: 10.1016/j.apergo.2017.06.005.
- [11] C. M. Sommerich *et al.*, “A biomechanical and subjective assessment and comparison of three ambulance cot design configurations,” *Ergonomics*, vol. 55, no. 11, pp. 1350–1361, 2012, doi: 10.1080/00140139.2012.706715.
- [12] T. K. Fredericks, S. E. Butt, K. S. Harms, and J. D. Burns, “Evaluation of Medical Cot Design Considering the Biomechanical Impact on Emergency Response Personnel,” *XXVth Annual Occupational Ergonomics and Safety Conference*, pp. 1–6, 2013.
- [13] S. Kaya, “Developing test procedure and design of fixture for dynamic test of road ambulances,” M.S. thesis, Dept. Nat. and App. Sc., Middle East Tech. Univ., 2019.
- [14] L. Avery *et al.*, “Ambulance Patient Compartment Human Factors Design Guidebook,” *Dhs Us*, no. February, p. 102, 2015.
- [15] S. Renga, “SAE Standards For Ambulance Safety,” *March 30*, 2016. <http://www.boundtree.com/university/patient-handling/sae-standards-for-ambulance-safety> (accessed May 27, 2020).
- [16] NHS Improvements, *National ambulance vehicle specification for English NHS ambulance trusts*, no. March. London, 2019.
- [17] B. S. Institution, *Specifications for stretchers and other patient handling used in road ambulances*. 2000, pp. 2–18.
- [18] Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo, *Norma Básica de Ergonomía y de Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico*. 2008, pp. 1–17.
- [19] P. S. L. Cesare, “Device for activating the quick release of an ambulance stretcher,” IT Patent 20154188A1, 2017

- [20] C. Lambarth, S. Knipfel, and J. Kneen, “Emergency stretcher,” U.S. Patent 8856989 B2, 2014
- [21] J. T. Mason, “Stretcher arrangement,” U.K. Patent 2545289A, 2017
- [22] P. M. Cavalcanti, N. T. Maciej, Wojcik, and J. K. Graziosi, “Building an Engineered Complex Stretcher A Major Qualifying Project Report.” Worcester, United States, 2010.
- [23] V. A. Menon, “Product development approach for a stabilised ambulance stretcher.” M.S. thesis, Dept. Mech. Eng., Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, 2016.
- [24] J. S. Patil, P. S. D. Suryawanshi, and M. R. Kulkarni, “Design and Virtual Validation of Ambulance Stretcher as per Automotive Industry Standard,” *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*, vol. 6, no. 6, pp. 11573–11580, 2017, doi: 10.15680/IJRSET.2017.0606072.
- [25] S. F. and A. Y. Bronson Du, Michelle Boileau, Kayla Wierth, “State of Research in the Design and Development of Emergency Response Vehicles and Equipment: A Scoping Review Bronson,” *20th Congress of the International-Ergonomics-Association (IEA) Conference*, vol. VII, no. January, pp. 1498–1505, 2019, doi: 10.1007/978-3-319-96071-5.
- [26] A. Prado, L. Almanza, and A. Guillermo, “Diseño mecánico de una camilla de emergencias.” Universidad de Ingeniería y Tecnología, Lima, Peru, 2019.
- [27] N. K. Melgar Vilca, “Factores de riesgo ergonómico y su relación con la salud ocupacional del profesional de enfermería de la unidad de cuidados intensivos del Hospital III Daniel Alcides Carrión, Tacna- 2014,” B.S. thesis, Fac. Ciencias Salud, Univ. Jorge Basadre Grohmann, Tacna, Peru, 2015.
- [28] J. L. Ramos Rios, “Informe de experiencia profesional del servicio de atención móvil de urgencias y emergencias. Lima 2012-2015,” B.S. thesis, Fac. Ciencias Salud, Univ. Nac. Del Callao, Lima, Peru, 2016.
- [29] Ferno, “Ergonomic Analysis of Power ‘Cots’ Shows the iN J X™ Eliminates Lifting During Patient Handling.” United States, p. 2, 2016.

- [30] Instituto Nacional de Salud, “Tabla de valoración nutricional según IMC adultas/os,” 2012. https://bvs.ins.gob.pe/insprint/CENAN/Tabla_valor_nutricional_segun_IMC_adultos.pdf (accessed Apr. 20, 2020).
- [31] Organización de las Naciones Unidas para la Alimentación y la Agricultura, “Perú se prepara para mostrar avances y brechas en Conferencia Regional de la FAO para América Latina,” 2018. <http://www.fao.org/peru/noticias/detail-events/en/c/1104982/> (accessed Apr. 12, 2020).
- [32] American Academy of Orthopaedic Surgeons, *Emergency care and transportation of the sick and injured*, 9th ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett Learning, 2005.
- [33] “Aluminum Alloy EMS Professional Stretchers.” https://www.medical-supplies-equipment-company.com/emergency-medical-supplies/product/heavy-duty-aluminum-alloy-ambulance-stretcher_33174.html (accessed May 26, 2020).
- [34] “Camilla semiautomática multiniveles Enduro | Spencer.” <https://www.spencer.it/es/productos/sistemas-de-transporte/camillas-de-ambulancia/enduro> (accessed May 16, 2021).
- [35] “TG-243 – TG-243 P. Camilla compacta - KARTSANA.” <http://www.kartsana.com/tg-243-tg-243-p-camilla-compacta/> (accessed May 16, 2021).
- [36] “Camilla Ambulancia 3B - Peru Alca Company.” <https://alcacompany.com/producto/camilla-ambulancia-3b-peru/> (accessed May 16, 2021).
- [37] “Camilla automática cromada Crossover Spencer.” <https://www.spencer.it/es/productos/sistemas-de-transporte/camillas-de-ambulancia/crossover> (accessed May 16, 2021).
- [38] “6516 Power-PRO IT User Manual 6506-009-001A_FCC Stryker Medical.” <https://fccid.io/Z7A-6516/User-Manual/Users-Manual-1622894> (accessed May 25, 2020).

- [39] D. C. Cone, J. H. Brice, T. R. Delbridge, and J. Brent Myers, *Emergency Medical Services: Clinical Practice and Systems Oversight: Second Edition*, 2nd ed., vol. 1–2. West Sussex: John Wiley & Sons, 2015. doi: 10.1002/9781118990810.
- [40] “Más de 3800 llamadas recibió la central de emergencias 106 del SAMU en Navidad - Gobierno del Perú.” <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/14421-mas-de-3800-llamadas-recibio-la-central-de-emergencias-106-del-samu-en-navidad> (accessed May 03, 2021).
- [41] C. R. Quispe Torres, “Calidad operativa y asistencial durante la atención prehospitalaria de emergencia y urgencia de un servicio privado de Ambulancia de Lima, noviembre de 2016,” M.S. thesis, Univ. Norbert Wiener, Lima, 2019.
- [42] M. de Salud, “SAMU realizó más de 97 mil atenciones médicas de emergencia en lo que va del año,” 2019. <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/52264-samu-realizo-mas-de-97-mil-atenciones-medicas-de-emergencia-en-lo-que-va-del-ano> (accessed Apr. 26, 2020).
- [43] Defensoría del Pueblo, “Los servicios correspondientes de emergencia en los establecimientos de salud públicos y el acceso a medicamentos esenciales.” Lima, Peru, p. 47, 2016.
- [44] El Comercio, “Coronavirus: presentan ambulancias para atención de eventuales pacientes.” <https://elcomercio.pe/lima/sucesos/coronavirus-presentan-ambulancias-para-atencion-de-eventuales-pacientes-fotos-nndc-noticia/?foto=3> (accessed May 23, 2020).
- [45] I. Gilad and E. Byran, “Ergonomic evaluation of the ambulance interior to reduce paramedic discomfort and posture stress,” *Human Factors*, vol. 49, no. 6, pp. 1019–1032, 2007, doi: 10.1518/001872007X249884.
- [46] J. Mueller, T. Hoyt, and L. Stanley, “Improving Restraint Feasibility through Ambulance Layout Redesign,” pp. 85–91, 2013, doi: 10.17077/drivingassessment.1471.
- [47] E. Beaucage-Gauvreau *et al.*, “Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric

- and asymmetric lifting tasks,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 22, no. 5, pp. 451–464, 2019, doi: 10.1080/10255842.2018.1564819.
- [48] A. Roozbazar, “Biomechanics of lifting,” in *Biomechanics IV: Proceedings of the Fourth International Seminar on Biomechanics, University Park, Pennsylvania*, London: Macmillan Education UK, 1974, pp. 37–43. doi: 10.1007/978-1-349-02612-8_6.
- [49] The University of Michigan Center for Ergonomics, *3D Static Strength Prediction Program*. 2020.
- [50] N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, and M. Nordin, “Fundamentals of Biomechanics,” 2018.
- [51] “Muscles of the Lumbar Spine of the Trunk.” <https://learnmuscles.com/blog/2017/08/30/muscles-of-the-lumbar-spine/> (accessed May 17, 2021).
- [52] T. R. Waters, V. Putz-Anderson, and A. Garg, “Applications manual for the revised NIOSH lifting equation,” 1994.
- [53] “Método NIOSH - Evaluación del levantamiento de carga.” <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/niosh/niosh-ayuda.php> (accessed May 16, 2021).
- [54] T. Waters, V. Putz-Anderson, and A. Garg, “Quick Guide for the NIOSH lifting equation,” *DHHS (NIOSH) Publication*, vol. 94–110. pp. 1–164, 1994.
- [55] S. J. Spaulding, *Meaningful motion: Biomechanics for occupational therapists*, 1st. London: Elsevier Health Sciences, 2005.
- [56] J. Panero and M. Zelnik, *Las dimensiones humanas en los espacios interiores*. 1996.
- [57] S. S. Liu, Gui-Rong and Quek, *The Finite Element Method: A Practical Course*, 1st ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2003.
- [58] G. P. and W. B. J. F. and K.-H. Grote, *Engineering design a Systematic Approach*. 2007. doi: 10.4324/9780203967461.

- [59] Instituto Técnico De La Estructura En Acero, “Estructuras tubulares,” *Estructuras tubulares*, p. 105, 2010.
- [60] D. F. Carvajal Flores, “Diseño de una Camilla para Movilización y Bipedestación de Pacientes,” B.S. thesis, Dept. Mecatronic Eng., Univ. Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador, 2016.
- [61] R. G. y J. K. N. Budynas, “Diseño en Ingeniería Mecánica,” *Diseño en ingeniería mecánica*, pp. 257–278, 2008.
- [62] M. P. Castany, “Un Procedimiento Para Cálculo de Estructuras por el Método de Elementos Finitos con Error Prefijado Utilizando Refinamiento de Malla Adaptativo,” pp. 1–98, 2014.
- [63] S. S. Rao and S. S. Rao, *Finite Element Analysis Using ANSYS*, vol. I. 2018.
- [64] AISC (American Institute of Steel Construction), “Specification for Structural Steel Buildings, ANSI / AISC 360-16,” *American Institute of Steel Construction*, p. 676, 2016.
- [65] C. Cházaro Rosario Octavio Alvarez Valadez Coordinación Técnica, O. Alvarez Valadez Diseño Gráfico, and V. Giselle Uribe Pérez, “La línea de perfiles más completa de México,” vol. 52, no. 55, p. 28, 2006.
- [66] J. P. Vidosic, *Machine Design Projects*. Ronald Press Company, 1957.
- [67] R. C. Juvinall and K. M. Marshek, *Fundamentals of Machine Component and Design*, 5th ed. John Wiley & Sons, 2012.
- [68] J. Edward Shigley and J. J. Uicker, *Teoría de máquinas y mecanismos*. Mexico, D.F.: Mc Graw Hill, 2001. doi: 10.12795/9788447229987.
- [69] T. D. Gillespie, *Fundamentals of Vehicle Dynamics*, 1st ed. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, 1992.
- [70] J. F. Mezquita and J. F. Dols Ruiz, “La dinámica del automóvil,” 2006.
- [71] E. Dahlberg and A. Stensson, “The dynamic rollover threshold \pm a heavy truck sensitivity study,” 2006.
- [72] N. Magnenat-Thalmann, O. Ratib, and H. F. Choi, *3D Multiscale Physiological Human*. Springer London, 2013.

- [73] A. Seth, M. Sherman, J. A. Reinbolt, and S. L. Delp, “OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange,” *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 212–232, 2011, doi: 10.1016/j.piutam.2011.04.021.
- [74] J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, and S. L. Delp, “Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 2, 2015, doi: 10.1115/1.4029304.
- [75] Matteo Musso, “Simulation HMI with OpenSim,” M.S. thesis, Dept. Biomed. Eng., Politecnico Di Torino, Torino, 2019.
- [76] J. Ueda and Y. Kurita, *Human Modeling for Bio-Inspired Robotics: Mechanical Engineering in Assistive Technologies*. Elsevier Science, 2016.
- [77] S. Scataglini and G. Paul, *DHM and Posturography*. Elsevier Science, 2019.
- [78] C. M. Sommerich, S. A. Lavender, R. Z. Radin Umar, J. Li, S. H. Park, and M. Dutt, “A biomechanical and subjective comparison of two powered ambulance cots,” *Ergonomics*, vol. 58, no. 11, pp. 1885–1896, 2015, doi: 10.1080/00140139.2015.1039604.
- [79] “How Static Optimization Works - OpenSim Documentation - Sitio global.” <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works> (accessed May 14, 2021).
- [80] J. Hicks, “Simulation Analysis : Estimating Joint Loads,” *Stanford and NCSRR Teaching Materials*, 2012.
- [81] R. Sampieri, *Metodología de la Investigación*. 2014.
- [82] D. G. Colomé and P. E. Femenia, *Metodología de Investigación para estudiantes de posgrado en ingeniería*, no. January 2018. 2018.
- [83] A. R. Parkinson, R. J. Balling, and J. Hedengren, “Optimization Methods in Engineering Design.,” pp. 330–336, 2013.
- [84] E. B. Romero, “Metodología para el diseño de máquinas adaptadas a comunidades en desarrollo,” Ph.D. dissertation, Univ. Politécnica de Cataluña, Barcelona, 2015.

- [85] K. Ulrich and S. Eppinger, *Product Design and Development*, 5th ed. San Francisco, CA: Mc Graw Hill Education, 2011.
- [86] U. Goutama, “Designing of stretcher for hospital patients , nurses and doctors with ergonomics and safety approaches to reduce medical work risk and increase the patient comfortability and safety,” in *Southeast Asian Ergonomics Conference*, 2008, vol. 9, pp. 2–11.
- [87] M. Fagnoli, E. Rovida, and R. Troisi, “The morphological matrix: Tool for the development of innovative design solutions,” *Proc. ICAD*, pp. 1–6, 2006.
- [88] S. L. A. Barsainya, Shubhi, “Design and Development of Two in One Foldable Stretcher,” *INTERNATIONAL JOURNAL OF RECENT TECHNOLOGY SCIENCE & MANAGEMENT (IJRTSM)*, vol. 4, no. 6, pp. 2739–2745, 2017.
- [89] C. M. Escobar Galindo, “Perfil antropométrico de trabajadores del Perú utilizando el método de escala proporcional,” *Ergonomía, Investigación y Desarrollo*, vol. 2, no. 2 SE-, pp. 96–111, 2020.
- [90] A. de la V. Fernández, “Simulación de la interacción entre un mecanismo y un modelo musculoesquelético,” B.S. thesis, Dept. Biomed. Eng., Univ. Politécnica de Cataluña, Barcelona, 2018.
- [91] D. Ojeda, D. Ortiz, and A. Angamarca, “Diseño y prueba de camilla médica articulada para cuidados intensivos.”
- [92] T. Estructurales, “Tubos Estructurales,” *Tubos Argentinos*, 2014.
- [93] Sumitec, “Acero estructural.”
<http://www.sumiteccr.com/acero/estructural/AE11.pdf>
- [94] “Ángulos Estructurales CALIDAD: ASTM A36.”
- [95] Aceros Arequipa, “Tubo ASTM A500 LAC y GALV,” Lima.
- [96] “Modificaciones adaptativas en el sistema locomotor.”
<https://www.efdeportes.com/efd180/modificaciones-adaptativas-en-el-sistema-locomotor.htm> (accessed Jun. 06, 2021).
- [97] Inc. ANSYS, “Introduction to ANSYS Mechanical - Appendix A Eigenvalue Buckling Analysis,” p. 17, 2015.

- [98] J. G. Ardila-Marín, D. A. Hincapié-Zuluaga, and J. A. Sierra-del-Río, “Independencia De Malla En Tubos Torsionados Para Intercambio De Calor: Caso De Estudio,” *Revista de la Facultad de Ciencias*, vol. 5, no. 1, pp. 124–140, 2016, doi: 10.15446/rev.fac.cienc.v5n1.54231.
- [99] Blickle, *Resumen de los criterios de selección de ruedas y soportes*.
- [100] J. Wu, Y. S. Wang, B. L. Su, and Q. Liu, “Experimental and numerical studies on tire tread block friction characteristics based on a new test device,” *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/816204.
- [101] G. Núñez Milán, “Simulación De Un Ensayo De Vuelco De Autobús Mediante Ls-Dyna,” 2016.
- [102] M. D. Incorporated, “Basic ADAMS Full Simulation Training Guide,” 2002.
- [103] M. E. Raabe and A. M. W. Chaudhari, “An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 49, no. 7, pp. 1238–1243, 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.046.
- [104] M. Christophy, N. A. F. Senan, J. C. Lotz, and O. M. O’Reilly, “A Musculoskeletal model for the lumbar spine,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 11, no. 1–2, pp. 19–34, 2012, doi: 10.1007/s10237-011-0290-6.
- [105] A. G. Bruno, M. L. Boussein, and D. E. Anderson, “Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 8, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1115/1.4030408.
- [106] D. Anderson, H. Mokhtarzadeh, B. Allaire, K. Burkhart, and M. A.-N. I. of H. Boussein, “Subject-specific spine models for 250 individuals from the Framingham Heart Study.” Harvard Dataverse. doi: doi:10.7910/DVN/SJ5MVM.
- [107] “Four Steps to Choosing the right Linear Actuator.” <https://www.firgelliauto.com/blogs/news/four-steps-to-choosing-the-right-linear-actuator> (accessed May 25, 2021).

- [108] Í. Elguea Aguinaco and J. M. Belda Lois, “Elaboración de un Modelo de Exoesqueleto de Hombro mediante OpenSim,” Nov. 2019. doi: 10.4995/ceabioing.2019.10064.
- [109] “How Inverse Dynamics Works - OpenSim Documentation - Sitio global.” <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works> (accessed May 05, 2021).
- [110] T. R. Waters, V. Putz-Anderson, A. Garg, and L. J. Fine, “Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks,” *Ergonomics*, vol. 36, no. 7, pp. 749–776, 1993, doi: 10.1080/00140139308967940.
- [111] J. C. McCormac and S. F. Csernak, “Diseño de Estructuras de Acero-Quinta Edición,” *Alfaomega*, vol. 5, p. 736, 2013.
- [112] Prof. Dr. Sugiyono, “Manual del soldador OXGASA,” *Journal of Chemical Information and Modeling*, vol. 53, no. 9, p. 88, 2016.
- [113] “Industrial wheels: selection criteria for light, medium and heavy duty loads | Tellure Rota.” <https://www.tellurerota.com/en/industrial-wheels-selection-criteria-light-medium-and-heavy-duty-loads> (accessed Jun. 09, 2020).
- [114] Y. Yin, H. Wen, L. Sun, and W. Hou, “The influence of road geometry on vehicle rollover and skidding,” *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 17, no. 5, Mar. 2020, doi: 10.3390/ijerph17051648.
- [115] A. G. Bruno *et al.*, “Incorporation of CT-based measurements of trunk anatomy into subject-specific musculoskeletal models of the spine influences vertebral loading predictions,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 35, no. 10, pp. 2164–2173, 2017, doi: 10.1002/jor.23524.
- [116] “LA28 Compact: Small and low-noise electric actuator.” <https://www.linak.com/products/linear-actuators/la28-compact/> (accessed Jul. 18, 2021).
- [117] G. Cole, “The Influence of Manual and Hydraulic Stretchers on Recruitment , Retention , and Turnover in the Emergency Medical Services Workforce,” 2018.

[118] “Calculating Recommended Weight Limit (RWL): OSH Answers.”
https://www.ccohs.ca/oshanswers/ergonomics/niosh/calculating_rwl.html
(accessed May 16, 2021).

ANEXOS

ANEXO 1: Factores de seguridad según aplicación

Adaptado de [66]

Caso	Factor de seguridad (<i>N</i>)	Descripción
1	1.25 - 1.5	Para materiales excepcionalmente confiables usados bajo condiciones controladas y sujetos a cargas y esfuerzos que pueden determinarse con exactitud. Una consideración muy importante es que casi siempre se usan para pesos pequeños.
2	1.5 - 2	Para materiales bien conocidos, para condiciones de medio ambiente razonablemente constantes y sujetos a carga y esfuerzos que puedan calcularse con facilidad
3	2 - 2.5	Para materiales promedio que trabajen en condiciones de medio ambiente ordinarias y sujetos a cargas y esfuerzos que puedan calcularse
4	2.5-3	Para materiales poco experimentados o para materiales frágiles en condiciones promedio de medio ambiente, carga y esfuerzos
5	3-4	Para materiales no experimentales usados para condiciones promedio de medio ambiente, carga y esfuerzo
6	3-4	Deberá también usarse con materiales mejor conocidos que vayan a usarse en condiciones ambientales incierta o sujetos a cargas y esfuerzos inciertos

ANEXO 2: Necesidades identificadas

Nº	Usuario	Necesidad	Característica	Importancia	Fuente
1	Paciente	Es cómoda para permanecer el tiempo necesario	Ergonomía	2	[32]
2	Paciente	Es segura	Seguridad	4	[32]
3	Paciente	Se mueve sin movimientos bruscos	Movilidad	3	[22]
4	Paciente	Evita caídas	Estabilidad	5	[1], [4]
5	Paciente	Genera vibraciones mínimas	Estabilidad	2	[4]
6	Paciente	Se mueve con inclinaciones mínimas	Estabilidad	1	[1]
7	Paciente	Permite que la espalda o las piernas del paciente se eleven	Adaptabilidad	3	[32]
8	Paramédico	Permite un traslado estable	Estabilidad	4	[1], [10]
9	Paramédico	Ligera	Ergonomía	3	[8], [22]
10	Paramédico	Resiste el peso del paciente y los equipos	Resistencia	5	[8], [22], [117]
11	Paramédico	Se retrae suavemente	Plegado	3	[5], [39]
12	Paramédico	Fijación en la cabina de ambulancia	Sujeción a la ambulancia	4	[9], [10]
13	Paramédico	Fácil mantenimiento	Adaptabilidad	2	[22]
14	Paramédico	Requiere el mínimo esfuerzo físico para levantar y sostenerla	Reducir tensión muscular	5	[7], [12], [117]
15	Paramédico	Facilita el acceso a la ambulancia	Reducir tensión muscular	4	[4], [10]
16	Paramédico	Permite una elevación controlada (asistida)	Plegado	5	[8], [12], [32]
17	Paramédico	Se puede plegar rápidamente	Seguridad	4	[6], [22]
18	Paramédico	Permite un agarre adecuado	Ergonomía	4	[78]
19	Paramédico	Tiene un accionamiento simple	Adaptabilidad	5	[6], [22], [78]
20	Paramédico	Tiene una altura regulable	Adaptabilidad	3	[32]
21	Paramédico	Ocupa poco espacio en cabina	Seguridad	3	[9], [14]

N°	Usuario	Necesidad	Característica	Importancia	Fuente
22	Paramédico	Permite maniobrar en cualquier superficie sin atascarse	Movilidad	4	[5], [32]
23	Paramédico	Es operable por una persona	Ergonomía	2	[14]
24	Paciente	tiene superficies redondeadas	Seguridad	3	[9], [14]

Escala	
1	Muy poco importante
2	Poco importante
3	Importancia media
4	Algo importante
5	Muy importante

ANEXO 3: Cuadros Comparativos de modelos de camillas

N ^o	Marca	Modelo	Capacidad de carga [kg]	Peso bruto [kg]	Ratio resistencia - peso	Dimensiones generales [mm] L · Ancho · Alt.	Altura posición baja [mm]	Punto de vuelco [N]
1	Stryker	MX-PRO R3	295	37.7	7.8	2,045 · 584 · 953	343	-
2	Ferno	35X PROFlexx	318	41.7	7.6	2,007 · 1626 · 610 · 889	-	-
3	Sitmed	MWS 320-T	300	40	7.5	1,911 · 600 · 700	530	-
4	Spencer	CROSS AMERICA 38	280	38.7	7.2	1,970 · 570 · 700	-	-
5	Ferno	35A	227	34	6.8	2,007 · 1600 · 610 · 1,016	228.6	-
6	Spencer	ENDURO	250	45	5.6	1,700 · 570 · 780	-	-
7	Spencer	CROSS OVER	250	45	5.6	1,650 · 570 · 700	520	-
8	Stryker	Power-PRO XT	318	57	5.6	2,060 · 580 · 910	360	1,121 ± 44
9	Ferno	Power FLexx	318	60	5.3	2,110 · 610 · 1,040	330	-
10	CMS Rescue	CMS-3K	260	50	5.2	1,970 · 560 · 930	360	-
11	Ferno	Power X1	318	64.9	4.9	2,032 · 610 · 1,118	-	2,033 ± 165
12	CMS Rescue	CMS-3A	181	43	4.2	1,950 · 550 · 855	260	-
13	Kartasana	TG-243	190	47.8	4	1,972 · 572 · 780	285	-
14	Ferno	iN/X	318	92	3.5	2,057 · 610 · 1240	356	1,481 ± 125

N°	Marca	Modelo	Tipo de estructura	Material estructura	Sistema de plegado	Tipo de agarre	Ø rueda [mm]
1	Stryker	MX-PRO R3	Cruzada	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular	152
2	Ferno	35X PROFlexx	Cruzada	-	Mecánico	Barra circular y laterales extensibles	152.4
3	Sitmed	MWS 320-T	Independiente	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular	127
4	Spencer	CROSS AMERICA 38	Independiente	Acero estructural	Neumático	Barra circular	200
5	Ferno	35A	Cruzada	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular	127
6	Spencer	ENDURO	Cruzada	-	Mecánico	Barra circular	200
7	Spencer	CROSS OVER	Independiente	-	Neumático	Barra circular	-
8	Stryker	Power-PRO XT	Cruzada	-	Hidráulico	Barra circular	150
9	Ferno	Power FLeXX	Cruzada	-	Hidráulico	Barra circular y laterales extensibles	150
10	CMS Rescue	CMS-3K	Independiente	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular	-
11	Ferno	Power X1	Cruzada	-	Hidráulico	Barra circular	-
12	CMS Rescue	CMS-3A	Independiente	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular	150
13	Kartasana	TG-243	Independiente	Aleación aluminio	Mecánico	Barra circular y laterales extensibles	200
14	Ferno	iN/X	Independiente	-	Eléctrico	Barra circular	-

ANEXO 4: Factores relevantes de la ecuación de levantamiento

Adaptado de [118]

H = Distancia Horizontal (cm)	Factor HM
25 o menos	1
30	0.83
40	0.63
50	0.5
60	0.42

V = Altura inicial (cm)	Factor VM
0	0.78
30	0.87
50	0.93
70	0.99
100	0.93
150	0.78
175	0.7
>175	0

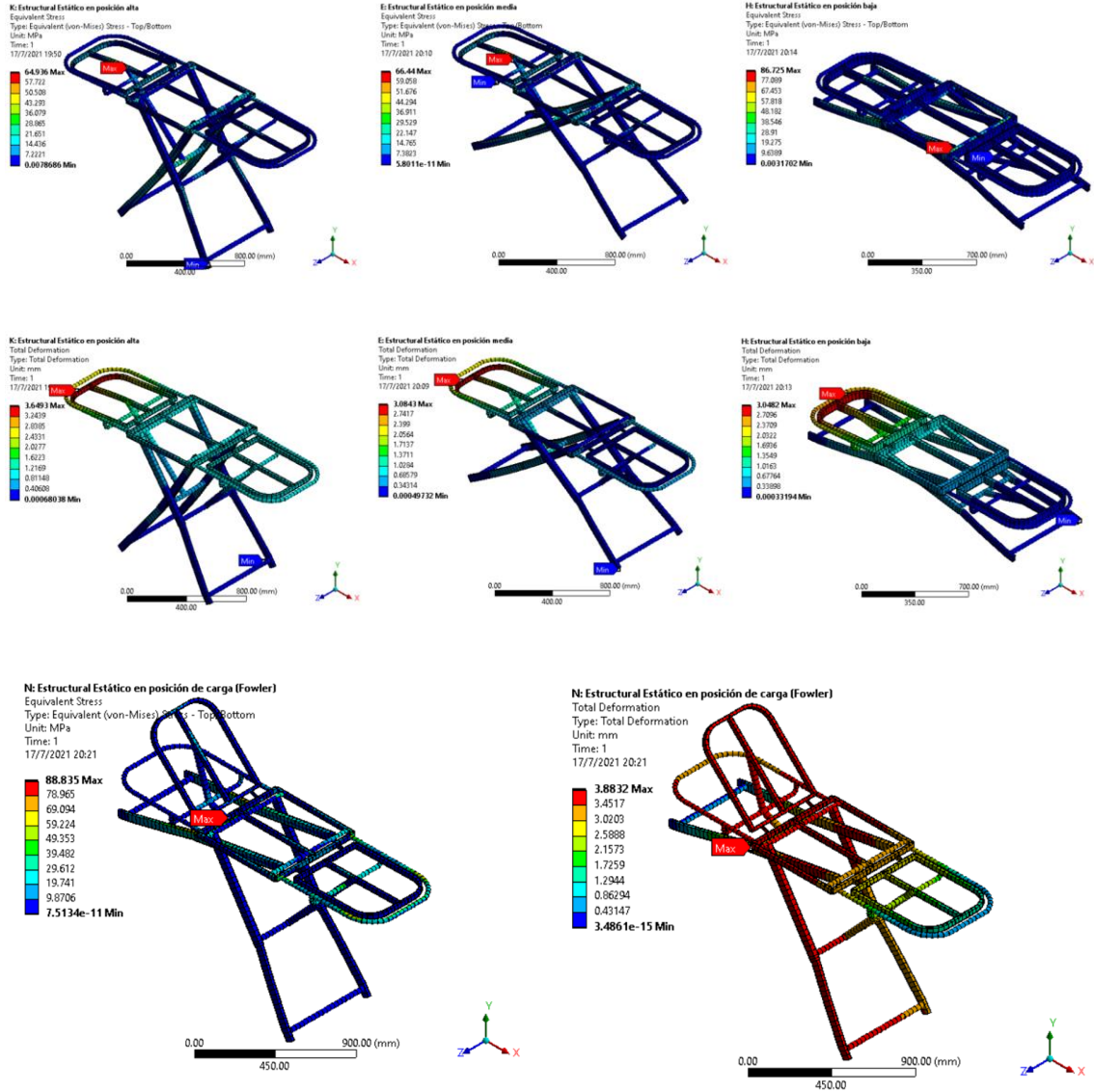
D = Desplazamiento Vertical (cm)	Factor DM
25 o menos	1
40	0.93
55	0.9
100	0.87
145	0.85
175	0.85
>175	0

A = Ángulo de simetría (grados)	Factor AM
90°	0.71
60°	0.81
45°	0.86
30°	0.9
0°	1

F = Tiempo entre levantamiento	Factor FM			
	Levantar mientras está de pie:		O Levantar mientras está agachado:	
	Una hora o menos	Más de una hora	Una hora o menos	Más de una hora
5 min	1	0.85	1	0.85
1 min	0.94	0.75	0.94	0.75
30 seg	0.91	0.65	0.91	0.65
15 seg	0.84	0.45	0.84	0.45
10 seg	0.75	0.27	0.75	0.27
6 seg	0.45	0.13	0.45	-
5 seg	0.37	-	0.37	-

C = Agarre	Factor CM	
	De pie	Agachándose
Bueno (asas)	1	1
Regular	1	0.95
Malo	0.9	0.9

ANEXO 5: Localización de esfuerzos y deformaciones máximas y mínimas para configuraciones de cambio de altura y posición de carga Fowler



ANEXO 6: Código XML del modelo toracolumbar de cuerpo completo con camilla

```

1  <?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
2  <OpenSimDocument Version="40000">
3    <Model name="Male_Thoracolumbar_Spine_Model_FullBody_v2.0_OS4">
4      <!--The model's ground reference frame.-->
5    <Ground name="ground">...
36   </Ground>
37   <!--Acceleration due to gravity, expressed in ground.-->
38   <gravity>0 -9.806599999999995 0</gravity>
39   <!--Credits (e.g., model author names) associated with the model.-->
40   <credits>This model was created by Katelyn Burkhart, Brett Allaire, Jacob Banks, and Dennis Anderson.</credits>
41   <!--Publications and references associated with the model.-->
42   <publications>Burkhart K, Grindle D, Bouxsein ML and Anderson DE. Between-session Reliability of Subject-Specific
43   <!--Units for all lengths.-->
44   <length_units>meters</length_units>
45   <!--Units for all forces.-->
46   <force_units>N</force_units>
47   <!--List of bodies that make up this model.-->
48   <BodySet name="bodyset">
49     <objects>
50       <Body name="stretcher">
51         <!--The geometry used to display the axes of this Frame.-->
52         <FrameGeometry name="frame_geometry">
53           <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
54           <socket_frame>../socket_frame</socket_frame>
55           <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
56           <scale_factors>0.2000000000000001 0.2000000000000001 0.2000000000000001</scale_factors>
57         </FrameGeometry>
58         <!--List of geometry attached to this Frame. Note, the geometry are treated as fixed to the frame and
59         <attached_geometry>
60           <Mesh name="stretcher_geom_1">
61             <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
62             <socket_frame>../socket_frame</socket_frame>
63             <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
64             <scale_factors>1 1 1</scale_factors>
65             <!--Default appearance attributes for this Geometry-->
66             <Appearance>
67               <!--The opacity used to display the geometry between 0:transparent, 1:opaque.-->
68               <opacity>1</opacity>
69               <!--The color, (red, green, blue), [0, 1], used to display the geometry. -->
70               <color>0 0.60000002384185791 0.60000002384185791</color>
71             </Appearance>
72             <!--Name of geometry file.-->
73             <mesh_file>ensamble_camilla.STL</mesh_file>
74           </Mesh>
75         </attached_geometry>
76         <!--Set of wrap objects fixed to this body that GeometryPaths can wrap over.This property used to be
77         <WrapObjectSet name="wrapobjectset">
78           <objects />
79           <groups />
80         </WrapObjectSet>
81         <!--The mass of the body (kg)-->
82         <mass>72.93660000000003</mass>
83         <!--The location (Vec3) of the mass center in the body frame.-->
84         <mass_center>-1.34198 -0.023399300000000001 -0.0643624</mass_center>
85         <!--The elements of the inertia tensor (Vec6) as [Ixx Iyy Izz Ixy Ixz Iyz] measured about the mass_c
86         <inertia>66.90336000000006 1448.65615 1509.6341399999999 0 0 0</inertia>
87       </Body>

```

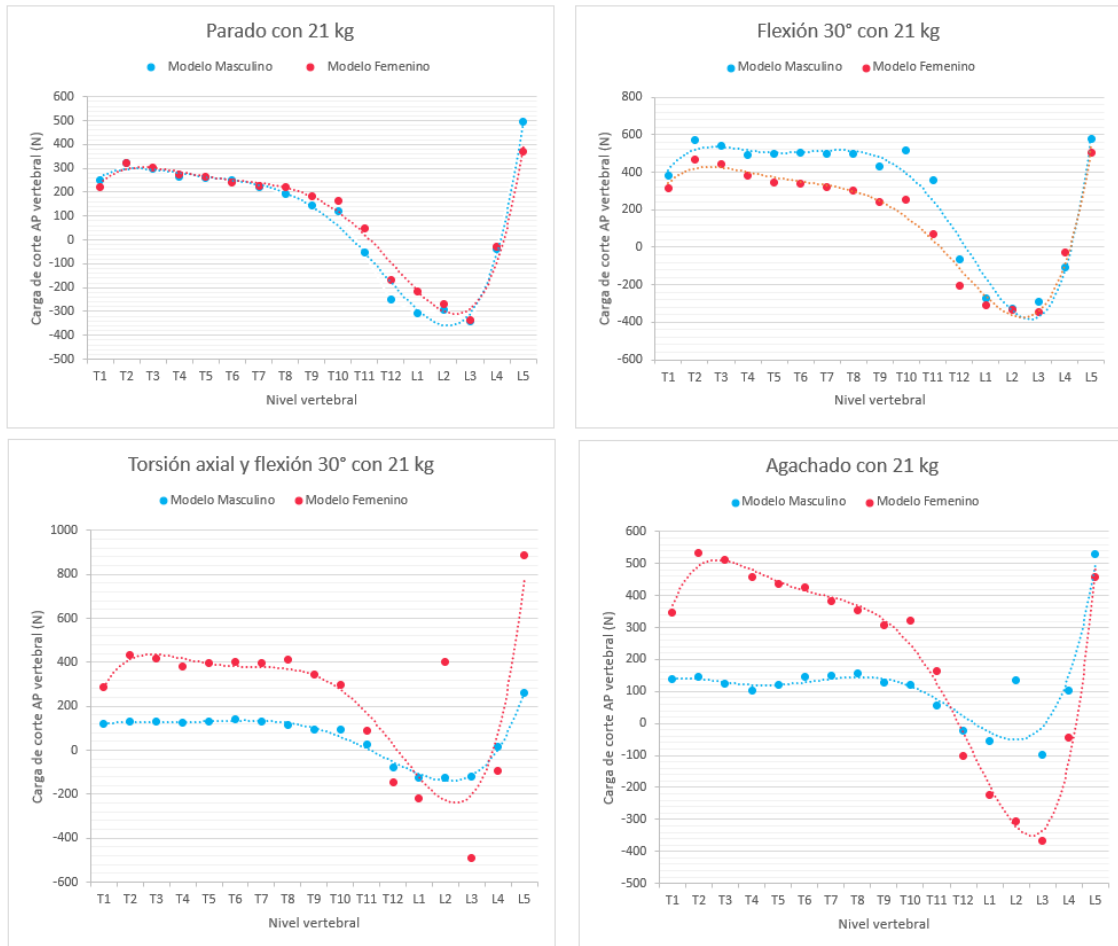


```

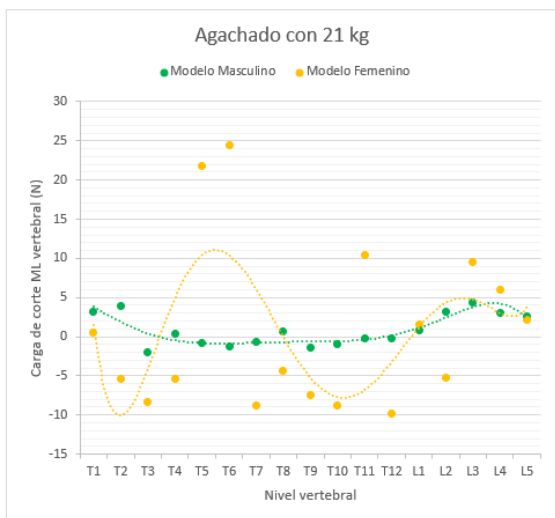
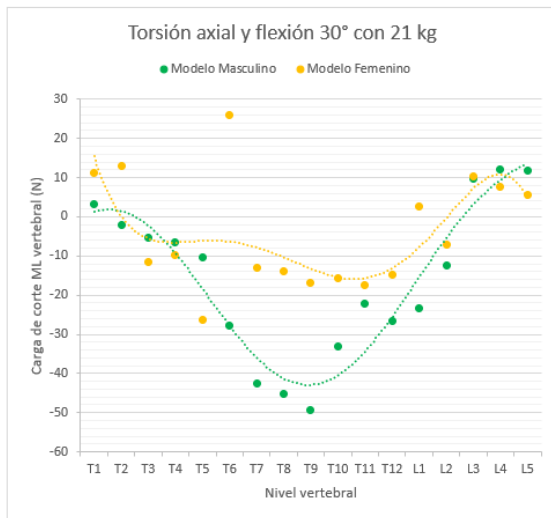
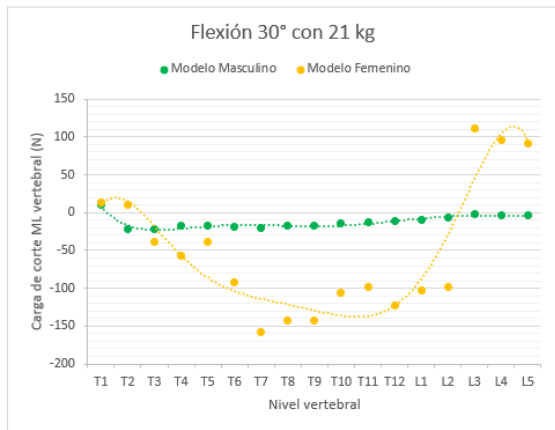
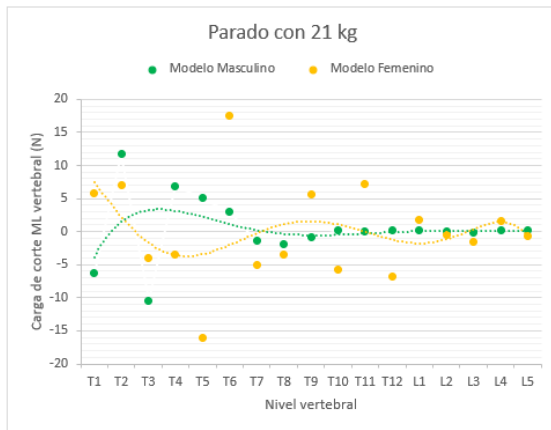
5514 <JointSet name="jointset">
5515   <objects>
5516     <CustomJoint name="ground_stretcher">
5517       <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'parent_frame' of type PhysicalFrame (description: The parent frame for the joint.).-->
5518       <socket_parent_frame>ground_offset</socket_parent_frame>
5519       <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'child_frame' of type PhysicalFrame (description: The child frame for the joint.).-->
5520       <socket_child_frame>stretcher_offset</socket_child_frame>
5521       <!--List containing the generalized coordinates (q's) that parameterize this joint.-->
5522       <coordinates>
5523 >         <Coordinate name="stretcher_rotation">...
5524 >         </Coordinate>
5525 >         <Coordinate name="stretcher_tilt">...
5526 >         </Coordinate>
5527 >         <Coordinate name="stretcher_list">...
5528 >         </Coordinate>
5529 >         <Coordinate name="stretcher_tx">...
5530 >         </Coordinate>
5531 >         <Coordinate name="stretcher_ty">...
5532 >         </Coordinate>
5533 >         <Coordinate name="stretcher_tz">...
5534 >         </Coordinate>
5535 >       </coordinates>
5536 >       <!--Physical offset frames owned by the Joint that are typically used to satisfy the owning Joint's parent and child frame connections-->
5537 >       <frames>
5538 >         <PhysicalOffsetFrame name="ground_offset">...
5539 >         </PhysicalOffsetFrame>
5540 >         <PhysicalOffsetFrame name="stretcher_offset">
5541 >           <!--The geometry used to display the axes of this Frame.-->
5542 >           <FrameGeometry name="frame_geometry">
5543 >             <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
5544 >             <socket_frame>.</socket_frame>
5545 >             <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
5546 >             <scale_factors>0.20000000000000001 0.20000000000000001 0.20000000000000001</scale_factors>
5547 >           </FrameGeometry>
5548 >           <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'parent' of type C (description: The parent frame to this frame.).-->
5549 >           <socket_parent>/bodyset/stretcher</socket_parent>
5550 >           <!--Translational offset (in meters) of this frame's origin from the parent frame's origin, expressed in the parent frame.-->
5551 >           <translation>-0.08000000000000002 -0.07900000000000001 0</translation>
5552 >           <!--Orientation offset (in radians) of this frame in its parent frame, expressed as a frame-fixed x-y-z rotation sequence.-->
5553 >           <orientation>0 0 0</orientation>
5554 >         </PhysicalOffsetFrame>
5555 >       </frames>
5556 >       <!--Defines how the child body moves with respect to the parent as a function of the generalized coordinates.-->
5557 >       <SpatialTransform>
5558 >         <!--3 Axes for rotations are listed first.-->
5559 >         <TransformAxis name="rotation1">...
5560 >         </TransformAxis>
5561 >         <TransformAxis name="rotation2">...
5562 >         </TransformAxis>
5563 >         <TransformAxis name="rotation3">...
5564 >         </TransformAxis>
5565 >         <!--3 Axes for translations are listed next.-->
5566 >         <TransformAxis name="translation1">...
5567 >         </TransformAxis>
5568 >         <TransformAxis name="translation2">...
5569 >         </TransformAxis>
5570 >         <TransformAxis name="translation3">...
5571 >         </TransformAxis>

```

ANEXO 7: Cargas de corte en los planos sagital (anterior-posterior AP) y frontal (medio-lateral ML)



Actividad	Corte AP máximo (N)		% del peso corporal		Nivel vertebral
	M	F	M	F	
Parado con 21 kg	494.77	369.29	65%	62%	L5
Flexión 30° con 21 kg	578.87	503.33	76%	84%	L5
Torsión axial y flexión 30° con 21 kg	261.01	887.07	34%	148%	L5
Agachado con 21 kg	530.47	456.91	69%	76%	L5



Actividad	Corte ML máximo (N)		% del peso corporal		Nivel vertebral
	M	F	M	F	
Parado con 21 kg	11.71	17.46	1.5%	2.9%	T2, T7
Flexión 30° con 21 kg	-22.13	-158.22	-2.9%	-26.4%	T3, T7
Torsión axial y flexión 30° con 21 kg	-49.21	-26.23	-6.4%	-4.4%	T9, T5
Agachado con 21 kg	4.34	24.45	0.6%	4.1%	L3, T6

ANEXO 8: Planos de la camilla de ambulancia

