SISTEMA PARA DISMINUIR LESIONES TORÁCICAS EN ACCIDENTES DE VEHÍCULOS MOTORIZADOS BIPLAZA, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO

ANDRÉS PRADA GARCÍA

GERMÁN AUGUSTO QUIROGA QUINTERO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE FÍSICO - MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
2009

SISTEMA PARA DISMINUIR LESIONES TORÁCICAS EN ACCIDENTES DE VEHÍCULOS MOTORIZADOS BIPLAZA, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO

ANDRÉS PRADA GARCÍA

GERMÁN AUGUSTO QUIROGA QUINTERO

Proyecto de Grado para optar al Título de
Diseñadores Industriales

Director

Miguel Enrique Higuera Marín

Diseñador Industrial

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE FÍSICO - MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
2009

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN……..1

1. ESPECIFICACIONES DEL PROYECTO 2

1.1. NOMBRE DEL PROYECTO..... 2

1.2. RESPONSABLE DEL PROYECTO 2

1.3. ENTIDADES INTERESADAS EN EL PROYECTO 2

1.4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... 2

1.5. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO..... 4

1.5.1. Perfil del Usuario 6

1.6. OBJETIVOS 6

1.6.1. OBJETIVO GENERAL 6

1.6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS 7

2. ESTADO DEL ARTE 8

2.1. REPORTE MAIDS 8

2.1.1. Lesiones del Conductor. 9

2.1.2. Pareja de Colisión. 11

2.1.3. Efecto de la Vestimenta en los Accidentes de VMB. 11

2.2. ESTUDIO DE LA NHTSA..... 11

2.2.1. Criterios para Lesiones Torácicas para Realizar el Dummy Masculino. 13

2.2.2. Criterios para Lesiones Abdominales..... 14

2.2.3. Criterios para Lesiones Torácicas para Realizar el Dummy Femenino. 15

2.2.4. Criterios de Lesión Torácica. 17

2.2.5. Metodología de la Prueba..... 18

2.3. ANATOMÍA DEL TÓRAX 20

2.3.1. Límites del Tórax. 20

2.3.2. Jaula Torácica. 21

2.3.3. Dimensiones de la jaula torácica según TESTUT Y LATARJET. 22

2.3.4. Costillas. 22

2.3.5. Espacios Intercostales. 23

2.3.6. Vasos y Nervios. 24

2.4. ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA 25

2.4.1. Lesiones de la Pared Torácica. 25

2.4.2. Lesiones de la pleura y del pulmón..... 25

2.4.3. Lesiones del corazón y de los grandes vasos. 25

2.4.4. Traumatismos abdominales. 26
2.4.5. Lesiones Raquimedulares. 26
2.5. ASOCIACIÓN ENTRE FRACTURA DE COSTILLAS Y MUERTE DEL PACIENTE 28
2.5.1. Fracturas de la Primera Costilla. 28
2.5.2. Fracturas de la Quinta a la Novena Costilla. 29
2.5.3. Fracturas de la Décima a la Doceava Costilla. 30
2.5.4. Neumotórax. 30
2.5.5. Hemotórax. 31
2.5.6. Contusión Pulmonar. 32
2.5.7. Lesiones Aórticas. 33
2.5.8. Desprendimiento de Tórax. 34
2.5.9. Lesión Abdominal de Órganos Sólidos. 34
2.6. CLASIFICACIÓN DE LOS OCUPANTES DE VMB 35
2.7. ANALISIS DEL MERCADO ACTUAL 36
2.7.1. Hit Air. 36
2.7.2. Neck Brace. 37
2.7.3. D-Air. 38
3. REALIZACIÓN DE LA MÁQUINA DE PRUEBAS 40
3.1. ESTUDIO DE LA NHTSA 40
3.1.1. Criterios para Lesiones Torácicas 41
3.1.2. Criterios para Lesiones Abdominales 43
3.2. ESTUDIO FÍSICO 44
3.2.1. Requerimientos del Sistema de Pruebas 44
3.2.2. Cálculo de Fuerzas 45
3.2.3. Cálculo del Cilindro 47
3.2.4. Comprobación del Sistema Usando Software CAD 47
3.2.5. Cálculo del Resorte 49
3.2.6. Comprobación del Resorte 52
3.3. DESARROLLO DEL CONTORNO TORÁXICO 54
4. ANÁLISIS ERGONÓMICO 55
4.1. DELIMITACIÓN DEL ANÁLISIS ERGONÓMICO 55
4.2. CLASIFICACIÓN DE LOS VEHÍCULOS MOTORIZADOS BIPLAZA SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS GENERALES DE CARROCERÍA 56
4.2.1. Vehículo Motorizado Biplaza Tipo “Naked” 56

4.2.2. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Trail” 57
4.2.3. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Cruiser” 58
4.2.4. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Superbike” 58
4.3. ESTUDIO DE MOVIMIENTOS 59
4.4. DESCRIPCION DEL ANALISIS ERGONÓMICO DEL PUESTO DE TRABAJO 61
4.4.1. Análisis del Usuario y su VMB Como Puesto de Trabajo. 61
4.4.2. Clasificación de las Tareas 62
5. ESTUDIO DE BIONICA 68
5.1. DEFINICIÓN DEL ESTUDIO BIÓNICO 68
5.2. ANÁLISIS BIÓNICO Y FORMAL – ESTÉTICO APLICADO A VERTEBRADOS E INSECTOS CON EXOESQUELETOS 69
5.2.1. Análisis Biónico Funcional 69
5.3. ANÁLISIS BIÓNICO ESTÉTICO 72
5.3.1. Análisis Biónico Estético del Carnero 72
5.3.2. Análisis Biónico Estético de la Cucaracha 75
5.4. ANÁLISIS ESTRUCTURAL, ABSTRACCIÓN Y GEOMETRIZACIÓN DE LA FORMA 76
5.4.1. Abstracción y Geometrización de la Forma 78
5.4.2. Composiciones Bidimensionales A Partir de la Forma 80
5.4.3. Composiciones Tridimensionales A Partir de la Forma 81
6. ESTUDIO DE LOS MÓDULOS USANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 82
6.1. PROPUESTA MODULAR No 1. 83
6.2. PROPUESTA MODULAR No 2. 83
6.2.1. Análisis Estático del Prototipo 2 Utilizando Método de Elementos Finitos 84
6.2.2. Análisis de Impacto del Prototipo 2 Utilizando Método de Elementos Finitos 85
6.3. PROPUESTA MODULAR No 3. 87
6.3.1. Modelado del Prototipo 3 90
6.3.2. Análisis Estático del Prototipo 3 Utilizando Método de Elementos Finitos 91
6.3.3. Análisis de Impacto del Prototipo 3 Utilizando Método de Elementos Finitos 91
6.4. PROPUESTA MODULAR No 4 93
6.4.1. Modelado del prototipo 4 94
6.4.2. Análisis Estático del Prototipo 4 Utilizando Método de Elementos Finitos 94
6.4.3. Análisis de Impacto del Prototipo 4 Utilizando Método de Elementos Finitos 95
7. DESARROLLO DE LAS PROPUESTAS 98
7.1. ESTUDIO DE QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT - QFD 98

7.2. MAPA DE ZONAS DE RIESGO 99
7.3. PROPUESTA DE DISEÑO 1 102
7.3.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 1 102
7.3.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 1 104
7.3.3. Construcción del Prototipo 105
7.3.4. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 1 106
7.4. PROPUESTA DE DISEÑO 2 112
7.4.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 2 112
7.4.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 2 113
7.4.3. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 2 114
7.5. PROPUESTA DE DISEÑO 3 120
7.5.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 3 120
7.5.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 3 120
7.5.3 Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 3 121
7.6. COMPROBACIÓN DE LAS ZONAS DE PROTECCIÓN UTILIZANDO DISEÑO 3D 129
7.6.1. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 1 129
7.6.2. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 2 130
7.6.3. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 3 133
7.7. PRUEBA DE IMPACTO 135
7.7.1. DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA 135
7.7.2. PRUEBA DE IMPACTO DE LA PROPUESTA DE DISEÑO 1, 2 y 3 137
7.7.3. CONCLUSIONES DE LA PRUEBA DE IMPACTO 138
7.8. REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS ERGONÓMICAS 139
7.9. ESTUDIO DE QFD ENFOCADO A LA USABILIDAD 141
8. PROPUESTA FINAL 145
8.1. EVOLUCIÓN Y REDISEÑO DE LAS PROPUESTAS DE DISEÑO 145
8.1.1. Rediseño Teniendo en Cuenta el Análisis de QFD 145
8.1.2. Rediseño Teniendo en Cuenta los Resultados del Test de Usabilidad 146
8.1.3. Rediseño Teniendo en Cuenta los Resultados Obtenidos en las Pruebas de Impacto. 146
8.2. PROPUESTA DE DISEÑO 4 147
8.2.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 4 147
8.2.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 148
8.2.3. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 4 156

8.3. COMPROBACIÓN DEL PROTOTIPO 4 160
8.3.1. Comprobación del Prototipo 4 Utilizando Diseño 3D 160
8.3.2. Prueba de Impacto 162
8.4. IMÁGENES DEL PROTOTIPO FINAL 164
9. CONCLUSIONES 169
10. BIBLIOGRAFIA 171
ANEXOS 175

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Relación Entre el Número de Fracturas de Costillas y la Lesión Torácica AIS (Abreviated Injury Scale) 20

Figura 2. Fractura de la 4ª, 5ª, y 6ª (flechas negras) Costilla Derecha en un Paciente que Sufrió un Accidente Automovilístico, Objetos en la Camilla de Transporte son Demarcados con las Flechas Azules 23

Figura 3. Fractura de Costillas en Diversos Puntos que Pueden Producir Desprendimiento de Tórax. 29

Figura 4. Radiografía del Pecho de un Paciente con Fractura Posterior de la Décima Costilla Derecha con Presencia de un Pequeño Neumotórax en Pulmón Derecho 31

Figura 5. Dummy ES-2re 43

Figura 6. Diagrama de cuerpo libre del sistema, posición inicial 45

Figura 7. Diagrama de cuerpo libre del sistema, momento inmediatamente después del impacto . 46

Figura 8. Sistema de péndulo modelado usando Solidworks 48

Figura 9. Resultados de Velocidad Simulados al Momento del Impacto Usando el Software Cosmos Motion de Solidworks 49

Figura 10. Dimensiones Generales del Resorte 51

Figura 11. Función Resultante para el Resorte bajo Cargas de Compresión 53

Figura 12. Absorción de los Módulos 88

Figura 13. Análisis Estático del Prototipo 3 Utilizando MEF 89

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Sistema Hit Air 36

Ilustración 2. Sistema Neck Brace 37

Ilustración 3. Sistema D-Air 38

Ilustración 4. Prueba del resorte en la máquina de ensayo a compresión 52

Ilustración 5. Movimientos Físicos del Cuerpo Humano 60

Ilustración 6. Movimientos Planos Anatómicos 60

Ilustración 7. Estudio de Postura en Custom - Cruiser 63

Ilustración 8. Estudio de Postura en Sport - Naked 64

Ilustración 9. Estudio de Postura en Sport – Naked 2 65

Ilustración 10. Estudio de Postura en Super Bike 66

Ilustración 11. Estudio de Postura en Enduro - Trail 67

Ilustración 12. Movimiento de Extensión y Flexión de Un Gato Cuando Cae 70

Ilustración 13. Secuencia del Salto de Un Gato 70

Ilustración 14. Secuencia del Salto de Un Canguro 71

Ilustración 15. Golpe de cabeza de un carnero 73

Ilustración 16. Abstracción de la Forma del Cráneo de Un Carnero 73

Ilustración 17. Crecimiento y Descripción de los Cuernos y Cuernas 74

Ilustración 18. Abstracción de la forma del exoesqueleto de la cucaracha 75

Ilustración 19. Abstracción de la forma de la Estructura Trabecular del Hueso 78

Ilustración 20. Abstracción de la Forma del Cráneo de Un Carnero 79

Ilustración 21. Combinación del Análisis Biónico Formal y Biónico Estético 79

Ilustración 22. Composición bidimensional del módulo 80

Ilustración 23. Composiciones tridimensionales de los módulos 81

Ilustración 24. Diversas Combinaciones de Módulos 81

Ilustración 25. Modelado de la Propuesta 1 83
Ilustración 26. Modelado de la Propuesta 2 85
Ilustración 27. Análisis Estático de la Propuesta 1 Utilizando MEF..... 86
Ilustración 28. Prueba de Impacto de la Propuesta 1 Utilizando MEF..... 87
Ilustración 29. Modelado del Prototipo 3 90
Ilustración 30. Análisis de Tensión del Prototipo 3 Utilizando MEF..... 92
Ilustración 31. Prueba de Impacto del Prototipo 3 Utilizando MEF 93
Ilustración 32. Modelado del Prototipo 4 94
Ilustración 33. Análisis Estático del Prototipo 4 Utilizando MEF 96
Ilustración 34. Prueba de Impacto del Prototipo 4 Utilizando MEF 97
Ilustración 35. Diagrama de QFD 100
Ilustración 36. Mapa de Zona de Riesgo de Lesión - Masculino..... 101
Ilustración 37. Mapa de Zona de Riesgo de Lesión - Femenino..... 102
Ilustración 38. Boceto de la Propuesta de Diseño 1 103
Ilustración 39. Vectorizado de la Propuesta 1 104
Ilustración 40. Modelado de la Propuesta de Diseño 1..... 105
Ilustración 41. Modelado de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Posterior..... 106
Ilustración 42. Render de la Propuesta de Diseño 1 – Vista Frontal 108
Ilustración 43. Render de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Posterior..... 109
Ilustración 44. Render de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Lateral..... 110
Ilustración 45. Prototipo 1..... 111
Ilustración 46. Boceto de la Propuesta de Diseño 2..... 112
Ilustración 47. Modelado de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Frontal..... 113
Ilustración 48. Modelado de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Posterior..... 114

Ilustración 49. Unión de los Módulos con el Subsistema 115
Ilustración 50. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Posterior 116
Ilustración 51. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Frontal 117
Ilustración 52. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Lateral 118
Ilustración 53. Prototipo 2 119
Ilustración 54. Boceto de la Propuesta de Diseño 3 121
Ilustración 55. Modelado de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Frontal 122
Ilustración 56. Modelado de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Posterior 122
Ilustración 57. Pegado de Módulos en el Subsistema de Protección 123
Ilustración 58. Poliestireno y Poliuretano en el Subsistema de Protección 123
Ilustración 59. Subsistema de Protección de la Espalda y los Hombros 124
Ilustración 60. Render de la Propuesta de Diseño 3 – Vista Frontal 125
Ilustración 61. Render de la Propuesta de Diseño 3 – Vista Posterior 126
Ilustración 62. Render de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Lateral 127
Ilustración 63. Prototipo 3 128
Ilustración 64. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 1 129
Ilustración 65. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 1 130
Ilustración 66. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 1 131
Ilustración 67. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 2 132
Ilustración 68. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 2 132
Ilustración 69. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 2 133
Ilustración 70. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 3 134
Ilustración 71. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 3 134
Ilustración 72. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 3 135
Ilustración 73. Sistema de Medición de la Máquina de Pruebas 136

Ilustración 74. Dial de Carga de la Máquina de Pruebas 136
Ilustración 75. Propuesta de Diseño 2 en la Máquina de Pruebas 138
Ilustración 76. Imágenes del Test de Usabilidad 140
Ilustración 77. QFD de las Variables Ergonómicas / Usabilidad 142
Ilustración 78. QFD Propuestas de Diseño Vs Mercado Actual 144
Ilustración 79. Zonas de riesgo – Propuesta de Diseño 4 148
Ilustración 80. Boceto de la Propuesta de Diseño 4 - Masculino 149
Ilustración 81. Boceto de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino 150
Ilustración 82. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Masculino - Vista Frontal 151
Ilustración 83. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 – Masculino – Vista Posterior 151
Ilustración 84. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino - Vista Frontal 152
Ilustración 85. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino - Vista Posterior 152
Ilustración 86. Render de la Propuesta de Diseño 4 – Vista Frontal 153
Ilustración 87. Render de la Propuesta de Diseño 4 – Vista Lateral 154
Ilustración 88. Render de la Propuesta de Diseño 4 - Vista Posterior 155
Ilustración 89. Operación 3 – Termo conformar los Módulos 158
Ilustración 90. Operación 5 – Cortar con Bisturí los Subsistemas de Protección 158
Ilustración 91. Operación 9 – Unir Módulos con Subsistemas de Protección 159
Ilustración 92. Operación 18 – Pegar Lona y Espuma 159
Ilustración 93. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 4 160
Ilustración 94. Comprobación Tridimensional – Lateral – Propuesta de Diseño 4 161
Ilustración 95. Comprobación Tridimensional – Posterior – Propuesta de Diseño 4 161
Ilustración 96. Descripción de la Prueba de Impacto Frontal 163
Ilustración 97. Prototipo Final – Masculino – Vista Frontal 164

Ilustración 98. Prototipo Final – Masculino – Vista Lateral..... 165

Ilustración 99. Prototipo Final – Femenino..... 166

Ilustración 100. Prototipo Final – Femenino – Vista Posterior..... 167

Ilustración 101. Prototipo Final en usuario – Femenino..... 168

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Motociclistas muertos y heridos en Colombia, años 2002 - 2006 3

Tabla 2. Relación entre población, parque automotor y accidentalidad 2000-2006 4

Tabla 3. Lesiones del Conductor de VMB Clasificadas por Tipo y Gravedad 9

Tabla 4. Valores de Funciones Predictivas para 25% y 50% de Probabilidad de una Lesión Normalizado con Respecto a una Persona de 45 años 14

Tabla 5. Valores del Dummy ES-2re para Fuerzas Abdominales Correspondientes a 25% y 50% de Probabilidad de Lesión Abdominal Tipo AIS 3+ y AIS 4+ Respectivamente 15

Tabla 6. Valores del Dummy SID-IIsFRG para Fuerzas Abdominales Correspondientes a 25% y 50% de Probabilidad de Lesión Abdominal Tipo AIS 3+ y AIS 4+ Respectivamente 16

Tabla 7. Distribución de la Frecuencia de Lesión Raquimedular 27

Tabla 8. Edades de Motociclistas Muertos y Heridos en Colombia, año 2006 35

Tabla 9. Valores de Funciones Predictivas para 25% y 50% de Probabilidad de una Lesión Normalizado con Respecto a una Persona de 45 años 42

Tabla 10. Valores del dummy ES-2re para fuerzas abdominales correspondientes a 25% y 50% de probabilidad de lesión abdominal tipo AIS 3+ y AIS 4+ respectivamente 44

Tabla 11. Comparativo de Esfuerzos de Tensión entre Modulos 3 y 4 95

Tabla 12. Resultados de las Pruebas de Impacto 137

Tabla 13. Estudio de Impacto y Riesgo de Lesión 139

Tabla 14. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 1 145

Tabla 15. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 2 145

Tabla 16. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 3 146

Tabla 17. Evaluación del Tipo de Impacto 162

Tabla 18. Probabilidad de Lesión de Acuerdo al Tipo de Impacto 163

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1……..175

ANEXO 2……..176

ANEXO 3……..178

ANEXO 4……..200

ANEXO 5……..203

ANEXO 6……..207

ANEXO 7……..214

ANEXO 8……..218

ANEXO 9……..222

ANEXO 10……...226

RESUMEN

TITULO: SISTEMA PARA DISMINUIR LESIONES TORÁCICAS EN ACCIDENTES DE VEHÍCULOS MOTORIZADOS BIPLAZA, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO*

AUTORES: PRADA GARCÍA, Andrés**
QUIROGA QUINTERO, Germán Augusto**

PALABRAS CLAVES: DISEÑO, BIÓNICA, TÓRAX, LESIÓN, ACCIDENTE, SEGURIDAD PASIVA, MOTO, BIPLAZA

DESCRIPCIÓN:

En Colombia el problema de la accidentalidad vial ha llegado a niveles alarmantes, el número de muertes que ocurren en estos accidentes ha seguido aumentando año tras año y en la mayoría de los casos estuvo involucrada una motocicleta.

Debido a que las motos no poseen sistemas de seguridad pasiva, las fuerzas producidas durante un accidente se trasmiten a sus ocupantes y el casco protector se convierte en el único sistema de seguridad el cual sólo protege la zona de la cabeza.

El propósito de este proyecto es identificar las zonas del tórax, abdomen y espalda en las cuales existe una probabilidad de riesgo de lesión que pueda poner en peligro la vida de los ocupantes de vehículos motorizados biplaza y diseñar un sistema de seguridad pasiva que permita disminuir este riesgo de lesión.

El diseño de este sistema de protección se basa en un estudio de Biónica en el cual se observan estructuras biológicas y la forma como se han adaptado a las condiciones de su entorno; este diseño también contempla una optimización mediante el uso de herramientas CAD/CAE basadas en el estudio de elementos finitos, las cuales permiten simular la forma como se va a comportar un prototipo bajo determinadas condiciones aun antes de construirlo.

Las propuestas de diseño son evaluadas mediante una máquina de pruebas de impacto que debió diseñarse y construirse paralelamente con el sistema de seguridad con el fin de tener una herramienta que permitiera evaluar el riesgo de lesión en un accidente simulado bajo condiciones controladas.

---

* Proyecto de grado.

** Facultad de Ingenierías Fisíco-mecánicas. Escuela de Diseño Industrial. Dirigido por el Diseñador Industrial Miguel Enrique Higuera Marín.

SUMMARY

TITLE: SYSTEM FOR DECREASE THORACIC INJURIES IN TWO-SEATER MOTOR VEHICLE ACCIDENTS, DESIGN AND CONSTRUCTION OF PROTOTYPE*

AUTHORS: PRADA GARCÍA, Andrés**
QUIROGA QUINTERO, Germán Augusto**

KEY WORDS: DESIGN, BIONIC, THORAX, INJURE, ACCIDENT, PASIVE SECURITY, MOTORCICLE

DESCRIPTION:

In Colombia the road accidents problem had reach dangerous levels, and the number of deaths that those accidents cause is been increasing over the years, in most of the cases a motorcycle was involved.

Due to the fact that motorcycles don`t have a passive security system, the forces that are produced during the accident are transferred to the passengers and the helmet become the only security device which only protects the head area.

The purpose of this Project is to identify the thorax, abdomen and back in which there is a injure risk possibility that would risk the motorcycle passengers life, and design a passive security device that will diminish the injure risk.

The design of this protection system is base on a bionic study in which the biological structures are carefully watched and the way the adapted to their surroundings; this design also contemplates and optimization using the CAD/CAE tools based in the study of finite elements, that will allow to simulate the way a prototype will behave under specific conditions even before you build it.

The design proposal are evaluated through a impact testing matching that had to be designed and built in parallel with the security device in order to have a tool that will allow to evaluate the injure risk in accidents simulated under controlled conditions.

* Degree Project.

** Faculty of Mechanics & Physics. School of Industrial Design. Work directed by Industrial Designer Miguel Enrique Higuera Marín.

INTRODUCCIÓN

El crecimiento de las ciudades y del parque automotor de manera dispareja con respecto al crecimiento de las vías han sido las principales causas del aumento en el tiempo promedio de desplazamientos dentro de las ciudades, por sus características de fácil desplazamiento y bajo costo de adquisición, las motocicletas se han convertido en un medio de transporte ideal en este escenario no sin antes cobrar una cuantiosa cuota de vidas humanas.

En la actualidad el tema de la accidentalidad en vehículos motorizados biplaza ha llegado a niveles alarmantes en los países en desarrollo. Colombia no es ajena a esta realidad y la problemática que enfrenta ha llevado a las entidades responsables del tema a considerar este tipo de accidentes como un problema de salud pública.

Según cifras del fondo de prevención vial, en el año 2006 murieron alrededor de 1300 personas en accidentes relacionados con vehículos motorizados biplaza, teniendo en cuenta que las ventas de este tipo de vehículos aumentaron de 444.272 en el año 2006 a 480.295 el año pasado y que la accidentalidad es proporcional al número de vehículos; tenemos un problema a corto plazo sin aparente solución.

El propósito de este proyecto es cumplir el deber que tenemos los Diseñadores Industriales en la región y el país para desarrollar un producto que disminuya las consecuencias de este problema que afecta cada día a más personas.

1. ESPECIFICACIONES DEL PROYECTO

1.1. NOMBRE DEL PROYECTO

Sistema para Disminuir Lesiones Torácicas en Accidentes de Vehículos Motorizados Biplaza, Diseño y Construcción de Prototipo

1.2. RESPONSABLE DEL PROYECTO

Las personas responsables del desarrollo del proyecto son los estudiantes del programa de Diseño Industrial: Andrés Prada García y Germán Augusto Quiroga Quintero, bajo la dirección del Diseñador Industrial Miguel Enrique Higuera Marín.

1.3. ENTIDADES INTERESADAS EN EL PROYECTO

- Universidad Industrial de Santander UIS.
- Escuela de Diseño Industrial
- Grupo de Investigación Interfaz

1.4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Colombia las ventas de vehículos motorizados biplaza (VMB) han aumentado cuantiosamente en los últimos años, en el año 2002 se vendieron 160.098 VMB mientras que en el año 2006 esa cifra aumentó a 480.295[1] VMB, sin embargo el número de accidentes en los cuales se han visto involucrados este tipo de vehículos también aumentó considerablemente.

[1] CLOPATOFSKY LÓNDOÑO, José. Mercado. En: Revista Motor - El Tiempo, Bogotá. No 463, (26 de marzo de 2008); p.46.

La Tabla No 1 muestra el número de motociclistas que resultaron heridos o murieron en accidentes de tránsito en Colombia durante los últimos años.

Tabla 1. Motociclistas muertos y heridos en Colombia, años 2002 - 2006

Evolución de los Motociclistas Muertos 2002-2006					
Año	2002	2003	2004	2005	2006
Motociclistas	1140	923	1012	987	1278
Evolución de los Motociclistas Heridos 2002-2006					
Año	2002	2003	2004	2005	2006
Motociclistas	10639	5988	8354	9017	10492

Fuente: Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses.

Los vehículos motorizados biplaza son los que ofrecen menor protección a sus ocupantes respecto a los otros vehículos motorizados como automóviles, vehículos utilitarios ó buses de servicio público, los VMB no cuentan con una estructura de absorción de energía en caso de choque y no poseen sistemas para retener a los ocupantes en el vehículo; En Colombia hay fatalidades en 1 de cada 4 accidentes de VMB, y en el 37% de los casos también resultó herido alguno de los involucrados[2].

Por medio del artículo 2º de la Ley 769 decretada el 6 de Agosto 2002, el ministerio de transporte obligó a los conductores y pasajeros de VMB al uso de un casco: "Por la cual se reglamenta la utilización de cascos de seguridad para la conducción de bicicletas y triciclos, y se dictan otras disposiciones"[3], esto disminuyó las lesiones en esta parte del cuerpo y las muertes causadas por este tipo de accidentes. No obstante, el número de accidentes continua, pero aunque las lesiones y muertes por contusiones cerebrales disminuyeron gracias al uso del casco, las lesiones torácicas[4] ocupan el primer lugar de causa de muerte en este tipo de accidentes.

[2] FONDO DE PREVENCIÓN VIAL, Accidentalidad Vial 2006 página 47 [En línea]. 2006. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.fonprevial.org.co/ [Citado en Mayo/2008]
[3] MINISTERIO DE TRANSPORTE, Artículo 2º. de la Ley 769 de 2002
[4] REPORTE MAIDS, *Human Factors*, [En línea]. 2007. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://maids.acembike.org/ [Citado en Mayo/2008]

La Tabla No 2 relaciona la población, parque automotor, número de accidentes, y motociclistas muertos y heridos durante el periodo 2000-2006.

Podemos observar que el número de accidentes aumentó 8.5 % entre el año 2002 y 2003, sin embargo el número de muertes disminuyó en un porcentaje similar durante ese mismo periodo; es en este periodo dónde los conductores y pasajeros de VMB son obligados a usar casco protector.

Tabla 2. Relación entre población, parque automotor y accidentalidad 2000-2006

Año	Población	Parque Automotor	Accidentes	Motociclistas Muertos	Motociclistas Heridos
2000	42.780.941	2.723.178	231.974	1410	13848
2001	43.070.704	2'788.309	239.838	1359	12442
2002	43.834.115	3.081.423	189.933	1140	10639
2003	44.531.433	3.540.045	209.904	923	5988
2004	45.325.260	3.946.441	229.184	1012	8354
2005	46.039.144	4.190.541	154.622	987	9.017
2006	42.888.592	4.616.962	186.362	1.278	10.492

Fuente: Fondo de prevención vial, estadísticas de accidentalidad año 2006, páginas 13, 17, 84

Aunque el número de personas muertas en accidentes de VMB disminuyó en el año 2003, vemos que la tendencia es un aumento proporcional junto con el aumento en el parque automotor y la población total del país.

1.5. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Un estudio sobre accidentalidad en VMB llevado a cabo conjuntamente en Italia, Alemania, Francia, España y Holanda desde 1999 hasta el 2005 por la MAIDS (Motorcycle Accidents In Depth Study**)**[5] reveló un problema que no soluciona el uso del casco protector; el estudio muestra que la mayor causa de lesiones graves y de muertes en accidentes de VMB fue causada por algún tipo de lesión de tórax.

[5] REPORTE MAIDS, *Human Factors*, op. cit.

Actualmente el código nacional de transito exige[6] el uso de un chaleco reflectivo a los conductores y pasajeros de VMB, este chaleco no ofrece ningún tipo de protección al tórax, abdomen, ó columna vertebral pero la existencia de dicha norma puede ser un punto de partida para diseñar un sistema que ayude a reducir las lesiones en esta parte del cuerpo.

Según cifras del fondo de prevención vial[7], durante los 7 primeros meses del año 2007, habían muerto 1033 personas en accidentes de tránsito donde estaba involucrado un VMB, de los cuales, 620 eran conductores y 183 eran pasajeros, como se observa en total 803 de las víctimas se encontraban como usuario del VMB esto es casi el 77,7% de las muertes totales en el anterior informe, las demás muertes fueron de peatones y ciclistas.

La cantidad de VMB en las calles sumado a otros factores como la violación de normas de transito, exceso de velocidad, poca experiencia en conducción de este tipo de vehículos, etc. Conlleva a un problema de salud pública debido al alto número de accidentes, esto sin contar el costo debido a la atención de las víctimas, incapacidades, tratamientos, problemas emocionales, muerte, etc.

El costo anual de la accidentalidad vial nacional a precios constantes del 2006[8] fue de $2'886.701 (millones), esta cifra agrupa costos por muertes, heridos y daños materiales. Separando solo el costo por muertes tenemos un valor de $653.260 (millones) de pesos, teniendo en cuenta que el 68.8%[9] de los conductores muertos en accidentes de tránsito se desplazaba en un VMB, el costo en el año 2006 por personas muertas en VMB fue de aproximadamente $449.443 (millones) de pesos.

---

[6] CÓDIGO NACIONAL DE TRANSITO, Capítulo 5, artículo democrático.
[7] PRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA, Sala de Prensa [En línea]. Agosto 2006. "Lugar de publicación desconocido". Agosto 08/2006. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.presidencia.gov.co/prensa_new/sne/2006/septiembre/08/09082006.htm [Citado en Mayo/2008]
[8] FONDO DE PREVENCIÓN VIAL, Accidentalidad Vial 2006, op. cit., página 92
[9] Ibid., página 90

Para enfrentar el problema del creciente número de muertes en accidentes de VMB se hace necesario el desarrollo de un sistema de protección de tórax que es la primera causa de mortalidad en este tipo de accidentes, desarrollar este sistema no acabará con el problema pero disminuirá el número de muertes y heridos graves que actualmente se encuentra en aumento debido al crecimiento en las ventas de estos vehículos.

Realizar este estudio brindaría las bases para futuras investigaciones que conlleven a un progreso continuo en el campo de la seguridad, dado que en Colombia todavía no hay investigaciones sobre este tema en particular.

1.5.1. Perfil del Usuario

a. Usuario Directo.

Hombres y mujeres conductores o pasajeros de vehículos motorizados biplaza
Rango de edad entre 14 y 59 años.

No participantes en competencias de este tipo de vehículos

b. Usuario Indirecto.

Conductores de vehículos biplaza no motorizados

1.6. OBJETIVOS

1.6.1. OBJETIVO GENERAL

Proyectar un sistema de seguridad que conserve la integridad física de los usuarios de vehículos motorizados biplaza en accidentes de tránsito.

1.6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Realizar un análisis del estado actual de la accidentalidad vial de VMB en Colombia.

2. Analizar la información para obtener datos útiles que permitan establecer los parámetros de diseño.

3. Proponer un prototipo funcional que disminuya el impacto producido en la región torácica durante un accidente de VMB.

4. Evaluar la protección que ofrece el prototipo mediante recursos CAD/CAE.

5. Presentar un informe final que recopile todo el proceso llevado durante la investigación.

2. ESTADO DEL ARTE

La alta accidentalidad y las muertes producidas en accidentes de VMB han generado grandes preocupaciones en los últimos años, aunque es una práctica común el uso de casco protector el cual reduce substancialmente las lesiones en la cabeza, no está generalizado el uso de prendas protectoras para el tórax y abdomen como son los chalecos protectores.

Actualmente se encuentran productos especialmente diseñados para ser usados por motociclistas, la variedad va desde chalecos, protectores de columna vertebral, coderas, sin fin de bolsos, botas, cascos, gafas, guantes, etc.; estos usados correctamente ayudan a disminuir las lesiones en accidentes, a su vez es importante mencionar que en el sector deportivo, categorías como la GP1, dedicadas exclusivamente a organizar y ofrecer eventos con motos de diferentes cilindrajes y que desarrollan velocidades por encima de los 200 kilómetros por hora, están incursionando hasta este año en el sector de la seguridad para sus conductores, bolsas de aire que se despliegan alrededor del cuello y se expanden hasta los hombros ayudan a absorber gran parte de la energía que se genera al momento del motociclista impactar con el pavimento.

2.1. REPORTE MAIDS

El reporte MAIDS, Estudio en profundidad sobre accidentes de motocicletas por sus siglas en inglés fue un análisis llevado a cabo en Italia, Alemania, Holanda, España y Francia durante los años 1999 al 2005.

Se estudiaron en total 1844 accidentes de VMB, cada uno lo más detallado posible lo cual resultó en unas 2000 variables por caso. Para identificar las causas y consecuencias, la investigación incluyó una completa reconstrucción del

accidente, incluida la información de la persona, entorno, factores del vehículo y una identificación de todos los factores que contribuyeron a que ocurriera el accidente.

2.1.1. Lesiones del Conductor.

En la mayoría de los casos estudiados se presentaron lesiones de extremidades superiores e inferiores en los ocupantes de VMB, sin embargo teniendo en cuenta que en su mayoría fueron laceraciones y raspaduras, este tipo de lesiones no fue grave ni produjo la muerte de alguna persona (durante el estudio), podemos descartar este tipo de lesiones como uno de los factores de mortalidad en general para este tipo de accidentes.

Las lesiones en la cabeza siguieron en cantidad a las lesiones en extremidades superiores e inferiores, sin embargo aunque muchos ocupantes de VMB sufrieron este tipo de lesiones solo el 1.8% de todos los casos registrados fueron fatales. El uso de casco protector en la mayoría de los casos estudiados fue el principal contribuyente a que no se presentaran más fatalidades.

Tabla 3. Lesiones del Conductor de VMB Clasificadas por Tipo y Gravedad

Frecuencia Porcentaje en la fila Porcentaje en Columna Porcentaje Total		AIS Severidad de la lesión							
		Menor	Moderado	Serio	Severo	Critico	Máximo	Desconocido	Total
		112	148	46	1	33	7	22	395
		28.4%	37.5%	11.6%	0.3%	8.4%	1.8%	5.6%	100.0%
		10.4%	24.4%	15.9%	2.2%	52.4%	26.9%	18.8%	17.7%
	CABEZA	5.0%	6.6%	2.1%	0.0%	1.5%	0.3%	1.0%	17.7%
		26	6	1	0	0	1	4	38
		68.4%	15.8%	2.6%	0.0%	0.0%	2.6%	10.5%	100.0%
		2.4%	1.0%	0.3%	0.0%	0.0%	3.8%	3.4%	1.7%
	CUELLO	1.2%	0.3%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.2%	1.7%
	TÓRAX	79	20	32	33	9	7	16	196

Frecuencia Porcentaje en la fila Porcentaje en Columna Porcentaje Total		AIS Severidad de la lesión							
		Menor	Moderado	Serio	Severo	Critico	Máximo	Desconocido	Total
REGIÓN DEL CUERPO		40.3%	10.2%	16.3%	16.8%	4.6%	3.6%	8.2%	100.0%
		7.3%	3.3%	11.0%	71.7%	14.3%	26.9%	13.7%	8.8%
		3.5%	0.9%	1.4%	1.5%	0.4%	0.3%	0.7%	8.8%
	EXTERMIDADES SUP.	264	206	39	0	0	0	6	515
		51.3%	40.0%	7.6%	0.0%	0.0%	0.0%	1.2%	100.0%
		24.5%	34.0%	13.4%	0.0%	0.0%	0.0%	5.1%	23.1%
		11.9%	9.3%	1.8%	0.0%	0.0%	0.0%	0.3%	23.1%
	ABDOMEN	48	15	13	5	11	1	15	108
		44.4%	13.9%	12.0%	4.6%	10.2%	0.9%	13.9%	100.0%
		4.4%	2.5%	4.5%	10.9%	17.5%	3.8%	12.8%	4.8%
		2.2%	0.7%	0.6%	0.2%	0.5%	0.0%	0.7%	4.8%
	COLUMNA	58	30	5	1	8	10	12	124
		46.8%	24.2%	4.0%	0.8%	6.5%	8.1%	9.7%	100.0%
		5.4%	5.0%	1.7%	2.2%	12.7%	38.5%	10.3%	5.6%
		2.6%	1.3%	0.2%	0.0%	0.4%	0.4%	0.5%	5.6%
	PELVIS	24	23	11	3		0	8	69
		34.8%	33.3%	15.9%	4.3%	0.	0.0%	11.6%	100.0%
		2.2%	3.8%	3.8%	6.5%	0.0%	0.0%	6.8%	3.1%
		1.1%	1.0%	0.5%	0.1%	0.0%	0.0%	0.4%	3.1%
	EXTEREMIDADES INF.	364	158	143	3	2	0	11	681
		53.5%	23.2%	21.0%	0.4%	0.3%	0.0%	1.6%	100.0%
		33.7%	26.1%	49.3%	6.5%	3.2%	0.0%	9.4%	30.6%
		16.3%	7.1%	6.4%	0.1%	0.1%	0.0%	0.5%	30.6%
	CUERPO COMPLETO	104	0	0	0	0	0	23	127
		81.9%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	18.1%	100.0%
		9.6%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	19.7%	5.7%
		4.7%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	1.0%	5.7%
TOTAL		1079	606	2	46	63	26	117	2227
		48.5%	27.2%	13.0%	2.	2.8%	1.2%	5.3%	100.0%
		100.0%	100.0%	100.0%	100.	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
		48.5%	27.2%	13.0%	2.1%	2.8%	1.2%	5.3%	100.0%

Fuente: Reporte Maids, tabla de datos C.28

2.1.2. Pareja de Colisión.

La pareja de colisión es el lugar donde impactaron los ocupantes durante el choque; según el reporte MAIDS en el 60% de los casos la pareja de colisión fue otro vehículo, cabe anotar que la siguiente pareja de colisión por cantidad de número registrados fue el pavimento con solo el 9.0% de las parejas de colisión. Esto tiene bastante lógica si observamos que el 80% de los accidentes de este tipo ocurrieron entre el VMB y otro vehículo.

2.1.3. Efecto de la Vestimenta en los Accidentes de VMB.

Durante el estudio MAIDS, la ropa que vestían los ocupantes de VMB se documentó con el fin de relacionar el tipo de ropa, los materiales y sus características con las heridas en cada parte del cuerpo.

En el 64% de los casos, la vestimenta en la parte superior del torso ayudó a prevenir o evitó raspaduras y/o laceraciones de la piel en esta parte del cuerpo. Esto sucede de manera similar en el torso inferior donde la vestimenta redujo ó previno las lesiones en el 61.3% de los casos.

2.2. ESTUDIO DE LA NHTSA[10]

La NHTSA Administración Nacional de Tráfico y Seguridad en Autopistas por su traducción de las siglas en inglés (*National Highway Traffic Safety Administration*) es una agencia dependiente del Gobierno de Estados Unidos y forma parte del Departamento de Transporte de ese país. Su función es la de realizar investigaciones sobre seguridad con vehículos motorizados y de probar cada vehículo motorizado nuevo que se comercialice en territorio Norteamericano.

[10] KUPPA, Shashi. Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies. [En Línea]. Mayo 2004. (Idioma original: Inglés; Traducido por Andrés Prada García). "Lugar de Publicación desconocido". NHTSA (Administración Nacional de Tráfico y Seguridad en las Autopistas). S.f.. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.nhtsa.gov

La NHTSA junto con otras instituciones gubernamentales como la EuroNCAP en Europa, llevan varias décadas realizando investigaciones para mejorar la seguridad de los vehículos y peatones en casos de accidentes.

El cuerpo humano evolucionó adaptándose perfectamente a su entorno, prueba de ello es que nuestros antepasados podían adaptarse tan bien a los desiertos como a las heladas estepas polares, pasando por selvas húmedas, sabanas, etc. Sin embargo este fue un proceso gradual de varios miles de años y en los últimos años (lo cual representa un valor casi insignificante en nuestro tiempo de evolución) el cuerpo humano ha tenido que enfrentarse a las velocidades, desaceleraciones y esfuerzos que se producen en los medios de desplazamiento actuales como bicicletas, motos, automóviles, etc. que pueden ir a velocidades para las cuales no evolucionamos.

Con el fin de comprobar las lesiones que se producen durante un accidente de cualquier tipo de vehículo, la industria relacionada con los automóviles y su seguridad usan maniquíes o dummies de prueba. Estos dummies son unos muñecos con piel de polímero y esqueletos de aluminio que poseen diversos tipos de sensores en su cuerpo, estos sensores miden las deformaciones y desaceleraciones que se producen en puntos estratégicos de cuerpo durante los accidentes.

Para desarrollar un dummie o muñeco de pruebas, primero se comenzó a estudiar el comportamiento del cuerpo humano bajo cargas, aceleraciones y esfuerzos severos para los que no evolucionó. En un principio estos estudios fueron realizados en cadáveres y con el tiempo se reunió suficiente información para realizar un muñeco de pruebas que se comportara de manera similar que un ser humano y que pudiera medir diferentes parámetros como desaceleraciones,

deformaciones, esfuerzos, etc. para determinar las lesiones que se podrían generarse en un accidente en particular.

A continuación se describe un estudio realizado por la NHTSA para estudiar lesiones de tórax, abdomen y columna vertebral y sus resultados.

2.2.1. Criterios para Lesiones Torácicas para Realizar el Dummy Masculino.

Los criterios de lesiones torácicas fueron desarrollados usando datos de 42 pruebas de impacto con cadáveres en 9 diferentes tipos de condiciones y sus correspondientes pruebas de impactos con el dummy ES-2re.

De estas pruebas en cadáveres se pudo concluir una probabilidad de riesgo de lesión para una persona percentil 50, sexo masculino de 45 años de edad; cuyas variables son la deflexión máxima de costilla (medida en milímetros), la desaceleración máxima en la parte superior e inferior de la columna vertebral (medida en gravedades) y una fuerza en la zona torácica/abdominal (medida en Newtons).

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{-(-8.0975-0.0482*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS4+) = \frac{1}{1+e^{-(-8.4335-0.0482*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{-(-4.56-0.0366*\max.upperspine.accel.)}}$$

$$p(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{-(-4.991-0.0254*\max.lowerspine.accel.)}}$$

Tabla 4. Valores de Funciones Predictivas para 25% y 50% de Probabilidad de una Lesión Normalizado con Respecto a una Persona de 45 años

Pronosticador de lesión	25% Probabilidad de lesión		50% Probabilidad de lesión	
	AIS 3+	AIS 4+	AIS 3+	AIS 4+
Deflexión máxima de costilla (mm) *Rango estándar de error*	21 mm *0 - 32 mm*	48 mm *30 - 70 mm*	44 mm *32 - 54 mm*	72 mm *54 - 100 mm*
Aceleración máx. en la columna baja *Rango estándar de error*	36 gravedades *0 - 59 gs*	70 gravedades *2 - 114 gs*	80 gravedades *54 - 112 gs*	130 gravedades *96 - 170 gs*
Aceleración máx. en la columna alta *Rango estándar de error*	15 gravedades *0 - 30 gs*	46 gravedades *25 -65 gs*	43 gravedades *26 - 60 gs*	74 gravedades *58 - 114 gs*

Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

2.2.2. Criterios para Lesiones Abdominales.

Los criterios para lesiones abdominales y las curvas de riesgo asociadas a estas lesiones fueron desarrollados de datos publicados por Walfisch (1980). Walfisch realizó pruebas con cadáveres, las curvas de riesgo de lesión están basadas en la fuerza aplicada en el abdomen por el elemento rígido. Usando datos de 42 pruebas de impacto del *Medical Collage* de Wisconsin, se desarrolló una relación entre la fuerza normalizada aplicada en el abdomen del cadáver y la fuerza total medida en el dummy ES-2re. Estas dos fueron conmutadas una a una correspondientemente.

Las siguientes ecuaciones describen curvas de riesgo para lesiones torácicas basadas en las pruebas del dummy ES-2re para una persona de 45 años de edad, percentil 50 y sexo masculino.

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(6.04044-0.002133*F)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(9.282-0.002133*F)}}$$

Donde F es la fuerza abdominal normalizada aplicada en los cadáveres o la máxima fuerza abdominal total (suma de todas las fuerzas medidas por las celdas anterior, media y posterior) en el dummy ES-2re.

Tabla 5. Valores del Dummy ES-2re para Fuerzas Abdominales Correspondientes a 25% y 50% de Probabilidad de Lesión Abdominal Tipo AIS 3+ y AIS 4+ Respectivamente

	25% Probabilidad de lesión		**50% Probabilidad de lesión**	
Pronosticador de lesión	AIS 3+	AIS 4+	AIS 3+	AIS 4+
Fuerza total máxima en la región abdominal	2300 N	3800 N	2800 N	4400 N

Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

2.2.3. Criterios para Lesiones Torácicas para Realizar el Dummy Femenino.

Los criterios de lesiones torácicas fueron desarrollados a partir de 32 cadáveres a los que se les realizaron pruebas de impacto en el *Medical College* de Wisconsin. A través de 12 pruebas de trineo hechas con el dummy SID-IIsFRG que se realizaron bajo condiciones similares a las pruebas con cadáveres.

Las curvas de riesgo de lesión fueron desarrolladas asumiendo una edad de 56 años (representando la edad promedio de las personas accidentadas con lesiones de tipo AIS-3 con una estatura menor a 1,63 metros) y un ancho medido en el pecho de 270 mm (representando el espesor del pecho del dummy SID-IIsFRG). La deflexión máxima de costillas es la máxima de las 3 deflexiones de costillas para este dummy. Las aceleraciones máximas de columna alta y baja son resultantes de aceleración máximas medidas en gravedades en la columna vertebral.

La deflexión máxima de costilla torácica ya normalizada del dummy SID-IIsFRG fue similar a la deflexión máxima normalizada de costilla torácica de los cadáveres en las diferentes pruebas. Por consiguiente, las curvas de riesgo de deflexión en costillas desarrolladas usando cadáveres pueden ser aplicadas directamente a las estimaciones de lesiones torácicas del dummy SID-IIsFRG.

Las aceleraciones en la parte baja de la columna vertebral también fueron usadas para la evaluación de lesiones torácicas. Puesto que las aceleraciones en la parte baja de la columna vertebral de los dummys diferían de las de los cadáveres bajo condiciones similares de impacto, las curvas de riesgo de lesión desarrolladas a partir de cadáveres no pudieron ser aplicadas directamente a los parámetros de los dummys SID-IIsFRG. Por consiguiente, las curvas de riesgo desarrolladas usando el dummy y las correspondientes a las lesiones en los cadáveres como consecuencia de condiciones similares de impacto, fueron usadas para la estimación de las lesiones torácicas.

Las siguientes ecuaciones muestran las curvas de lesión torácica para el dummy SID-IIsFRG.

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(.8627-0.15498*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(.7998-0.15498*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(.364-0.0212*\max.lowerspine.accel.)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(.4634-0.021*\max.lowerspine.accel.)}}$$

Tabla 6. Valores del Dummy SID-IIsFRG para Fuerzas Abdominales Correspondientes a 25% y 50% de Probabilidad de Lesión Abdominal Tipo AIS 3+ y AIS 4+ Respectivamente

Pronosticador de lesión	25% Probabilidad de lesión		50% Probabilidad de lesión	
	AIS 3+	AIS 4+	AIS 3+	AIS 4+
Deflexión máxima de costilla (mm)	30,7 mm	43,2 mm	37,8 mm	50,3 mm
Rango estándar de error	*27,5 - 33,8 mm*	*40 - 46,1 mm*	*34,8 - 40,5 mm*	*47,4 - 54 mm*
Aceleración máx. en la columna baja	14 gravedades	65 gravedades	64 gravedades	118 gravedades
Rango estándar de error	*0 - 40gs*	*32 - 84 gs*	*36 - 84 gs*	*97 - 158 gs*
	82 gravedades corresponden a una tasa falsa positiva de 5%			

Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

2.2.4. Criterios de Lesión Torácica.

Los criterios de lesión torácica en impactos laterales han estado siendo desarrollados y evaluados por varios investigadores. El Índice de Trauma Torácico (TTI por sus siglas en inglés), es un criterio basado en la aceleración del pecho. Combinado con datos antropométricos fue desarrollado por la *National Highway Traffic Safety Administration NHTSA* (Eppinger, Et al., 1984, Morgan et al., 1986) y fue incluido en el estándar para protección de impactos laterales FMVSS 214.

Tarriere et al. (1979) analizó los datos de fuerzas de deflexión en las heridas laterales de tórax en una serie de pruebas realizadas con cadáveres. Ellos encontraron que la compresión en el pecho se correlaciona mejor con las lesiones torácicas que las aceleraciones torácicas. Basados en los resultados de estos estudios, los estándares para impactos laterales emplean un umbral para el valor máximo de deflexión en costillas de 42 mm.

Lau y Viano (1986) propusieron el criterio de viscosidad (VC), una función dependiente del tiempo formada por el producto de la velocidad de la deformación del pecho, V(t), y la compresión instantánea. C(t). Viano et al. (1989) también realizaron dieciséis impactos laterales de tórax en cadáveres humanos completos y encontraron que la máxima respuesta, VCmax, y la máxima compresión del pecho fueron significativamente mejores predictores para lesiones torácicas que las aceleraciones de columna vertebral. La regresión logística de estos datos indica un 50% de riesgo de lesión torácica AIS 3+ con el 33% de deflexión del pecho (con respecto al ancho total) y una VC de 1m/seg.

Kallieris (1994) llevó a cabo cuarenta y dos pruebas de impacto lateral con cadáveres humanos de 18 a 65 años ubicados en el asiento del pasajero en un vehículo. El análisis de los datos indica que la edad del sujeto al momento de su muerte fue el mejor predictor de la lesión torácica seguida por el TTI (índice de

trauma torácico). Las deflexiones de costillas, las cuales fueron computadas de los datos del acelerómetro, no fueron tan buenos predictores en este tipo de lesión como el TTI.

Pintar, et al. (1997) analizó los datos de una serie de veintiséis cadáveres humanos usando el sistema de trineo tipo Heidelberg. Pintar propuso el uso de TTI*C formado por el producto del TTI (índice de trauma torácico) y la deflexión normalizada del pecho como predictor del lesiones torácicos en impactos laterales. Kuppa, et. Al (2000) analizó 34 pruebas de impactos en cadáveres usando varias técnicas estadísticas como ANOVA, regresión lineal, regresión logística y análisis categórico. La edad del sujeto fue encontrado como influyente en la gravedad de la lesión ($p<0.05$) mientras que el sexo y peso tuvo muy poca influencia en el resultado de la lesión. Estos análisis indican que el resultante máximo normalizado en la parte superior de la columna vertebral fue el mejor predictor individual de la severidad de la lesión seguido por la deflexión máxima normalizada del pecho. Un modelo usando una combinación lineal de edad, deflexión máxima del pecho y aceleración máxima normalizada de la parte superior de la columna vertebral fue el mejor predictor de la lesión toráxico.

Wang (1989) en un estudio analítico y Cheng (1999) basados en pruebas de impacto en cadáveres con un péndulo, concluyó que el criterio de lesión basado en la energía acumulada es un mejor predictor de la lesión torácica que el TTI (índice de trauma torácico), deflexión de pecho o el criterio de viscosidad (VC).

2.2.5. Metodología de la Prueba.

La descripción detallada de la preparación de los cadáveres e instrumentación, así como la valoración de la lesión fue provista por Kuppa, et al. (2000, 2003) y Pintar, et al., (1997). Los cadáveres fueron instrumentados con acelerómetros triaxiales colocados en las vértebras T1 o T2, vértebra T12 y Sacro. Acelerómetros

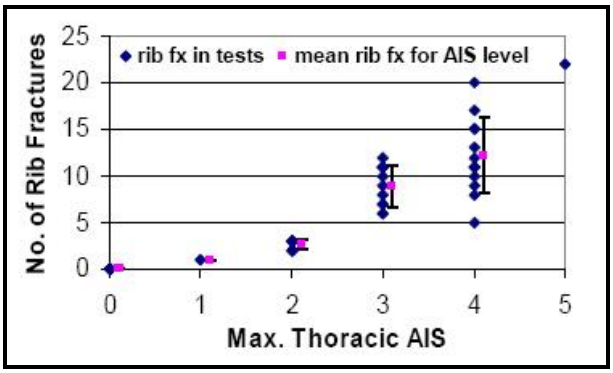
uniaxiales fueron fijados a la porción lateral izquierda de la costilla 4 y la costilla 8 para medir aclaraciones medio-laterales. Un acelerómetro uniaxial fijado al esternón para medir aceleración aterior-posterior. La instrumentación en el cadáver también incluía dos bandas de pecho de 40 canales alrededor del pecho a nivel de la 4ª y 7ª costillas. El muro de carga fue instrumentado para medir fuerzas de impacto a nivel medio de tórax, abdomen y pelvis.

Inmediatamente después de la prueba, el cuerpo del cadáver fue radiografiado en varias direcciones y ángulos para evaluar las lesiones de superficies óseas. Una autopsia detallada fue realizada después de cada prueba para documentar el número y la ubicación de las fracturas de costilla, la posibilidad de hemo/neumo tórax y lesión de pecho, así como lesiones del tejido blando.

La lesión del sujeto fue codificada de acuerdo a la "*Abreviated Injury Scale*" Escala abreviada de lesión por sus siglas en Inglés (AIS) (1990). La máxima lesión torácica AIS (MAIS) para todos los sujetos en esta serie de pruebas fue debido al número de fracturas de costilla y su correspondiente lesión de tejido blando (hemo/neumo tórax).

El número de fracturas de costilla como función de la máxima lesión torácica AIS obtenido en las pruebas se presenta en la siguiente figura. La media y la desviación estándar del número de fracturas de costilla en diferentes niveles AIS para los 42 sujetos también son mostrados en la figura. El número de fracturas de costilla separa los niveles AIS 0, 1, 2 y 3. Sin embargo entre las lesiones AIS=3 y AIS=4 hay un número traslapado de fracturas de costillas.

Figura 1. Relación Entre el Número de Fracturas de Costillas y la Lesión Torácica AIS (Abreviated Injury Scale)



Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

2.3. ANATOMÍA DEL TÓRAX

2.3.1. Límites del Tórax.

El tórax humano es la región del cuerpo comprendida entre el cuello y el diafragma, sin embargo sus límites se encuentran definidos por planos oblicuos y debido a esto presenta un área menor en la parte anterior que en la posterior, Testut y Latarjet presentan la siguiente definición sobre los límites del tórax:

Intermediario entre el cuello y el abdomen, el tórax está limitado por arriba por un plano oblicuamente dirigido hacia abajo y adelante, que pasa la vez por el vértice de la apófisis espinosa de la séptima cervical y por el borde superior del esternón.
Por abajo, la cavidad torácica está separada de la cavidad abdominal por el diafragma y tiene por límite la misma superficie de este músculo; este límite representa un plano oblicuo hacia abajo y atrás, que, partiendo del apéndice xifoides del esternón, va a la apófisis espinosa de la duodécima vértebra dorsal.
De la oblicuidad de estos dos planos-límites, plano superior y plano inferior, resulta que el tórax es mucho más extenso por detrás que por delante: por delante, su altura es la del esternón, menos la parte inferior del apéndice xifoides; por detrás es igual a toda la altura de la columna dorsal. El diámetro vertical anterior del

tórax es de 15 a 18 cm en tanto que el diámetro vertical posterior alcanza de 30 a 32 cm.[11]

2.3.2. Jaula Torácica.

La Jaula torácica se encuentra formada por las doce vértebras dorsales, por las doce costillas, por el esternón y los cartílagos costales. Estas partes óseas se encuentran unidas por articulaciones que permiten a la jaula torácica leves movimientos necesarios para la respiración.

Exteriormente cubierta por una capa de partes blandas, delgada delante y a los lados, más gruesa detrás y en particular en los canales vertebrales; La caja torácica protege los principales órganos, sin embargo en este aspecto muestra un mayor número de puntos débiles con respecto al cráneo y a la pelvis.

Los espacios intercostales son espacios donde las vísceras intratorácicas no tienen la protección directa del esqueleto, también sucede el caso cuando su fuerza de resistencia es superada por un agente traumático entonces la jaula torácica puede convertirse en un elemento que lesione los órganos internos comprimiéndolos o desgarrándolos.

La elasticidad de la caja torácica va disminuyendo a medida que va aumentado la edad de la persona, se han registrado casos en los cuales se encuentran lesiones pulmonares que incluyen contusiones y desgarros del pulmón sin observarse una fractura del esqueleto; en estos casos el tórax se comporta como un resorte elástico cediendo y dejando que el agente contundente afecte directamente el órgano y enderezándose luego que la fuerza ha cesado.[12]

[11] TESTUT, L. y LATARJET, A. Anatomía: Tratado de Anatomía Humana. Novena Edición. Barcelona: Salvat, 1966. Página 753. Número Clasificación QS4/T346t, ISBN No disponible
[12] Ibíd., p. 755.

2.3.3. Dimensiones de la jaula torácica según TESTUT Y LATARJET.

Las dimensiones de la jaula torácica son, por término medio y en el adulto:

- Altura: 12 cm por delante, 27 cm por detrás, 32 a 34 cm por los lados
- Anchura: 5 cm por 12 a nivel del vértice, 12 cm por 26 en la base[13]

2.3.4. Costillas.

Son huesos planos que parten de la columna vertebral y forman arcos en su recorrido hacia el esternón; se encuentran 12 pares de costillas normalmente, aunque se han presentado casos de costillas supernumerarias.

Las costillas se numeran desde arriba hacia abajo por su número de orden: *Primera, segunda tercera… doceava*, las siete primeras se llaman *costillas esternales* debido a que llegan hasta el esternón y ahí terminan, también se les suele llamar *costillas verdaderas*; las cinco últimas no llegan hasta el esternón y se les llaman *costillas falsas* las cuales a su vez se dividen en dos grupos secundarios: las octavas, novenas y décimas que se articulan en un cartílago; las onceavas y doceavas quedan libres e independientes y se les suele llamar *costillas flotantes*.[14]

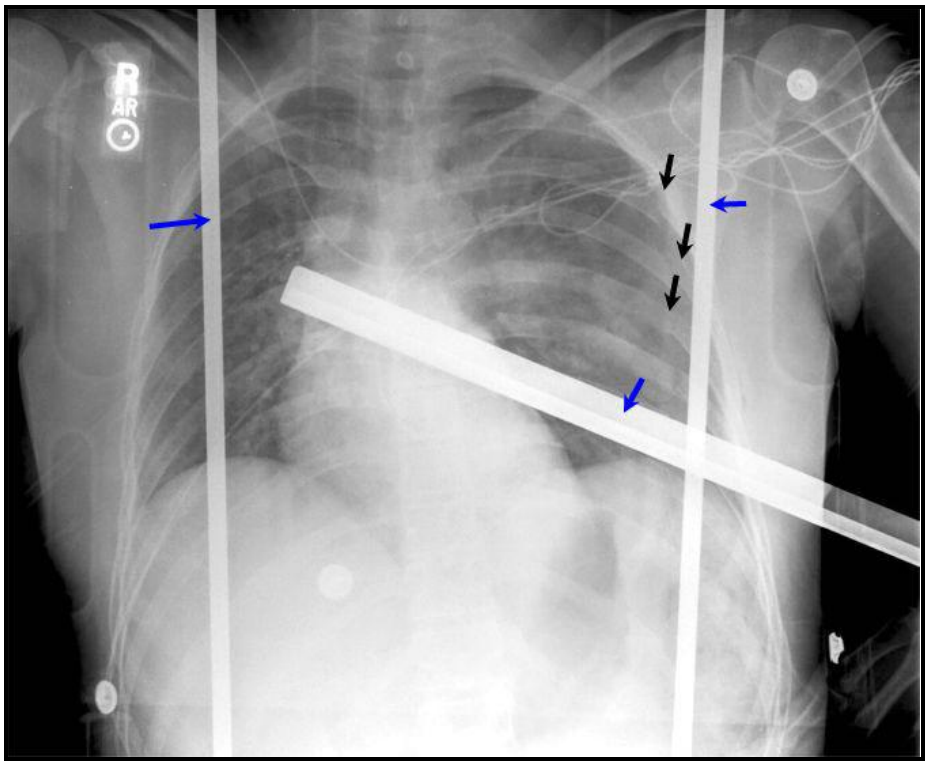
Gracias a su estructura y a su curvatura las costillas dan al tórax la movilidad necesaria para los movimientos de respiración; aunque las costillas poseen una gran flexibilidad con respecto a otros elementos óseos, las fracturas de costillas son muy frecuentes cuando se ejerce una presión exagerada sobre el tórax en sentido lateral o en sentido anteroposterior. En el primer caso, el cuerpo vulnerante ejerce presión sobre la convexidad del arco costal (como tratando de

[13] Ibíd., p. 758.
[14] Ibíd., p. 769.

enderezar su curvatura) y en el segundo caso ejerciendo una presión en los dos extremos del arco frontal (como tratando de aumentar su curvatura).

Las costillas más propensas a sufrir fracturas son las 4ª, 5ª, 6ª y 7ª, ya que las tres primeras están protegidas por la clavícula y la capa muscular del hombro, y las últimas son muy movibles respecto al esternón.

Figura 2. Fractura de la 4ª, 5ª, y 6ª (flechas negras) Costilla Derecha en un Paciente que Sufrió un Accidente Automovilístico, Objetos en la Camilla de Transporte son Demarcados con las Flechas Azules



Fuente: http://www.emedicine.com/radio/images/336139-395172-7398.jpg

2.3.5. Espacios Intercostales.

Los espacios intercostales se hallan situados en el intervalo de las costillas, comienzan a contarse en el espacio ubicado entre la primera y segunda costilla por lo tanto se puede enumerar 11 espacios intercostales a cada lado del tórax.

Estos espacios no son uniformes y varían según su ubicación en la jaula torácica, al respecto TESTUT dice

Espacios intercostales: Como indica su nombre, los espacios intercostales se hallan situados en el intervalo de las costillas. En número de veintidós, once a cada lado, se distinguen en *primero, segundo, tercero,* etc., contando de arriba hacia abajo, al respecto Testut y Latarjet explican:

Dimensiones: La altura de los espacios intercostales varía según se considere la porción intercostal propiamente dicha o la porción intercondral. A nivel de las costillas óseas y de las articulaciones condrocostales, la altura del espacio mide, por término medio, 2 cm, y es sensiblemente la misma para todos los espacios. En la porción intercondral, la altura varía según el espacio de que se trate; en el espacio 1º, 2º, 3º, y 4º, la altura es de 15 a 18 mm. Pero a nivel del 5º espacio la altura ya no es más que de 3 a 4 mm. Todavía es menor en el 6º espacio, que o está representado más que por una estrecha unión, cegada, a 4 ó 5 cm por fuera del borde del esternón, por un puente cartilaginoso de 3 a 4 cm de longitud que reúne el 7º cartílago costal al 6º.[15]

2.3.6. Vasos y Nervios.

Aunque ricamente irrigada, la región costal no encierra ningún vaso de grueso calibre. Sin embargo, no debe olvidarse que una herida que interese los vasos de la región puede ser origen de una hemorragia mortal; esto depende de que la pleura, con la cual estos vasos están en relación más o menos íntima, sea herida al mismo tiempo, y así a sangre es atraída a la cavidad pleural, como sorbida por la aspiración torácica, y allá se acumula en cantidad más o menos considerable (hemotórax).

[15] Ibíd., p. 771.

2.4. ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA

La ortopedia se define como la parte de la medicina encargada de estudiar las enfermedades y lesiones del aparato locomotor, cuando no existe una energía traumatizante inmediata; la traumatología estudia las lesiones del aparato locomotor cuando existe una energía traumatizante inmediata.

De acuerdo con la tabla 3, en gran cantidad de accidentes de VMB se producen lesiones de tórax, estas lesiones pueden producirse por traumatismo directo o por una desaceleración fuerte, afectando los órganos de esta zona.

2.4.1. Lesiones de la Pared Torácica.

Las lesiones en la pared torácica comprenden fracturas costales y de esternón causadas en su mayoría por traumatismos directos. En un accidente de VMB los ocupantes están expuestos a grandes fuerzas de compresión en la zona torácica, estas fuerzas dependiendo de la masa, la velocidad del vehículo y el tipo de choque, puede llegar a valores de 136.000 J lo cual es una energía 50 veces superior a la producida por el impacto de un disparo de arma de fuego.

2.4.2. Lesiones de la pleura y del pulmón.

Los neumotórax son producidos por traumatismos directos en los cuales el pulmón colapsa por una diferencia de presión, es decir el aire entra en la cavidad pleural debido a la presión negativa que ejerce el pulmón.

2.4.3. Lesiones del corazón y de los grandes vasos.

Las lesiones del corazón y los grandes vasos, como el corazón, no sólo se producen por traumatismos directos sino también por desaceleraciones fuertes, siendo estas últimas las que menor riesgo le presentan al paciente.

2.4.4. Traumatismos abdominales.

Los traumatismos abdominales se presentan en la mayoría de los casos por traumatismos contusos o por heridas penetrantes, el primer caso es el que más se presenta en accidentes de VMB y se debe a que la pared abdominal sufre una compresión contra la columna vertebral y el sacro rígido. Las caídas fuertes en este tipo de accidentes producen movimientos súbitos y violentos que en muchos casos producen desgarramiento de las vísceras y/o sus vasos sanguíneos.

2.4.5. Lesiones Raquimedulares.

De un estudio[16] hecho por la Universidad Nacional de Colombia sobre 258 casos tratados, extraemos los siguientes datos de interés:

Los traumatismos raquimedulares son más frecuentes en los hombres (90%) que en las mujeres (10%), y en la edad laboral (de 20 a 40 años), con un 55%
En la figura presentamos los niveles de lesión, y podemos apreciar que los sitios de mayor movilidad de la columna (C5-C6 y T12-L1) son los más frecuentemente comprometidos.

Los mecanismos de lesión más frecuentes son: caída de un lugar elevado (40%), heridas por arma de fuego (25%) y accidentes de tránsito.

La siguiente tabla muestra la distribución de la frecuencia de lesión raquimedular obtenida del estudio.

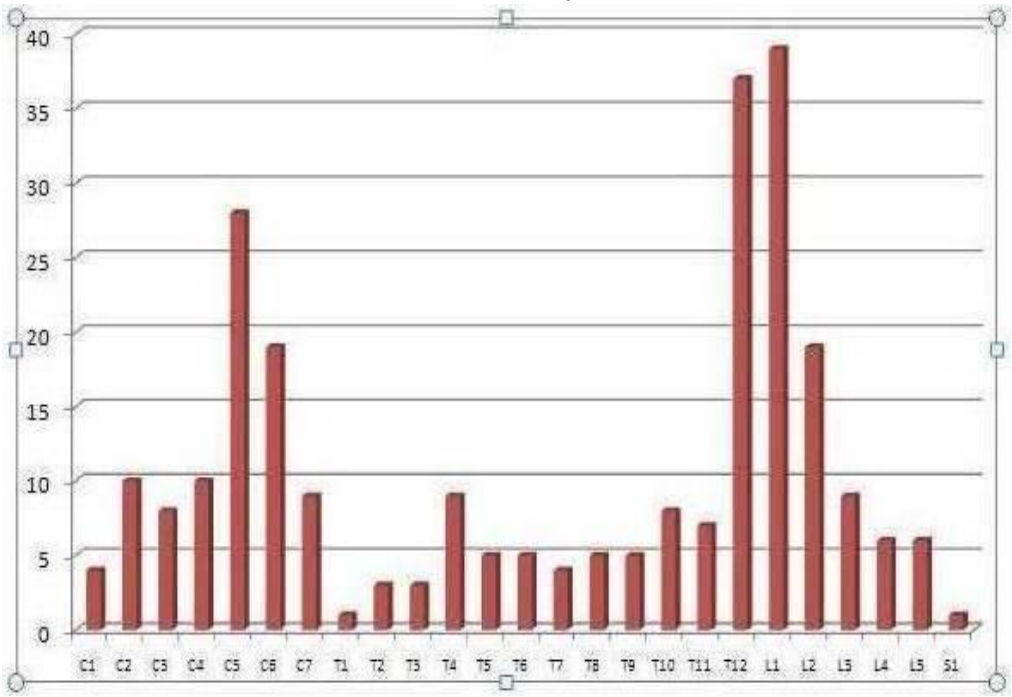
[16] ESCOBAR, Jaime. Urgencias en Cirugía. Bogotá: Editorial Stella. 1972. 800 p. ISBN desconocido.

Tabla 7. Distribución de la Frecuencia de Lesión Raquimedular

Vertebra	Frecuencia de la Lesión	Vertebra	Frecuencia de la Lesión	Vertebra	Frecuencia de la Lesión
C1	4	T1	1	L1	39
C2	10	T2	3	L2	19
C3	8	T3	3	L3	9
C4	10	T4	9	L4	6
C5	28	T5	5	L5	6
C6	19	T6	5	S1	1
C7	9	T7	4		
		T8	5		
		T9	5		
		T10	8		
		T11	7		
		T12	37		

Fuente: Urgencias en Cirugía

Figura 3: Distribución de la Frecuencia de Lesiones Raquimedulares en la Columna Vertebral



Fuente: Elaborado por los Autores

2.5. ASOCIACIÓN ENTRE FRACTURA DE COSTILLAS Y MUERTE DEL PACIENTE

Un estudio realizado por el Doctor DW Ziegler[17] reveló una asociación directa entre el número de costillas fracturadas y la muerte del paciente por causas secundarias asociadas a esta lesión, los autores reportaron que pacientes con una o dos fracturas de costillas tenían un 5% de tasa de mortalidad, y pacientes con 7 o más fracturas de costillas tenían un 29% de tasa de mortalidad. Pacientes con lesiones pulmonares debidas a múltiples fracturas de costillas tenían un rango de mortalidad de 13 a 32%.

2.5.1. Fracturas de la Primera Costilla.

Las fracturas de la primera costilla son extremadamente raras y normalmente se encuentran asociadas a múltiples fracturas de costillas o lesiones que ponen en grave riesgo la vida. Históricamente, las fracturas de la 1-3 costillas han sido asociadas con lesiones del plexo branquial y vasos mayores.

Las fracturas de la primera costilla implican fuerzas violentas, este patrón de fracturas puede significar lesiones de la vena subclaviana y plexo branquial. Las fracturas aisladas de la primera costilla han sido observadas en asociación con lesiones craneales y maxilofaciales y son probablemente secundarias a desprendimiento de la primera costilla de su unión muscular en vez de ser producidas directamente por un trauma sobre la costilla, la cual está relativamente protegida.[18]

---

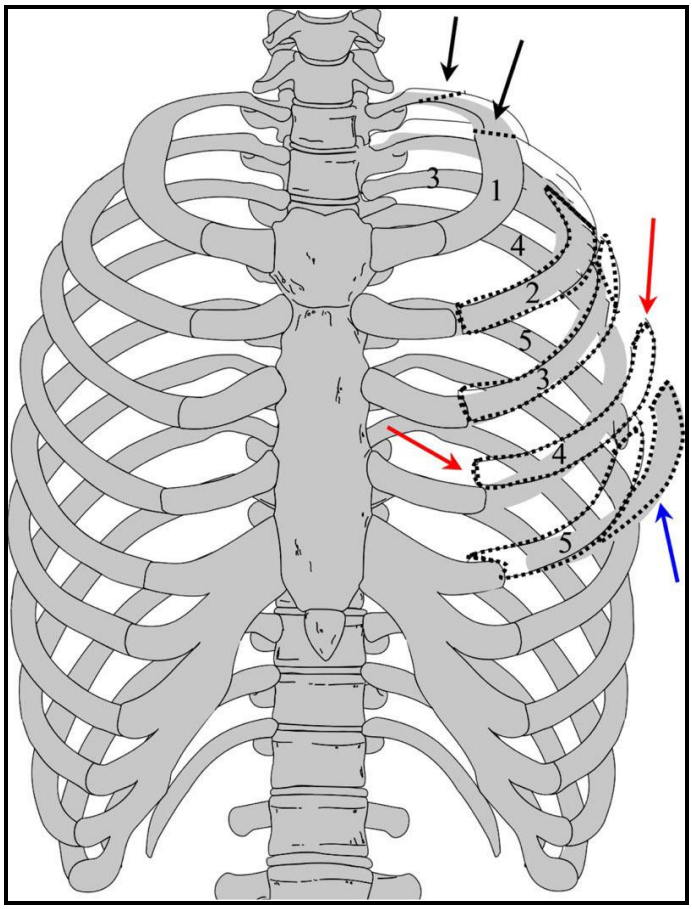
[17] Ziegler DW, Agarwal NN. The morbidity and mortality of rib fractures. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[18] Duane TM, O'Connor JV, Scalea TM. Thoracic outlet syndrome resulting from first rib fracture. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

2.5.2. Fracturas de la Quinta a la Novena Costilla.

Las fracturas de la quinta a la novena costilla pueden ser simples o múltiples. Múltiples fracturas pueden presentar desprendimiento de tórax, el cuál ocurre cuando un movimiento de respiración paradójico ocurre en un segmento de la pared torácica. Este tipo de fractura requiere al menos 2 segmentos de fractura en cada una de las 3 costillas adyacentes, cartílagos costales, o el esternón.

Figura 3. Fractura de Costillas en Diversos Puntos que Pueden Producir Desprendimiento de Tórax.



Fuente: http://www.emedicine.com/radio/images/336139-395172-6789.jpg

Segmentos de fractura posteriores son más fáciles de manera clínicamente debido a la presencia de soporte muscular y escapular.

Un desplazamiento interior de los fragmentos de fractura en el momento de la lesión pueden lacerar la parénquima del pulmón y producir un neumotórax, con sangrado hacia la cavidad pleural. La existencia de un neumotórax y hemotórax puede posponerse por horas e incluso días después de la lesión.[19] Un Hemotórax de grado significativo puede ocurrir cuando la fractura de costilla resulta en una laceración de una arteria intercostal en vez de sangrado interno pulmonar.

2.5.3. Fracturas de la Décima a la Doceava Costilla.

La hemorragia alrededor y adentro de las glándulas adrenales representa un riesgo el cual está asociado con fracturas de las costillas inferiores.[20] Estas fracturas de las costillas inferiores están comúnmente asociadas con lesiones de vísceras a los riñones y el bazo.[21] También se han encontrado lesiones en la región lumbar y columna vertebral como consecuencia de fracturas de la décima a la doceava costilla.[22]

2.5.4. Neumotórax.

Un Neumotórax es una secuela común de una lesión causada por un objeto cortante. Fragmentos de fractura que cortan la parénquima del pulmón pueden causar sangrado dentro de la cavidad pleural y resultar en un neumotórax.

---

[19] Simon BJ, Chu Q, Emhoff TA, Fiallo VM, Lee KF. Delayed hemothorax after blunt thoracic trauma: an uncommon entity with significant morbidity. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

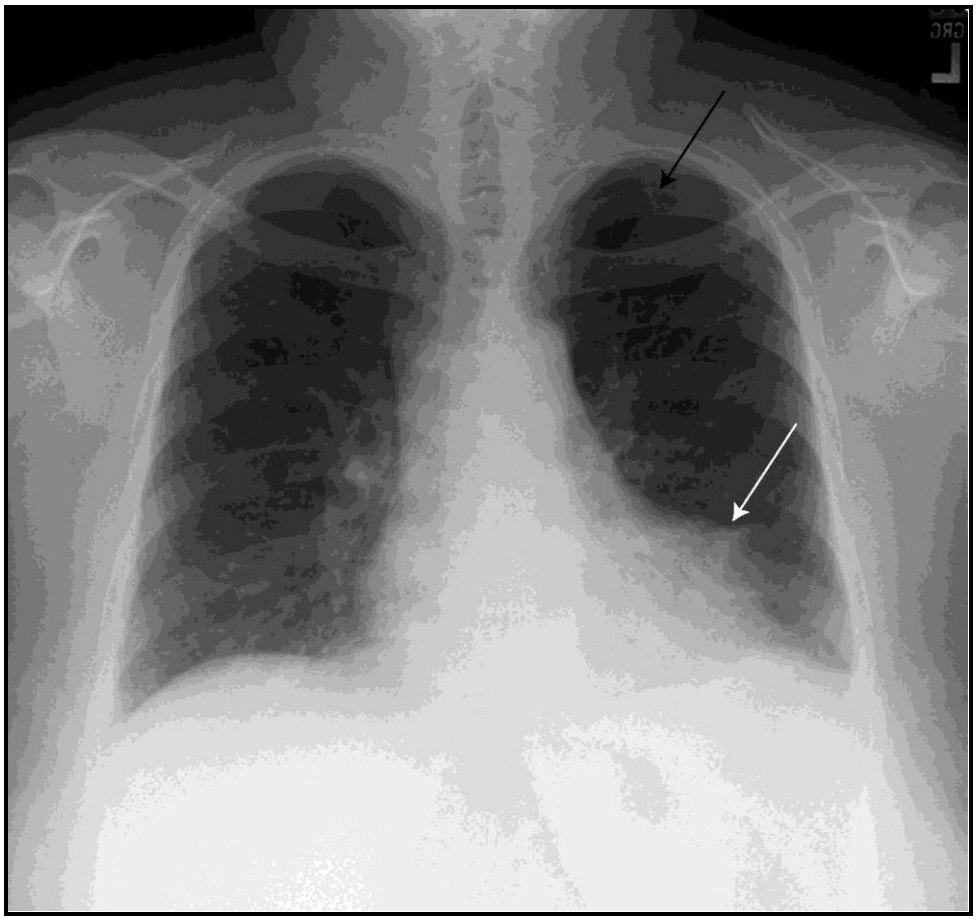
[20] Sinelnikov AO, Abujudeh HH, Chan D, Novelline RA. CT manifestations of adrenal trauma: experience with 73 cases. *Emerg Radiol*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[21] Shweiki E, Klena J, Wood GC, Indeck M. Assessing the true risk of abdominal solid organ injury in hospitalized rib fracture patients. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[22] Lee J, Harris JH Jr, Duke JH Jr, Williams JS. Noncorrelation between thoracic skeletal injuries and acute traumatic aortic tear. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

La incidencia del Neumotórax no es tan alta con una fractura de costilla, pero el riego se incrementa con el número de costillas rotas. En un estudio retrospectivo realizado por Millar y Ghanekar se encontró que la asociación de fracturas de costillas con un neumotórax resultaba en un gran número de laceraciones viscerales por fragmentos de huesos.

Figura 4. Radiografía del Pecho de un Paciente con Fractura Posterior de la Décima Costilla Derecha con Presencia de un Pequeño Neumotórax en Pulmón Derecho



Fuente: http://www.emedicine.com/radio/images/336139-395172-7094.jpg

2.5.5. Hemotórax.

La incidencia de hemo/neumo tórax en pacientes con fracturas de costillas es de 30%. Un hemotórax es usualmente el resultado de una laceración en la arteria

intercostal; sin embargo el sangrado proveniente del rompimiento de una costilla se detiene antes de que llegue a un volumen considerable y por lo tanto antes que sea necesario realizar una traqueotomía. Hay que tener en cuenta que cerca de 400-500 mL de sangre puede ocultarse por el diafragma en una radiografía superior derecha del pecho, y aproximadamente 1 litro de sangre puede ocultarse en una radiografía supinal.

El sangrado puede detenerse o puede ocurrir algunos días después, en un estudio realizado por Simon et al, 12 casos de hemotórax retardado fueron identificados y el 92% de esos casos ocurrió en pacientes con múltiples fracturas o desplazamientos de costillas.[23]

2.5.6. Contusión Pulmonar.

Fracturas de costilla están asociadas con contusiones pulmonares en el 20-40% de los casos. La lesión se caracteriza por la disrupción capilar que resulta en la presencia de hemorragia intra-alveolar e intersticial, edema, proteína y obstrucción de fluidos de las vías respiratorias menores con infiltración de leucocitos.

Las contusiones pulmonares son a menudo causadas por una lesión mayor en el pecho que incluye una o más fracturas de la caja torácica, un neumotórax y un hemotórax. Las contusiones pueden ocurrir debido a la transmisión de fuerzas a través del muro torácico con fracturas mínimas de las costillas o el esternón. Este mecanismo es bastante apreciable en pacientes jóvenes. En personas de mediana edad o pacientes de edad avanzada, las contusiones pulmonares usualmente están acompañadas de fracturas múltiples de costillas.

[23] Simon BJ, Chu Q, Emhoff TA, Fiallo VM, Lee KF. Delayed hemothorax after blunt thoracic trauma: an uncommon entity with significant morbidity. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

2.5.7. Lesiones Aórticas.

Las lesiones de la aorta debido a fracturas de la caja torácica son poco frecuentes, un estudio realizado por Lee et al concluyó que no hay una correlación clínica relevante entre estas lesiones y desgarros aórticos.[24] Los autores también concluyeron que fracturas de las costillas superiores no son un indicativo para angiografía aórtica.

Una lesión de aorta que está relacionada con un trauma por objeto cortante, usualmente es debida a la transmisión de una fuerza cortante al ligamento arterioso.[25] Sin embargo se han reportado casos que describen fracturas de costillas que perforan la aorta.[26] Se documentó un caso en el cual una fractura posterior de la sexta costilla izquierda laceró la aorta 3 días después de ocurrido el trauma.[27]

Una perforación cardiaca puede resultar en una hemorragia periaórtica y pericardial, también puede ocurrir el caso en la que una fractura de costilla perforó el corazón.

---

[24] Lee J, Harris JH Jr, Duke JH Jr, Williams JS. Noncorrelation between thoracic skeletal injuries and acute traumatic aortic tear. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[25] Sanchez-Ross M, Anis A, Walia J, et al. Aortic rupture: comparison of three imaging modalities. *Emerg Radiol*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[26] Wrightson WR, Conn CA, Franklin GA. Cardiac impalement from a rib after blunt trauma. *Am Surg*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[27] Marco JV, Gregory JS. Posterior fracture of the left sixth rib causing late aortic laceration: case report. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

2.5.8. Desprendimiento de Tórax.

Un desprendimiento de tórax se presenta cuando ocurre un movimiento de respiración paradójica en un segmento de la pared del pecho, el resultado una fractura de dos segmentos de cada una de las 3 costillas adyacentes o cartílagos costales. La incidencia de segmentos desprendidos es 10-15% en pacientes con un trauma mayor de pecho. Lesiones más graves, como trauma cerrado de cabeza y lesión intratorácica, son comunes en presencia de desprendimiento de tórax.

Múltiples fracturas de la parte superior del pecho con una dislocación de la clavícula también están asociadas a hernias extratorácicas de pulmón[28]. Sin embargo en la mayoría de los casos no se presentan defectos en la pared del tórax.

2.5.9. Lesión Abdominal de Órganos Sólidos.

Fractura de costillas inferiores, sexo femenino, corta edad, y una elevada severidad en la lesión incrementa la posibilidad de una lesión de hígado. Fracturas de costillas inferiores y fracturas solo en el lado izquierdo de la caja torácica incrementan la probabilidad de una lesión esplénica. En un estudio realizado por Shweiki et al, la incidencia de lesiones de hígado fue de 10,7% en su población de pacientes con fractura de costillas, y de 11,3% con lesiones esplénicas.[29]

[28] Lang-Lazdunski L, Bonnet PM, Pons F, Brinquin L, Jancovici R. Traumatic extrathoracic lung herniation. *Ann Thorac Surg*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

[29] Shweiki E, Klena J, Wood GC, Indeck M. Assessing the true risk of abdominal solid organ injury in hospitalized rib fracture patients. *J Trauma*. C Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

2.6. CLASIFICACIÓN DE LOS OCUPANTES DE VMB

Estadísticamente en Colombia la mayoría de las personas involucradas en accidentes de VMB están en la edad comprendida entre 25 y 34 años, este factor acentúa el problema debido a que estas personas se encuentran en una edad productiva laboralmente y una incapacidad temporal o permanente en este rango de edades le genera grandes costos al estado por concepto de indemnizaciones, pagos de seguros, gastos médicos, etc.

No hay una sola causa a la que se le pueda atribuir este hecho, la poca experiencia al conducir y que la mayoría de personas que conducen este tipo de vehículos estén en dicho rango de edades son varias de las causas que pueden influir para que esto ocurra.

En la siguiente tabla podemos observar que las personas entre 15 y 24 años también presentan un notable riesgo de verse involucrados en este tipo de accidentes.

Tabla 8. Edades de Motociclistas Muertos y Heridos en Colombia, año 2006

Motociclistas muertos por edades							
Edad (Años)	<5	5 a 14	15 a 24	25 a 34	35 a 44	45 a 49	>59
Hombres	0	5	402	501	266	122	37
Mujeres	0	3	22	35	20	8	0
Motociclistas heridos por edades							
Edad (Años)	<5	5 a 14	15 a 24	25 a 34	35 a 44	45 a 49	>59
Hombres	13	108	3325	4059	2241	1146	271
Mujeres	2	56	26	859	434	158	3

Fuente: Fondo de Prevención Vial

2.7. ANALISIS DEL MERCADO ACTUAL

Actualmente en el mercado global de productos destinados a la seguridad de motociclistas y sus acompañantes se destacan dos sistemas el HIT AIR[30] fabricado por la empresa con mismo nombre y el NECK BRACE desarrollado en conjunto por los fabricantes de motocicletas BMW y KTM.

2.7.1. Hit Air.

El primer sistema mencionado, el HIT AIR, funciona para el motociclista como un sistema de seguridad pasivo ya que no ayuda a prevenir o evitar el accidente sino que disminuye los factores de riesgo cuando el accidente es inevitable, su principal función consiste en proteger las zonas torácicas, la espina dorsal y el cuello, el motociclista hace uso de este sistema poniéndolo sobre él como una chaqueta, esta prenda de vestir contiene en uno de los bolsillos frontales una botella de aire comprimido unido a un cable elástico, este cable se sujeta a una de las partes de la moto, cuando el motociclista cae de su vehículo se hala el cable y la chaqueta llena los demás bolsillos vacios con el contenido de la botella, su funcionamiento es similar al los chalecos salvavidas de los aeroplanos.

Ilustración 1. Sistema Hit Air

Fuente: http://guzzistas.mforos.com/652460/7077757-chaqueta-airbag/

[30] HIT AIR, Indice [En línea]. 2007. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.hit-air.de// [Citado en Mayo/2008]

Entre otras características del HIT AIR podemos hacer énfasis en que se fabrica con material impermeable, ofrece protecciones en codos y hombros, algunas zonas se puede ajustar con velcro como son en brazos y caderas, posee marcas reflectantes en espalda y el recubrimiento interno es intercambiable, solo se puede adquirir en color negro y viene en diferentes tallas.

2.7.2. Neck Brace.

El segundo sistema, el NECK BRACE es un sistema también de tipo pasivo en forma de cuello ortopédico que en caso de accidente, limita los movimientos de su cabeza, está diseñado para proteger las vértebras cervicales y la nuca, donde las lesiones son menos frecuentes pero más graves; este sistema no presenta una unión estática entre los hombros y la cabeza, y ayuda evitando una fractura con luxación de la columna vertebral[31], conocido como efecto látigo, que es el tipo más grave de le lesión de la columna vertebral, en la cual no sólo se fractura el cuerpo vertebral, sino que también la vértebra situadas por encima se desplaza hacia abajo y por lo general en dirección anterior.

Ilustración 2. Sistema Neck Brace

Fuente: http://www.ktmcycles.com/catalog/PowerWear/Race%20Equipment/U6908098.jpg

[31] ASTON, J. N. Ortopedia y traumatología. Madrid - España: Salvat, 1984. ISBN 84-345 -1178-9

2.7.3. D-Air.

Una combinación de los sistemas anteriormente mencionados es usada por algunos motociclistas en eventos deportivos, consiste en una bolsa de aire que rodea el cuello, el nombre de este dispositivo es D-AIR y es desarrollado por la empresa italiana Dainese, el proceso de inflado inicia cuando el motociclista cae al suelo, un sensor instalado en el overall del motociclista envía un valor determinado mediante tres acelerómetros, tres giroscopios y un sistema de posicionamiento GPS, este minicomputador da una orden a tres generadores que insuflan 37 litros de airea la bolsa, la cual está recogida en la parte anterior que protege la espalda del motociclista; todo el sistema se encuentra ubicado en esa parte del traje.

Este sistema Electrónico funciona con celdas de polímeros de Litio (Li-Po) y tiene una autonomía de 4 horas, el sistema reacciona en 40 milisegundos, en caso de que el motociclista esté en condiciones de reanudar la carrera el sistema se libera del traje.

Ilustración 3. Sistema D-Air

Fuente: http://www.webbikeworld.com/r3/motorcycle-air-bag/dainese-d-air.htm

El problema detectado hasta ahora para este dispositivo es que ejerce una fuerza tipo palanca en la zona de las vertebras dorsales 6, 7 y 8 que puede ser peligroso. Aún está en proceso de pruebas.

3. REALIZACIÓN DE LA MÁQUINA DE PRUEBAS

Las pruebas físicas son una parte esencial en el proceso de diseño, con ellas se puede evaluar las características de un prototipo bajo circunstancias similares a las que podría enfrentarse al momento de funcionar en el mundo real.

Con el fin de comprobar las propiedades mecánicas de las propuestas diseñadas en este proyecto se requirió el diseño y la construcción de una máquina de pruebas para simular impactos en un tórax humano.

En la industria automotriz se usan muñecos de prueba o dummies para realizar estas pruebas, la función de estos dummies es simular a un ser humano durante las pruebas de impacto. Durante la realización del proyecto se trabajó paralelamente en una máquina que pudiera simular un tórax humano durante una prueba de impacto controlada; para lograr mayor fidelidad se tomaron como base estudios que proveen diferentes entidades relacionadas con la seguridad automotriz. Estos estudios son el resultado de décadas de investigación y fueron la base para desarrollar un modelo con el cual realizar las pruebas sobre las propuestas de diseño.

3.1. ESTUDIO DE LA NHTSA

La NHTSA Administración Nacional de Tráfico y Seguridad en Autopistas por su traducción de las siglas en inglés (*National Highway Traffic Safety Administration*) es una agencia dependiente del Gobierno de Estados Unidos y forma parte del Departamento de Transporte de ese país. Su función es la de realizar investigaciones sobre seguridad con vehículos motorizados y de probar cada vehículo motorizado nuevo que se comercialice en territorio Norteamericano.

Para el desarrollo de la máquina de pruebas se tomaron como base varios estudios (ver Anexo) de la NHTSA, estos estudios se llevaron a cabo realizando diversas pruebas de impacto en cadáveres para luego estudiar detenidamente las lesiones mediante autopsias, radiografías y valoración médica.

Los resultados de estas pruebas fueron separados de la siguiente manera: cabeza, cuello, tórax, abdomen, columna vertebral, pelvis, extremidades inferiores.

Estos resultados en pruebas de impacto se analizaron estadísticamente para obtener una serie de fórmulas las cuales indican la probabilidad de lesión que podría sufrir una persona dependiendo de variables como aceleración, deflexión en costillas, fuerza de impacto, entre otros.

3.1.1. Criterios para Lesiones Torácicas

Los criterios de lesiones torácicas fueron desarrollados usando datos de 42 pruebas de impacto con cadáveres en 9 diferentes tipos de condiciones y sus correspondientes pruebas de impactos con el dummy ES-2re.

La lesión del sujeto fue codificada de acuerdo a la "*Abreviated Injury Scale*" Escala abreviada de lesión por sus siglas en Inglés (AIS) (1990), ésta es una escala diseñada con el fin de cuantificar una lesión determinada dependiendo del riesgo o gravedad que presente para la persona.

Las curvas de riesgo (probabilidad de lesión) para las lesiones torácicas están basadas en las pruebas realizadas para desarrollar el Dummy ES-2re el cual representa una persona de 45 años de edad, percentil 50 y sexo masculino.

Las siguientes ecuaciones permiten obtener una probabilidad de riesgo de lesión teniendo en cuenta dos variables: la máxima deflexión en las costillas y la máxima aceleración medida en la columna vertebral.

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(.0975-0.0482*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(.4335-0.0482*\max.rib.defl.)}}$$

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(.56-0.0366*\max.upperspine.accel.)}}$$

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(.991-0.0254*\max.lowerspine.accel.)}}$$

La deflexión máxima de costilla es la máxima de las tres deflexiones de costillas medidas en milímetros. Las aceleraciones máximas de columna alta y baja se refieren a una resultante de aceleración máxima medida usando acelerómetros en varios puntos de la columna vertebral.

Tabla 9. Valores de Funciones Predictivas para 25% y 50% de Probabilidad de una Lesión Normalizado con Respecto a una Persona de 45 años

Pronosticador de lesión	25% Probabilidad de lesión		50% Probabilidad de lesión	
	AIS 3+	AIS 4+	AIS 3+	AIS 4+
Deflexión máxima de costilla (mm)	21 mm	48 mm	44 mm	72 mm
Rango estándar de error	*0 - 32 mm*	*30 - 70 mm*	*32 - 54 mm*	*54 - 100 mm*
Aceleración máx. en la columna baja	36 gravedades	70 gravedades	80 gravedades	130 gravedades
Rango estándar de error	*0 - 59 gs*	*2 - 114 gs*	*54 - 112 gs*	*96 - 170 gs*
Aceleración máx. en la columna alta	15 gravedades	46 gravedades	43 gravedades	74 gravedades
Rango estándar de error	*0 - 30 gs*	*25 -65 gs*	*26 - 60 gs*	*58 - 114 gs*
Fuerza total máxima en la región abdominal	2300 N	3800 N	2800 N	4400 N

Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

3.1.2. Criterios para Lesiones Abdominales

Los criterios para lesiones abdominales y las curvas de riesgo asociadas a estas lesiones fueron desarrollados de datos publicados por Walfisch[32] (1980). Walfisch realizó pruebas con cadáveres, y las curvas de riesgo de lesión obtenidas están basadas en la fuerza aplicada en el abdomen por el elemento rígido. Usando datos de 42 pruebas de impacto del *Medical Collage* de Wisconsin, se desarrolló una relación entre la fuerza normalizada aplicada en el abdomen del cadáver y la fuerza total medida en el dummy ES-2re. Estas dos fueron conmutadas una a una correspondientemente.

Las curvas de riesgo (probabilidad de lesión) para las lesiones torácicas están basadas en las pruebas realizadas para desarrollar el Dummy ES-2re el cual representa una persona de 45 años de edad, percentil 50 y sexo masculino.

Figura 5. Dummy ES-2re

Fuente: http://www.crashsoft.de

[32] WALFISCH, G., y FAYON, C. Diseñando del abdomen de un Dummy para detectar lesiones de abdomen, 5ª Conferencia Internacional IRCOBI, 1980

Las siguientes ecuaciones dan como resultado la probabilidad de lesión que puede tener una persona dependiendo de la fuerza aplicada.

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(6.04044-0.002133*F)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(7.282-0.002133*F)}}$$

Donde F es la fuerza abdominal (medida en Newtons) normalizada aplicada en los cadáveres o la máxima fuerza abdominal total (suma de todas las fuerzas medidas por las celdas anterior, media y posterior) en el dummy ES-2re.

Tabla 10. Valores del dummy ES-2re para fuerzas abdominales correspondientes a 25% y 50% de probabilidad de lesión abdominal tipo AIS 3+ y AIS 4+ respectivamente

	25% Probabilidad de lesión		**50% Probabilidad de lesión**	
Pronosticador de lesión	AIS 3+	AIS 4+	AIS 3+	AIS 4+
Fuerza total máxima en la región abdominal	2300 N	3800 N	2800 N	4400 N

Fuente: Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies, NHTSA 2004

3.2. ESTUDIO FÍSICO

Con este estudio se puede convertir estos datos de la NHTSA en fuerzas aplicables a un modelo, se seleccionó una combinación de deflexión de tórax con fuerza máxima aplicada debido a los buenos resultados que dio en esta combinación en las pruebas realizadas en cadáveres.

3.2.1. Requerimientos del Sistema de Pruebas

Un sistema que pueda ejercer una fuerza de 4400 newtons, en lo posible que dicha fuerza pueda variarse con el fin de realizar pruebas bajo distintas cargas.

Una superficie que asemeje la forma de un tórax de percentil 50 de la población a la cuál va dirigida el producto.

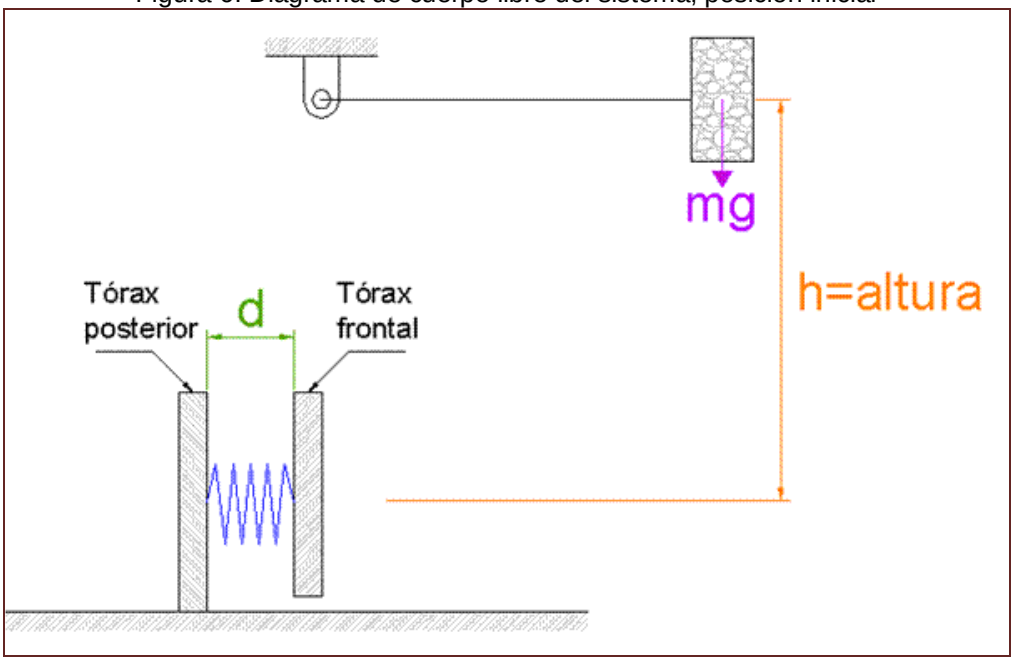
Un sistema de medición de cargas para determinar la fuerza ejercida y la atenuación de esta misma al realizar la prueba sobre los prototipos.

3.2.2. Cálculo de Fuerzas

Para producir la fuerza requerida anteriormente se optó por un sistema de péndulo, el cual permite la variación de la fuerza por medio de la altura a la cual se suelta el péndulo o por medio de una velocidad inicial diferente de cero.

Se requiere calcular la masa del péndulo. La gravedad es un dato conocido de 9,8 m/s^2 y la distancia d=25cm es un valor aproximado que representa la profundidad máxima de tórax (Percentil 50 de las tablas antropométricas). La fuerza se aumenta hasta los 5280 Newton, un 20% aproximadamente de los 4400 Newton originales con el fin de lograr un sistema que pueda ejercer un rango más extenso de fuerzas.

Figura 6. Diagrama de cuerpo libre del sistema, posición inicial



Fuente: Elaborado por los Autores

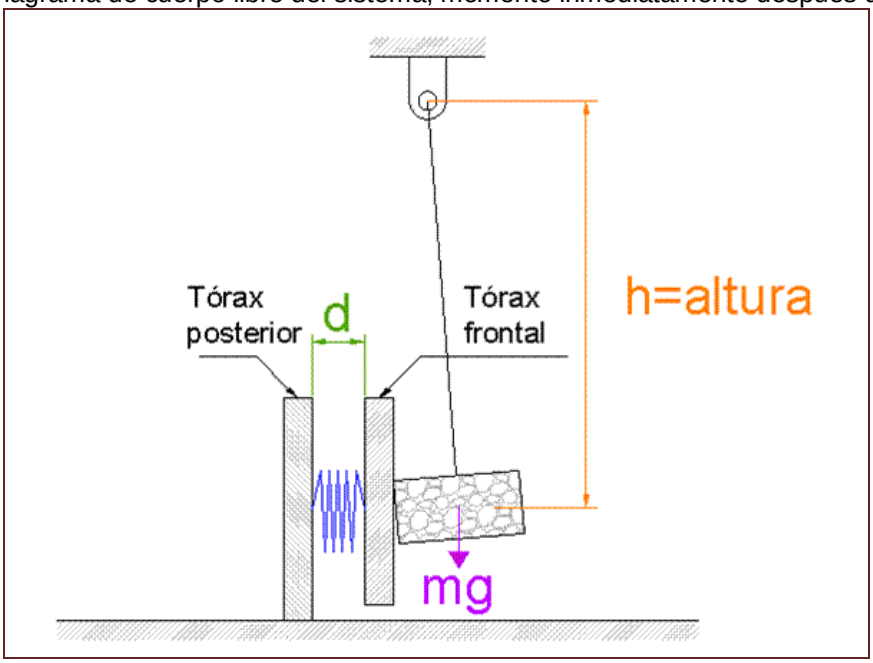
$$mgh = Fd$$

$$m = \frac{Fd}{gh}$$

$$m = \frac{(5280N)(0.025m)}{\left(\frac{9{,}8m}{s^2}\right)(1m)}$$

$$m = 13{,}47\ [Kg]$$

Figura 7. Diagrama de cuerpo libre del sistema, momento inmediatamente después del impacto



Fuente: Elaborado por los Autores

Se determina que la masa necesaria para que el péndulo ejerza una fuerza de 5280N es de 13,47 Kg.

Este elemento de 13,47 Kg de masa se propone como un cilindro de 15 cm de diámetro con el propósito de realizar una prueba lo más similar posible a la descrita en el informe de la NHTSA.

3.2.3. Cálculo del Cilindro

El material propuesto para el cilindro es concreto por su bajo precio y su relativamente alta densidad (2400 Kg/m^3), los cálculos para hallar la altura del cilindro de diámetro y masa conocida se presentan a continuación

$$Vólumen\ Cilindro = (\pi)(r^2)(h)$$
$$Densidad = \frac{masa}{vólumen}$$

Se halla el volumen del cilindro necesario para obtener la masa

$$vol = \frac{masa}{densidad}$$
$$vol = \frac{(13{,}47Kg)}{(2400Kg/m^3)} = 5{,}6125x10^{-3}[m^3]$$
$$densidad = \frac{2400Kg}{m^3} * \frac{(1m^3)}{(100)^3(cm)^3} = 2{,}4x10^3\left[\frac{Kg}{cm^3}\right]$$

Con el volumen del cilindro, y su respectivo radio se puede hallar la altura del cilindro

$$Vólumen\ Cilindro = (\pi)(r^2)(h)$$
$$5{,}6125x10^{-3}m^3 = (\pi)(0{,}075m)^2(h)$$
$$\frac{5{,}6125x10^{-3}m^3}{(\pi)(0{,}075m)^2} = h\ [m]$$
$$h = 0{,}3176\ [m] = 31{,}76\ [cm] \cong 32\ [cm]$$

3.2.4. Comprobación del Sistema Usando Software CAD

A partir de los datos obtenidos anteriormente se realizó una simulación cinemática utilizando para tal fin el software Solidworks 2006 y el Cosmos Motion. Esto

permitió comparar los valores de velocidad del modelo usado por la NHTSA para realizar pruebas en cadáveres y el sistema propuesto.

Las variables iníciales para el cálculo cinemático son descritas a continuación:

Velocidad inicial del cilindro = 0 m/s

Masa del cilindro = 13,5 Kg (cálculo realizado por el software usando densidad y volumen del concreto)

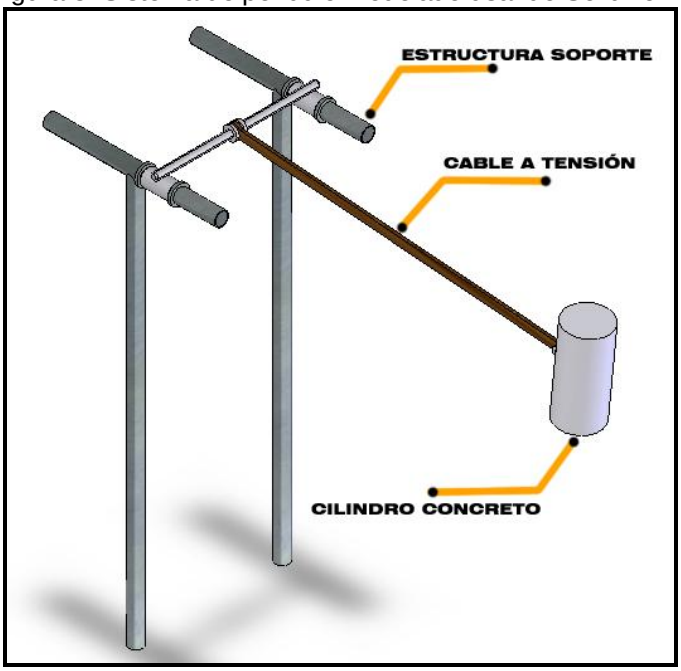
Altura inicial = 1 m

La velocidad horizontal máxima del cilindro de concreto fue de 5 m/s, esta velocidad se logra al momento del impacto, en el cual la energía potencial es cero pero la energía cinética encuentra aquí su mayor valor.

$$E_c = \frac{(m)(v)^2}{2}$$

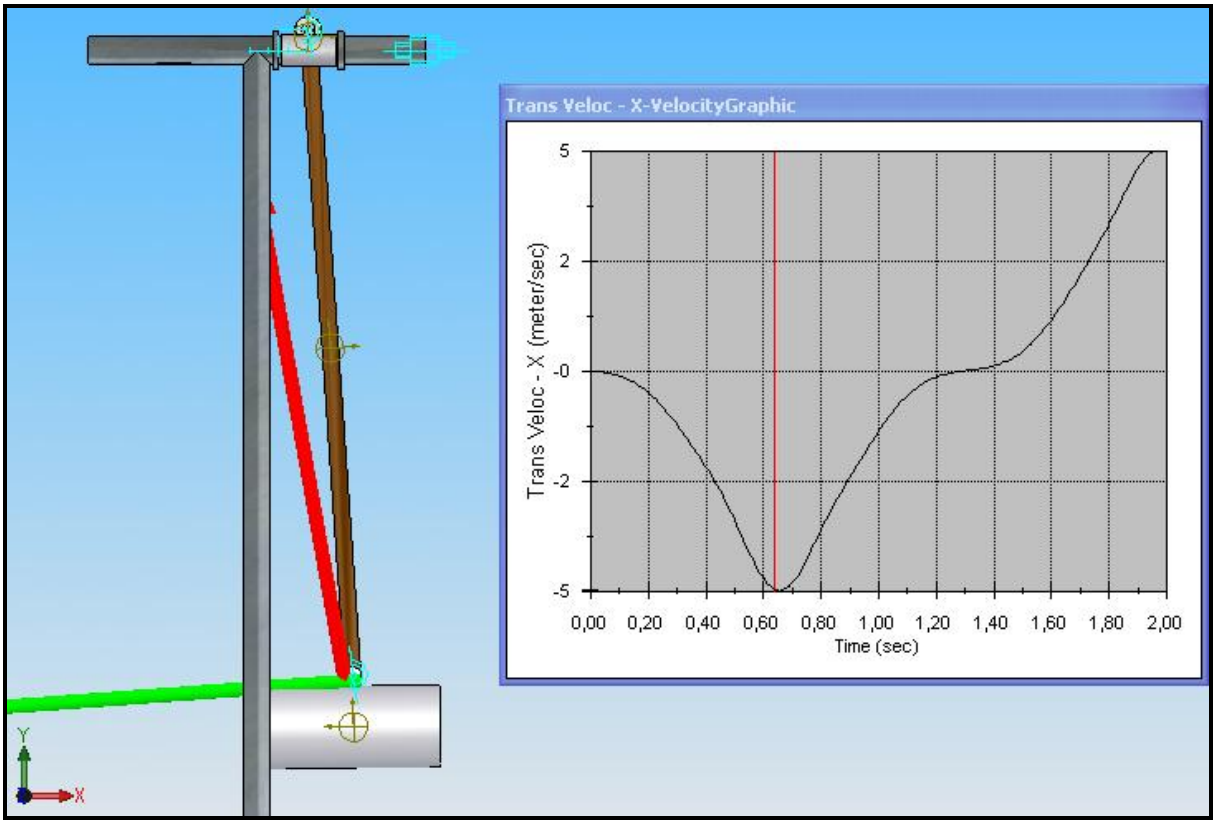
$$E_c = \frac{(13{,}47\ kg)(5\ m/s)^2}{2} = 168{,}375\ [Joules]$$

Figura 8. Sistema de péndulo modelado usando Solidworks



Fuente: Elaborado por los Autores

Figura 9. Resultados de Velocidad Simulados al Momento del Impacto Usando el Software Cosmos Motion de Solidworks



Fuente: Elaborado por los Autores

3.2.5. Cálculo del Resorte

La fuerza que se va a ejercer en el resorte es conocida, igual que su longitud total la cual representa el valor de profundidad de tórax para un percentil 50 masculino, asumimos un diámetro exterior del resorte de 15 cm, el mismo que el diámetro exterior del cilindro de concreto.

$$F = 4400\ [Newtons]\ (Fuerza\ en\ el\ resorte)$$

$$L = 25\ [cm]\ (Longitud\ total\ del\ resorte)$$

$$G = 80x10^{9}\ [N/m^2]\ Módulo\ de\ rigidez\ del\ Acero$$

$$D_{EXT} = 15\ [cm]\ Diámetro\ exterior\ del\ resorte$$

Primero se calculó la constante del resorte aplicando la fórmula de Ley de Hooke para resortes:

$$F = KX$$

$$K = \frac{F}{X}$$

$$K = \frac{4400\ N}{0{,}25\ m} = 17600\ [N/m]$$

Para realizar los cálculos restantes necesarios para determinar las características del resorte, se aplicó la ecuación 10.8 de Shigley[33] para resortes de tensión y compresión.

$$k = \frac{(d^4)(G)}{(D^3)(N)}$$

Donde "k" representa la constante del resorte, "d" el diámetro del alambre, "G" el módulo de rigidez del material y "N" el número de espiras activas. De estos datos sólo desconocemos el número de espiras activas y el diámetro del alambre.

$$\frac{(N)}{(d^4)} = \frac{(G)}{(D^3)(k)}$$

$$\frac{(N)}{(d^4)} = \frac{\left(80x10^9 \frac{N}{m^2}\right)}{(0.25\ m)^3 \left(17600 \frac{N}{m}\right)}$$

$$\frac{(N)}{(d^4)} = \frac{\left(80x10^9 \frac{N}{m^2}\right)}{(275\ Nm^2)}$$

$$\frac{(N)}{(d^4)} = 29{,}09x10^7\ m^{-4}$$

[33] SHIGLEY, Joseph Eduard. y MITCHELL, Larry D. Diseño en Ingeniería mecánica. Cuarta Edición. México: McGRAW HILL, 1985. Página 472. ISBN 968-451-607-X

Asumimos un valor para el diámetro del alambre de 12 mm debido a que el uso de alambres de este diámetro es usado frecuentemente para la realización de resortes a compresión que manejan cargas considerables.

$$N = (29{,}09x10^{7}\ m^{-4})(d^{4})$$

$$N = (29{,}09x10^{7}\ m^{-4})(0{,}012m)^{4}$$

$$N = 6\ Espiras$$

Con estos datos se realizó el cálculo de la longitud final del resorte y el paso.

$$N = N_T - N_D$$

$$N_T = 6 + 1 = 7\ espiras$$

$$L_f = (N_T)(d)$$

$$L_f = (7)(12mm)$$

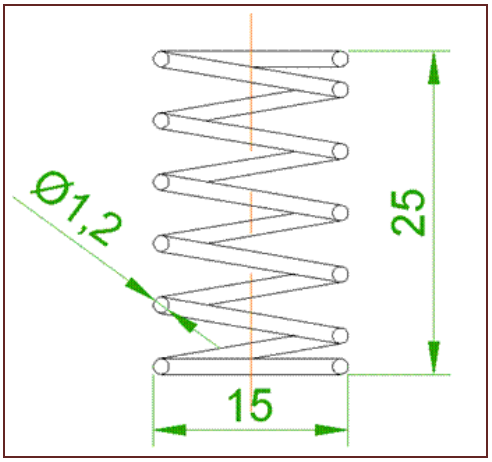
$$L_f = 84\ mm\ (Resorte\ completamente\ comprimido)$$

$$P = \frac{L_T - 2d}{N}$$

$$P = \frac{250 - 24}{6} = 37{,}66\ mm$$

$$P = 37{,}66\ mm\ (paso)$$

Figura 10. Dimensiones Generales del Resorte



Fuente: Elaborado por los Autores

3.2.6. Comprobación del Resorte

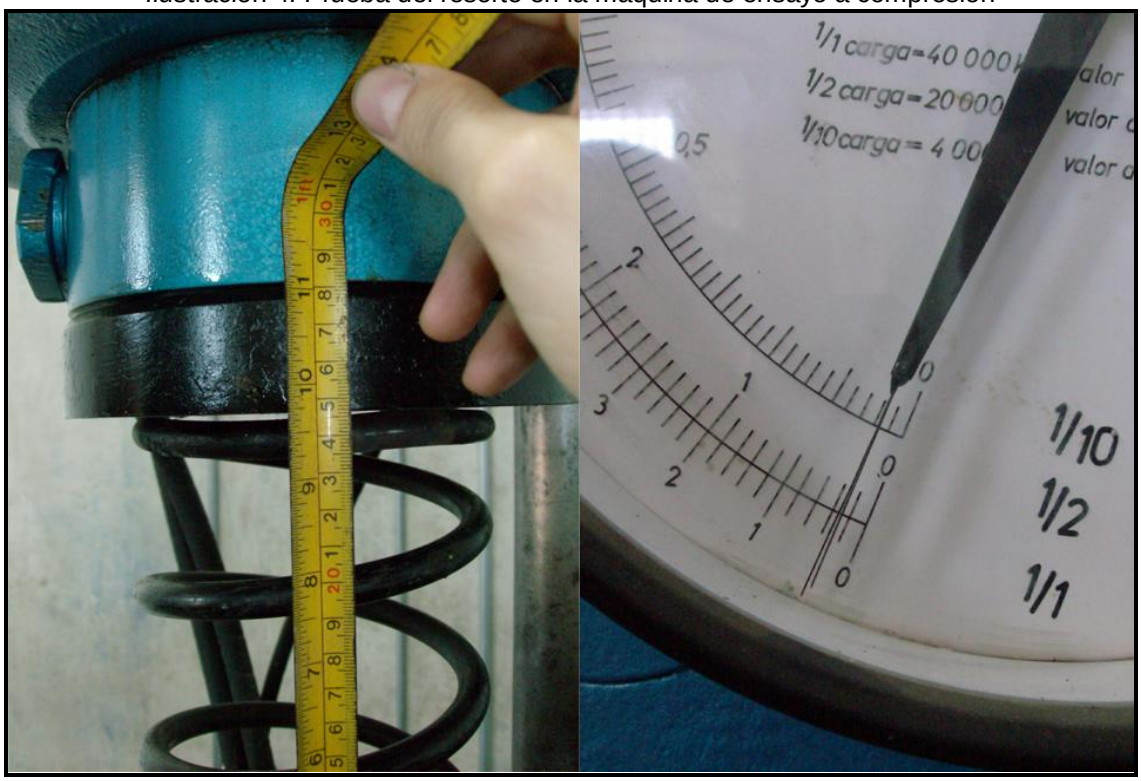
La comprobación del resorte se realizó mediante una prueba de compresión usando para tal fin una máquina para ensayos de este tipo.

a. Procedimiento para Realizar la Prueba

De una forma similar a como se realizan los ensayos de compresión para columnas, el resorte fue ubicado en la máquina sin ningún tipo de pre-carga inicial (de tensión o compresión).

A continuación el cilindro móvil de la máquina de ensayos fue posicionado justo sobre el resorte para calibrar a un valor de cero la carga y la deformación, la longitud máxima del resorte sin carga alguna fue de 24,6 cm. Una vez todo estuvo listo se dio inicio a la prueba en la cual se tomaron datos de carga y deformación del resorte desde que la máquina registró 80 Kg. hasta su registro final de 510 Kg.

Ilustración 4. Prueba del resorte en la máquina de ensayo a compresión



Fuente: Elaborado por los Autores

b. Datos Obtenidos.

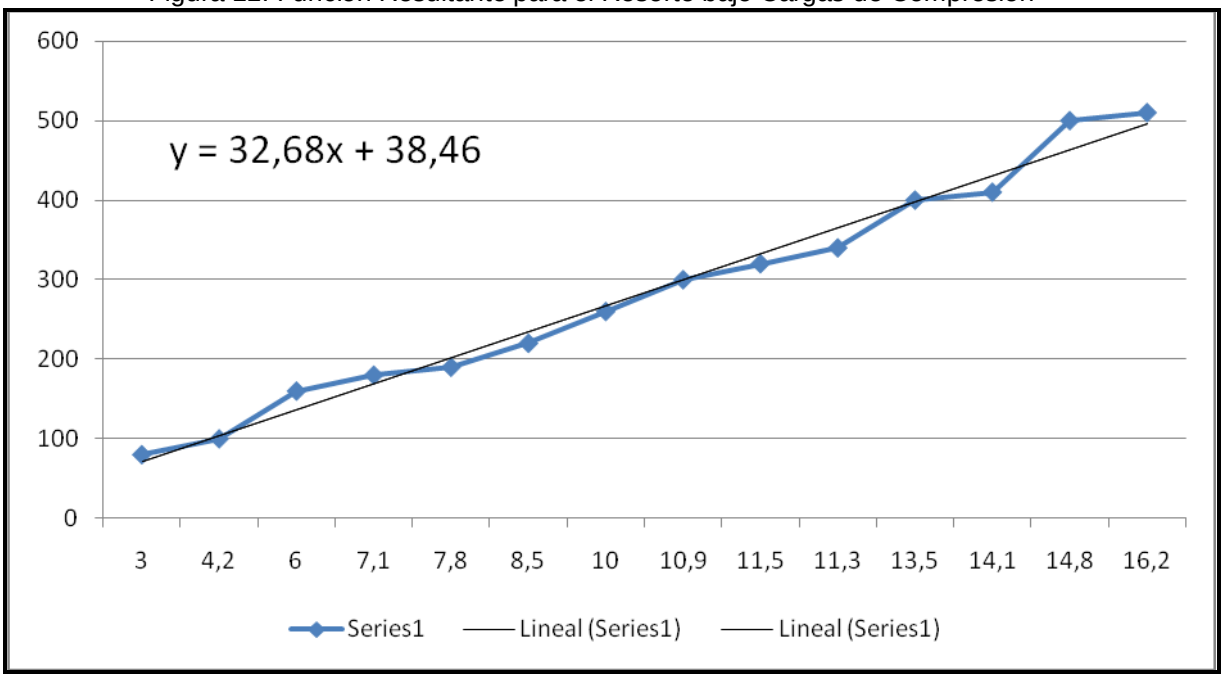
Los datos obtenidos durante la prueba fueron tabulados (ver Anexo 1), indicando la carga, longitud inicial, longitud final y la deformación del resorte. Debido a que la

Ley de Hooke para resortes es una ecuación lineal (F=KX), la gráfica de los datos tabulados es una recta con pendiente determinada, algo que se puede comprobar en la gráfica excepto por un leve desnivel en la continuidad de la recta, no obstante este fenómeno pudo deberse a una falla en la lectura de los datos.

A continuación se presenta una grafica de los datos obtenidos en la máquina para ensayos de compresión con el resorte, nótese que la función lineal describe una recta, la función en este caso fue hallada utilizando Microsoft Excel y es:

$$y = 32{,}68x + 38{,}46$$

Figura 11. Función Resultante para el Resorte bajo Cargas de Compresión



Fuente: Elaborado por los Autores

3.3. DESARROLLO DEL CONTORNO TORÁXICO

El contorno torácico es el nombre dado durante el proyecto a una forma tridimensional que semeja la superficie del tórax y abdomen de una persona de sexo masculino y percentil 50 (ver Anexo 2), el objetivo de realizar esta pieza de la máquina es el de tener una superficie sobre la cual ajustar los diseños realizados para realizar las pruebas de impacto.

Debido a que el contorno torácico debe soportar la fuerza del impacto sin deformarse notablemente, este requerimiento obligó a descartar materiales poliméricos y a pensar en algún tipo de metal, con el subsiguiente problema de tener que simular una forma orgánica usando un material difícil del moldear.

La opción más acertada fue la de crear el contorno torácico en dos partes (una frontal y una posterior) por medio de un desarrollo, posteriormente fue cortado y soldado en una lámina de Acero *cold rolled* calibre .16 y se comprobaron nuevamente las medidas. Las medidas que no concordaban con el diseño original fueron reajustadas para lograr una mayor precisión.

4. ANÁLISIS ERGONÓMICO

4.1. DELIMITACIÓN DEL ANÁLISIS ERGONÓMICO

El proyecto es un diseño desde cero de un sistema para disminuir lesiones de tórax en accidentes de vehículos motorizados biplaza, debido a las distintas configuraciones de estos vehículos fue necesario realizar un análisis de posturas de los más comunes en nuestro país.

Usuario primario: Los conductores y pasajeros de vehículos motorizados biplaza, hombres y mujeres.

Usuario secundario: Personas practicantes de deportes de alto riesgo, como ciclo montanismo, bicicrós, competidores de validas de motociclismo, corredores de ¼ de milla.

Usuario terciario: Personal encargado del reemplazo de módulos del sistema, en caso de verse afectados después de un impacto fuerte.

Entorno: Vías urbanas, carreteras primarias y secundarias y todo lugar apto para la conducción de este tipo de vehículos sin violar las normas de tránsito establecidas para ellos

Objeto: Sistema para disminuir lesiones torácicas en accidentes de vehículos motorizados biplaza.

4.2. CLASIFICACIÓN DE LOS VEHÍCULOS MOTORIZADOS BIPLAZA SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS GENERALES DE CARROCERÍA

La definición de vehículo motorizado biplaza podría parecer un tanto ambigua, sin embargo se refiere a los vehículos movidos por un sistema mecánico (diferente a la tracción por fuerza humana o animal) y normalmente con espacio para una o dos personas sin importar el número de ruedas libres o motrices que posea.

El objetivo con este estudio antropométrico fue conocer las diferentes posturas que puede adoptar un usuario de estos vehículos cuando transita en ellos, para tal motivo fue necesario el modelado tridimensional de los VMB más comunes (o en los cuales se produce el mayor número de accidentes), y la ubicación de un usuario que para este caso se tomó sólo el sistema esquelético para lograr un completo conocimiento de la postura en los diversos VMB.

4.2.1. Vehículo Motorizado Biplaza Tipo “Naked”

Son las motocicletas más populares en nuestro mercado, las más vendidas son las de motores de cilindrajes pequeños (100 – 150 cm^3), la posición del conductor permite cierto nivel de confort en viajes cortos, además que la altura del asiento con respecto al piso permite a las personas de estatura media sostener el vehículo cuando este se detiene sin necesidad de tener un andén en el cual apoyarse. El peso promedio (sin conductor) de este tipo de vehículos se encuentra en torno a los 120 kilogramos.

En Colombia podemos encontrar un gran número de estos VMB entre los que se encuentra la Yamaha RX115, la Suzuki AX100 y la Bajaj Pulsar sólo por citar algunas de las más comunes.

Sin embargo existen VMB de tipo “Naked” de mayor tamaño las cuales no son tan populares en nuestro medio, son VMB más grandes (también podrían

considerarse de tipo “Touring”) tienen motores con cilindrajes entre 500 y 1200 cm^3, su equipamiento puede incluir sistemas de navegación, calefacción en los manubrios y sistemas de sonido con audífonos inalámbricos. Su peso medio puede estar cercano a los 220 Kilogramos sin el conductor.

En estos VMB de tipo “Naked” más grandes varía significativamente la posición del conductor en función de obtener más confort para recorridos largos, aunque la inclinación de la espalda en respecto al plano sagital no cambia apreciablemente, si lo hace la posición de los brazos que ahora se encuentran más cerca al cuerpo y con los codos flexionados.

En nuestro mercado este tipo de VMB se pueden encontrar representados por la Suzuki GS500, la BMW R 1200 y la Suzuki Freewind.

4.2.2. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Trail”

Son VMB muy livianos, con una altura del asiento respecto al piso mayor que la de los otros tipos de VMB (en promedio unos 950 mm contra 750 mm de otros tipos de VMB). Esta mayor altura sumada a unos recorridos de suspensión largos, bajo peso y chasís ligero pero muy rígido hacen este tipo de VMB ideales para circular fuera del asfalto.

En general este tipo de VMB viene acoplados a motores de poco cilindraje (50 a 125 cm^3) aunque se pueden encontrar algunos con motores de 450 cm^3. Estos motores están diseñados para entregar la mayor cantidad del par motor a bajas revoluciones y de manera lineal para ayudar a mover el vehículo en terrenos accidentados en los cuales se encuentran más a gusto sus conductores.

En Colombia la popularidad de estos VMB ha cedido terreno a los tipo “Naked”, sin embargo hace a finales de los 90 estuvieron muy bien representadas por la

Yamaha DT, la Suzuki TS y la Suzuki DR. En la actualidad la mayoría de los usuarios de estos VMB son las fuerzas policiales.

4.2.3. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Cruiser”

Este tipo de VMB son los representantes de Norteamérica, con grandes motores y una conducción penalizada por el diseño de sus partes mecánicas que muchas veces obedecen más a un trabajo formal que a un serio estudio de Ingeniería.

Lo más característico de la posición de manejo en este tipo de VMB es la columna vertebral en una posición casi vertical con los brazos extendidos y la flexión de las piernas con un ángulo igual o mayor a 90°.

En Colombia así como en la mayoría de mercados no está muy difundido este tipo de VMB, sin embargo existen clubes en todo el mundo (acá no es la excepción) donde se reúnen los propietarios de este tipo de VMB y por un día o dos cambian su costoso traje de oficina por la chaqueta de cuero, el casco y las botas para disfrutar de la atípica conducción de sus máquinas.

4.2.4. Vehículo Motorizado Biplaza tipo “Superbike”

De todos los tipos de VMB existentes, los “Superbike” son los mejores representantes del diseño enfocado a la función, a la función de la velocidad. Los motores de estos vehículos giran a altas rpm (12500 rpm) y entregan una potencia específica igual de impresionante (en algunos casos más de 200 hp por litro).

En este tipo de VMB el conductor debe adoptar una postura que obliga a la columna a inclinarse bastante en el plano sagital (alrededor de 30°), los brazos y las piernas están flexionados en ángulo cerrado (también en el plano sagital) y a su vez las piernas también se encuentran flexionadas en el plano medio para poderlas ubicar alrededor del tanque de combustible.

Las “Superbike” más vistas en Colombia son la Yamaha R1/R6, la Suzuki GRX-R y la Honda CBR.

Las Ilustraciones 7, 8, 9, 10,11 muestran los Renders de los diferentes tipos de VMB.

4.3. ESTUDIO DE MOVIMIENTOS

Los movimientos físicos del cuerpo humano, en su relación a las dimensiones antropométricas, articulaciones y músculos, fundamentan una terminología básica empleada en biomecánica como la que a continuación se menciona y se relaciona[34].

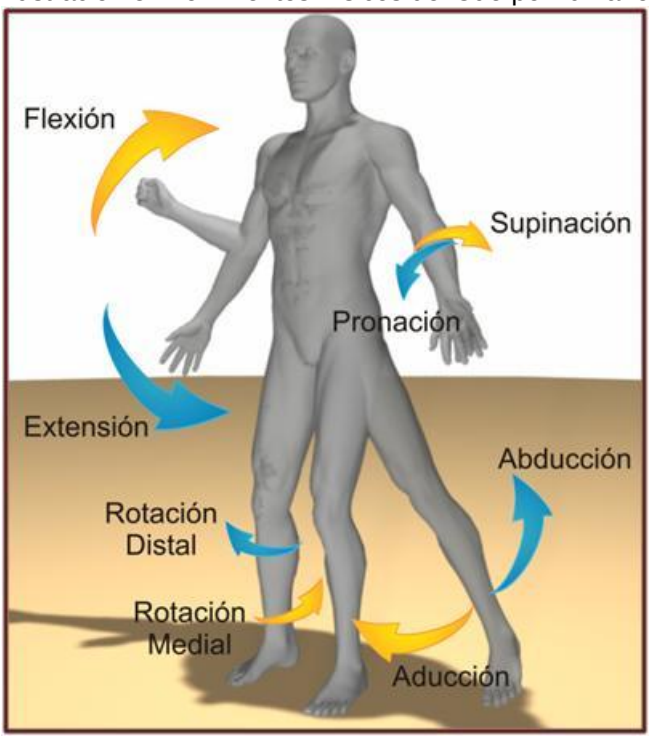
- Abducción: Acercarse a la línea media del cuerpo.
- Aducción: Alejarse de la línea media del cuerpo
- Extensión: Enderezarse o aumentar el ángulo entre las partes del cuerpo
- Flexión: Doblarse o disminuir el ángulo entre las partes del cuerpo.
- Pronación: Girar el antebrazo de modo que la palma de la mano queda hacia abajo.
- Supinación: Se gira el antebrazo de modo que la palma de la mano quede hacia arriba

Los movimientos de los segmentos corporales se refieren siempre con relación a los planos frontal, sagital y horizontal[35]. (Ver Ilustración 6)

[34] ROQUE RIVAS, Ricardo. Ergonomía en el diseño y la producción industrial. Nobuko. 2007. 541 p. ISBN 9875840890

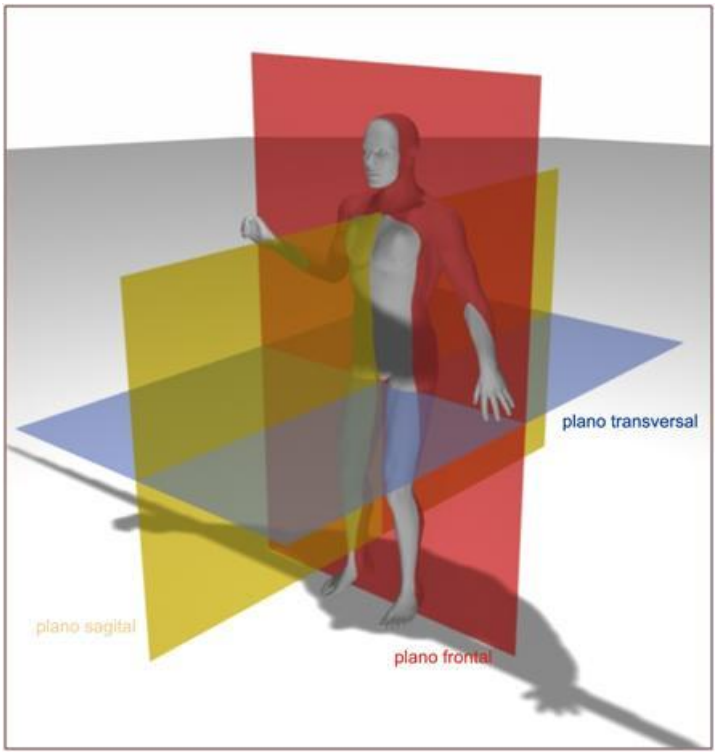
[35]GONZÁLEZ MAESTRE, Diego. Ergonomía y psicosociología. Cuarta Edición. FC Editorial, 2007. ISBN 978-84-96743-11-3

Ilustración 5. Movimientos Físicos del Cuerpo Humano



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 6. Movimientos Planos Anatómicos



Fuente: Elaborado por los Autores

4.4. DESCRIPCION DEL ANALISIS ERGONÓMICO DEL PUESTO DE TRABAJO

Según Diego González Maestre, en su libro, ergonomía y psicología, describe 5 pasos fundamentales para la elaboración de un análisis ergonómico de puestos de trabajo, cabe la aclaración que en nuestro caso la acción se va a desarrollar sobre una motocicleta; los pasos mencionados son los siguientes, solo tomamos los tres primeros y el ultimo, se descarta el cuarto punto por ausencia de material para realizar una evaluación ergonómica a VMB:

1. El análisis de las tareas.
2. El análisis de las capacidades personales.
3. El análisis de las condiciones de trabajo
4. Evaluación de la carga de trabajo
5. Establecimiento de medidas correctoras

4.4.1. Análisis del Usuario y su VMB Como Puesto de Trabajo.

Aunque se analiza el VMB como el puesto de trabajo, estos análisis se realizan por lo general cuando el vehículo se encuentra en movimiento. Cuando el usuario inicia la marcha, el vehículo toma nuevas características que cambian la relación hombre-máquina:

- Una motocicleta se equilibra cuando se encuentra en movimiento. A esto se le llama equilibrio dinámico.
- Al doblar en una curva se debe inclinar la motocicleta hacia el lado interno de la misma para contrarrestar la acción de la fuerza centrifuga.
- El VMB no tiene carrocería. Por eso, la emoción y el placer de manejar un vehículo de este tipo supera a la de cualquier otro vehículo.
- Una motocicleta tiene comandos independientes para los frenos delanteros y traseros. Esto es una gran ventaja dado que se puede adaptar cada uno de ellos a la situación que se presenta.

4.4.2. Clasificación de las Tareas

Los usuarios de VMB, pueden ser separados para el estudio en dos casos: conductor y pasajero. Al momento conducir, el usuario se encuentran frente a una interfaz, en la cual él es directamente responsable del control, maniobrabilidad, estabilidad, respuesta del motor, etc., del vehículo.
A continuación se presentan la clasificación de las tareas que debe realizar el conductor de un VMB cuando se encuentra conduciendo.

- Tareas Mentales: concentración, atención, análisis, búsqueda rápida de respuestas.
- Tareas Posturales: mantener el equilibrio, permanecer sentado, espalda recta, brazos flexión y extensión, abducción y/o aducción de las extremidades inferiores (si detiene o inicia el movimiento del vehículo), rotación medial y distal (uso de los controles en las extremidades inferiores).
- Tareas Auditivas: Oír, Percepción de la procedencia de los ruidos.
- Tareas Gestuales: apretar, precisión de movimientos.
- Tareas Visuales: observar objetos menudos y lejanos, distinguir objetos de color y lejanos, distinguir dimensiones.
- Tareas Táctiles: Discriminación de temperaturas, rugosidades, formas.

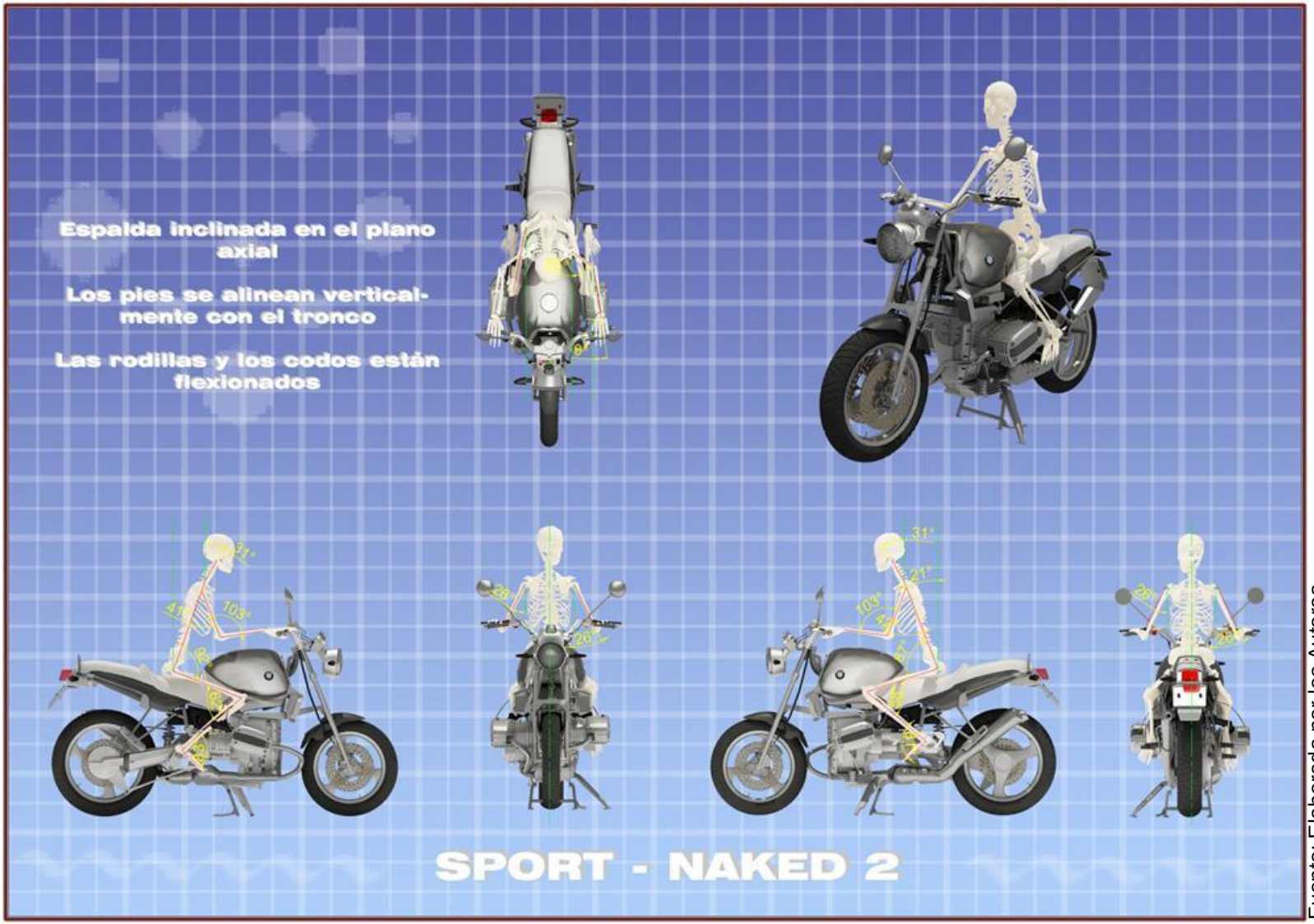
Ilustración 7. Estudio de Postura en Custom - Cruiser

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 8. Estudio de Postura en Sport - Naked

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 9. Estudio de Postura en Sport – Naked 2

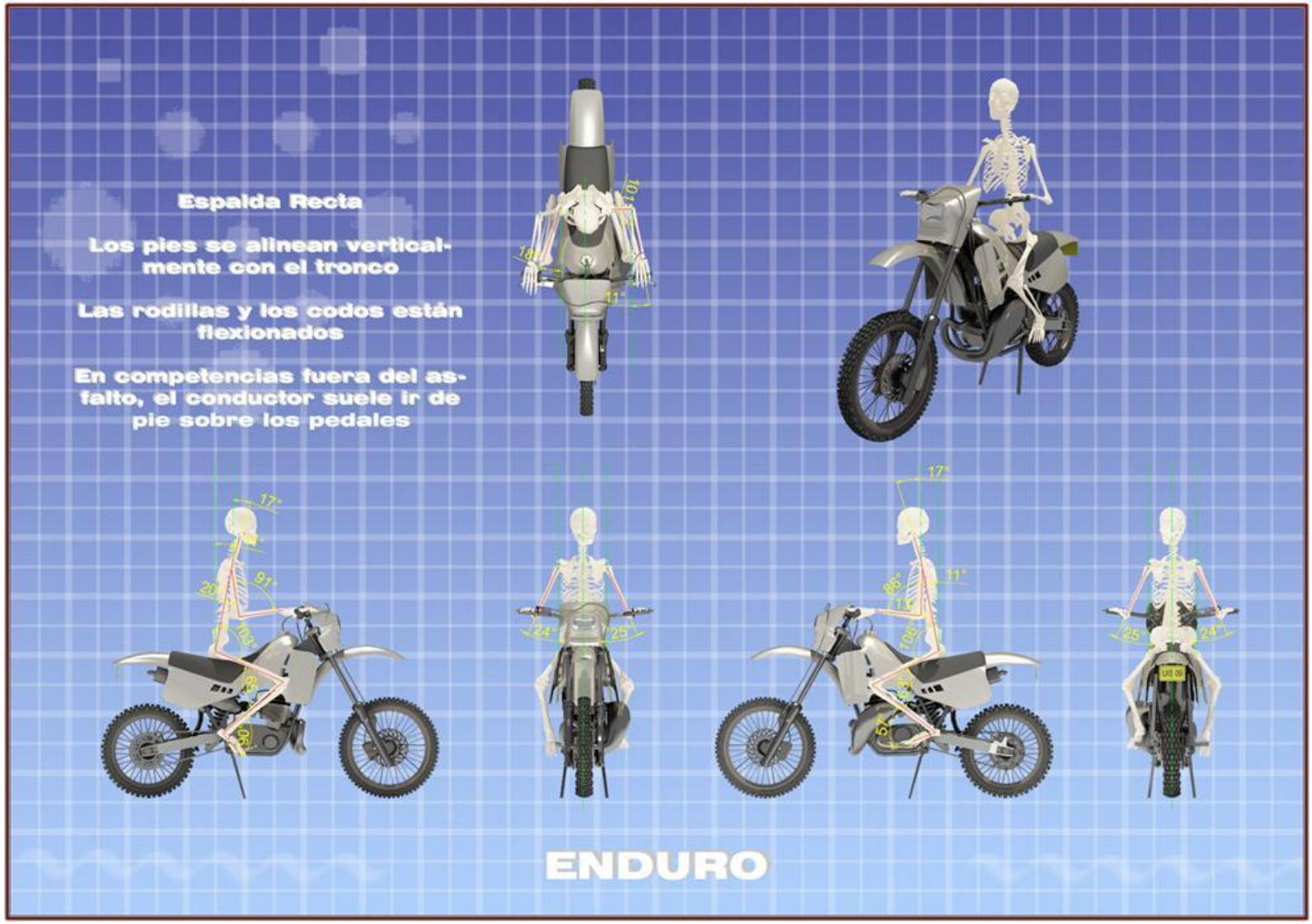


Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 10. Estudio de Postura en Super Bike

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 11. Estudio de Postura en Enduro - Trail



Fuente: Elaborado por los Autores

5. ESTUDIO DE BIONICA

5.1. DEFINICIÓN DEL ESTUDIO BIÓNICO

Bruno Murani, en su libro ¿Cómo nacen los objetos?, define el término biónica: La Biónica estudia los sistemas vivientes, o asimilables a los vivientes, y tiende a descubrir procesos, técnicas y nuevos principios aplicables a la tecnología. Examina los principios, las características y los sistemas con transposición de materia, con extensión de mandos, con transferencia de energía y de información.

Se toma como punto de partida un fenómeno natural y a partir de ahí se puede desarrollar una solución proyectual. Por ejemplo, a partir de la estructura natural del bambú, de su típica fibra, nace la idea de reforzar las materias plásticas con fibra de vidrio. Del estudio de determinadas formas de algunos peces nacen las formas adecuadas para las embarcaciones. Del movimiento oscilante que hacen los peces para desplazarse por el agua puede surgir la idea de una bomba.

El análisis de una fruta, de un insecto, de una semilla, de una flor, de la ramificación, del movimiento de un animal, de la flexibilidad de una caña de bambú, de la resistencia de la cascara de un huevo... son efectivamente útiles para el conocimiento y pueden estimular la creatividad.[36]

Aunque Bruno Murani, nos describe el termino en su libro, el autor Colombiano Diego Parra Duque en su libro Creativamente: secretos para pensar de maneras impensables nos una ilustración de cómo la biónica toma parte en el proceso de desarrollo de productos: “Observar el mundo de la naturaleza en busca de analogías a dado origen a una ciencia llamada biónica”.

[36] MURANI, Bruno. ¿Cómo nacen los objetos? Barcelona: Gustavo Gili, 1995. 385 p. ISBN Desconocido

Se trata de la ciencia que diseña toda clase de inventos utilizando la naturaleza como inspiración. A finales de los años cuarenta, un inventor suizo llamado George De Mestral se encontraba cazando con él y su perro se toparon de manera accidental con un arbusto que los dejó cubiertos de cardos. Cuando De Mestral intentó sacarlos descubrió que se le pegaban de tal forma a la ropa que era casi imposible deshacerse de ellos. Una vez regresó a su casa, decidió estudiarlos minuciosamente con el microscopio y descubrió que cada cardo tenía cientos de pequeñísimos anzuelos que se enganchaban fuertemente en los hilos de su ropa. Asombrado con el descubrimiento comenzó a establecer comparaciones y similitudes entre el mundo de los cardos salvajes y el mundo de los cierres utilizados en las prendas de vestir. Pasaron varios años de trabajo, hasta que De Mestral llegó a un resultado conocido por nosotros hoy en día: los cierres velcro, utilizados en multitud de artículos y prendas de vestir. La lógica de los cierres velcro –unos aros diminutos que se enganchan en unos anzuelos pequeñísimos – está basada en la observación minuciosa de los cardos salvajes[37].

5.2. ANÁLISIS BIÓNICO Y FORMAL – ESTÉTICO APLICADO A VERTEBRADOS E INSECTOS CON EXOESQUELETOS

5.2.1. Análisis Biónico Funcional

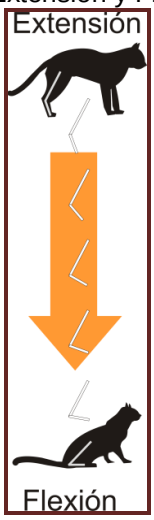
Combinación del musculo y del hueso. Esto permite una combinación de movimiento de flexión- extensión de las extremidades posteriores y/o anteriores, como mecanismo de absorción o de liberación de energía.

En anatomía, extensión es un movimiento de separación entre huesos o partes del cuerpo, en dirección anteroposterior. Es lo opuesto a la flexión. Por ejemplo, el alejamiento del antebrazo y brazo, alineándolos.[38]

[37] PARRA DUQUE, Diego. Creativamente: secretos para pensar de maneras impensables. Bogotá: Grupo editorial Norma, 2003. ISBN Desconocido

[38] Extensión en Anatomía. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Extensión_(anatomía)

Ilustración 12. Movimiento de Extensión y Flexión de Un Gato Cuando Cae



Fuente: Elaborado por los Autores

a. Análisis del Salto del Gato Doméstico

Los gatos domésticos, como la mayoría de los felinos, poseen una extraordinaria agilidad para su relación tamaño/peso corporal. Se han observado gatos dar saltos de más de 3,5 m de altura y brincar desde una pared a un techo de más o menos la misma longitud sin más esfuerzo que contraer sus patas traseras para con un efecto de resorte desplegar la energía necesaria para realizar estas proezas físicas.[39]

Ilustración 13. Secuencia del Salto de Un Gato

Fuente: Elaborado por los Autores

b. Análisis del Salto del Canguro

En marcha lenta, el canguro se ve desgarbado y torpe. La cola y los cortos brazos actúan como un trípode que soporta el peso del animal mientras las patas traseras

[39] El Gato doméstico. [En línea]. "Lugar de publicación desconocido". Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Gato

se mueven hacia adelante. Pero es un corredor elegante. Cuando se desplaza saltando a velocidades de hasta 50 kilómetros por hora, usa la cola para mantener el equilibrio. “Puede alcanzar una velocidad máxima superior a los 60 kilómetros por hora”, explica *The World Book Encyclopedia.* Un canguro grande puede salvar de un solo salto a gran velocidad una distancia de entre 9 y 13,5 metros. ¡Se diría más bien que es un vuelo!

Ilustración 14. Secuencia del Salto de Un Canguro

Fuente: Elaborado por los Autores

El canguro no solo es veloz, sino también eficiente en el uso de la energía. El profesor Uwe Proske, de la Universidad Monash de Melbourne (Australia), señala que su consumo de oxígeno tiene mejor rendimiento a alta velocidad que a baja velocidad. Proske también calculó que, “a 20 kilómetros por hora o más, la energía que consume el canguro al saltar es menor que la de un mamífero cuadrúpedo placentario (es decir, un mamífero que nace completamente formado, como el perro o el venado) del mismo peso que corriera a la misma velocidad”. Gracias a su eficiente uso de energía en la locomoción, el canguro puede recorrer grandes distancias sin cansarse. ¿Cómo lo logra? El secreto está en su largo tendón de Aquiles. “Es como si el canguro estuviera saltando con un par de resortes en los pies”, dice Proske. El tendón de Aquiles del canguro trabaja de manera similar al tendón que los seres humanos tienen unido al músculo de la pantorrilla: se estira al caer al suelo y se contrae al momento de saltar. El canguro da la misma cantidad de saltos por segundo (unos dos en el caso del canguro rojo) dentro de un amplio margen de velocidades. Si quiere avanzar más deprisa, sencillamente

alarga las zancadas, excepto cuando está asustado: entonces puede salir disparado con unos cuantos saltos cortos pero rápidos para mejor aceleración.[40]

5.3. ANÁLISIS BIÓNICO ESTÉTICO

5.3.1. Análisis Biónico Estético del Carnero

La resistencia al impacto del cráneo de los vertebrados es muy conocida, sin embargo las especies que poseen cuernos crean un capítulo aparte en este apartado.

Para conocer la razón de la resistencia del cráneo y de los cuernos de estos animales es necesario conocer su forma, material y la manera cómo crecen, Kenneth V. explica el crecimiento de los cuernos: "La piel, junto con el hueso subyacente, contribuye a la formación de los verdaderos cuernos y cuernas. A medida que se forman estas estructuras, el hueso subyacente crece hacia arriba llevando consigo el tegumento. En los cuernos, el tegumento asociado produce una vaina cornificada resistente que encaja sobre una médula ósea"[41].

Por su parte las cuernas sólo están presentes en los cérvidos (ciervo, alce y reno), la principal diferencia es que estas solo las poseen los machos y cada año caen para nacer al año siguiente.[42]

En la Ilustración 17 se puede observar el proceso de crecimiento del cuerno y la cuerna.

Los carneros (de la familia de los Bóvidos) poseen cuernos, estos duran todo el año y crecen durante toda la vida del individuo, al respecto Kenneth V. explica:

---

[40] El Canguro. [En línea]. "Lugar de publicación desconocido". Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://soloanimalesuno.galeon.com/elcanguro.htm

[41] KENNETH V. Kardong. Vertebrados – Anatomía Comparada, Función, Evolución. Segunda Edición. Madrid: McGraw – Hill, 1999. Página 208. ISBN: 84-486-0253-6. Disponible en Biblioteca

[42] Ibid., p.210

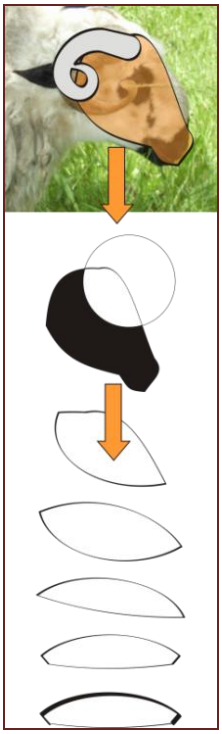
“Generalmente, el cuerno no está ramificado y está formado por un hueso central rodeado de un estuche queratinizado. Los cuernos de los machos están diseñados para soportar los cabezazos que se dan durante los combates”.[43]

Las Ilustraciones siguientes presentan el golpe de cabeza de un carnero y la abstracción de la forma del cráneo del mismo Bóvido.

Ilustración 15. Golpe de cabeza de un carnero

Fuente: Elaborado por los Autores

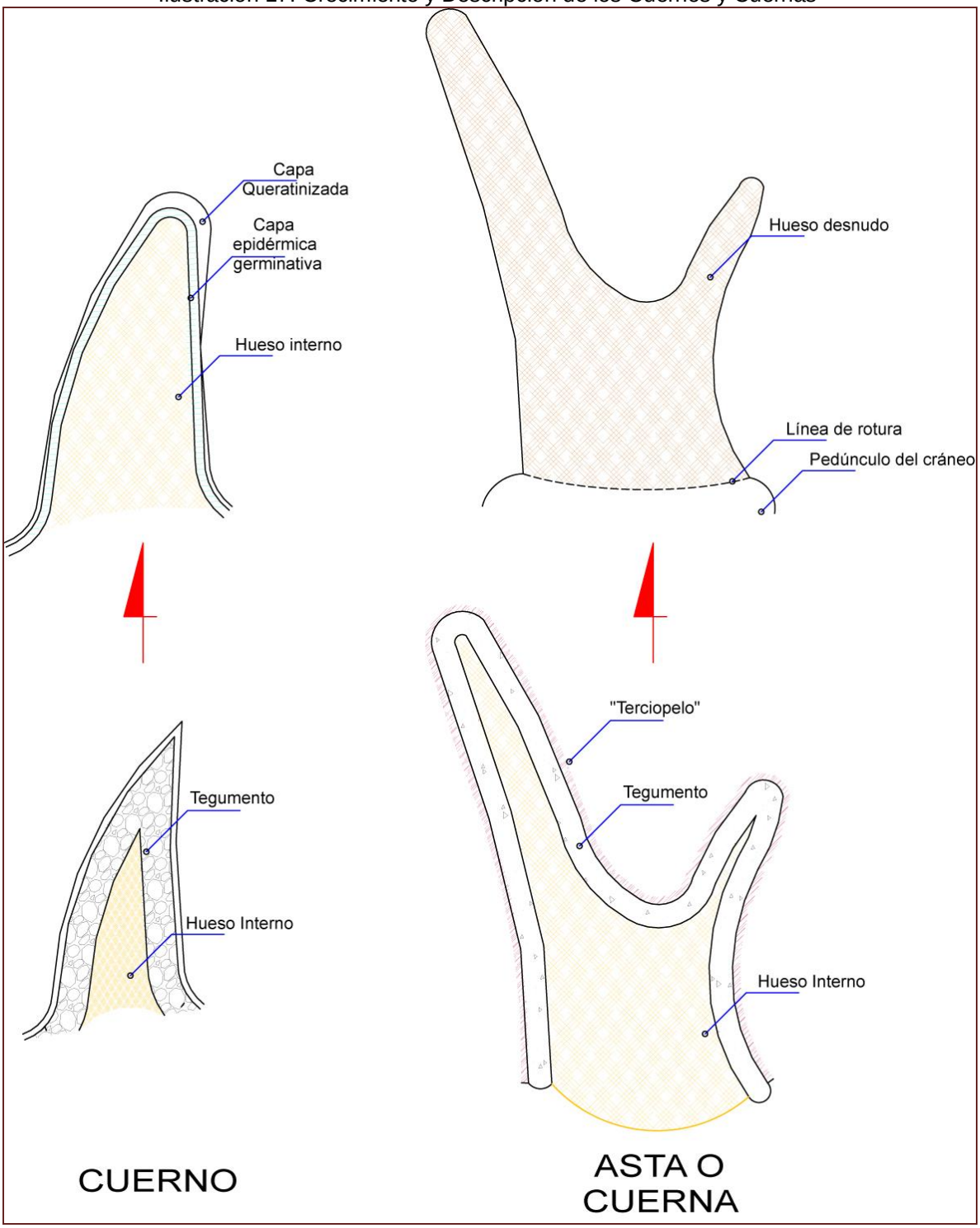
Ilustración 16. Abstracción de la Forma del Cráneo de Un Carnero



Fuente: Elaborado por los Autores

[43] KENNETH V. Kardong. Op. Cit., p.210.

Ilustración 17. Crecimiento y Descripción de los Cuernos y Cuernas



Fuente: Elaborado por los Autores

5.3.2. Análisis Biónico Estético de la Cucaracha

Equilibrio y simetría axial, repetición de la figura modular con degradación de tamaño.

Ilustración 18. Abstracción de la forma del exoesqueleto de la cucaracha

Fuente: http://blog.laopiniondemalaga.es/elblogdevictorgomez/files/2007/06/cucaracha.jpg, Autores

5.4. ANÁLISIS ESTRUCTURAL, ABSTRACCIÓN Y GEOMETRIZACIÓN DE LA FORMA

A partir del análisis biónico de una estructura trabecular, que es la estructura como ésta compuesta los huesos: Consta de una malla de pequeñas espículas entre las cuales hay cavidades con médula ósea roja o amarilla según su localización y edad. La superficie de las trabéculas tiene una capa osteogénica o endostio, la cual es responsable del remodelado más activo que en la compacta. Se encuentra en la epífisis de los huesos largos, el diploe de huesos planos y entre las dos tablas compactas de los huesos cortos y vértebras. La metáfisis de los huesos adultos es una mera zona de transición entre compacta y esponjosa.[44]

Los huesos son estructuras que pueden variar su forma de acuerdo a las cargas que se ejerzan sobre ellos, Culmann, un ingeniero del siglo XIX, aplicó esta teoría de las trayectorias a la arquitectura interna del hueso. La hipótesis del Culmann predecía que el fémur (el cual soporta la mayoría del peso de la parte superior del cuerpo) debería tener una trayectoria de estrés en dirección paralelo a esa carga. Después de observar las secciones del hueso, Culmann sugirió que la naturaleza había dispuesto las espículas óseas (trabéculas) en una red de hueso esponjoso en los extremos de los huesos largos. Como estas líneas de estrés se dirigen a la superficie cerca del centro del hueso, las trabéculas hacen lo mismo, y el resultado es un hueso tubular. Si las trabéculas óseas siguen las líneas internas de estrés, sería de esperar que estas trabéculas formasen una red de hueso esponjoso tras el nacimiento, cuando se experimentan pesos funcionales por primera vez. Y así es. Las trabéculas de los fetos tienen una arquitectura reticulada al azar. Sólo más tarde se organizan siguiendo las líneas de estrés.[45]

La relación entre la forma de hueso y su función está explicada por la Ley de Wolff. Kenneth nos presenta la siguiente definición: “Cuando las fuerzas

[44] Estructura trabecular. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.zonamedica.com.ar/categorias/medicinailustrada/osteoporosiss/htrabecular.htm
[45] KENNETH V. Kardong. Op. Cit., p.142.

mecánicas cambian, el hueso responde dinámicamente para adaptarse fisiológicamente al estrés cambiante. La ley de Wolff, llamada así en honor de un científico del siglo XIX que resaltó la relación entre la forma del hueso y su función, establece que se produce remodelación del hueso en proporción a las exigencias mecánicas que soporta."[46]

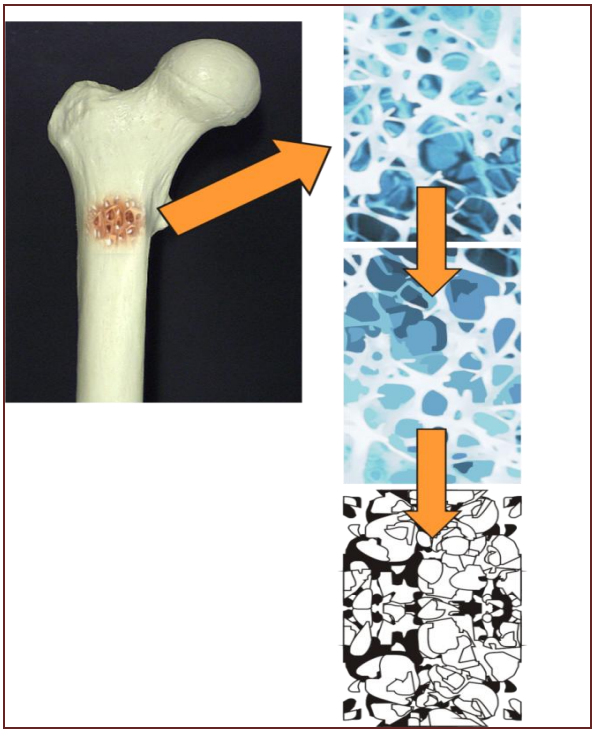
Sin embargo, cuando el hueso debe soportar nuevos pesos, este sufre una tendencia al pandeo, en este momento aparecen fuerzas de tensión. Debido a su forma y composición, los huesos son menos capaces de resistir fuerzas de tensión y compresión, pero la evolución compensó esta debilidad dando la posibilidad al hueso de adaptarse fisiológicamente a las nuevas condiciones. Inicialmente, esta remodelación consiste en el engrosamiento de la pared que sufre la compresión.

Eventualmente, la remodelación completa restablece la forma tubular del hueso. Los huesos poseen ramificaciones nerviosas que podrían explicar esta respuesta adaptativa, sin embargo se han documentado huesos cuyos nervios cortados todavía responden a la ley de Wolff y son capaces de ajustarse a los cambios mecánicos.

Las células óseas ocupan pequeñas lagunas o espacios en la matriz calca de un hueso. Unos ligeros cambios de configuración en las lagunas de las células ofrecen un mecanismo más prometedor. Bajo la compresión, las lagunas tienden a aplanarse; bajo la tensión tienden a redondearse.[47]

[46] Ibid., p.143
[47] KENNETH V. Kardong. Op. Cit., p.144.

Ilustración 19. Abstracción de la forma de la Estructura Trabecular del Hueso



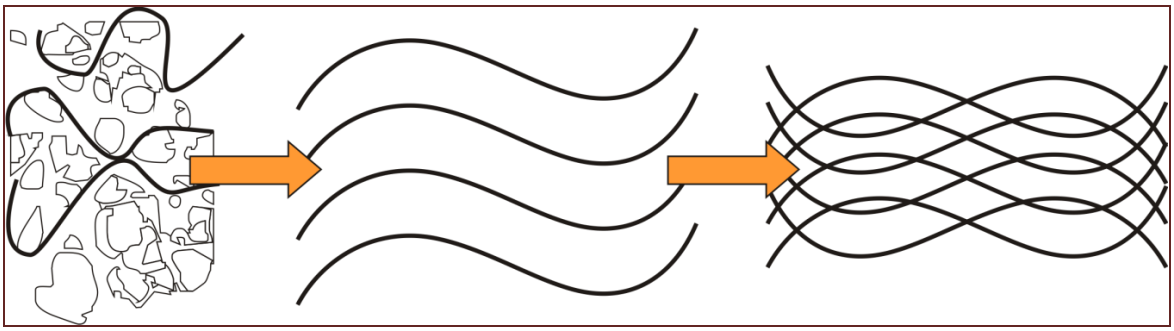
Fuente:http://www.ciencia.net/enciclo/o/images/osteoporosis05.jpg, http://www.gwc.maricopa.edu/class/bio201/Femur/Femur_prx_ant01_Cleaned.jpg , Autores

5.4.1. Abstracción y Geometrización de la Forma

La geometrización de la forma comenzó con la abstracción de arcos como elementos estructurales; estructuralmente, un arco funciona como un conjunto que transmite las cargas, ya sean propias o provenientes de otros elementos, hasta los muros o pilares que lo soportan. Por su propia morfología las dovelas están sometidas a esfuerzos de compresión, fundamentalmente, pero transmiten empujes horizontales en los puntos de apoyo, hacia el exterior, de forma que tiende a provocar la separación de éstos.[48]

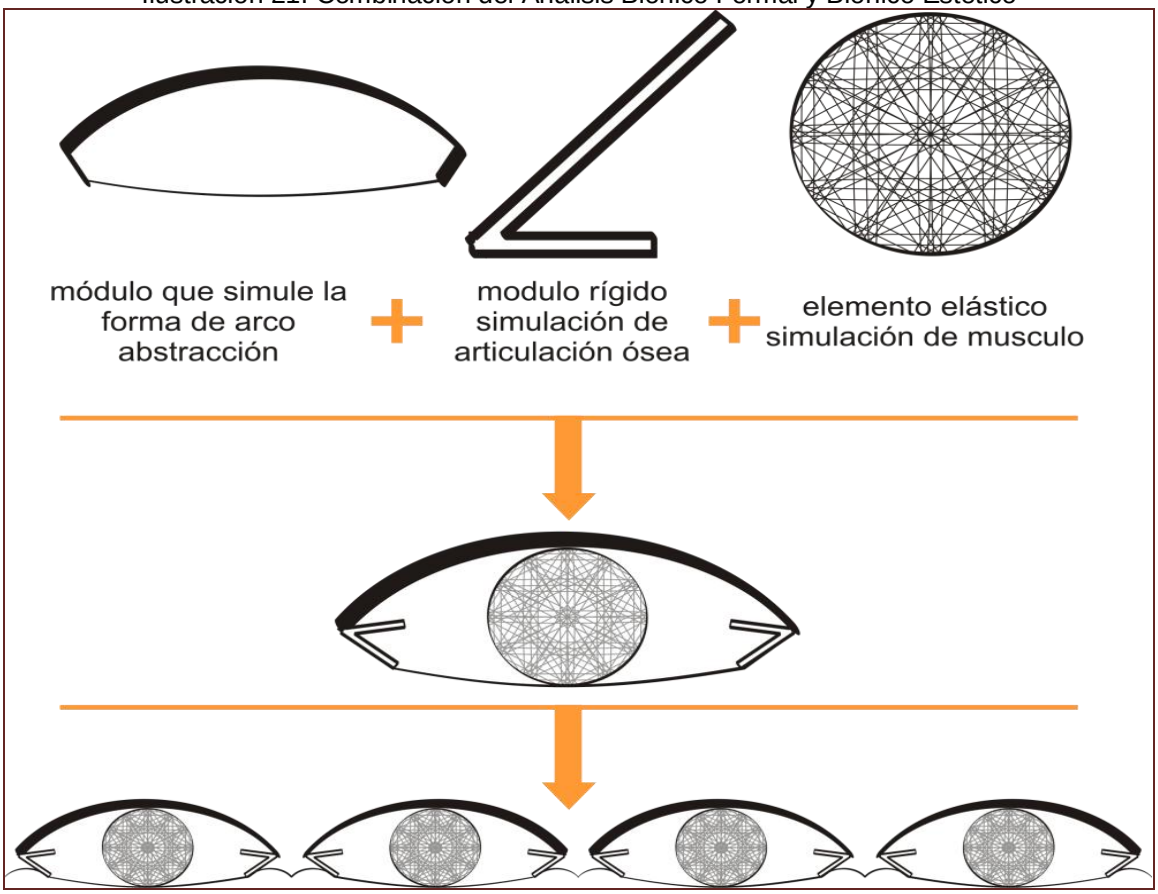
[48] Arco. [En línea]. "Lugar de publicación desconocido". Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Arco_(construcción)

Ilustración 20. Abstracción de la Forma del Cráneo de Un Carnero



Fuente: Elaborado por los Autores

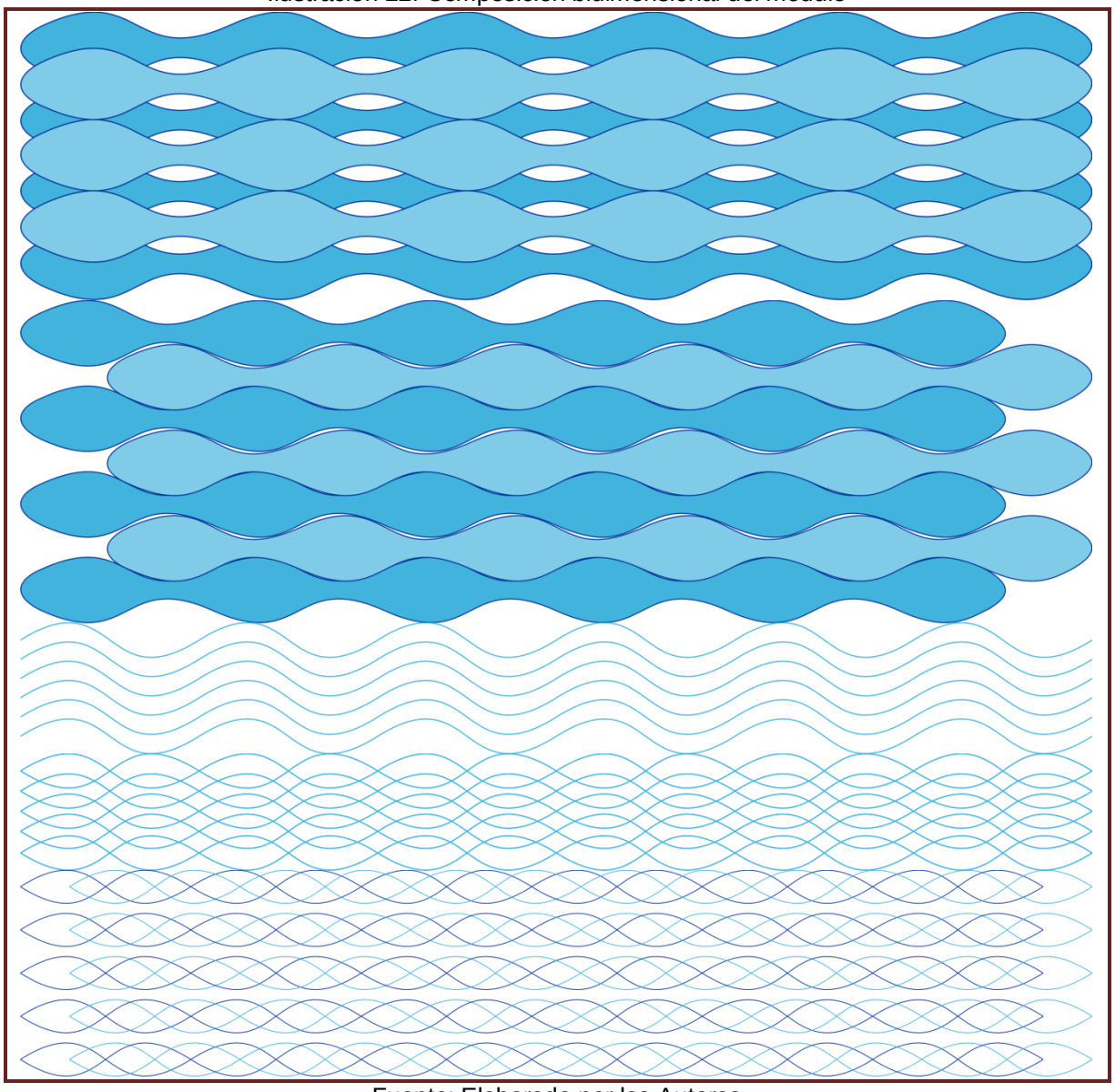
Ilustración 21. Combinación del Análisis Biónico Formal y Biónico Estético



Fuente: Elaborado por los Autores

5.4.2. Composiciones Bidimensionales A Partir de la Forma

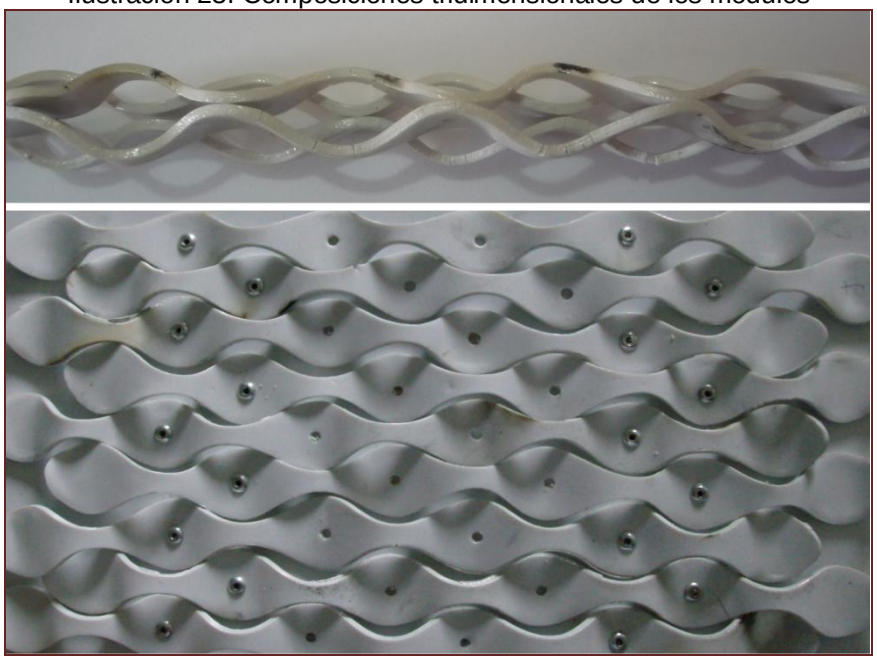
Ilustración 22. Composición bidimensional del módulo



Fuente: Elaborado por los Autores

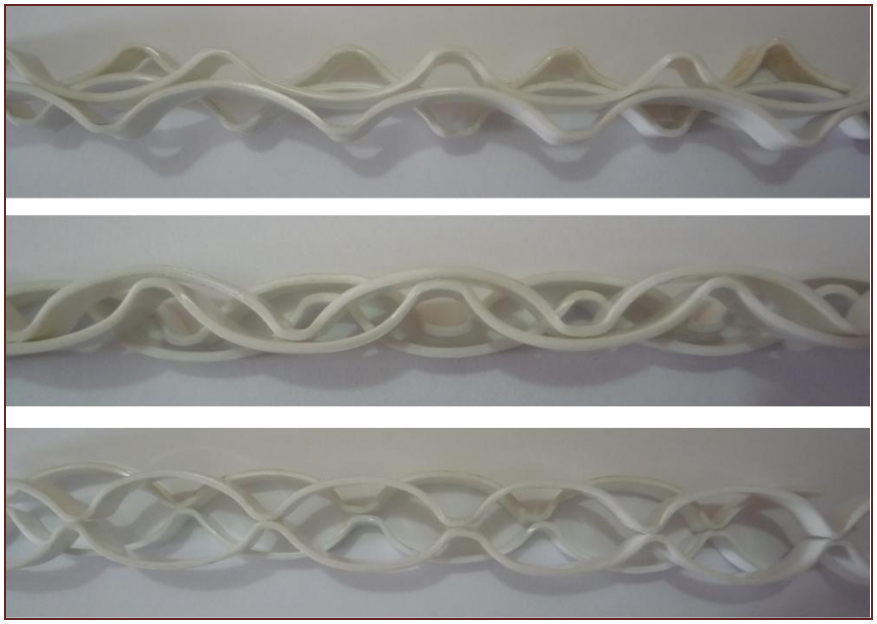
5.4.3. Composiciones Tridimensionales A Partir de la Forma

Ilustración 23. Composiciones tridimensionales de los módulos



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 24. Diversas Combinaciones de Módulos



Fuente: Elaborado por los Autores

6. ESTUDIO DE LOS MÓDULOS USANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

El método de elementos finitos (MEF) para el diseño y la optimización en ingeniería es un método relativamente nuevo, recién en la década de 1940 se comenzaron a utilizar interpolaciones lineales basadas en subregiones triangulares para modelar problemas de torsión y más adelante en los años 50 se desarrollaron matrices de rigidez para solucionar problemas de elasticidad en barras y vigas.

Durante todo este tiempo el MEF se ha ido perfeccionando y con la ayuda de procesadores que día a día aumentan su capacidad, esta herramienta se ha vuelto accesible y muy útil para el desarrollo de nuevas tecnologías.

El MEF es una potente herramienta para la solución de problemas de diseño e ingeniería, sus aplicaciones van desde el análisis de esfuerzos y deformaciones de estructuras hasta mecánica de fluidos y flujos electromagnéticos. Hoy en día un fabricante de automóviles puede saber cómo se comportará un nuevo modelo antes cualquier tipo de choque desde antes de fabricar el primer prototipo, los ingenieros pueden optimizar los sistemas de admisión en un motor de combustión observando los flujos laminares y turbulentos de la mezcla a través de los diferentes diseños de colectores de admisión, escape y culata del motor.

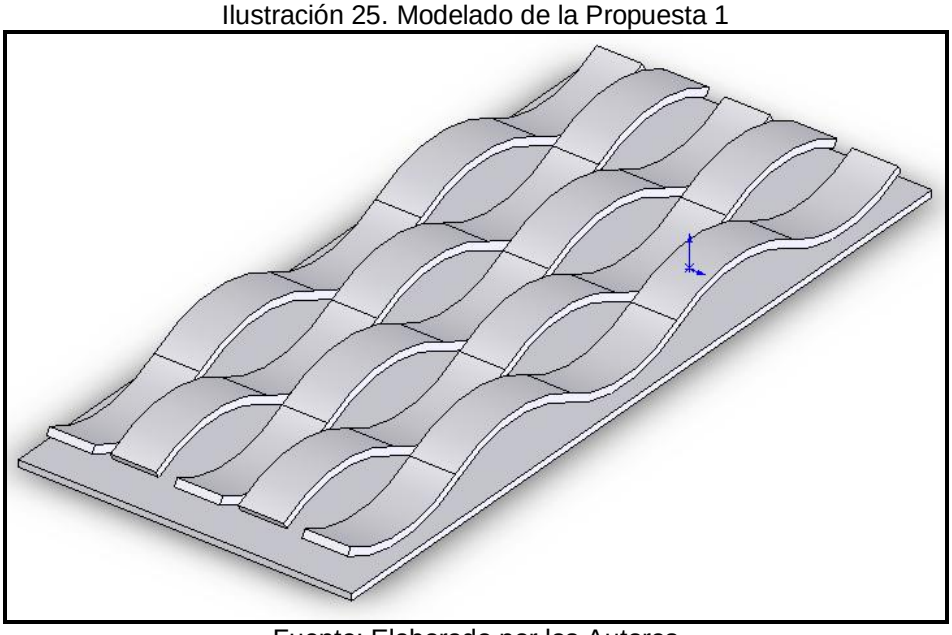
Gracias al gran número de herramientas CAD (*Diseño asistido por computador* por sus siglas en Inglés) con las que se cuenta hoy en día, se ha facilitado el modelado de prototipos de gran calidad, con los cuales se pueden llevar a cabo posteriormente los estudios de MEF.

Se realizó una estructura modular que disminuye y distribuye uniformemente los impactos generados durante un accidente, para tal fin se probaron diversos polímeros y formas. Los diseños preliminares obtenidos a partir del estudio biónico se optimizaron con las herramientas CAD/CAE/MEF.

6.1. PROPUESTA MODULAR No 1.

La primera propuesta fue realizada en Policloruro de Vinilo (PVC), la idea fue intercalar formas senoidales en diversos tipos de PVC para distribuir uniformemente el impacto. Esta propuesta fue el resultado del estudio biónico descrito anteriormente, sin embargo resultó siendo muy voluminosa en parte debido a las propiedades mecánicas del material y a la fuerte carga que debía soportar. Los planos de las propuestas pueden encontrarse en el Anexo 10.

Ilustración 25. Modelado de la Propuesta 1



Fuente: Elaborado por los Autores

6.2. PROPUESTA MODULAR No 2.

La propuesta número 2 fue la primera en usar poliestireno de alto impacto, este material es en origen el mismo poliestireno al cual se le agrega polibutadieno para mejorar la flexibilidad y la resiliencia. Entre las diversas ventajas que posee se

encuentra el bajo precio ya que es producido localmente, la disponibilidad en “pellets” y láminas, es un material termoplástico (permite el termoconformado) y la posibilidad de ser reciclado.

La idea original nació del estudio biónico, sin embargo las dimensiones de las curvas y el espesor se ajustaron teniendo en cuenta la carga a la cuál debía fallar (alrededor de 450 kg de carga). Cabe anotar que la absorción de energía comienza cuando se ejerce una fuerza sobre los módulos, sin embargo cuando el material falla se absorbe una cantidad más grande de energía.

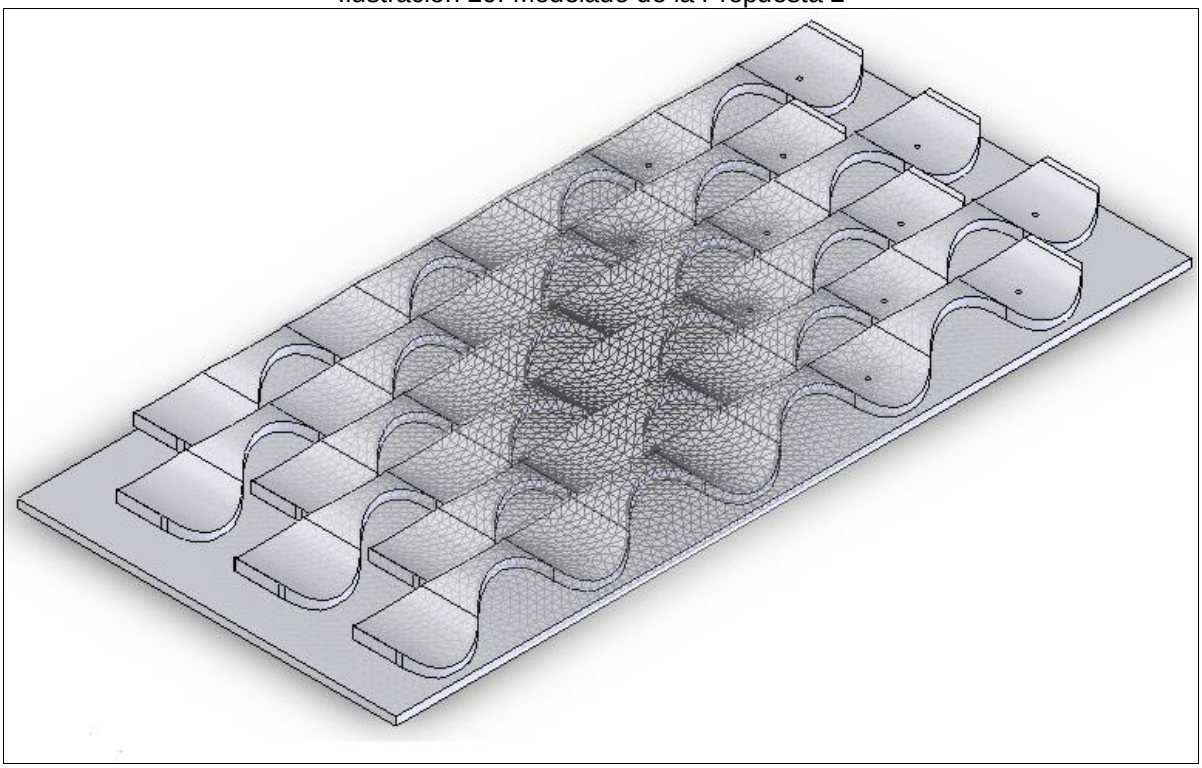
6.2.1. Análisis Estático del Prototipo 2 Utilizando Método de Elementos Finitos

El estudio estático permite conocer el comportamiento de un cuerpo bajo una cargas que no involucren aceleraciones, para el caso de esta evaluación se seleccionó un estudio de compresión con una fuerza normal distribuida de 4400 Newton.

Utilizando el software CosmosWORKS y un modelado de Solidworks se realizó un estudio estático utilizando el método de elementos finitos. En la siguiente imagen se puede apreciar el modelado y la respectiva malla necesaria para el método de elementos finitos.

En la Ilustración 27 se pueden apreciar en tonos rojos las zonas de mayor deformación y donde se encuentran las zonas de mayor tensión, se puede apreciar un defecto de la propuesta en los lugares en los cuales la sección transversal es menor, por lo que es posible una falla temprana en esas zonas. Los resultados se presentan en el Anexo 7.

Ilustración 26. Modelado de la Propuesta 2



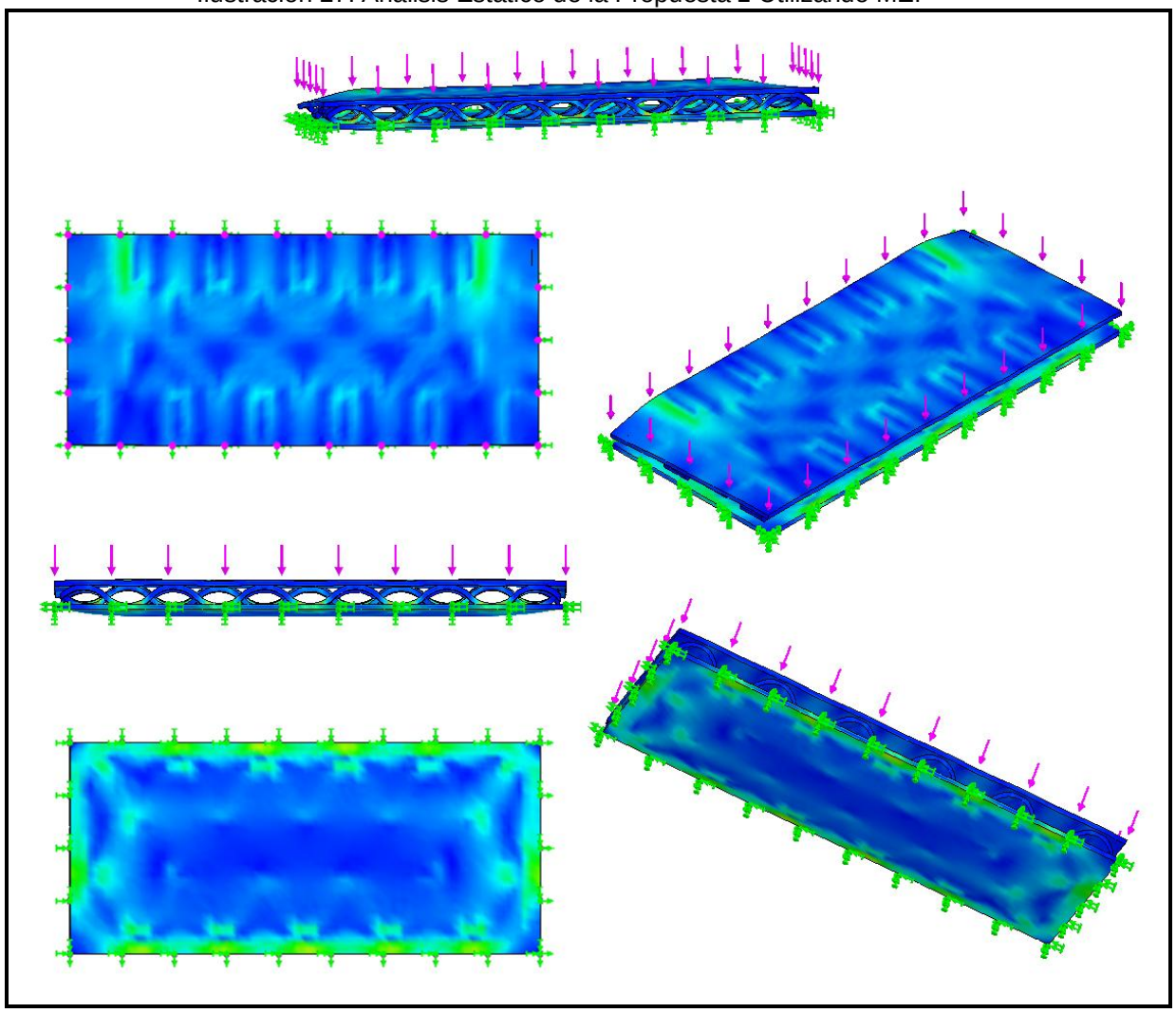
Fuente: Elaborado por los Autores

6.2.2. Análisis de Impacto del Prototipo 2 Utilizando Método de Elementos Finitos

El análisis de impacto permite a los diseñadores conocer el comportamiento de cierto sólido bajo una carga repentina de corta duración, las propiedades del material son muy importantes y en este caso el poliestireno de alto impacto es un material óptimo debido a que las moléculas de polibutadieno permiten un alto nivel de resiliencia antes de llegar a la zona de deformación plástica del material.

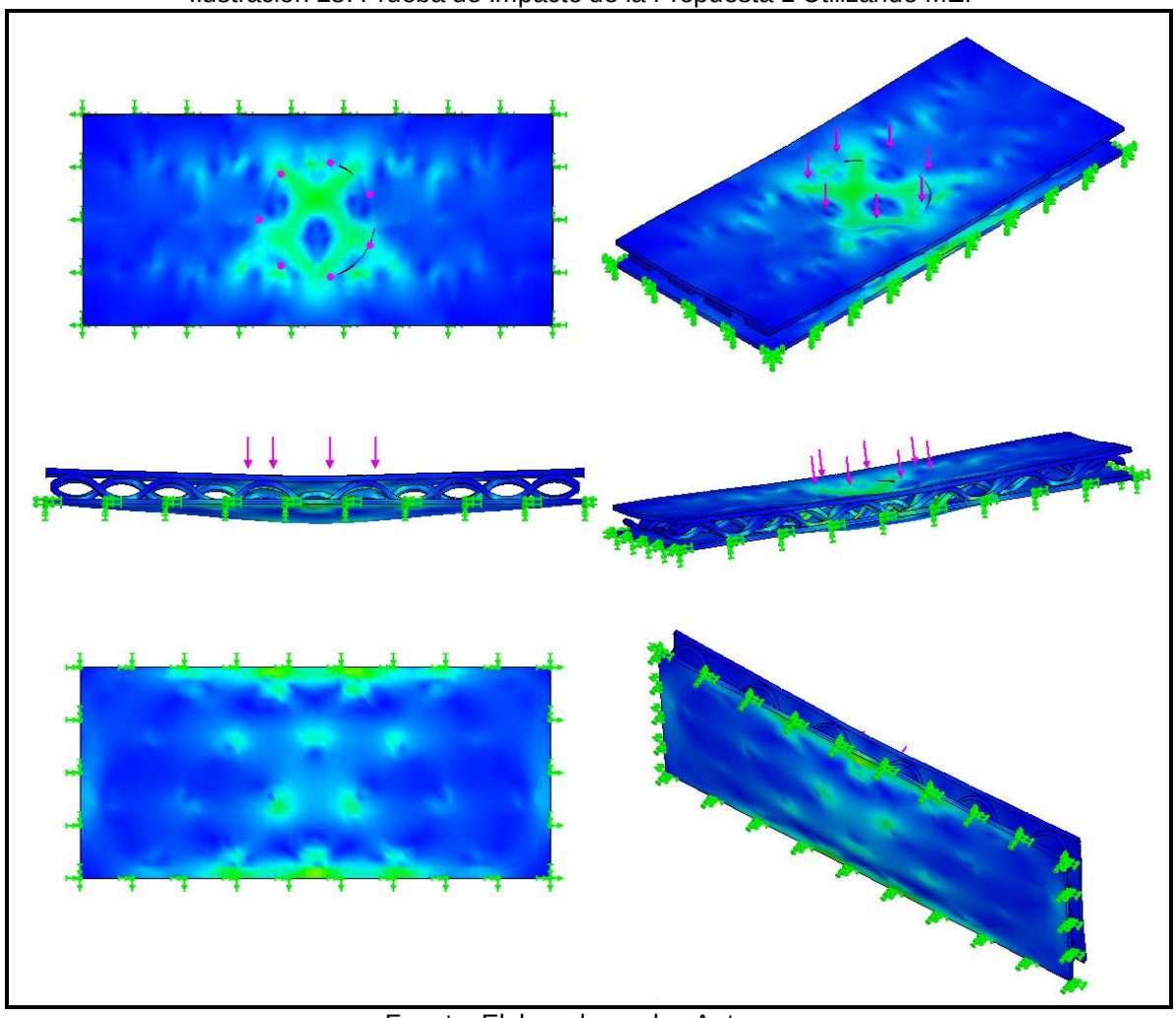
Para realizar el estudio se utilizó el software CosmosWORKS, el cual mediante un método de elementos finitos (MEF) permite realizar este tipo de simulaciones, la siguiente imagen muestra el comportamiento de este prototipo bajo una carga de impacto, la cual está simulada por un cilindro de 50 mm de diámetro que impacta el centro del prototipo.

Ilustración 27. Análisis Estático de la Propuesta 1 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 28. Prueba de Impacto de la Propuesta 1 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

Es evidente la tendencia a distribuir el impacto de una manera más uniforme en la cara inferior del prototipo, sin embargo todavía se aprecian bastantes zonas azules en los módulos lo cual puede indicar un espesor de material sobredimensionado el cual no permite a los módulos absorber una gran cantidad de energía bajo esta carga.

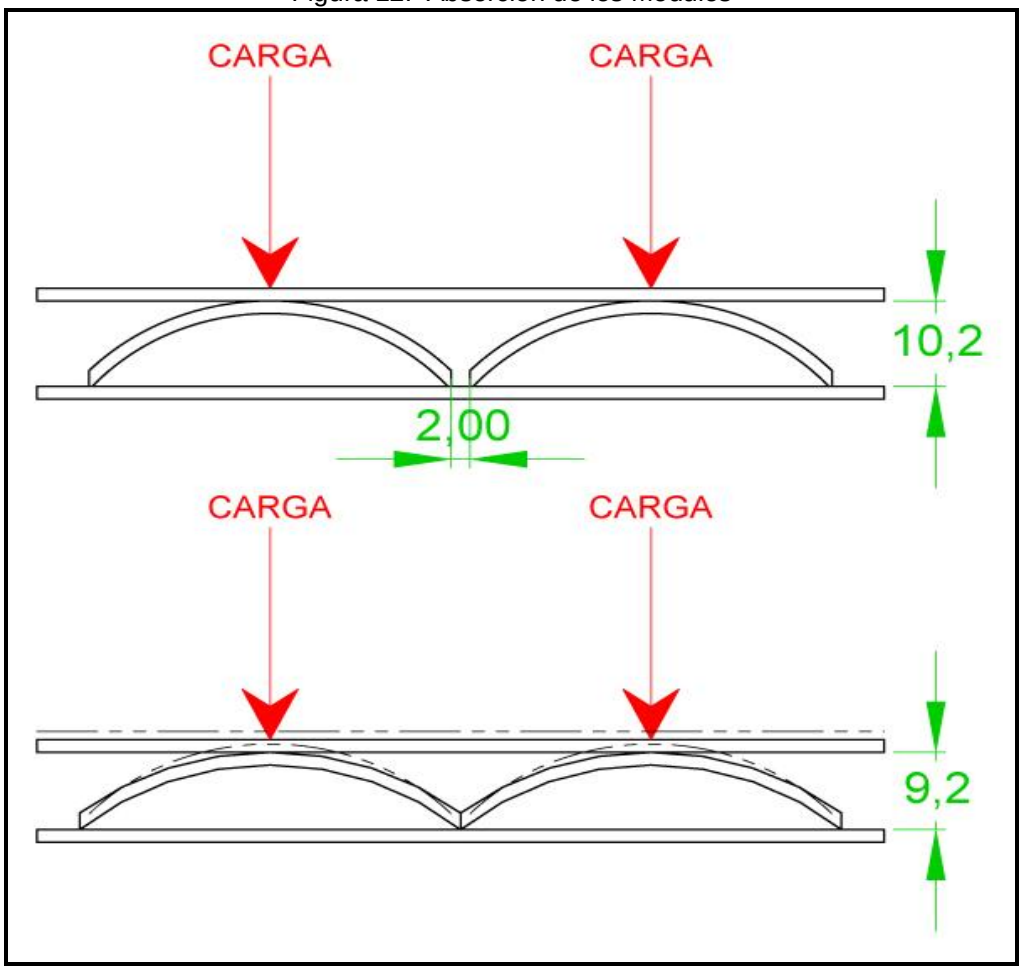
6.3. PROPUESTA MODULAR No 3.

La propuesta del módulo se diseñó para el poliestireno de alto impacto, con la premisa de una posible falla por compresión bajo cargas cercanas a los 4400

Newtons, esta carga presenta un alto riesgo de lesión torácica durante un accidente. Bajo cargas de impacto o compresión menores a la descrita anteriormente el módulo funciona absorbiendo energía al comprimir los diversos arcos que componen el módulo, estos a su vez distribuyen una carga de impacto en una región más amplia lo que disminuye el riesgo de lesión para el usuario.

Este prototipo tiene 3 fases de absorción de impacto: en la primera fase el arco de cada uno de los módulos es comprimido hasta juntarse con el módulo adyacente como se puede apreciar en la siguiente imagen.

Figura 12. Absorción de los Módulos

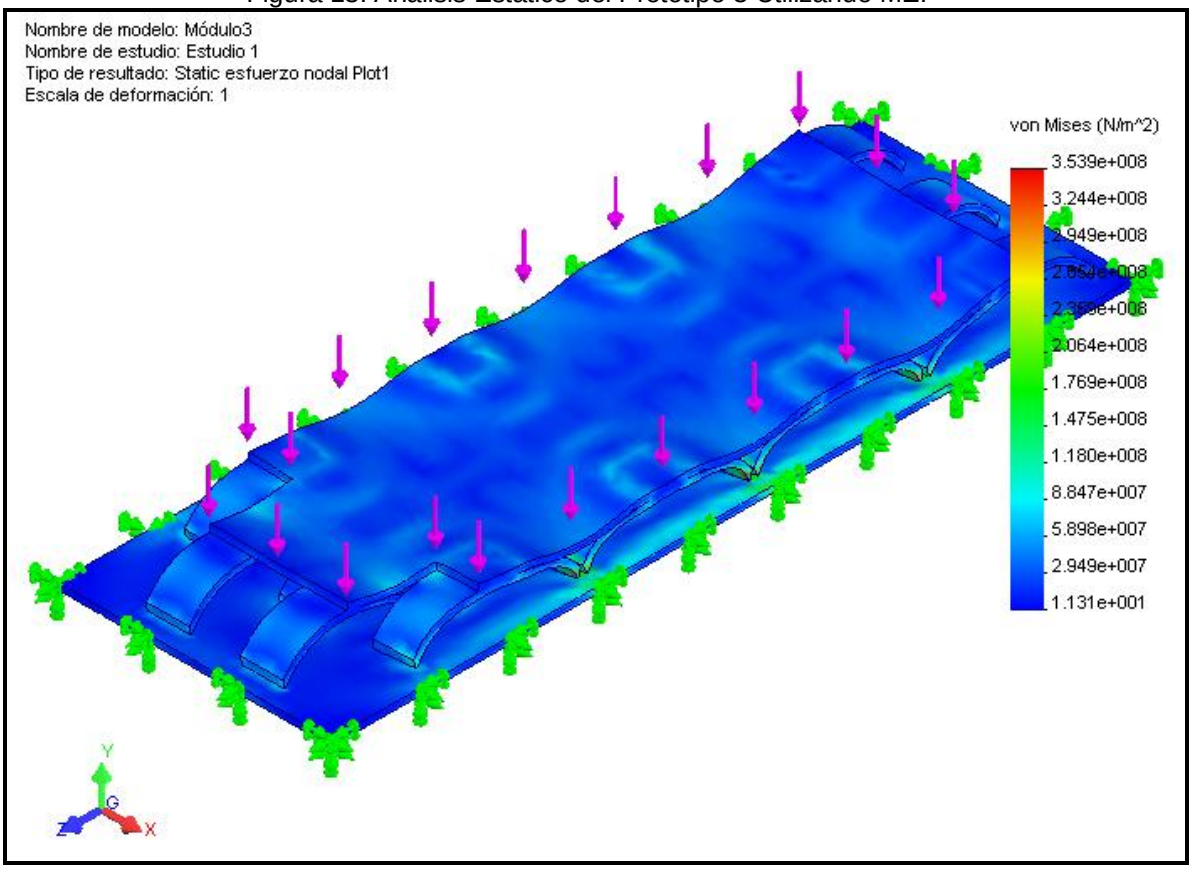


Fuente: Elaborado por el Autor

La distancia entre módulos es de 2 mm y la compresión de cada uno de los módulos es de 1 mm paralelo a la carga aplicada. Esta fase está diseñada para disminuir la desaceleración y proveerle un mayor nivel de confort al usuario del sistema.

La segunda fase es en la cual el material transmite la carga perpendicular y paralelamente a través de todos los módulos, en esta fase el material presenta una deformación elástica y provee una distribución más uniforme de la carga.

Figura 13. Análisis Estático del Prototipo 3 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

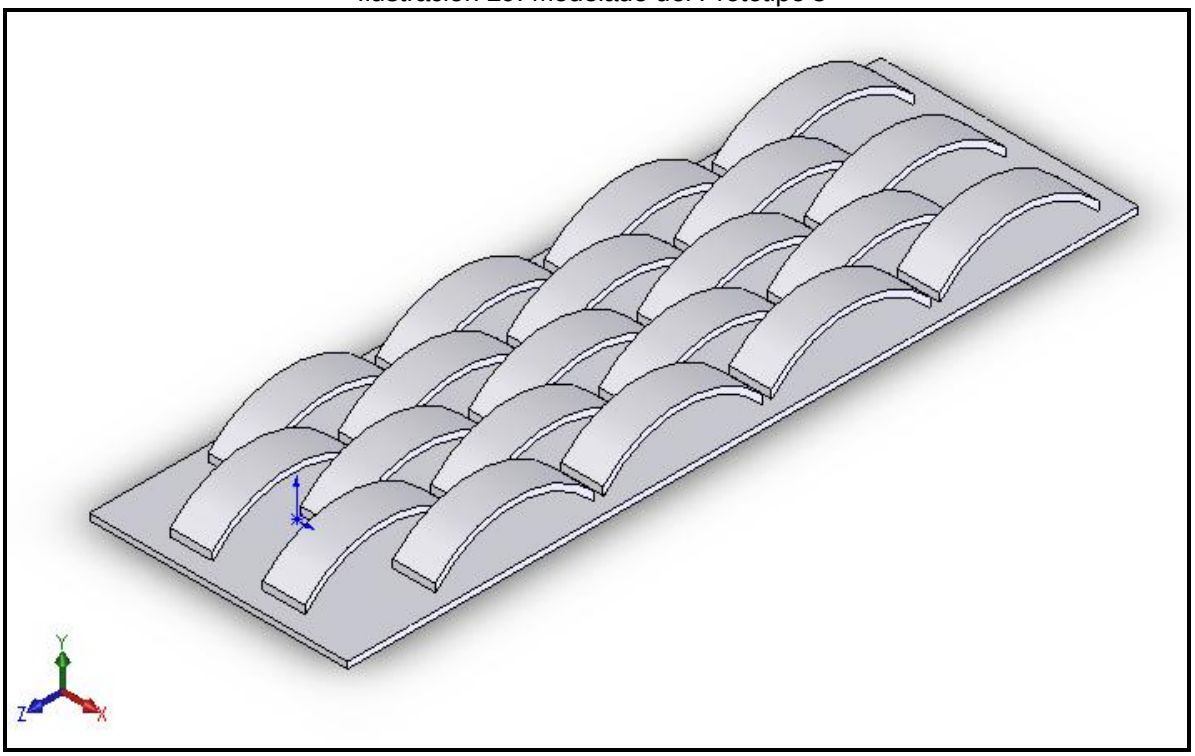
La tercera fase es la ruptura del material, las fuerzas generadas se transmiten a través de todo el material y se traspasa el límite elástico, al romperse las cadenas que conforman el polímero se logra una gran absorción de energía.

La construcción del módulo es a partir de dos caras de poliestireno de alto impacto HIPS entre las cuales se encuentran los módulos termo conformados en el mismo material.

6.3.1. Modelado del Prototipo 3

En la siguiente imagen podemos apreciar el modelado de la propuesta realizado usando el software para CAD/CAE Solidworks.

Ilustración 29. Modelado del Prototipo 3



Fuente: Elaborado por los Autores

Después de realizado el modelado se variaron levemente las curvas para ajustar la falla del módulo bajo una carga de 4400 N, se procuró mantener la cresta de la curva senoidal lo más pequeño posible (la amplitud máxima de la curva contando el espesor del material es de 10 mm).

6.3.2. Análisis Estático del Prototipo 3 Utilizando Método de Elementos Finitos

Utilizando el Software CosmosWORKS se llevó a cabo la simulación de elementos finitos, para cada modelo se realizaron estudios de compresión y de impacto (los resultados pueden apreciarse en el Anexo 7).

El estudio estático del prototipo bajo una carga distribuida nos muestra el comportamiento de la estructura y del material cuando se somete a grandes cargas de compresión, este prototipo en particular posee los módulos separados entre sí, y al ejercer la carga de compresión se deforman

En la Ilustración 30 se puede apreciar la tensión y las zonas de mayor deformación (en rojo) que se generan durante esta prueba en el prototipo.

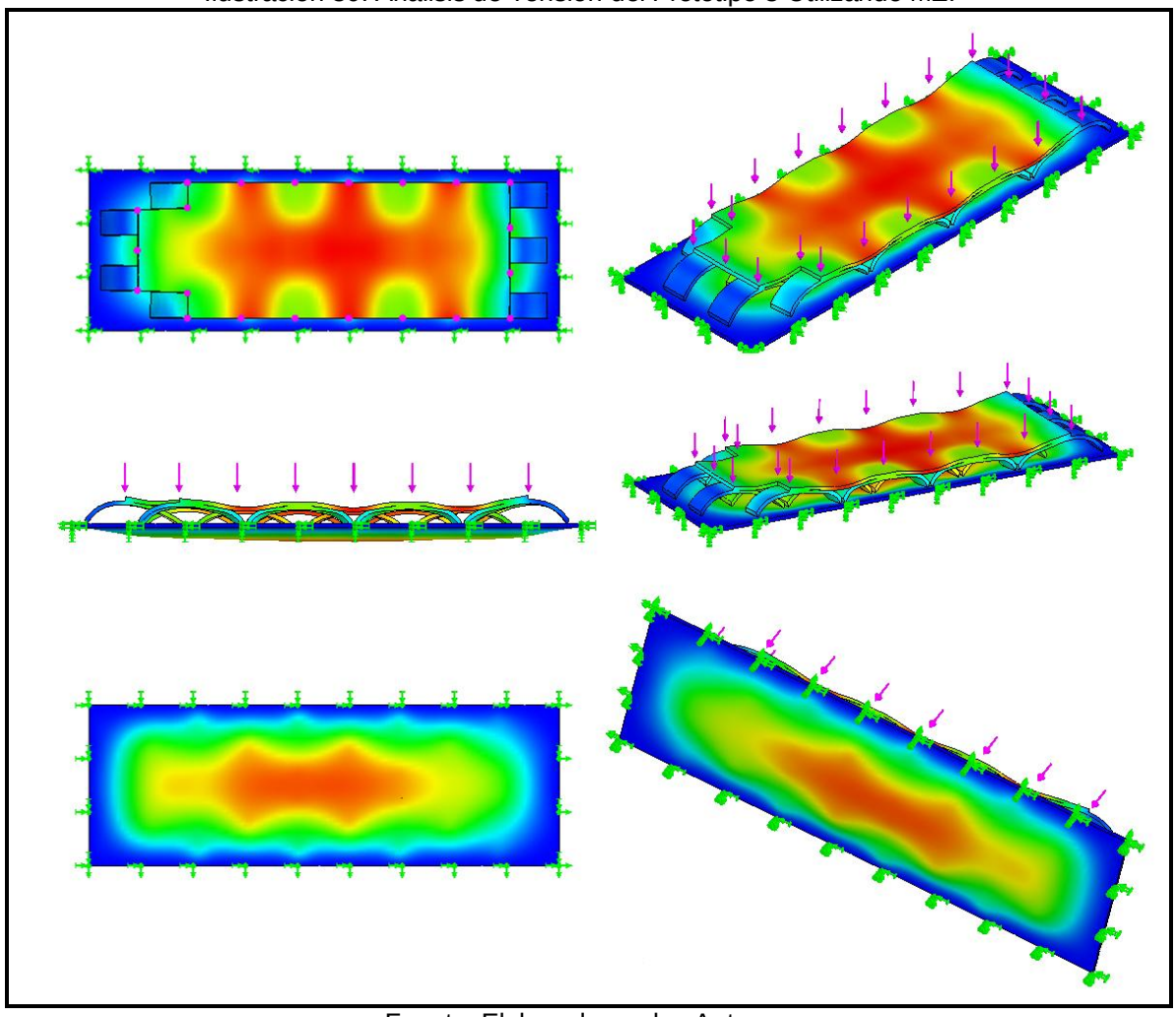
6.3.3. Análisis de Impacto del Prototipo 3 Utilizando Método de Elementos Finitos

El estudio se realizó con el fin de apreciar el comportamiento del módulo baja una carga de impacto simulada, el impacto genera 4400 Newtons y se distribuye en una circunferencia de 25 mm de diámetro. Lo más apreciable de esta prueba es la forma como el módulo distribuye esa carga centrada en un área mucho mayor y disminuye notablemente la fuerza transmitida.

Si durante un accidente una persona sin protección alguna recibiera un impacto así sobre una de sus costillas, esta posiblemente se hubiese fracturado y cabria una gran posibilidad de lesión en algún órgano. Sin embargo, una persona que hubiese recibido el impacto atenuado y distribuido de la forma que lo hacen los módulos podría reducir el riesgo de lesión debido a la menor fuerza y las distribución de la carga a través de una superficie mucho mayor (por ejemplo 3 o 4 costillas).

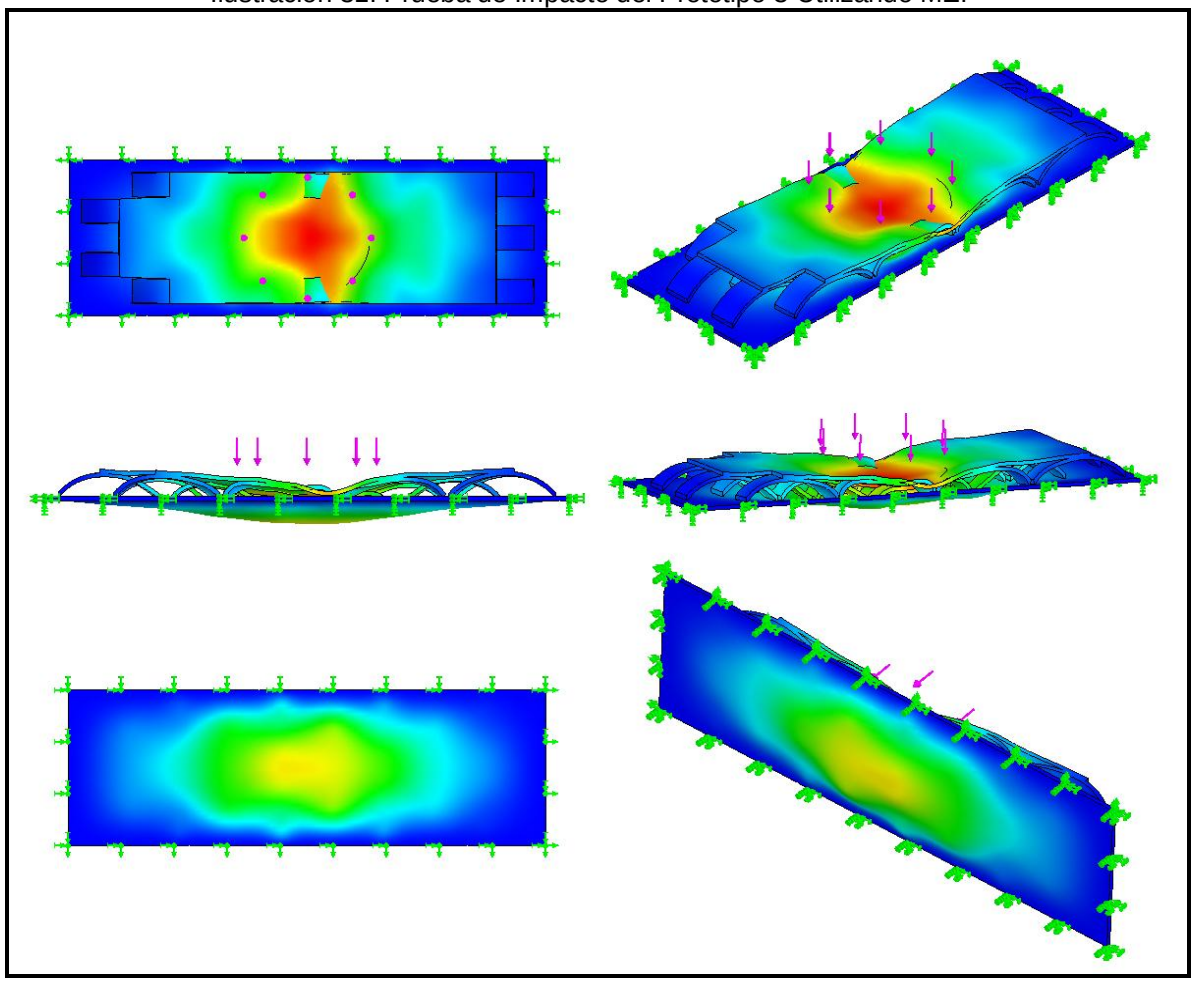
En la Ilustración 31 se puede apreciar el comportamiento del prototipo bajo una carga de impacto.

Ilustración 30. Análisis de Tensión del Prototipo 3 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 31. Prueba de Impacto del Prototipo 3 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

6.4. PROPUESTA MODULAR No 4

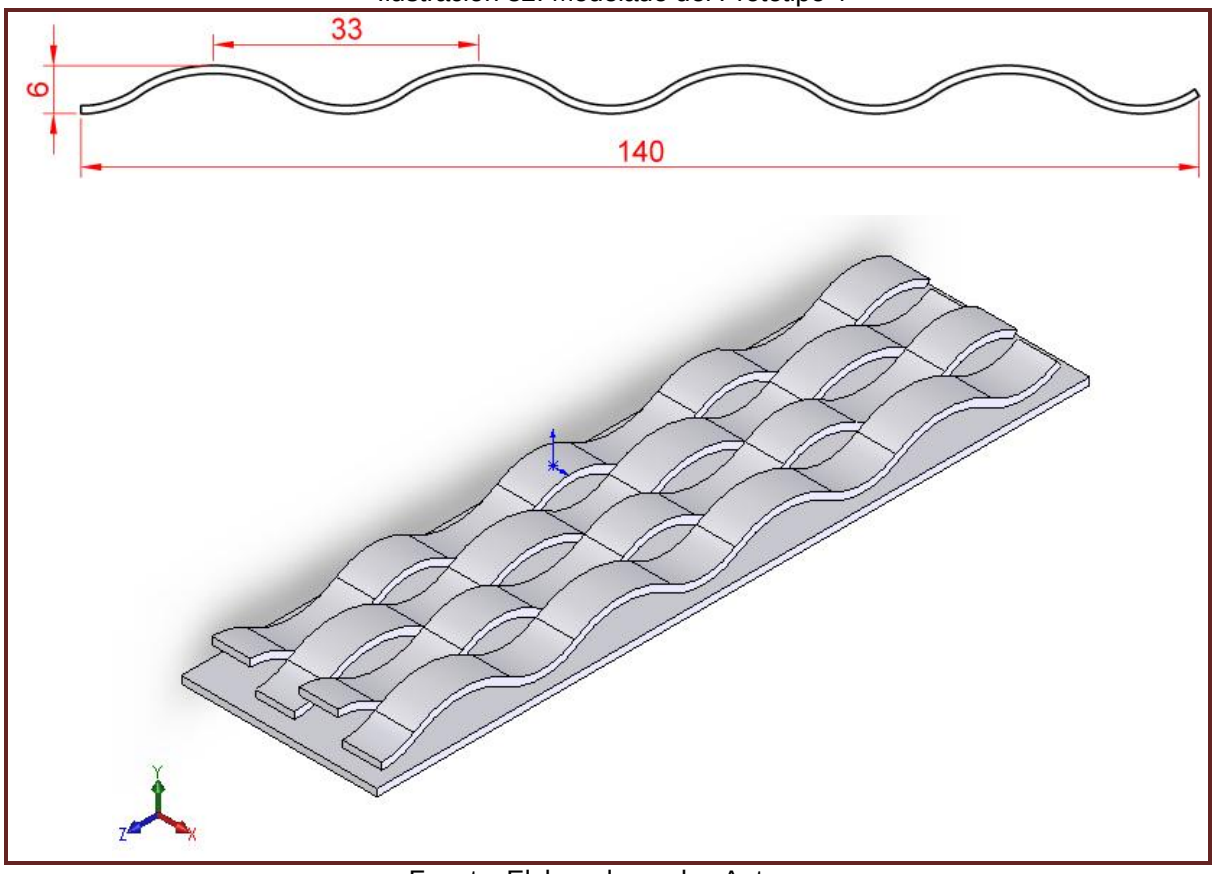
Este prototipo modular fue una evolución de la primera propuesta (descrita anteriormente), aunque se disminuyó el espesor y la altura de la cresta, se disminuyó también la amplitud de la onda lo que permitió tener más superficie de material en un menor espacio.

A diferencia de la propuesta anterior que poseía módulos separados, en esta propuesta cada fila es formada por un solo módulo de forma senoidal, propuesto en poliestireno de alto impacto de 1,5 mm de espesor.

6.4.1. Modelado del prototipo 4

A partir de una curva senoidal diseñada utilizando el software AutoCAD se modeló la propuesta 4, desfasando una curva con respecto a la adyacente para controlar mejor la distribución de carga entre los módulos.

Ilustración 32. Modelado del Prototipo 4



Fuente: Elaborado por los Autores

6.4.2. Análisis Estático del Prototipo 4 Utilizando Método de Elementos Finitos

El estudio realizado con el software CAE CosmosWORKS reveló algunas diferencias claves con respecto al prototipo anterior, aunque la masa total de este prototipo fue considerablemente menor, las tensiones resultantes en la estructura modular fueron también disminuyeron, lo cual indica una mejor distribución de la carga (igual en ambos casos).

Tabla 11. Comparativo de Esfuerzos de Tensión entre Modulos 3 y 4

	Módulo 3	Módulo 4
Masa	43,57 gr	28,89 gr
Tensión mínima	11.3135 N/m^2	42.1444 N/m^2
Tensión máxima	3.53888e+008 N/m^2	1.82952e+008 N/m^2

Fuente: Elaborado por los Autores

En la Ilustración 33 se puede apreciar la distribución de las tensiones a lo largo de toda la estructura, se puede observar una distribución bastante uniforme de la carga.

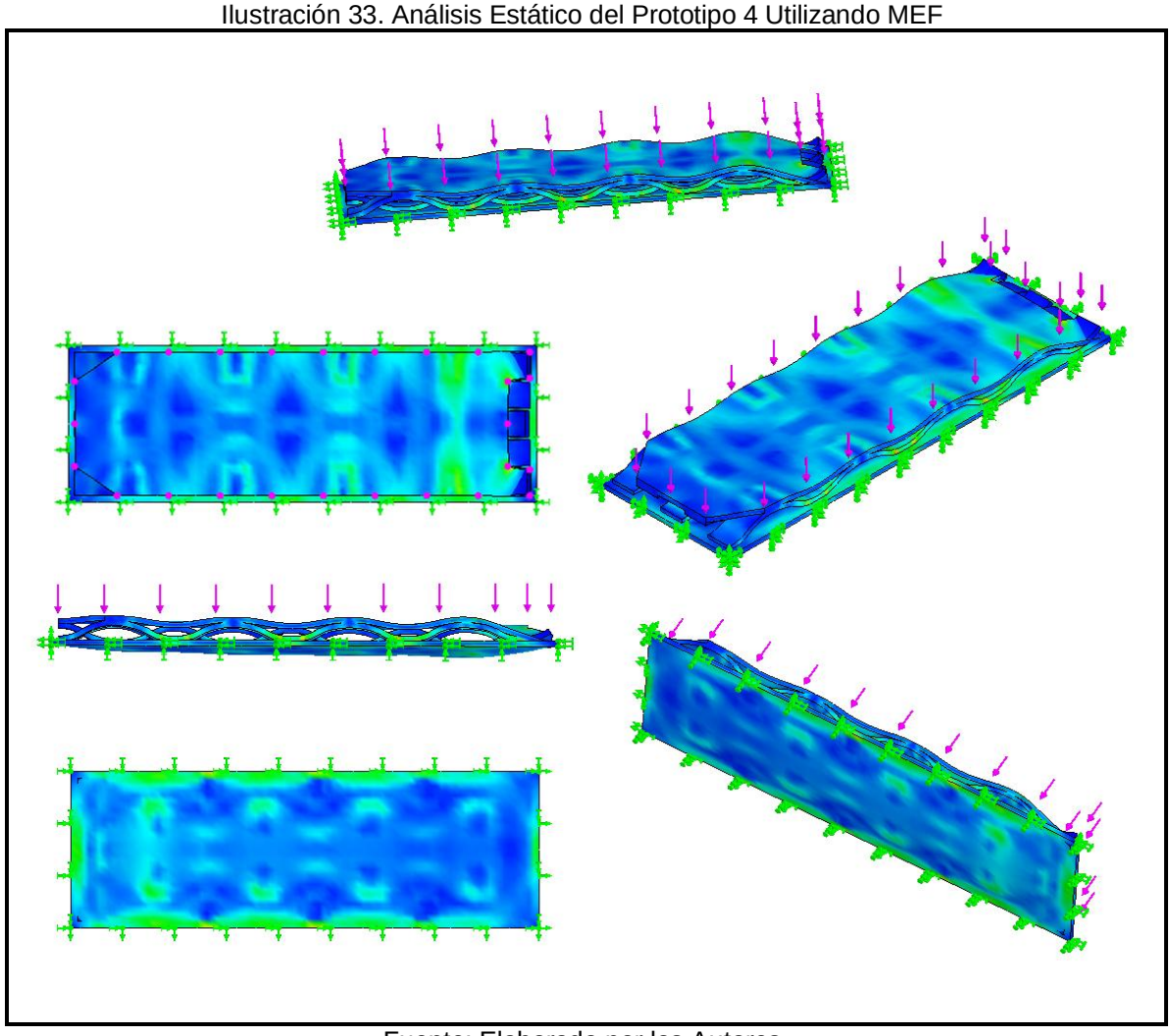
6.4.3. Análisis de Impacto del Prototipo 4 Utilizando Método de Elementos Finitos

Para la realización de la prueba de impacto se utilizaron las mismas condiciones con las cuales se realizó la prueba del anterior prototipo modular, es decir una carga de 4400 Newtons distribuida en el área generada por una circunferencia de 25 mm de diámetro. Se documentaron imágenes en las vistas principales y en vistas perspectivas para observar la distribución de los esfuerzos en la cara que recibe la carga y la que la transmite.

Los resultados al igual que sucedió con el prototipo anterior fueron bastante satisfactorios, sin embargo implícitamente existe un factor que no se puede apreciar en las pruebas y es la desaceleración, ya que es posible que este prototipo desacelere más bruscamente el objeto que impacta con respecto al prototipo número 3.

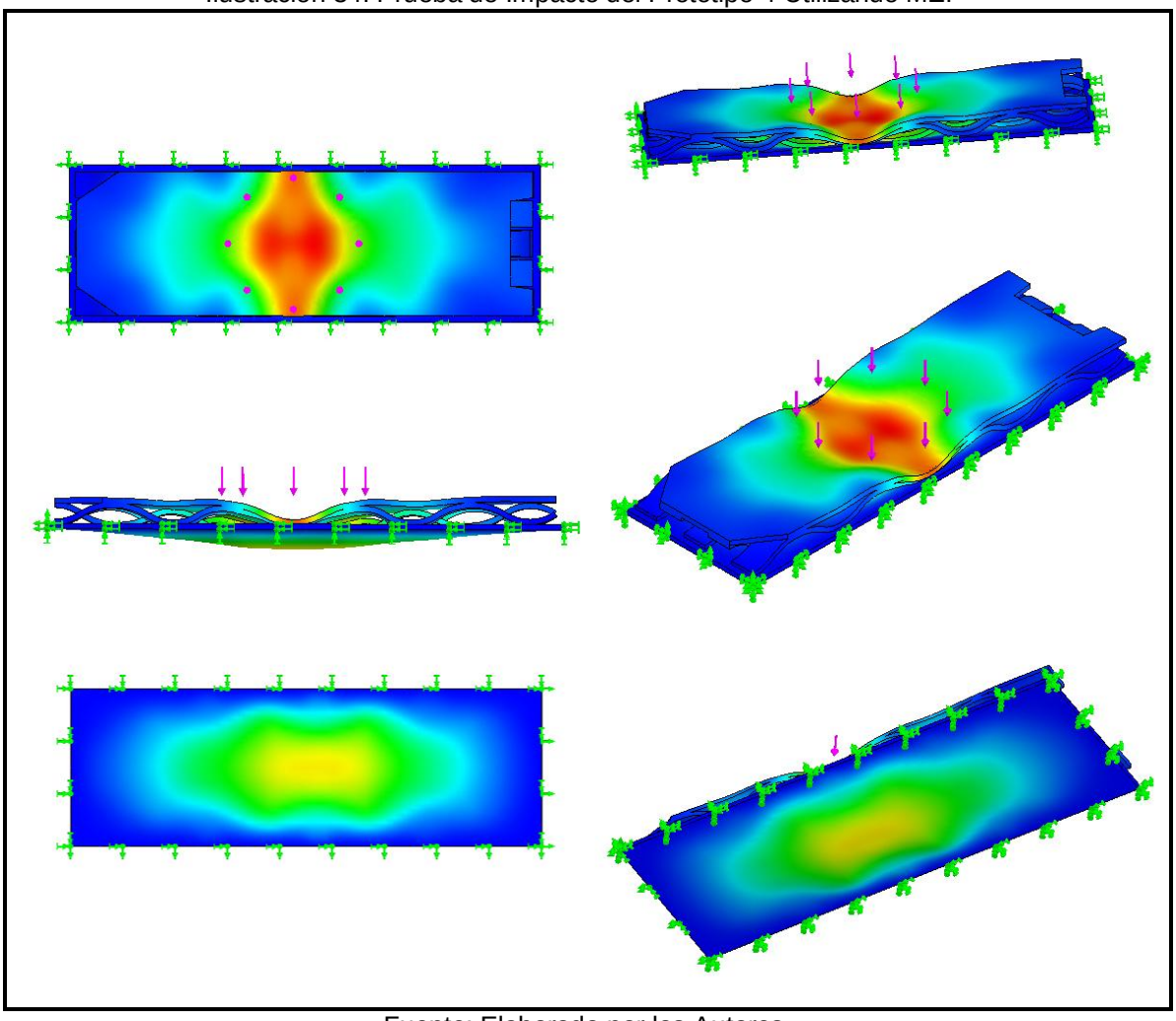
En la Ilustración 34 se puede apreciar el comportamiento del prototipo bajo una carga de impacto.

Ilustración 33. Análisis Estático del Prototipo 4 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 34. Prueba de Impacto del Prototipo 4 Utilizando MEF



Fuente: Elaborado por los Autores

7. DESARROLLO DE LAS PROPUESTAS

7.1. ESTUDIO DE QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT - QFD

El QFD (*Quality Function Deployment* por sus siglas en inglés) es un diagrama en el cuál se muestra la relación entre dos o más grupos de elementos, una de las aplicaciones más frecuentes es la del establecimiento de relaciones existentes entre el cliente y las características de calidad de un producto o servicio.[49]

Antes de comenzar a realizar las propuestas de diseño se realizó un diagrama de QFD, primero se realizó una encuesta a un grupo de conductores de VMB y posteriormente se creó una matriz de planeación. Debido a que la premisa central del proyecto es la seguridad de los conductores de este tipo de vehículos, esta variable aunque se incluyó en el QFD no se relegó ante las otras variables aquí expuestas.

Aparte de la seguridad, las variables más importantes para los conductores de VMB fueron la comodidad, la eco sostenibilidad y la flexibilidad del producto, esta última refiriéndose a la posibilidad de poder doblar el sistema para guardarlo en espacios pequeños como los encontrados debajo de los asientos de las motocicletas.

El QFD también contempló la evaluación de algunos de los productos disponibles en el mercado, tales como el Hit Air, el D-Air, el chaleco anti-balas o blindado, el chaleco protector usado por las fuerzas del ESMAD (Escuadrón móvil anti disturbios) y el chaleco reglamentario para los conductores de VMB.

[49] HOYOS TORRES, William. Un Libro de Calidad. Bucaramanga: Publicaciones UIS. Primera Edición, 2006. 336 p. ISBN 958-33-9778-4

Después de confrontar los “Qué y los cómos” con los productos encontrados en el mercado actual, destacó particularmente el Hit Air (descrito anteriormente en el Análisis del mercado actual) como el producto que satisfizo la mayor cantidad de variables importantes.

También resultó en evidencia que el chaleco protector usado por la ESMAD, no cumplió satisfactoriamente con la mayoría de los requerimientos del proyecto, un razón es que aunque el sistema protege al usuario de lesiones en las zonas de tórax y abdomen, no permite bastante libertad de movimientos y reduciría notablemente el espacio para un pasajero adicional, también cabe anotar la poca flexibilidad del sistema que no permite ser doblado y guardado en espacios pequeños como los destinados para este uso en los VMB.

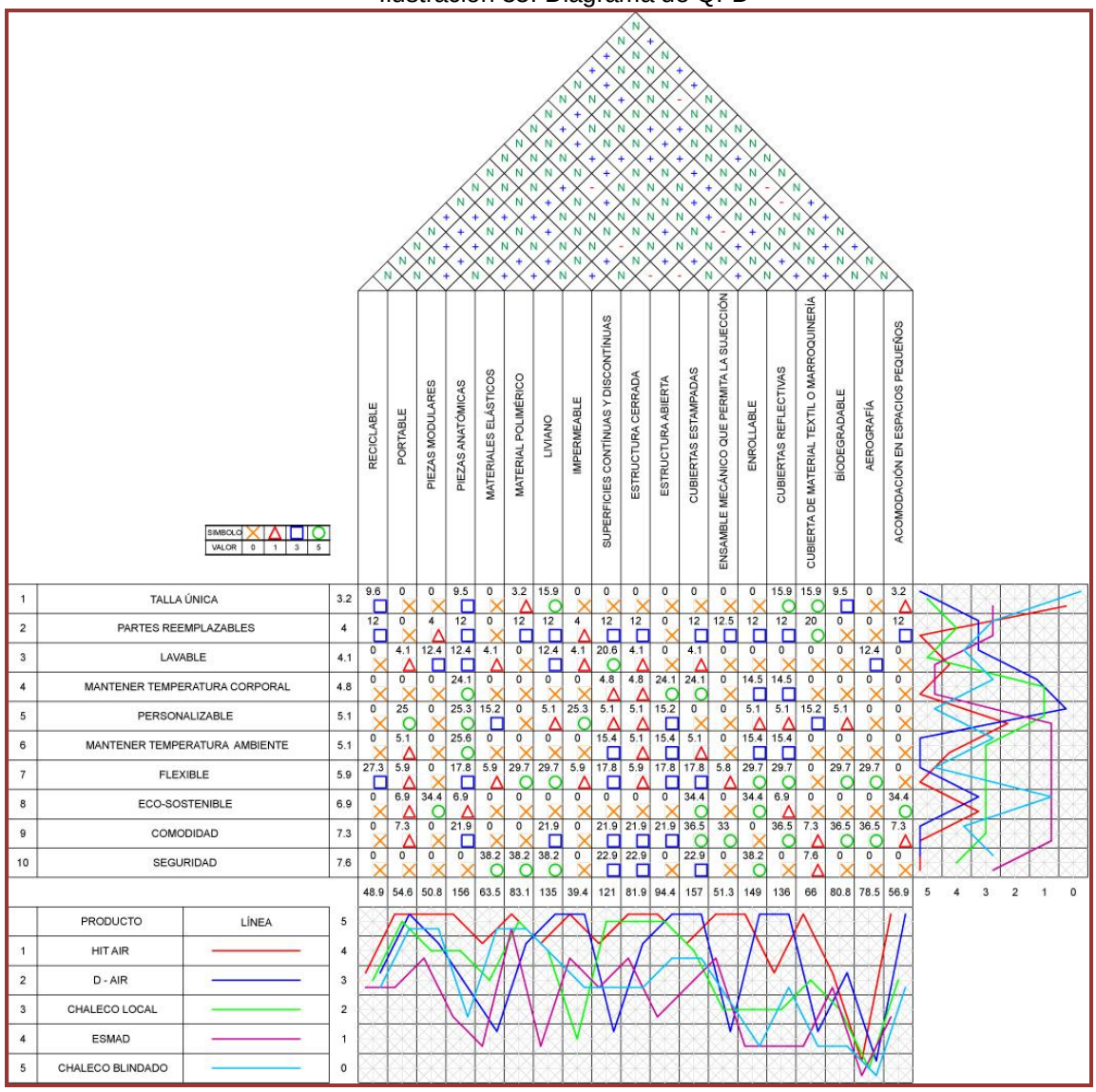
7.2. MAPA DE ZONAS DE RIESGO

Se realizó un mapa de las zonas de riesgo en tórax, abdomen y espalda de las lesiones más graves y frecuentes en accidentes de VMB, las zonas que se aprecian en tonos rojos o cercanos a este son las que más riesgo presentan. Sobre este mapa se comenzaron a realizar los bocetos de las propuestas teniendo en cuenta también el estudio biónico y los prototipos modulares diseñados anteriormente.

Debido a que las costillas 4, 5, 6 y 7 son las de mayor riesgo de fractura y cuando estas se fracturan pueden lesionar gravemente los pulmones, el hígado o el bazo entre otros, los diseños de las propuestas debían tener en cuenta este aspecto y tratar de distribuir los esfuerzos en una amplia zona del tórax.

En la espalda la columna vertebral debía ser protegida, en este caso las lesiones se producen cuando existe un desplazamiento relativo de las vertebras entre sí, la idea principal en esta zona fue la de distribuir las cargas en una zona amplia a los lados de la columna evitando así las cargas directas sobre las vertebras.

Ilustración 35. Diagrama de QFD

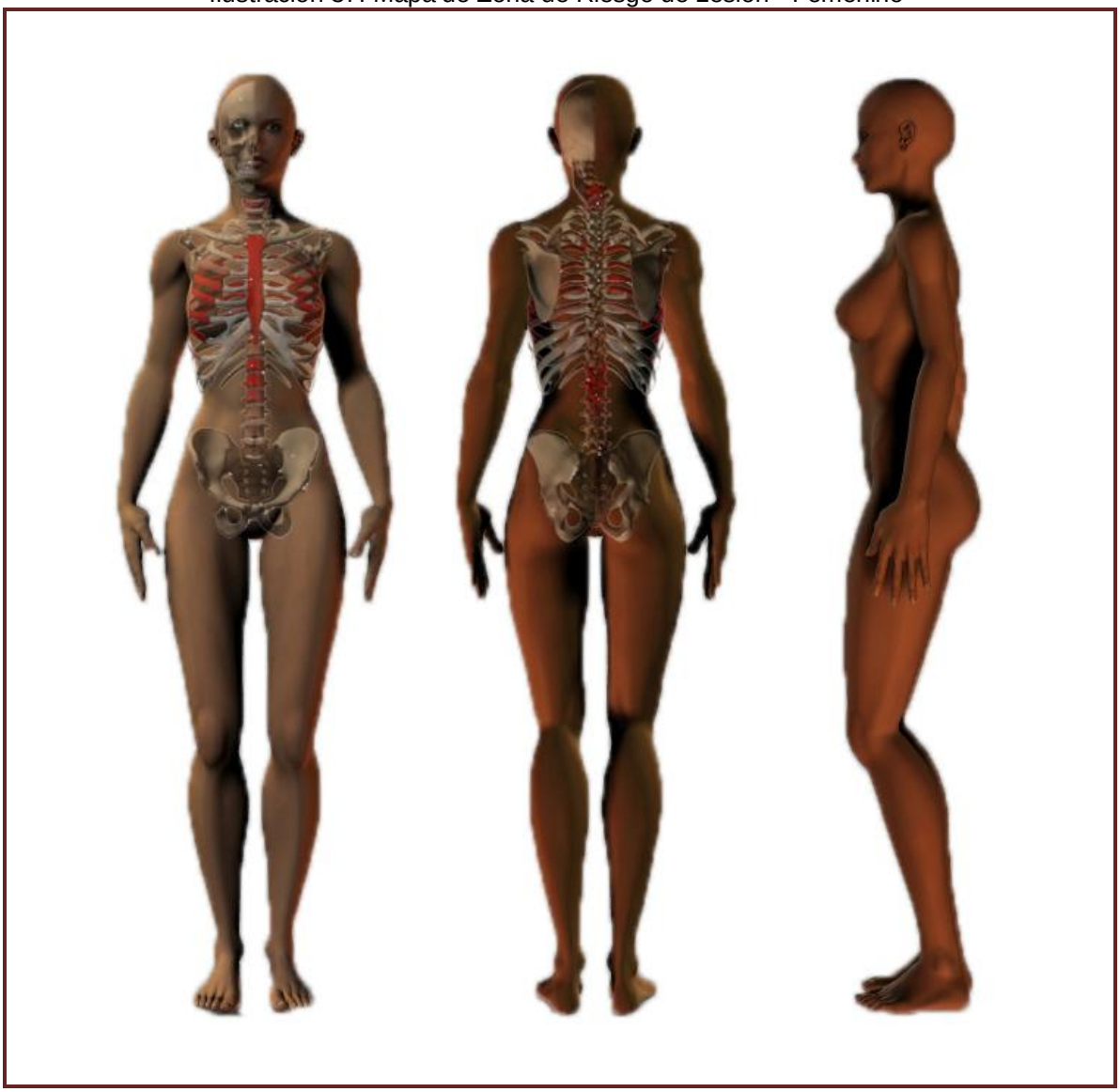


Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 36. Mapa de Zona de Riesgo de Lesión - Masculino

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 37. Mapa de Zona de Riesgo de Lesión - Femenino



Fuente: Elaborado por los Autores

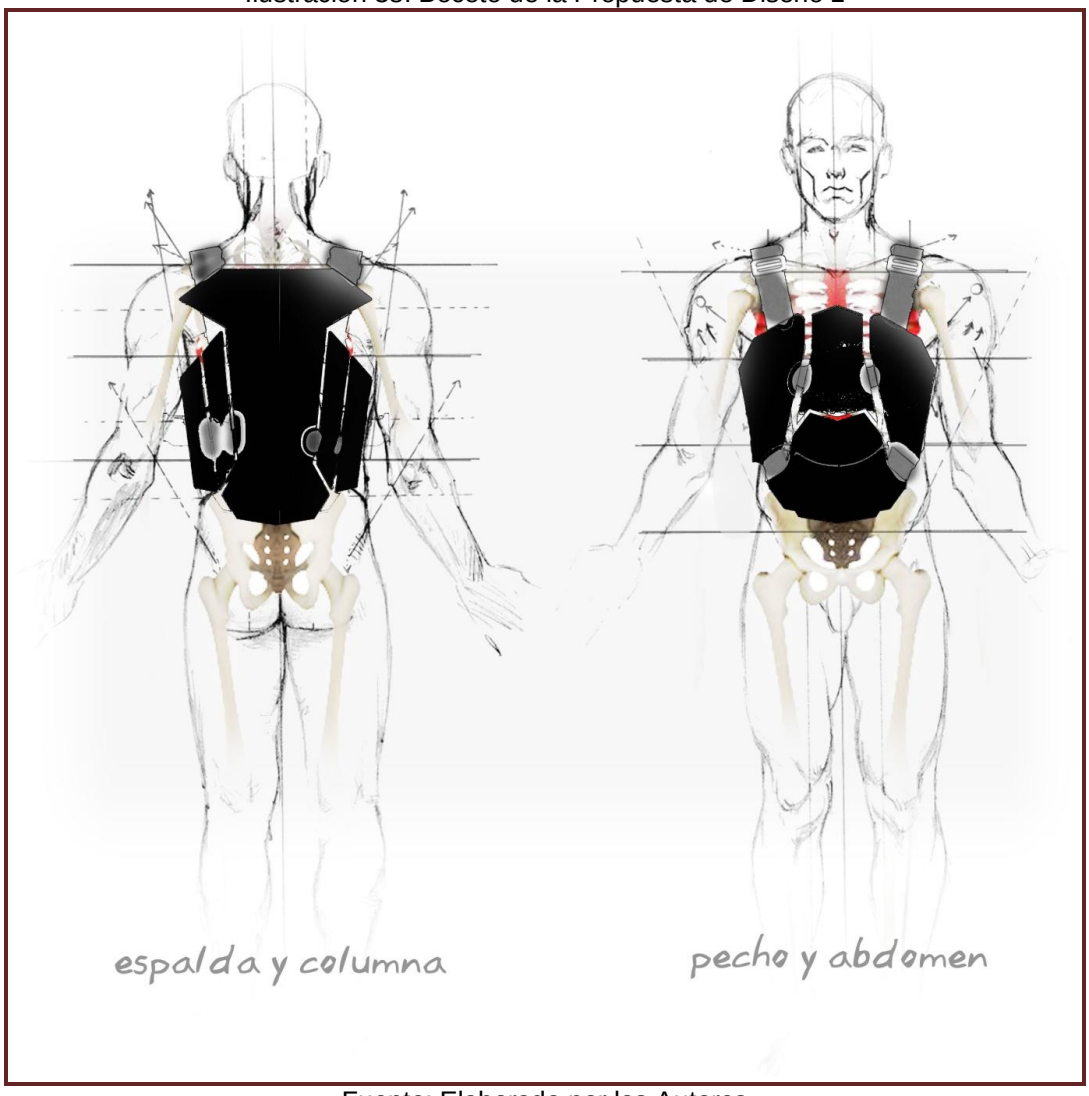
7.3. PROPUESTA DE DISEÑO 1

7.3.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 1

Tomando las ideas obtenidas del estudio biónico y el mapa de zonas de riesgo se creó la primera propuesta, esta consta de un diseño modular en la parte frontal y posterior que puede ser doblado fácilmente. Gracias a este sistema de

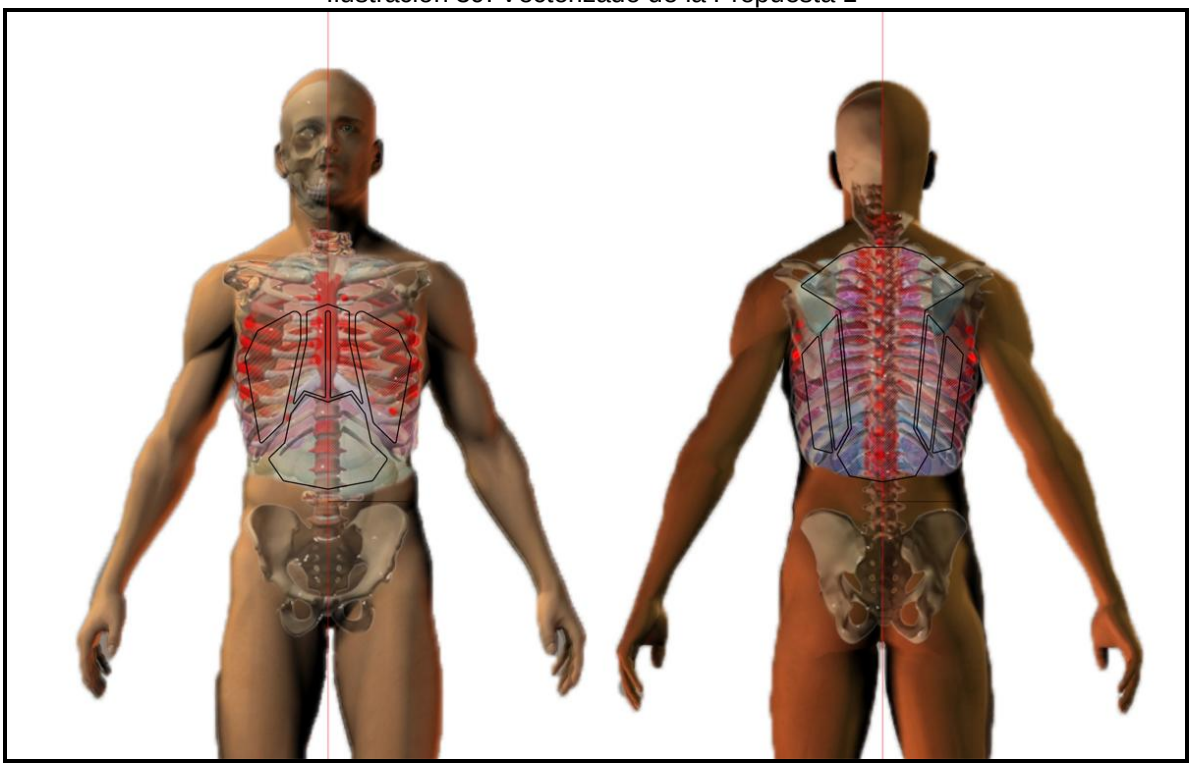
módulos de protección independientes, el sistema cuenta con espacios para permitir la ventilación del usuario.

Ilustración 38. Boceto de la Propuesta de Diseño 1



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 39. Vectorizado de la Propuesta 1



Fuente: Elaborado por los Autores

7.3.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 1

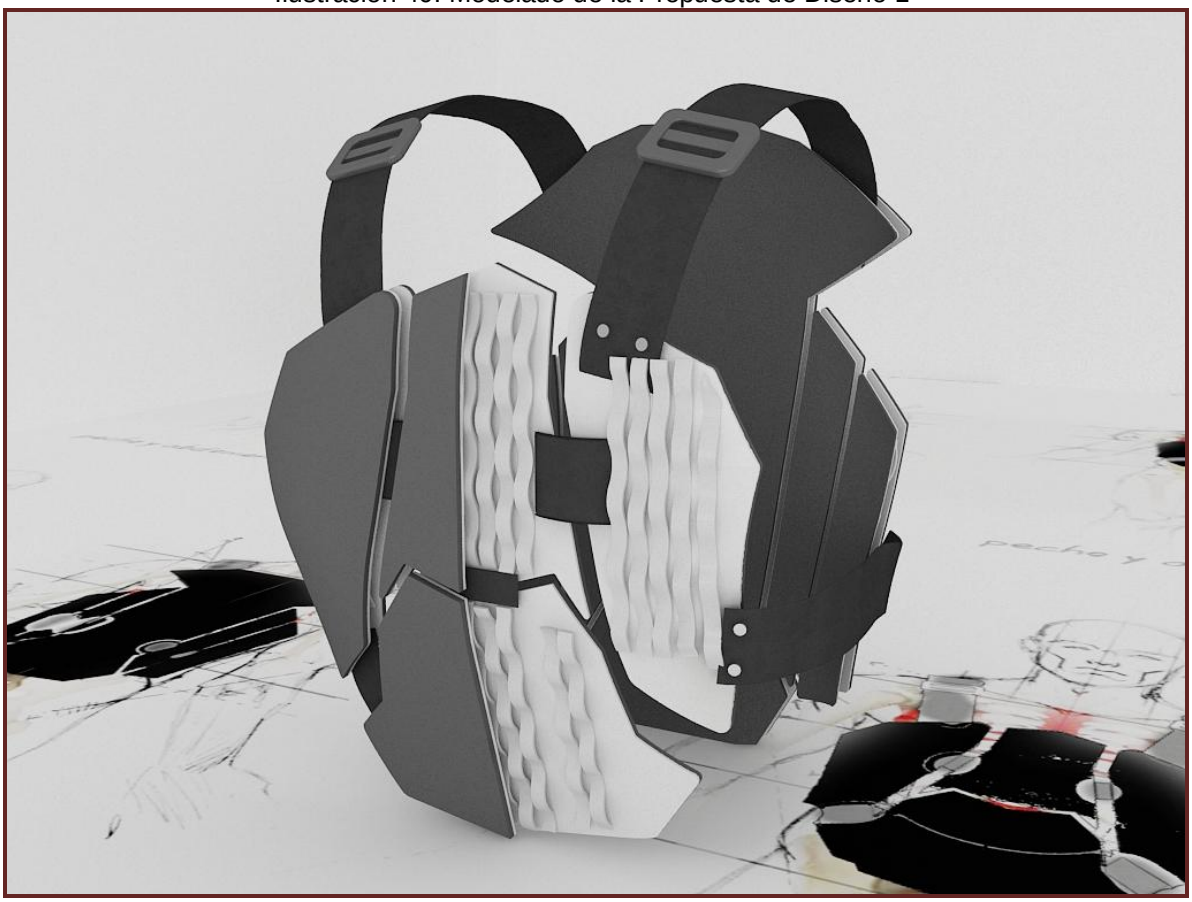
Las zonas de mayor riesgo de lesión en tórax, abdomen y columna fueron protegidas por un sistema modular propuesto en poliestireno de alto impacto con un recubrimiento de poliuretano, los módulos en el interior de la propuesta ayudan a absorber la energía producida durante un accidente y distribuyen las cargas puntuales sobre una zona más amplia tal como se vio en los resultados de las pruebas utilizando análisis de elementos finitos.

Debido a la importancia de proteger ciertas zonas del cuerpo más que otras, el aspecto netamente formal de la propuesta se adaptó a estos requisitos, teniendo como premisa básica la seguridad del usuario.

7.3.3. Construcción del Prototipo

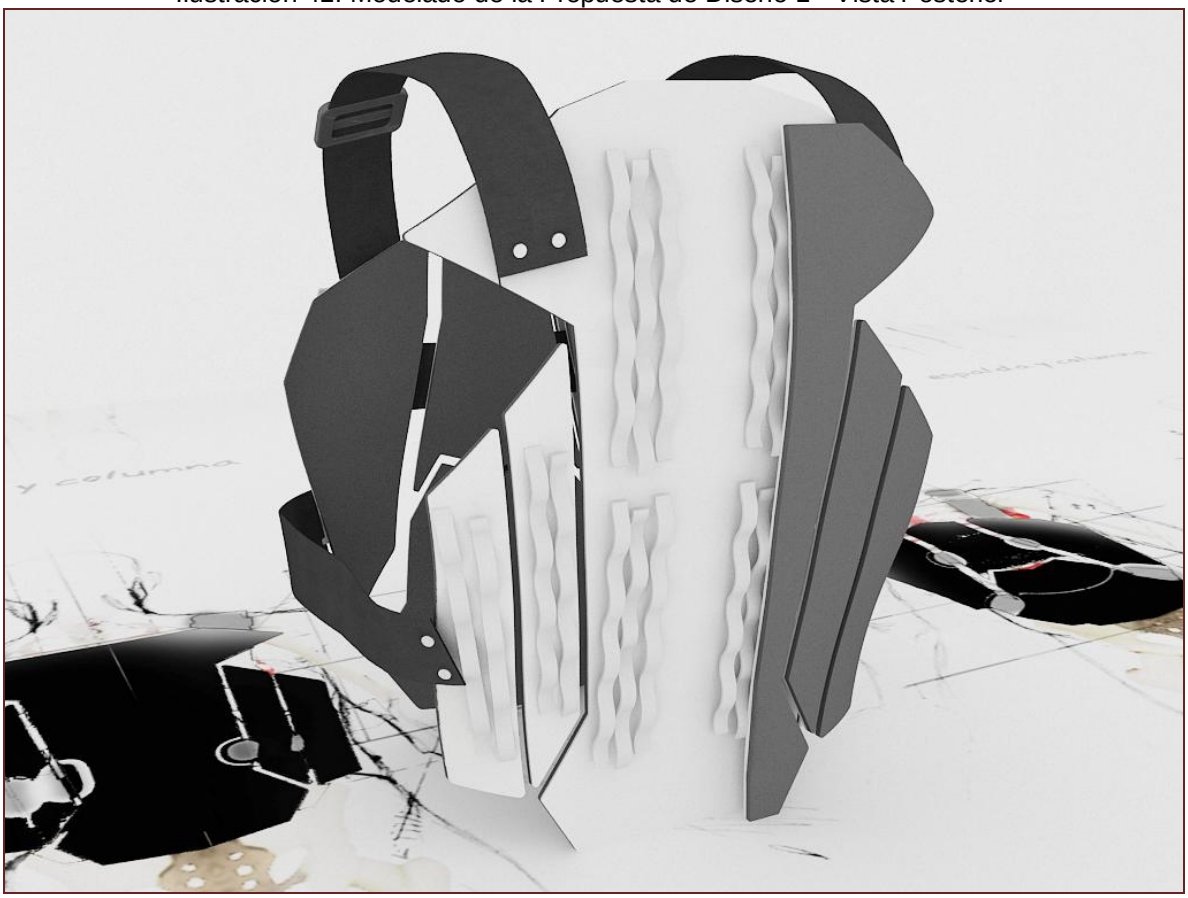
El modelado de la propuesta comenzó a partir de los bocetos realizados, los cuales se vectorizaron utilizando el Software AutoCAD y posteriormente se modelaron en Solidworks para su renderizado en 3ds Max. Cada una de las propuestas se ubicó tridimensionalmente en un usuario para realizar una comprobación tridimensional de las zonas del tórax y espalda que protegía. El soporte proporcionado por las herramientas CAD/CAE fue de gran ayuda en esta etapa del diseño pues permitió observar las zonas de riesgo de lesión que realmente estaban protegidas por el sistema y los puntos débiles del mismo.

Ilustración 40. Modelado de la Propuesta de Diseño 1



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 41. Modelado de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Posterior



Fuente: Elaborado por los Autores

7.3.4. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 1

La construcción de este prototipo comenzó con la fabricación del módulo número 2 en poliestireno de alto impacto de 2 mm de espesor, estos módulos fueron termo conformados en moldes cortados en laser para lograr una mayor precisión y fidelidad con los módulos diseñados y analizados mediante MEF anteriormente.

El diseño del módulo usado para esta propuesta de diseño fue el módulo 2, debido a los buenos resultados obtenidos en el estudio con MEF.

Estos módulos fueron ubicados entre dos láminas de poliestireno previamente cortadas y termo conformadas de acuerdo al diseño de la propuesta. Para fijar los

módulos a las láminas se utilizaron y posteriormente descartaron diversos métodos entre los cuales se encuentra el uso de remaches tipo “pop”, descartados debido al peligro que produce tener una pieza de metal que eventualmente podría causar una lesión bajo fuertes cargas, también se utilizó benceno pero al ser un agente cancerígeno se descartó su uso inmediatamente, por último se optó por unir los módulos utilizando resina de poliéster.

Las láminas de poliestireno termo formadas se recubrieron a su vez con espuma de poliuretano, este polímero poroso caracterizado por su baja densidad (cerca de 30 Kg/m^3) se adicionó al sistema como un método para distribuir aún más los impactos y absorber una mayor cantidad de energía. La unión de las láminas de poliestireno, con los módulos y el recubrimiento de poliuretano formó los sub sistemas de protección, que son las distintas piezas modulares cuya función es la proteger una zona específica del cuerpo.

Una vez terminados todos los subsistemas de protección se procedió a realizar la unión de estos elementos entre sí para formar un sistema completo con una interfaz usable.

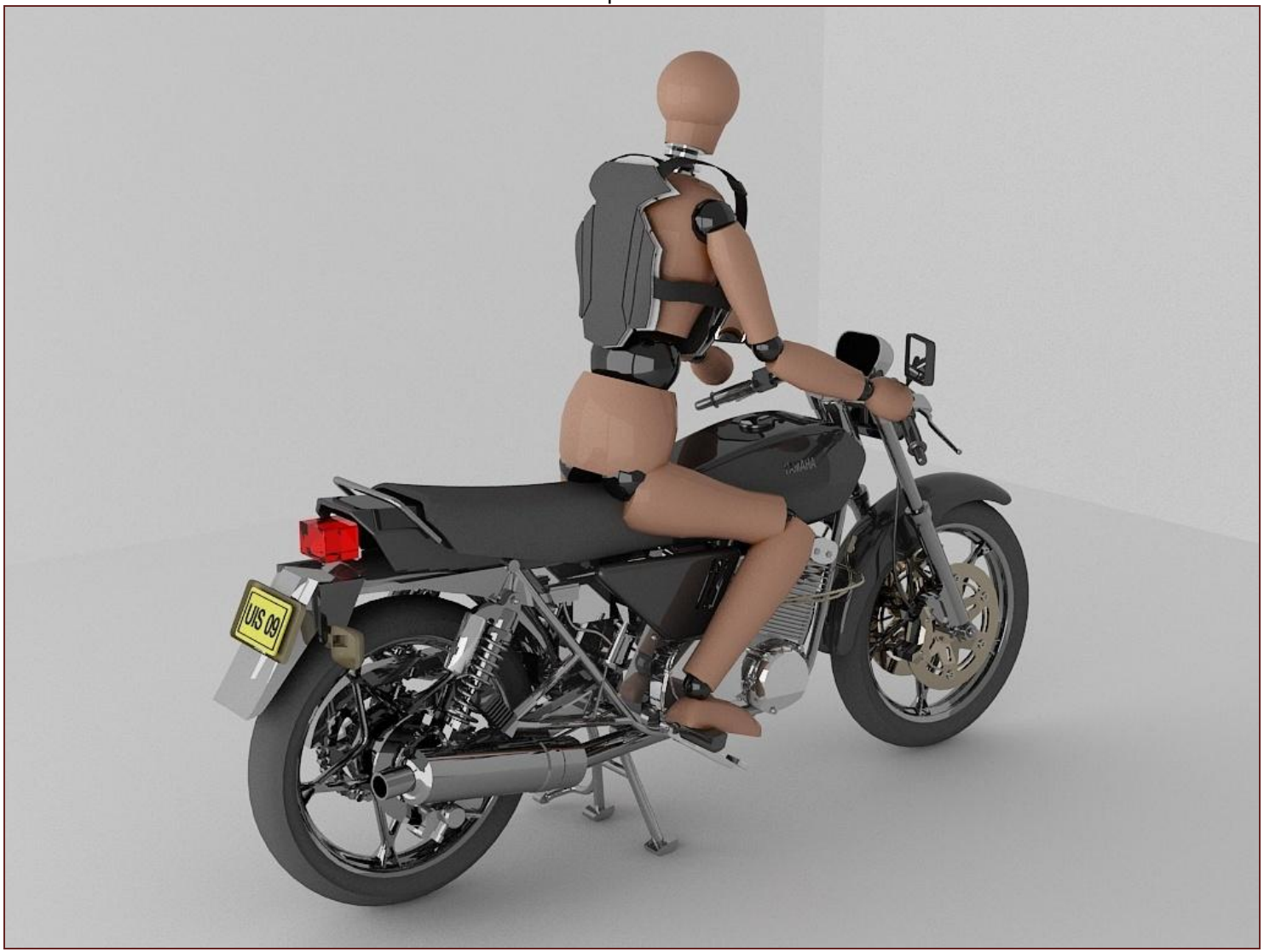
El sistema completo fue recubierto usando tela lavable e impermeable para cumplir con dos de los requisitos respectivos encontrados durante el análisis de QFD.

Las Ilustraciones 42, 43, 44 y 45 representan los renders de la Propuesta de Diseño 1.

Ilustración 42. Render de la Propuesta de Diseño 1 – Vista Frontal

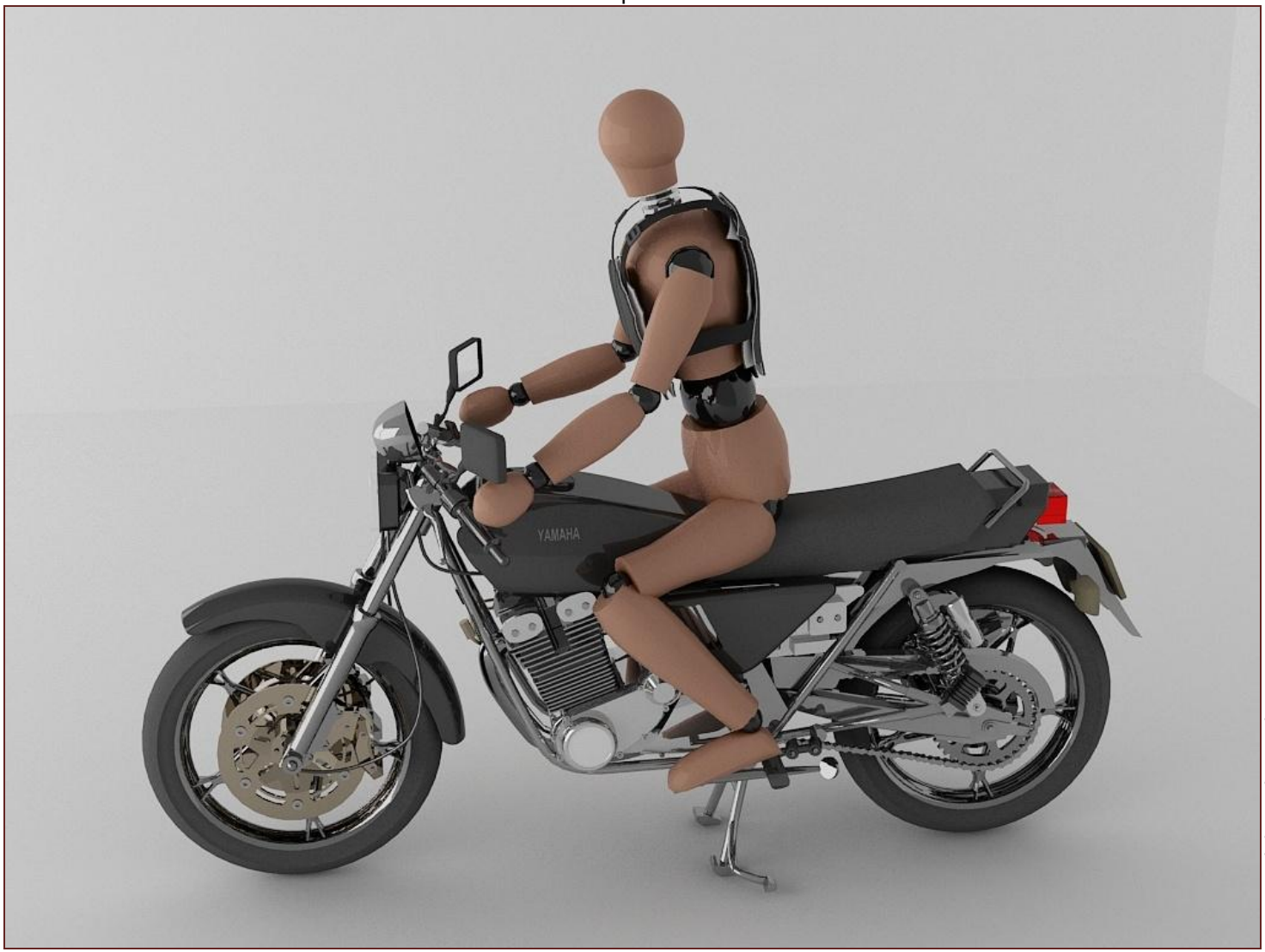
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 43. Render de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Posterior



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 44. Render de la Propuesta de Diseño 1 - Vista Lateral



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 45. Prototipo 1

Fuente: Elaborado por los Autores

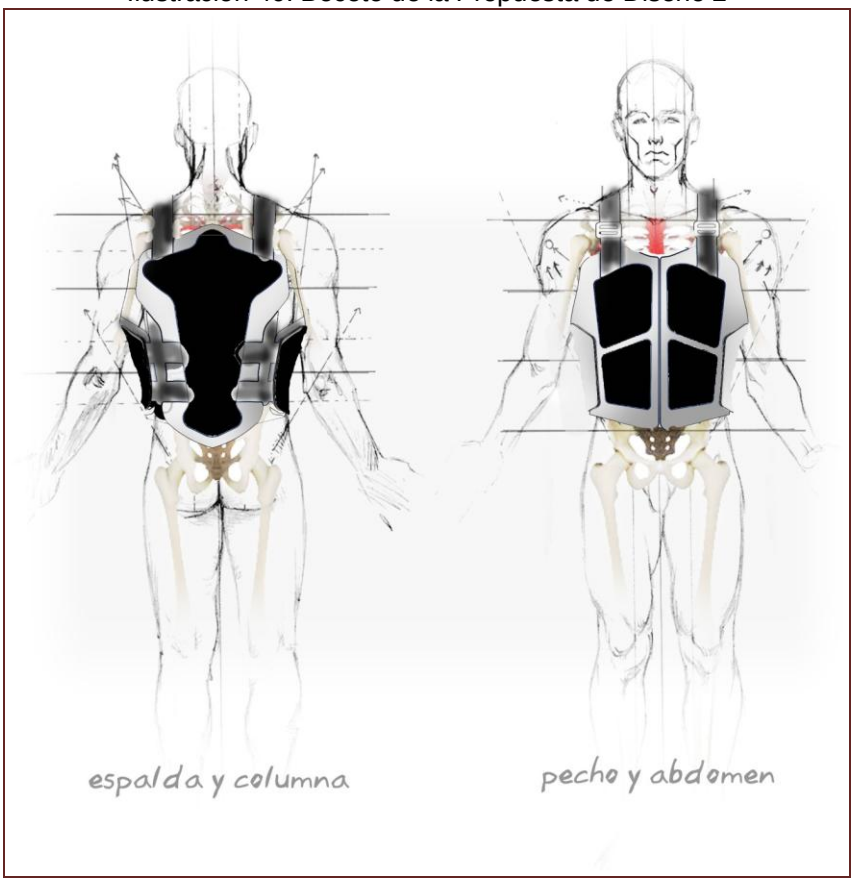
7.4. PROPUESTA DE DISEÑO 2

7.4.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 2

La propuesta de diseño 2 sigue los mismos principios de sistemas modulares de la propuesta anterior, sin embargo aquí se disminuyen el número de sub sistemas lo cual facilita el uso del producto a los usuarios de VMB, se incluye una mayor protección en los laterales y en la parte superior del tórax, concretamente en el esternón.

Se propone una combinación de los módulos 3 y 4, esta combinación sinérgica permite tener la óptima distribución de carga del módulo 4 con la capacidad para disminuir la desaceleración, característica superlativa en el módulo 3.

Ilustración 46. Boceto de la Propuesta de Diseño 2



Fuente: Elaborado por los Autores

7.4.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 2

Similar al proceso llevado con la propuesta anterior, primero se realizaron bocetos sobre la idea general teniendo en cuenta las zonas de riesgo, luego se vectorizaron estos bocetos para realizar los ajustes necesarios en AutoCAD y se modeló la propuesta utilizando el software de diseño CAD Solidworks.

Ilustración 47. Modelado de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Frontal

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 48. Modelado de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

7.4.3. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 2

El prototipo comenzó con el termo conformado de los módulos de poliestireno de alto impacto, se conservaron las dimensiones iníciales de diseño para los módulos 3 y 4 por lo cual se utilizó como material poliestireno de lato impacto de 1,5 mm de espesor.

Para realizar el termo conformado de los módulos se utilizó una pistola de aire caliente con que se calentó el material a una temperatura aproximada de 80° C y luego se le dio forma en un molde construido previamente.

Una vez fabricados los módulos, se procedió con la fabricación de los sub-sistemas de protección, los cuales como se explicó anteriormente tienen la función

de proteger una zona específica del cuerpo. Estos fueron cortados y termo conformados de acuerdo al diseño planteado.

La flexibilidad del material permitió ubicar los módulos en las diferentes superficies cóncavas y convexas de los sub-sistemas y se fijaron a estos utilizando resina de poliéster.

Ilustración 49. Unión de los Módulos con el Subsistema

Fuente: Elaborado por los Autores

El siguiente paso fue unir todos los subsistemas entre sí y crear la interfaz para el usuario, la unión entre los subsistemas se realizó por medio de riatas ajustables, estas van unidas directamente al poliestireno el cual es la estructura principal (de manera similar como el anclaje del cinturón de seguridad en los automóviles está fijado al chasís), en la parte frontal la unión se realiza por medio de un cierre estilo “chaqueta”.La idea de tener sólo un punto de cierre le simplifica al usuario la tarea de vestir el sistema, y la posibilidad de ajustar las riatas permite variar la talla de acuerdo a las características antropomórficas de la persona.

Ilustración 50. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 51. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Frontal

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 52. Render de la Propuesta de Diseño 2 - Vista Lateral

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 53. Prototipo 2

Fuente: Elaborado por los Autores

7.5. PROPUESTA DE DISEÑO 3

7.5.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 3

La diferencia principal entre la propuesta de diseño 3 y las otras 2 anteriores es la adición de un elemento protector para la zona de los hombros, específicamente para la clavícula.

La clavícula tiende a fracturarse con frecuencia en los accidentes de vehículos motorizados biplaza, sin embargo no presenta un riesgo de lesión grave para el paciente.

La zona de protección correspondiente a la espalda nació de la biónica del exoesqueleto de la cucaracha, y se plantea utilizar un diseño de módulo 3 en el centro del subsistema con ciertas variaciones en espesor (1,5 mm) y ancho del mismo (20 mm en contra de 10 mm de los usados anteriormente).

La Ilustración 54 representa los Bocetos de la Propuesta de Diseño 3.

7.5.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 3

Similar al proceso llevado con la propuesta anterior, primero se realizaron bocetos sobre la idea general teniendo en cuenta las zonas de riesgo, luego se vectorizaron estos bocetos para realizar los ajustes necesarios en AutoCAD y se modeló la propuesta utilizando el software de diseño CAD Solidworks.

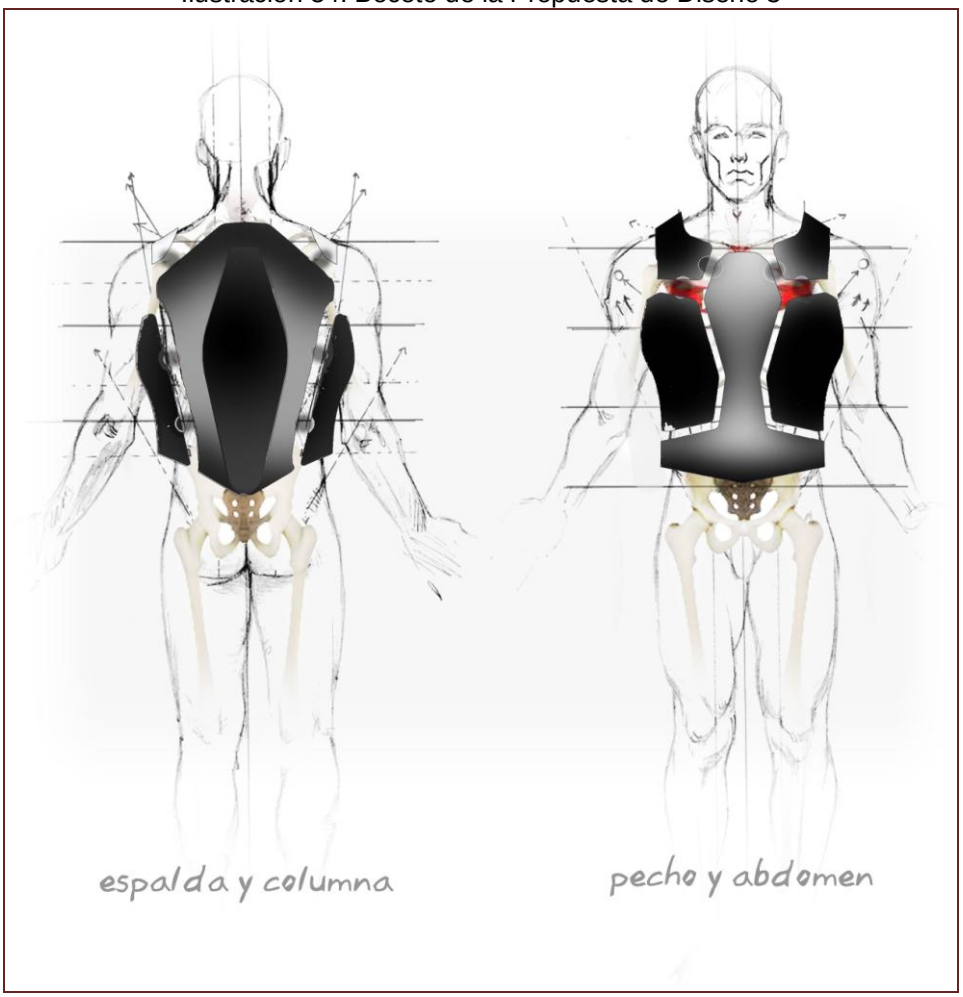
Las Ilustraciones 55 y 56 muestran el modelado CAD de la propuesta de Diseño 3 vista frontal y posterior respectivamente.

7.5.3 Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 3

El proceso comenzó con el termo conformado de los dos tipos de módulos utilizados para la propuesta, estos fueron termo conformaos en un molde previamente cortado con laser para mantener las proporciones los más cercanas al diseño original. Estos módulos fueron calentados usando una pistola de aire caliente hasta lograr una temperatura cercana a los 80º centígrados para luego ser presionados utilizando los moldes.

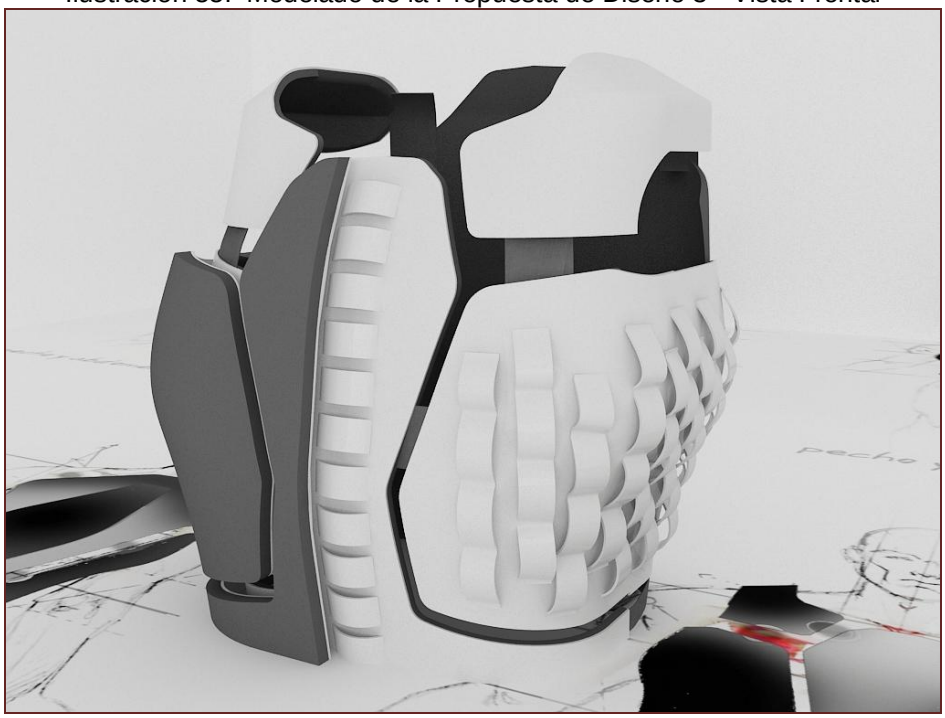
La Ilustración 57 muestra el inicio del proceso de fabricación del prototipo.

Ilustración 54. Boceto de la Propuesta de Diseño 3



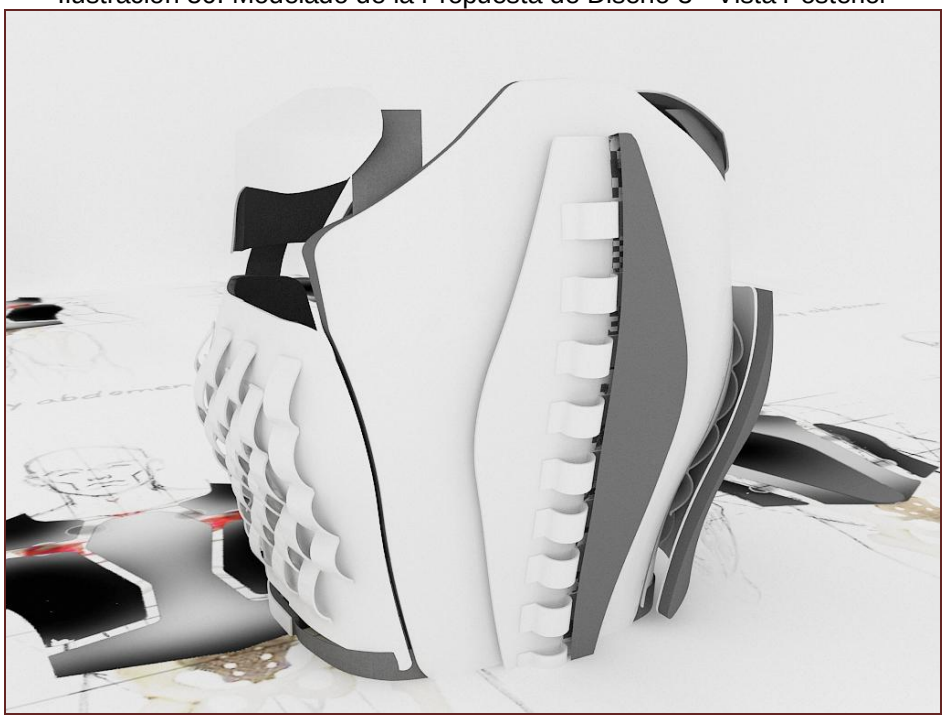
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 55. Modelado de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Frontal



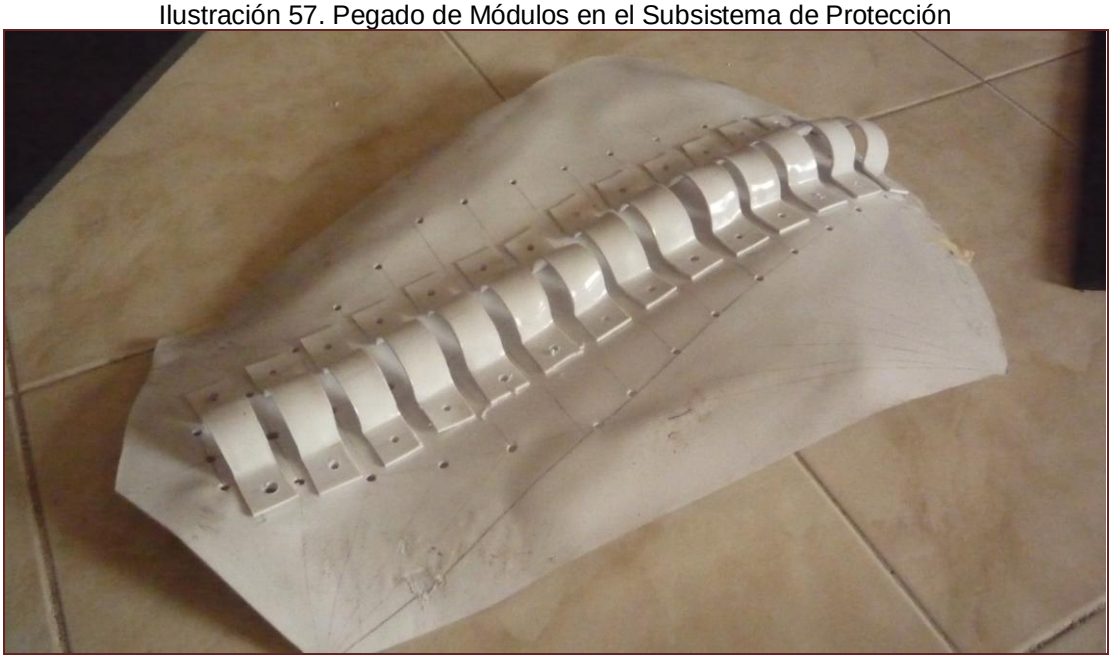
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 56. Modelado de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Posterior



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 57. Pegado de Módulos en el Subsistema de Protección



Fuente: Elaborado por los Autores

Luego se cortaron los subsistemas de protección y se termo conformaron de manera similar, los módulos se adhirieron a estos sub sistemas utilizando resina de poliéster y se agregó una capa doble de espuma de poliuretano de 10 mm de espesor cada una.

Ilustración 58. Poliestireno y Poliuretano en el Subsistema de Protección

Fuente: Elaborado por los Autores

La espuma de poliuretano también se termo conformó para que tomara la forma de las láminas de poliestireno en los subsistemas de protección. Para unir el poliestireno con el poliuretano se utilizó pegante amarillo.

Ilustración 59. Subsistema de Protección de la Espalda y los Hombros

Fuente: Elaborado por los Autores

Después se unieron todos los subsistemas utilizando riata y caucho en las zonas diseñadas para tal fin, el propósito es solo utilizar riata en los puntos en los cuales el usuario ajusta el sistema a las diferentes tallas y que ese proceso sólo sea realizado una vez, dejando sólo un punto de ajuste con el fin de simplificar la tarea de vestir el sistema.

Las Ilustraciones 60, 61,62 y 63 representan los renders de la Propuesta de Diseño 3.

Ilustración 60. Render de la Propuesta de Diseño 3 – Vista Frontal

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 61. Render de la Propuesta de Diseño 3 – Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 62. Render de la Propuesta de Diseño 3 - Vista Lateral

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 63. Prototipo 3

Fuente: Elaborado por los Autores

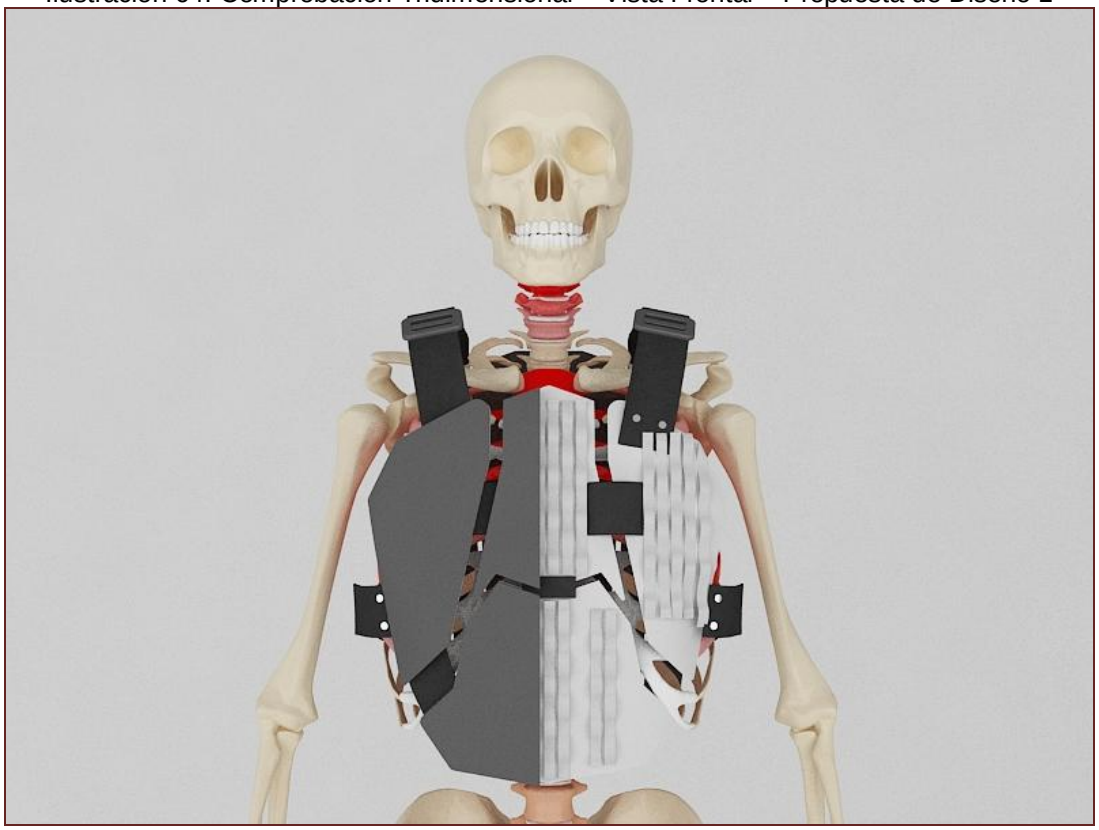
7.6. COMPROBACIÓN DE LAS ZONAS DE PROTECCIÓN UTILIZANDO DISEÑO 3D

Las 3 propuestas de diseño se ubicaron en un modelo tridimensional del sistema esquelético de un ser humano, esto permite observar la protección ofrecida por el sistema de acuerdo a las zonas de riesgo de lesión.

7.6.1. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 1

En la parte frontal se puede observar una protección completa de las zonas de mayor riesgo de lesión, las costillas más propensas de fractura (4, 5, 6 y 7) quedan completamente protegidas.

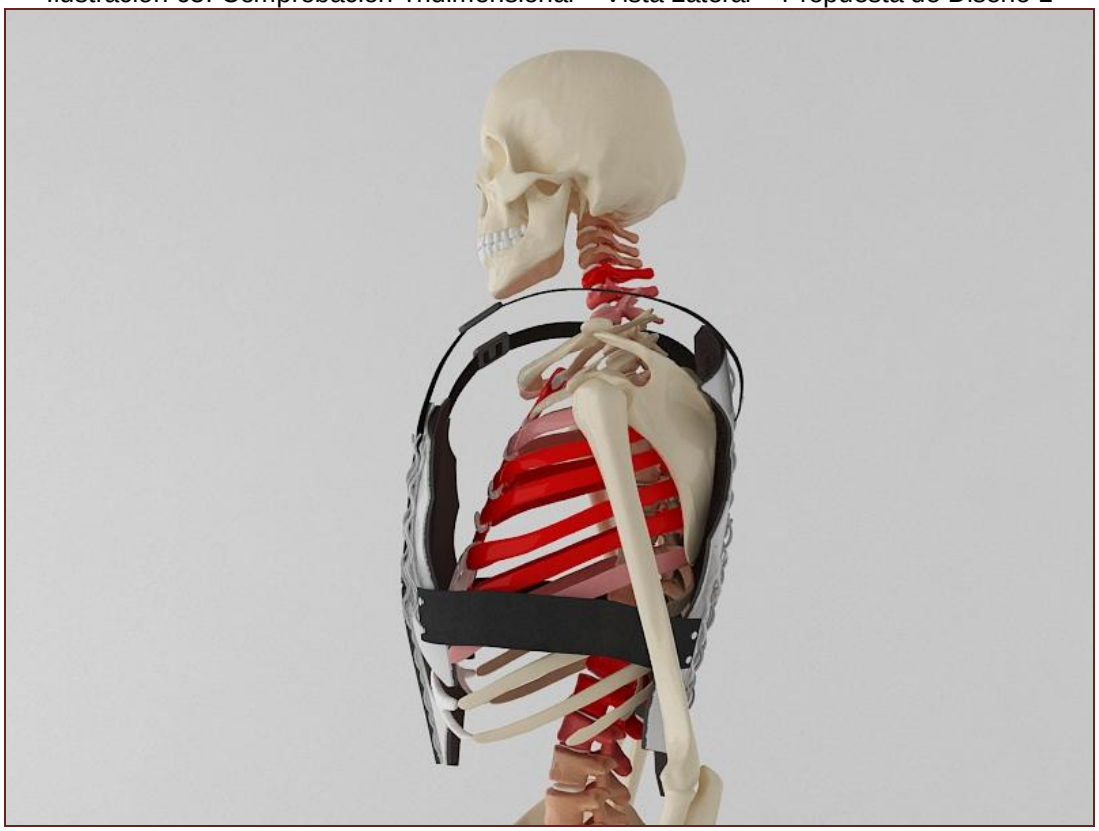
Ilustración 64. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 1



Fuente: Elaborado por los Autores

En la parte lateral existe una deficiencia pues el sistema no presenta protección alguna en la zona del tórax y abdomen.

Ilustración 65. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 1



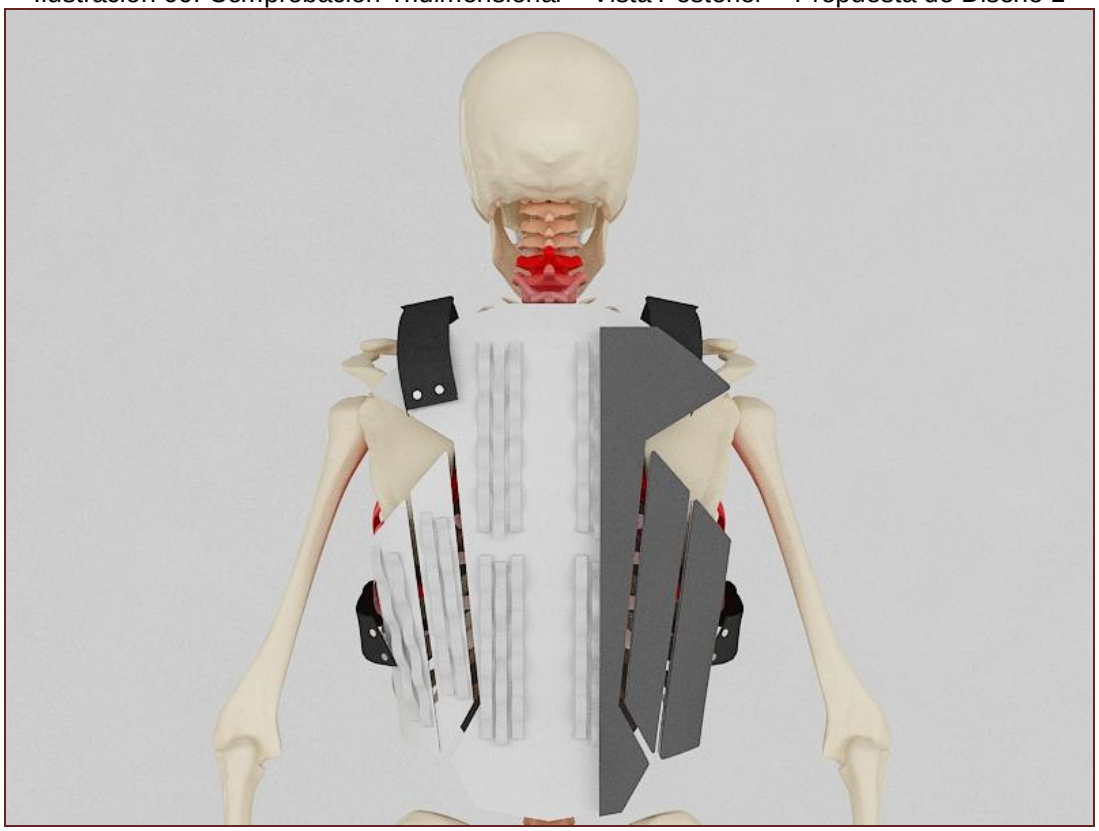
Fuente: Elaborado por los Autores

La parte posterior está protegida de dos formas, primero la columna vertebral cuenta con un elemento continuo de poliestireno y un sistema de módulos que reparte las cargas de un posible impacto hacia los lados, las costillas se encuentran protegidas por dos subsistemas independientes que permiten la protección sin sacrificar movilidad del usuario. (Ver Ilustración 66)

7.6.2. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 2

La parte frontal de esta propuesta de diseño ofrece un nivel de protección similar al de la propuesta de diseño anterior, la caja torácica así como el abdomen se encuentran protegidos casi en su totalidad, la diferencia acá radica en el uso de dos partas unidas por un cierre central para facilitar la acción de vestir el sistema. En este aspecto presenta una ventaja con respecto a la propuesta anterior.

Ilustración 66. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 1

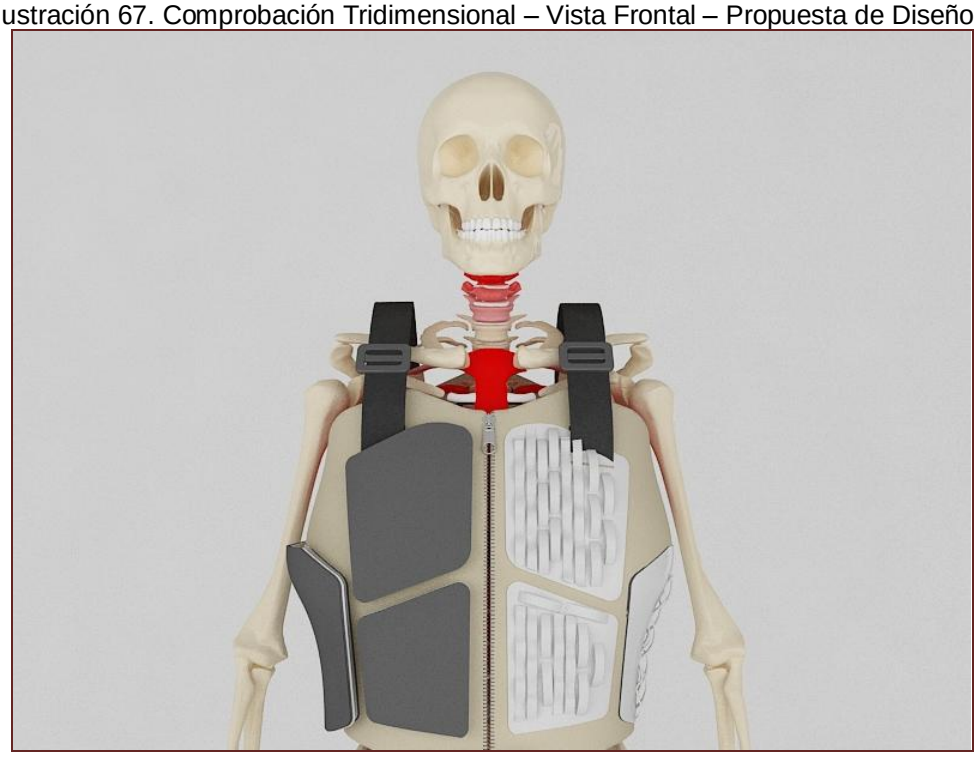


Fuente: Elaborado por los Autores

En la Ilustración 68 se aprecia la protección lateral del sistema, el abdomen queda claramente protegido de impactos y el sistema no afecta la movilidad del usuario, sin embargo existen unas pequeñas zonas desprotegidas, específicamente una pequeña porción de las costillas 4, 5, 6 y 7.

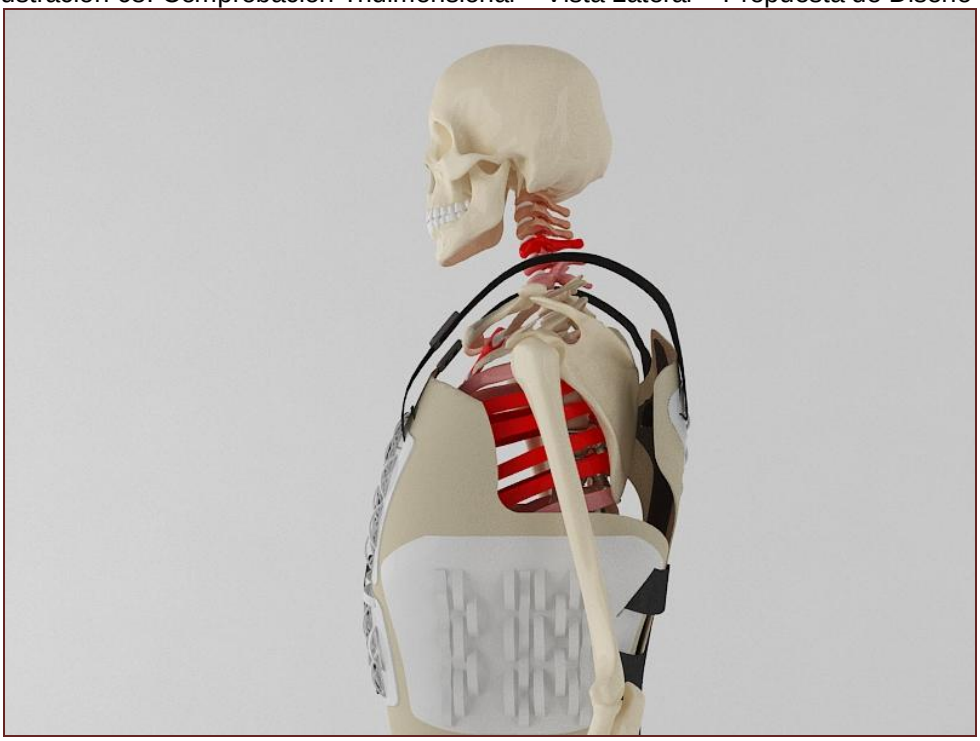
En la zona posterior se puede apreciar un sistema similar al de la propuesta de diseño anterior, sin embargo se reduce el número de subsistemas debido a que la protección lateral alcanza a cubrir parte de la espalda y el subsistema protector de la zona de la columna abarca una porción mayor de la espalda. (Ver Ilustración 69)

Ilustración 67. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 2



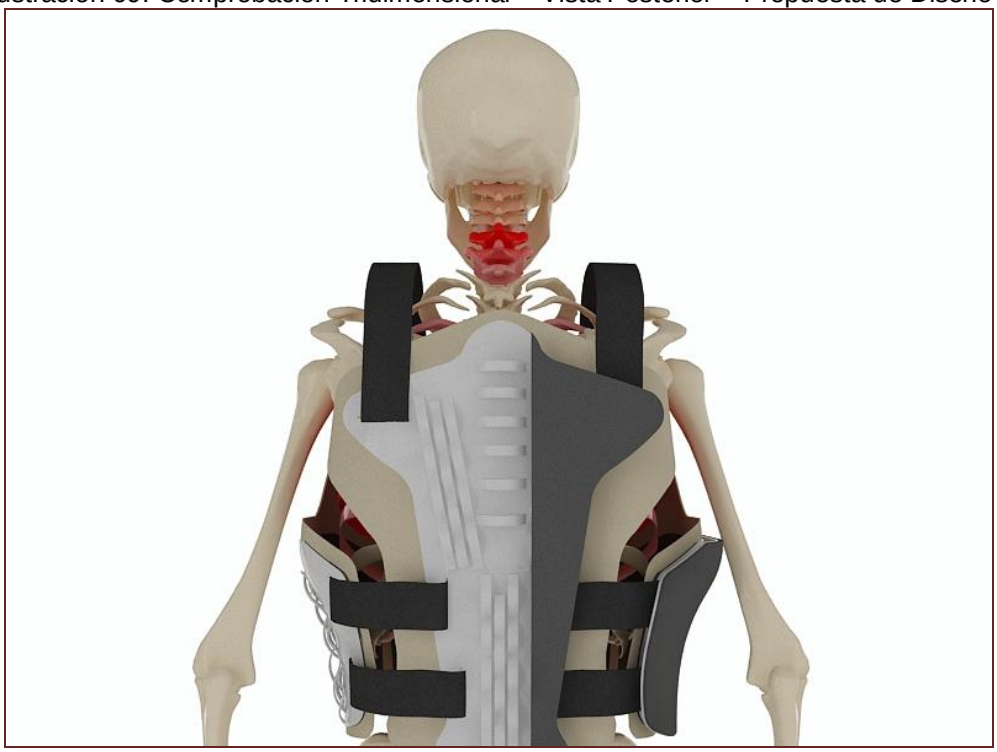
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 68. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 2



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 69. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 2



Fuente: Elaborado por los Autores

7.6.3. Comprobación Tridimensional de la Propuesta de Diseño 3

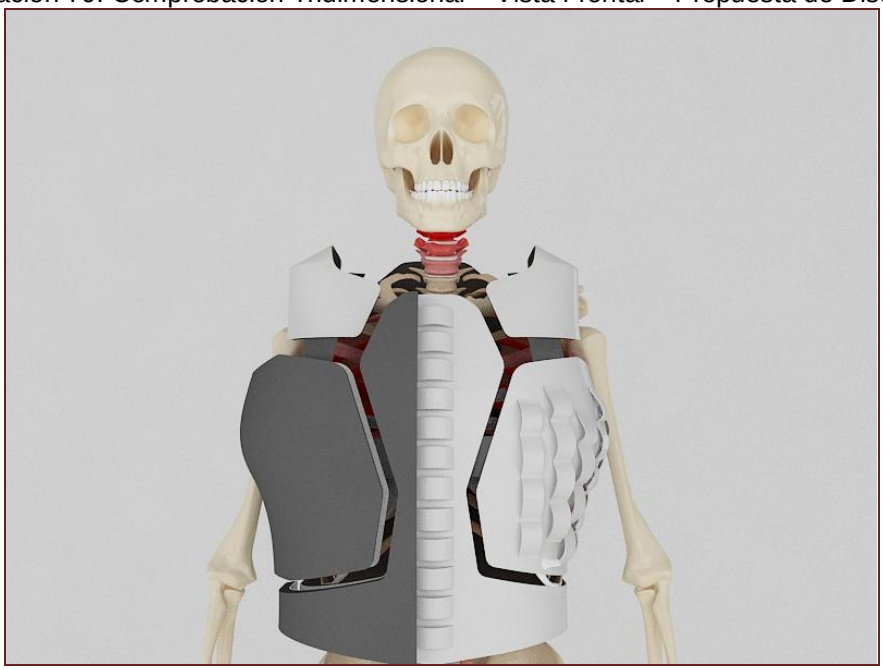
Las zonas de protección se amplían en esta propuesta, se incluye protección para los hombros, más específicamente para la clavícula. El diseño presenta menos cantidad de módulos pero estos son más anchos que los usados en las propuestas anteriores.

Las zonas laterales ofrecen una protección completa de la caja torácica y el abdomen. La disposición de los módulos verticalmente permite distribuir los impactos en una amplia zona del tórax y abdomen reduciendo drásticamente el riesgo de fractura de las costillas. (Ver Ilustración 71)

La espalda posee doble protección en un mismo subsistema, primero se encuentra una lámina base de poliestireno de alto impacto encargada de proteger toda la zona en general y la columna vertebral presenta un subsistema adicional

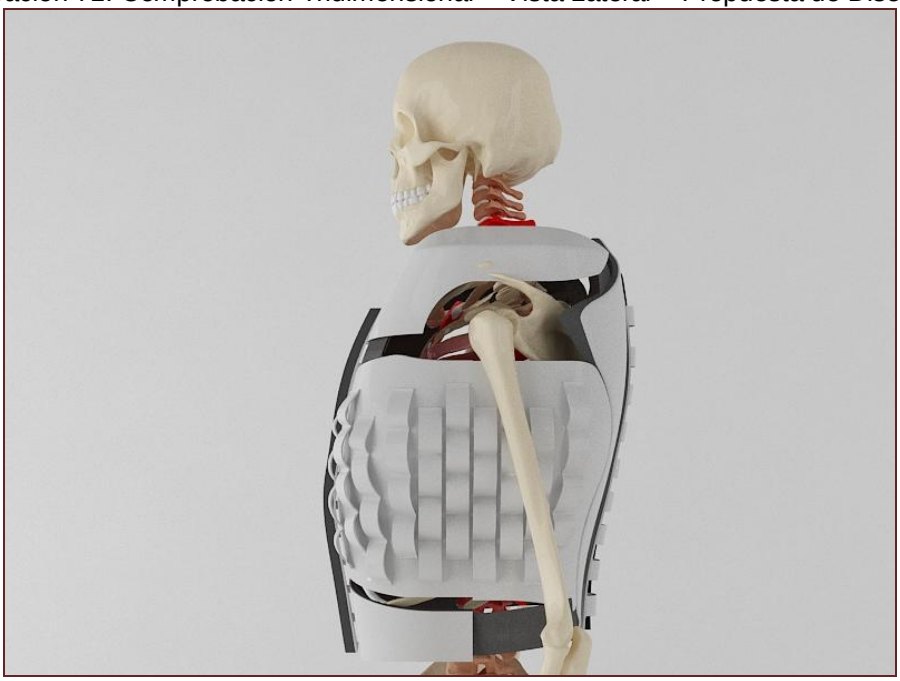
traslapado sobre la lámina base con el fin de generar una protección adicional a esta delicada zona de la espalda. (Ver Ilustración 72)

Ilustración 70. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño 3



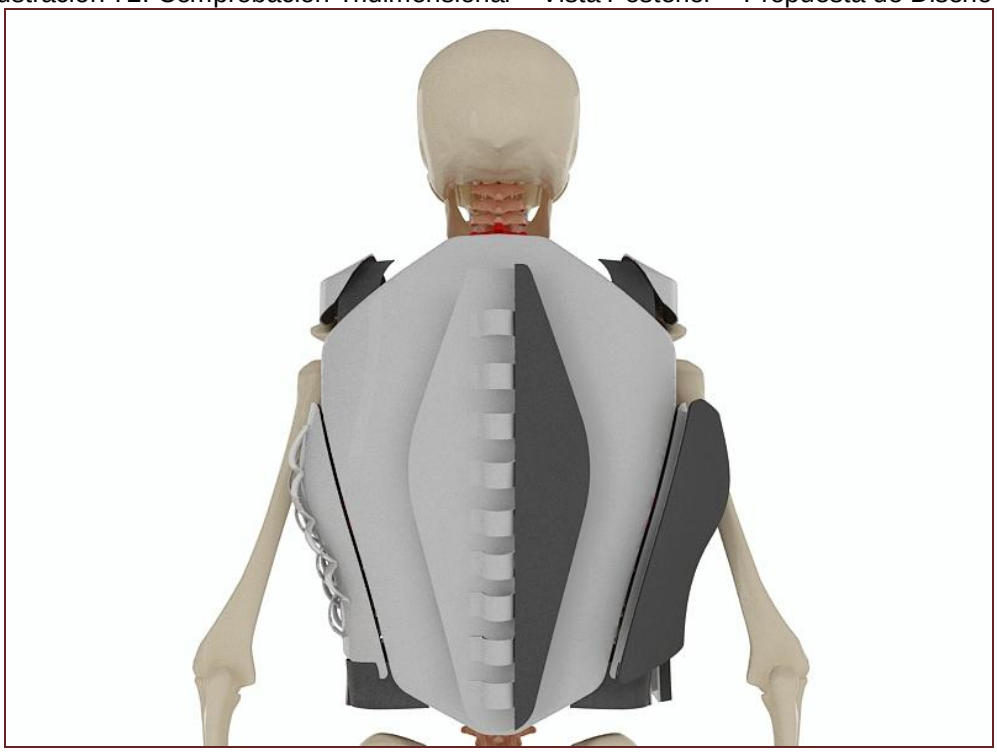
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 71. Comprobación Tridimensional – Vista Lateral – Propuesta de Diseño 3



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 72. Comprobación Tridimensional – Vista Posterior – Propuesta de Diseño 3



Fuente: Elaborado por los Autores

7.7. PRUEBA DE IMPACTO

7.7.1. DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA

Con el fin de validar los prototipos construidos, se realizaron pruebas de impacto con la máquina diseñada y construida para este fin. El procedimiento para realizar la prueba se describe a continuación.

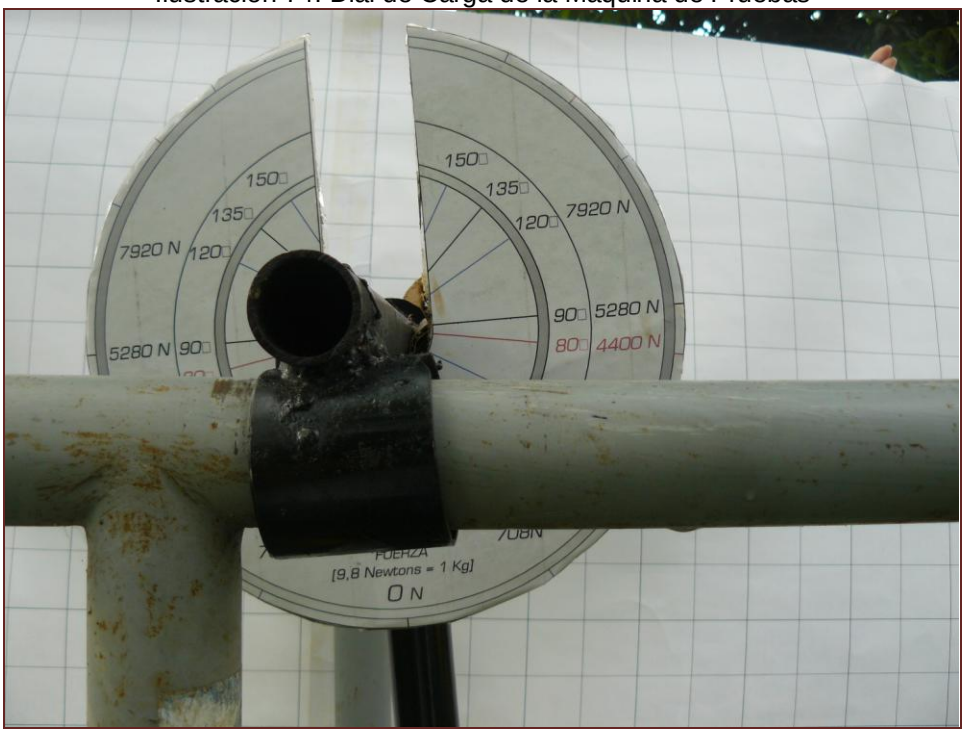
El primer paso es calibrar la máquina, se utiliza una pieza de espuma fenólica (oasis) cortada a 10 centímetros de longitud para realizar la primera prueba, esta pieza se ubica en la parte trasera de la máquina (la cual se encuentra fija).

Después se levanta el cilindro hasta la altura deseada, un dial previamente calculado con el radio del cilindro y la altura que cae permite conocer la fuerza máxima que puede producir la máquina, este dato no tiene en cuenta el efecto de rozamiento por lo cual se debió realizar una prueba de calibración antes de impactar los prototipos.

Ilustración 73. Sistema de Medición de la Máquina de Pruebas

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 74. Dial de Carga de la Máquina de Pruebas



Fuente: Elaborado por los Autores

Cuando el cilindro cae, este golpea la parte frontal de la máquina, la cuál es móvil y tiene un elemento punzante que penetra la espuma fenólica ubicada en la parte fija. Conociendo la distancia de penetración del elemento punzante sobre la espuma fenólica se puede obtener el valor de la fuerza generada en la máquina.

7.7.2. PRUEBA DE IMPACTO DE LA PROPUESTA DE DISEÑO 1, 2 y 3

Las tres propuestas de diseño fueron impactadas con una carga máxima de 4400 newton, se siguió el procedimiento descrito para cada una de las propuestas y cada de una de las piezas de espuma u oasis utilizadas durante la prueba fue cuidadosamente guardada para no variar su forma después de realizada la prueba.

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos y la probabilidad de riesgo de lesión que tendría una persona que recibiera una carga sin el sistema de protección y con cada una de las propuestas de diseño.

Tabla 12. Resultados de las Pruebas de Impacto

No	PROPUESTA	CARGA MÁX.	TIPO IMPACTO	DISTANCIA SIN CORTE	REDUCCIÓN CARGA [Newton]
1	Prueba de Control	4400 N		29 mm	0
2	Prueba de Control	4400 N		28 mm	0
3	Propuesta 1	4400 N	Frontal	63 mm	1149,58
4	Propuesta 1	4400 N	Posterior	52 mm	822,78
5	Propuesta 2	4400 N	Frontal	54 mm	855,46
6	Propuesta 2	4400 N	Posterior	No valido	0*
7	Propuesta 3	4400 N	Frontal	55 mm	888,14
8	Propuesta 3	4400 N	Posterior	55,5 mm	904,48

Fuente: Elaborado por los Autores

El valor correspondiente a la prueba posterior de la propuesta de diseño 2 no pudo ser documentado puesto que las dos pruebas realizadas modificaron levemente la trayectoria del cilindro y por tanto se convertiría en un sesgo para el estudio.

Ilustración 75. Propuesta de Diseño 2 en la Máquina de Pruebas

Fuente: Elaborado por los Autores

7.7.3. CONCLUSIONES DE LA PRUEBA DE IMPACTO

De acuerdo a los datos obtenidos durante las pruebas de impacto, es posible concluir que aunque el espesor del material (poliestireno y poliuretano) influye en la cantidad de energía absorbida, no es siempre un factor determinante. La propuesta de diseño 3 poseía el mayor espesor total y en la prueba de impacto frontal no obtuvo mejores resultados que la propuesta de diseño 1, entre tanto el espesor y peso de la propuesta de diseño 2 era considerablemente menor al de las otras dos propuestas (poliestireno de 1,5 mm y poliuretano de 10 mm) y sin embargo en la prueba de impacto frontal la energía total absorbida solo fue 3,7% menor a la propuesta de diseño 3 y fue 26% menor a la propuesta de diseño 1.

El riesgo de lesión se calculó utilizando la fórmula de probabilidad de lesión de acuerdo a la carga aplicada, se pueden calcular riesgos de lesión tipo AIS 3+ y AIS 4+.

$$p(AIS\,3+) = \frac{1}{1+e^{(6.04044-0.002133*F)}}$$

$$p(AIS\,4+) = \frac{1}{1+e^{(9.282-0.002133*F)}}$$

A continuación se presenta el riesgo de lesión que tendría una persona de sexo masculino, percentil 50, y 45 años de edad si recibiera un impacto con la fuerza generada durante las pruebas.

Tabla 13. Estudio de Impacto y Riesgo de Lesión

	Tipo Impacto	Carga aplicada	Carga Recibida	Prob. Lesión AIS 3+	Prob. Lesión AIS 4+
Propuesta 1	Frontal	4400 N	3250,42 N	70,94%	8,72%
Propuesta 1	Posterior	4400 N	3577,22 N	83,06%	16,09%
Propuesta 2	Frontal	4400 N	3544,54 N	82,05%	15,17%
Propuesta 2	Posterior	4400 N	N. D.	N.D.	N.D.
Propuesta 3	Frontal	4400 N	3511,86 N	81,01%	14,29%
Propuesta 3	Posterior	4400 N	3495,52 N	80,46%	13,87%

Fuente: Elaborado por los Autores

Se puede observar que la probabilidad de lesión tipo AIS 3+ sigue siendo alta, no obstante este tipo de lesión no presenta probabilidad de muerte del usuario, en cambio se puede observar una reducción significativa en la probabilidad de lesión tipo AIS 4+, la cual presenta un alto riesgo de muerte del individuo.

7.8. REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS ERGONÓMICAS

El diseño de las tres primeras propuestas, llevó al equipo a desarrollar necesariamente pruebas ergonómicas con el fin de evaluar usabilidad, lenguaje y desempeño del sistema con personas que usan diariamente VMB.

La secretaria y comandancia de la dirección de tránsito de Bucaramanga, permitió hacer uso de sus instalaciones y cinco agentes de tránsito del cuerpo motorizado fueron seleccionados al azar para desarrollar la prueba, uno de ellos cuenta con experiencia como perito en levantamiento de accidentes.

Ilustración 76. Imágenes del Test de Usabilidad

Fuente: Elaborado por los Autores

La prueba consistía en evaluar los 3 modelos, encontrando la mejor manera de ponerlo sobre el tórax, cuando el usuario considerara que había terminado de ubicarlo sobre su tórax, debían quitárselo y continuar con el siguiente, no había límite de tiempo para realizar la prueba.

Después de realizar la prueba, cada usuario contestaba un cuestionario de 11 preguntas, se procuró utilizar un lenguaje entendible con el fin de facilitar la tarea de llenar los cuestionarios.

Las encuestas y sus respuestas correspondientes pueden encontrarse en el Anexo 10.

7.9. ESTUDIO DE QFD ENFOCADO A LA USABILIDAD

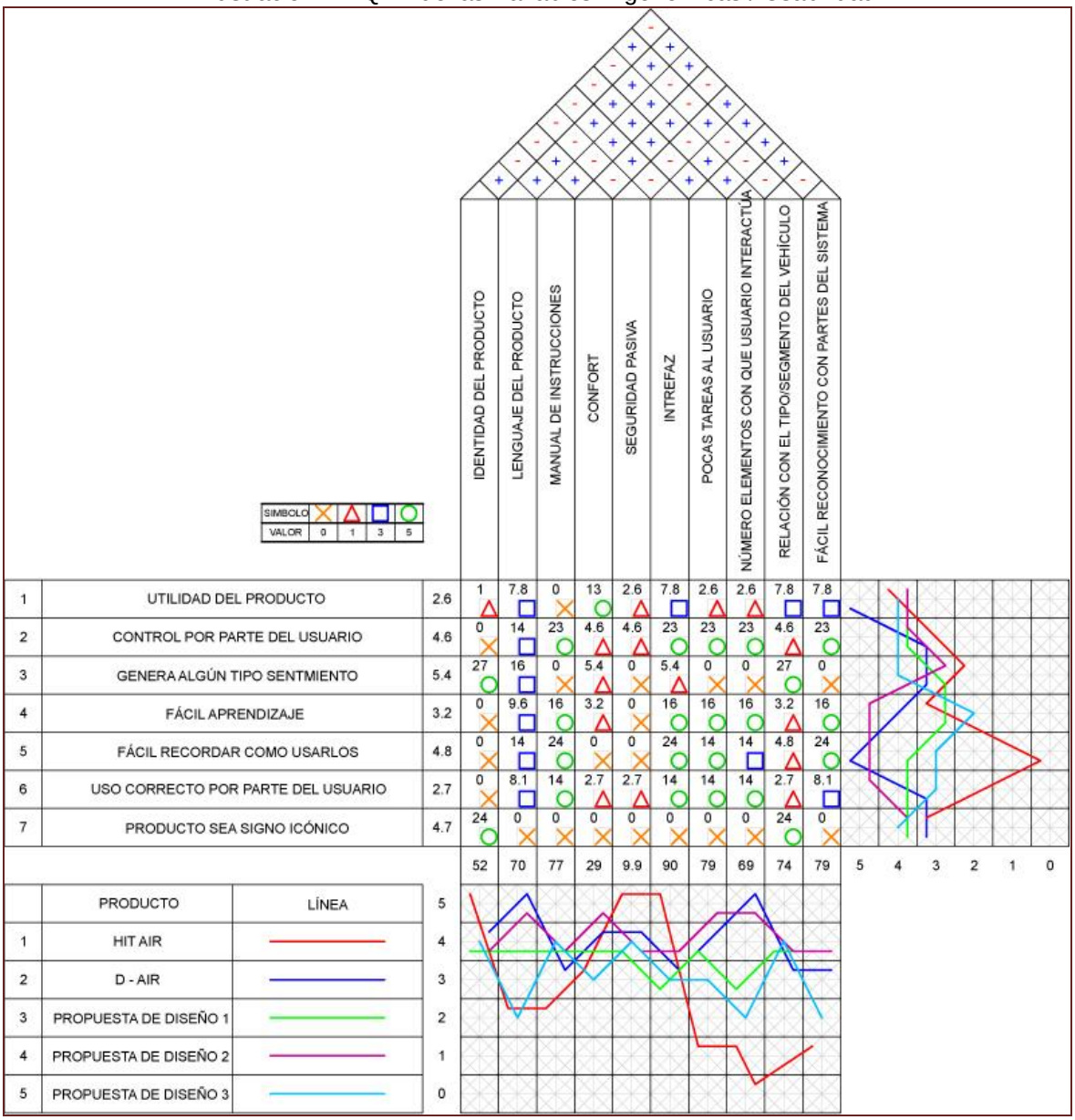
Se llevó a cabo un análisis de QFD enfocado a la usabilidad de las propuestas, primero se realizaron las encuestas en la empresa de mensajería y domicilios “AAA. Velocidad” debido al número de veces que los trabajadores deben realizar la tarea de vestir las prendas reglamentarias (casco protector y chaleco reglamentario).

Se les pidió a 10 conductores de VMB que enumeraran 7 variables relacionadas con la usabilidad del producto de acuerdo con la importancia que ellos percibieran de cada una de estas variables en el momento de realizar la tarea de vestir un chaleco (fuera de seguridad o no).

Después se realizó una matriz de relaciones entre los “qué” y los “cómo” para determinar las variables más importantes y posteriormente realizar una evaluación de las propuestas de diseño y los productos encontrados en el mercado actual.

A continuación se presenta el resultado del QFD enfocado a la usabilidad.

Ilustración 77. QFD de las Variables Ergonómicas / Usabilidad



Fuente: Elaborado por los Autores

Las graficas de línea en la parte inferior del QFD evalúan los “cómo” de las propuestas descritas, el aspecto más importante aquí es el relacionado con la interfaz, puesto que el Hit Air utiliza una interfaz ya conocida por el usuario que es la chaqueta obtuvo un buen resultado en este aspecto seguido por la propuesta de diseño número 2. Este resultado es muy similar al encontrado durante el test de

usabilidad, en el cuál los usuarios debían vestir el sistema de protección sin necesidad de indicaciones o un manual de instrucciones que les mostrara la forma correcta de vestir los sistemas.

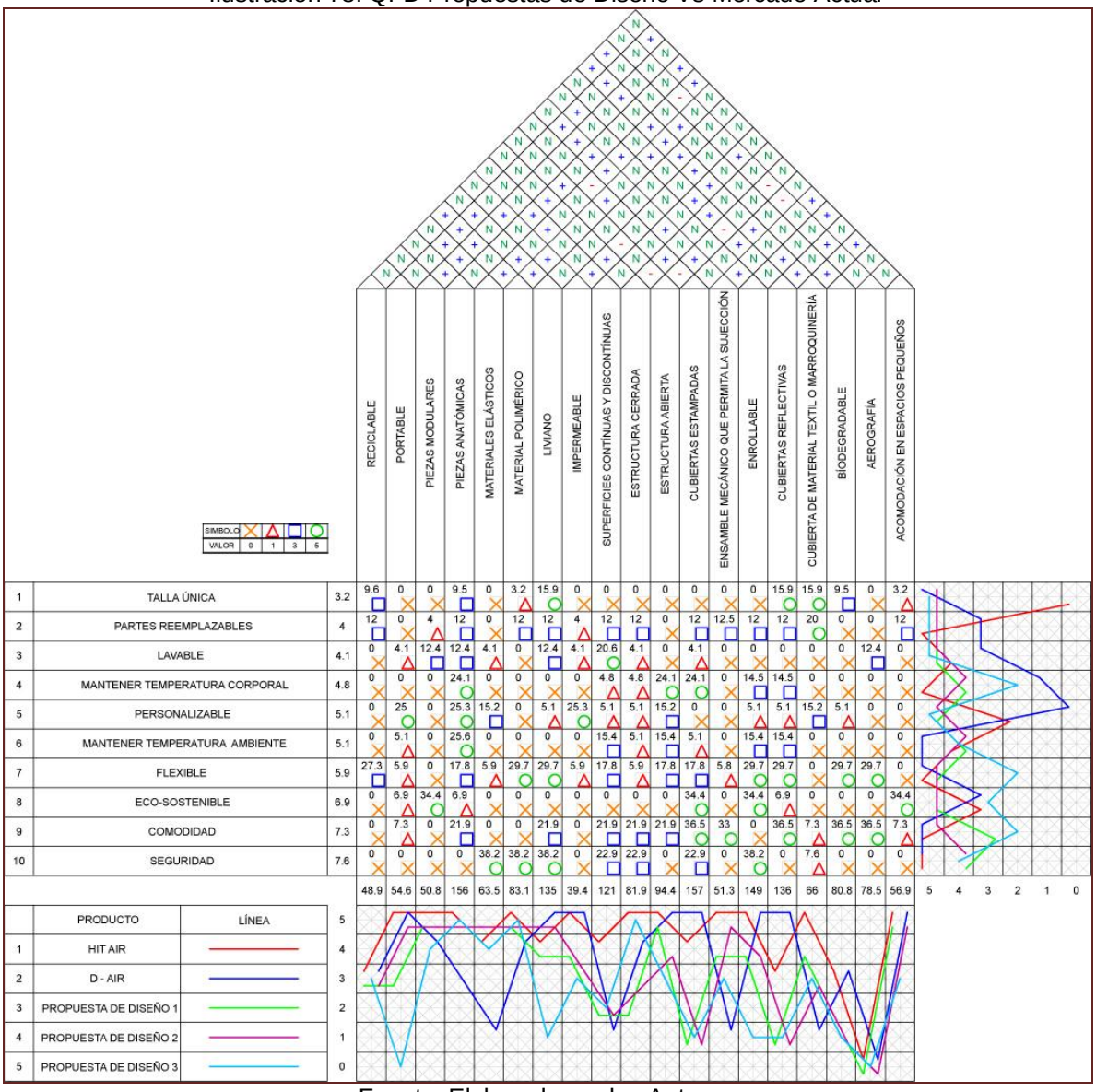
El siguiente “qué” en valor de importancia (aunque empatado en valor numérico con otra variable) fue el de pocas tareas al usuario, en este aspecto el Hit Air obtuvo un valor bajo comparado con los otros productos de la prueba debido al mecanismo de uso del sistema, el usuario portan el sistema a modo de chaqueta y debe fijarlo mediante un mecanismo de tornillo al VMB, esta tarea debe realizarse cada vez que el usuario se sube o se baja del vehículo. Las demás propuestas evaluadas sólo debían ser vestidas por el usuario lo que disminuye el número de tareas que debe realizar el usuario.

En la parte del QFD relacionada con los “cómo”, las propuestas de diseño obtuvieron buenos resultados respecto a los dos productos evaluados, el generar algún tipo de sentimiento fue un aspecto importante para los usuarios encuestados, aquí la percepción de seguridad que generaban estas propuestas en los usuarios les daban buen puntaje no solo en el QFD sino en el test de usabilidad que mostró un resultado similar en este aspecto.

El primer QFD se retomó y se hicieron las comparaciones respectivas entre los productos más representativos del mercado actual (Hit-Air y D-Air) y las 3 propuestas de diseño. Las fortalezas y debilidades de las propuestas se pusieron en evidencia para poder realizar un rediseño y lograr una propuesta definitiva.

A continuación se puede observar el diagrama de QFD.

Ilustración 78. QFD Propuestas de Diseño Vs Mercado Actual



Fuente: Elaborado por los Autores

8. PROPUESTA FINAL

8.1. EVOLUCIÓN Y REDISEÑO DE LAS PROPUESTAS DE DISEÑO

Las dos propuestas finales fueron rediseñadas teniendo en cuenta los resultados de los dos análisis de QFD, el test de usabilidad y los resultados obtenidos durante las pruebas de impacto en la máquina de pruebas. A continuación se describen las variables y los parámetros más influyentes para la realización del rediseño.

8.1.1. Rediseño Teniendo en Cuenta el Análisis de QFD

Los dos análisis de QFD realizados mostraron las fortalezas y debilidades más significativas de las propuestas de diseño y de su competencia directa en el mercado actual, la siguiente tabla muestra las fortalezas que debían mantenerse en el rediseño de la propuesta y las debilidades que debían ser corregidas o mejoradas.

Tabla 14. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 1

PROPUESTA DISEÑO 1	
FORTALEZAS	DEBILIDADES
Identidad Producto	Número de elementos interacción
Espacios ventilación	Lenguaje producto
Acomodación espacios pequeños	Personalización

Fuente: Elaborado por los Autores

Tabla 15. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 2

PROPUESTA DISEÑO 2	
FORTALEZAS	DEBILIDADES
Interfaz	Identidad Producto
Acomodación espacios pequeños	Personalización
Fácil recordar cómo usarlo	

Fuente: Elaborado por los Autores

Tabla 16. Fortalezas y Debilidades de la Propuesta de Diseño 3

PROPUESTA DISEÑO 3	
FORTALEZAS	DEBILIDADES
Genera algún tipo sentimiento	Fácil recordar cómo usarlo
Seguridad	Lenguaje producto
Identidad Producto	

Fuente: Elaborado por los Autores

8.1.2. Rediseño Teniendo en Cuenta los Resultados del Test de Usabilidad

El test de usabilidad proporcionó tres aspectos importantes para rediseñar las propuestas: utilizar una interfaz conocida por los usuarios, evitar el número de tareas que debe realizar el usuario para vestir el sistema y diferenciar la parte frontal y posterior del sistema.

El primer aspecto podría mejorarse utilizando la interfaz de una chaqueta, un chaleco o de una prenda similar ya conocida por la mayoría de personas.

Para evitar el número de tareas que debe realizar el usuario se podría utilizar un solo punto de aseguramiento del sistema y uno o dos puntos de ajuste a las características antropométricas de los usuarios, cabe aclarar que aunque el sistema lo utilizaría principalmente una persona quién lo ajustaría a su talla sólo la primera vez que deba vestirlo y de ahí en adelante la única tarea a realizar sería la de asegurar el sistema en su único punto de anclaje.

8.1.3. Rediseño Teniendo en Cuenta los Resultados Obtenidos en las Pruebas de Impacto.

Las pruebas de impacto obtuvieron resultados prometedores para el proyecto, sin embargo en el momento de examinar los módulos se pudo notar que algunos no habían fallado del todo, en particular los del módulo tipo 4, mientras que los módulos del tipo 3 fallaban en su mayoría en las pruebas de impacto. Entonces los

módulos de tipo 4 no se estaban comportando del todo igual a las simulaciones hechas utilizando análisis de elementos finitos y por lo tanto no estaban cumpliendo del todo la función para la cual fueron diseñados.

Debido a los buenos resultados del módulo 3 (y a su similitud con el análisis utilizando MEF), se propone utilizar este módulo para realizar los prototipos de las propuestas de diseño definitivas.

8.2. PROPUESTA DE DISEÑO 4

8.2.1. Bocetos de la Propuesta de Diseño 4

Similar a las propuestas anteriores, el proceso comienza con el mapa de las zonas de riesgo de lesión pero considerando las recomendaciones descritas anteriormente en para el rediseño de las propuestas.

Las zonas de riesgo de lesión son similares en los hombres y las mujeres, pero existe una diferencia obvia en las características antropomórficas de ambos sexos, por lo cual la propuesta dirigida al sexo masculino y la dirigida al sexo femenino tienen poseen algunas variaciones para ajustarse a estas diferencias.

Se presta atención especial al tórax, abdomen y espalda, pero sin incluir la zona de los hombros como un punto de protección del sistema, la justificación de esta decisión se basa en que la clavícula aunque tiende a lesionarse en la mayoría de los accidentes de este tipo, no presenta un riesgo de lesión grave para el usuario y si afecta negativamente la movilidad de las extremidades superiores (primordial para conducir con seguridad este tipo de vehículos). También aumenta el número de piezas necesarias y por consiguiente el peso.

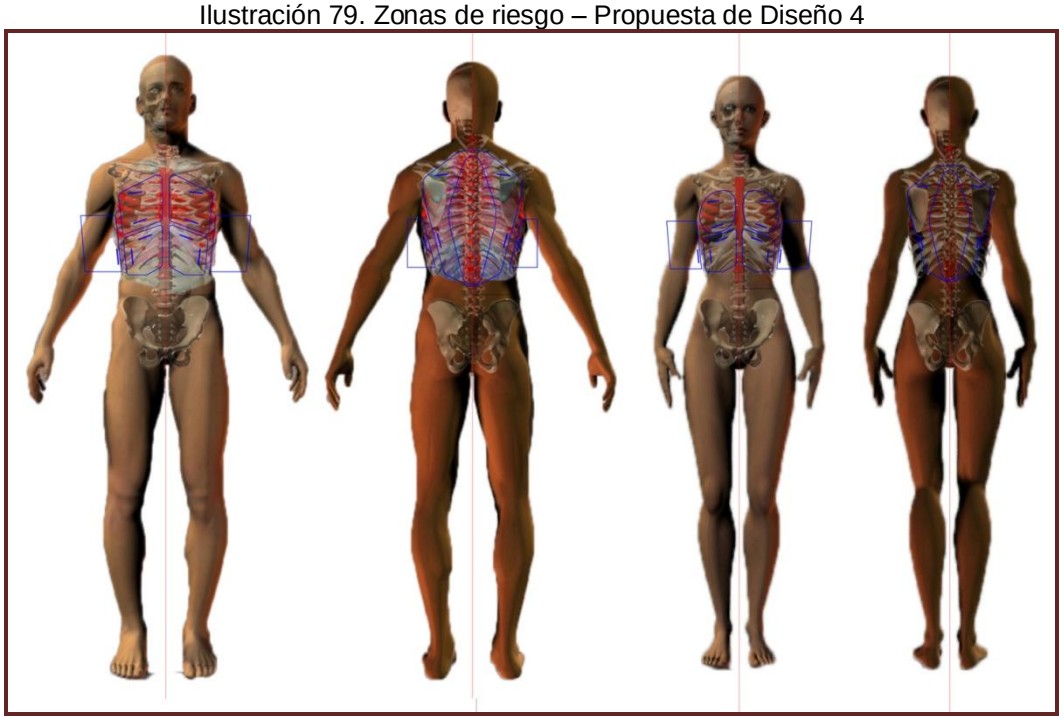
El diseño de la espalda se basa en el de la propuesta de diseño 3 por los excelentes resultados obtenidos en las pruebas de impacto, pero se varia el

número de módulos y se adiciona un túnel central que recorre el sistema desde arriba hacia abajo con el fin de crear un espacio para acomodar la columna vertebral y por consiguiente evitar golpes directos sobre la misma.

Como se describió anteriormente la zona de protección correspondiente a la espalda nació de la biónica del exoesqueleto de la cucaracha, y se utilizan módulos del tipo 3 en el centro y se adicionan en los laterales para mejorar la capacidad de absorción de impactos en esta zona.

Las Ilustraciones 80 y 81 representan los Bocetos de la Propuesta de Diseño 4.

Ilustración 79. Zonas de riesgo – Propuesta de Diseño 4



Fuente: Elaborado por los Autores

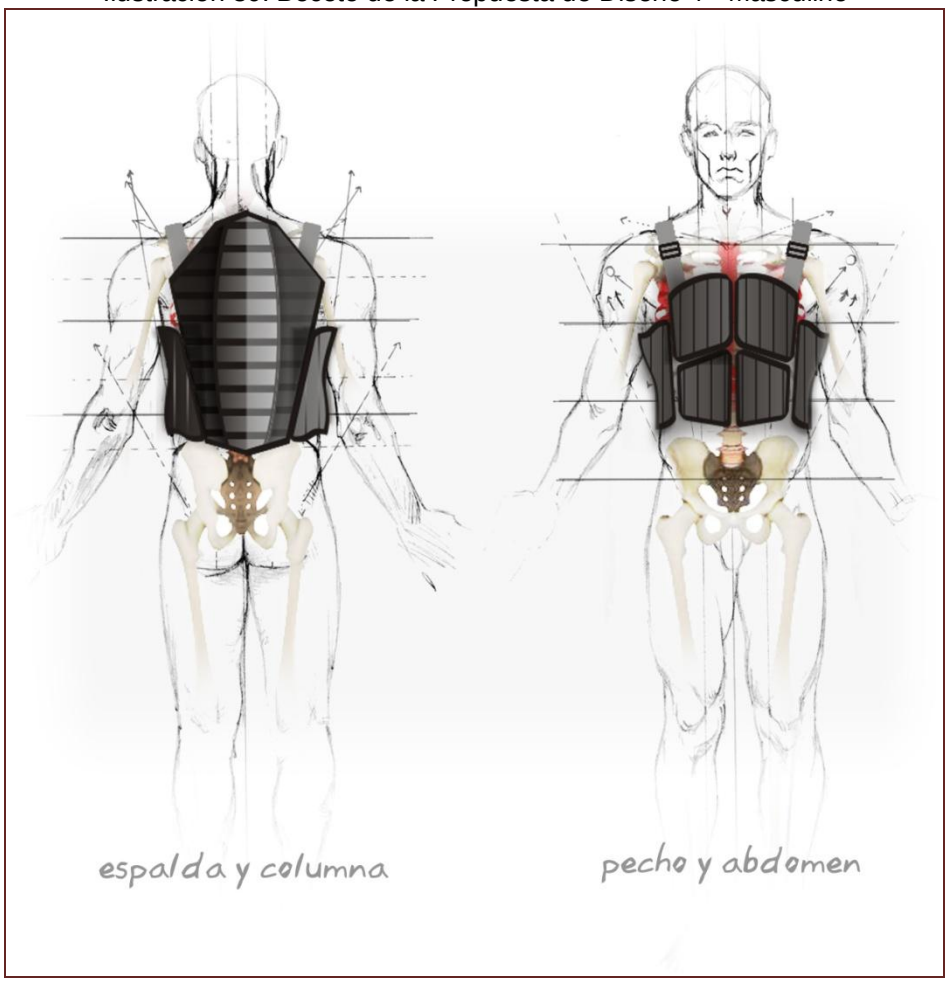
8.2.2. Modelado de la Propuesta de Diseño 4

El primer paso fue vectorizar los bocetos utilizando el software de diseño AutoCAD, aquí se detallaron los bocetos y se reajustaron de nuevo a las zonas de riesgo. A partir de estos bocetos ya vectorizados se realizó el modelado de la

propuesta utilizando el software Solidworks y aquí se estudió la posición de los puntos de anclaje entre subsistemas, también se ubicaron los módulos y se determinó su cantidad y disposición.

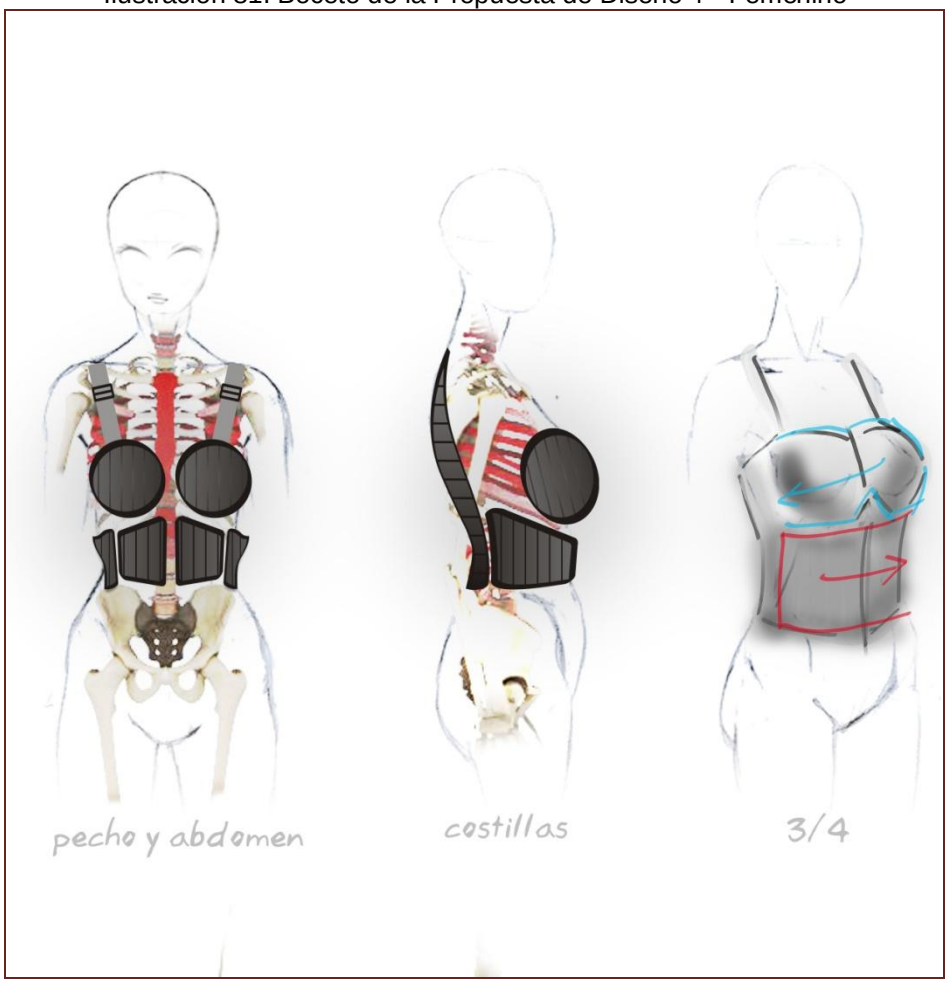
Las Ilustraciones 82, 83, 84 y 85 muestran el modelado de la propuesta de diseño 4.

Ilustración 80. Boceto de la Propuesta de Diseño 4 - Masculino



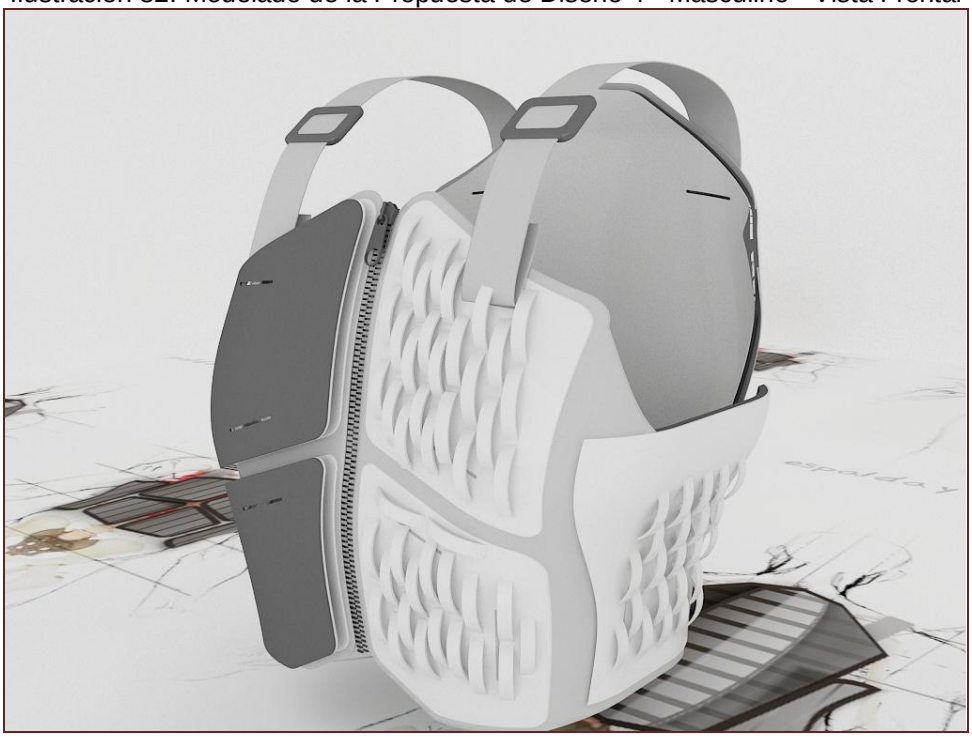
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 81. Boceto de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 82. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Masculino - Vista Frontal

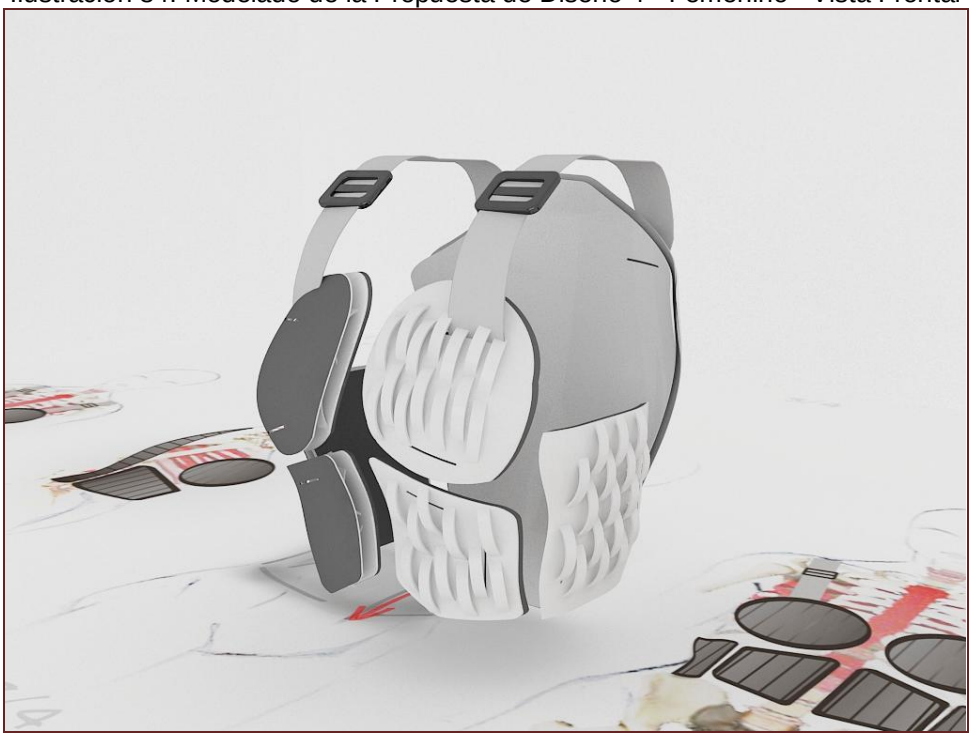


Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 83. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 – Masculino – Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 84. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino - Vista Frontal



Fuente: Elaborado por los Autores

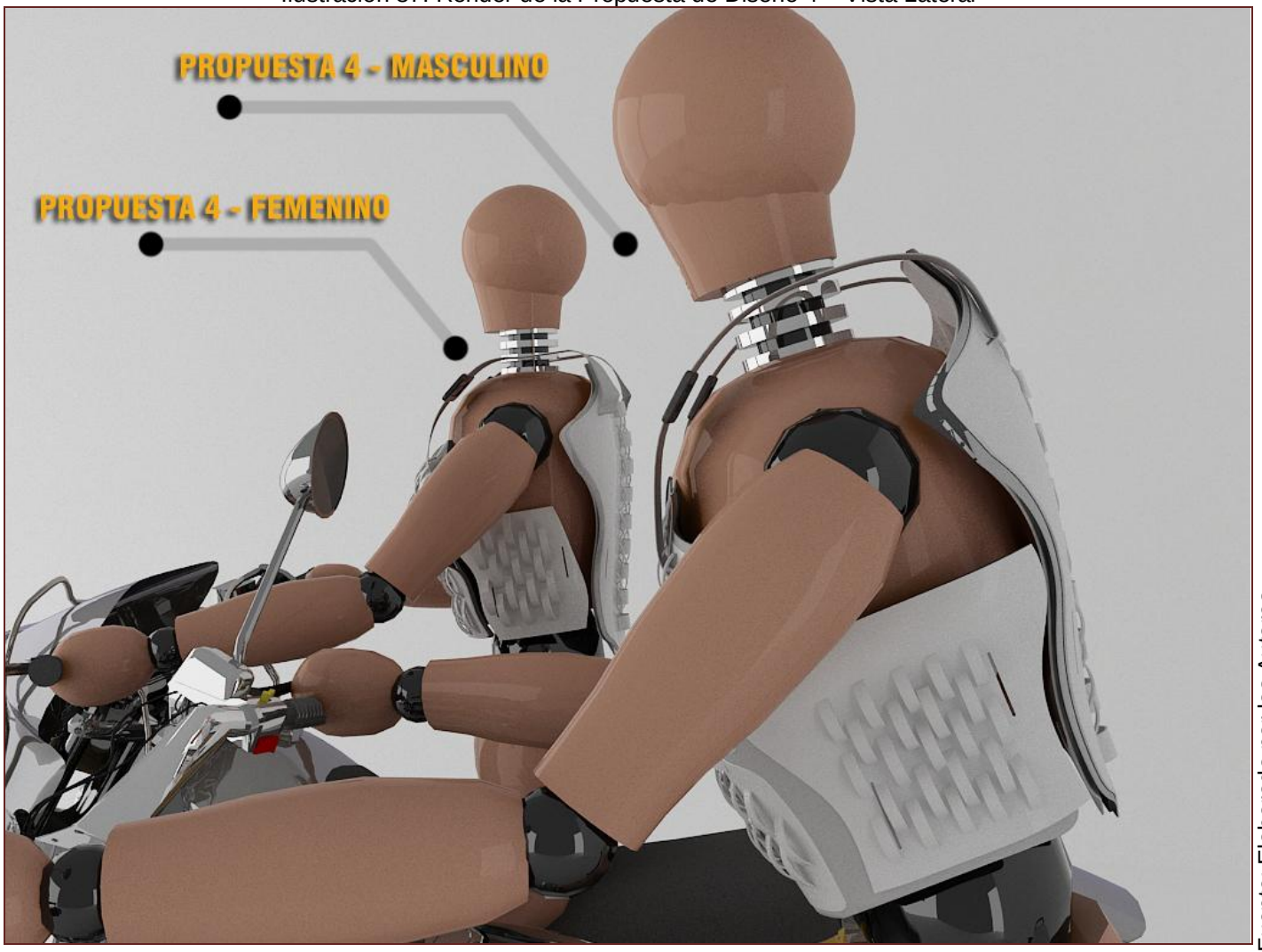
Ilustración 85. Modelado de la Propuesta de Diseño 4 - Femenino - Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 86. Render de la Propuesta de Diseño 4 – Vista Frontal

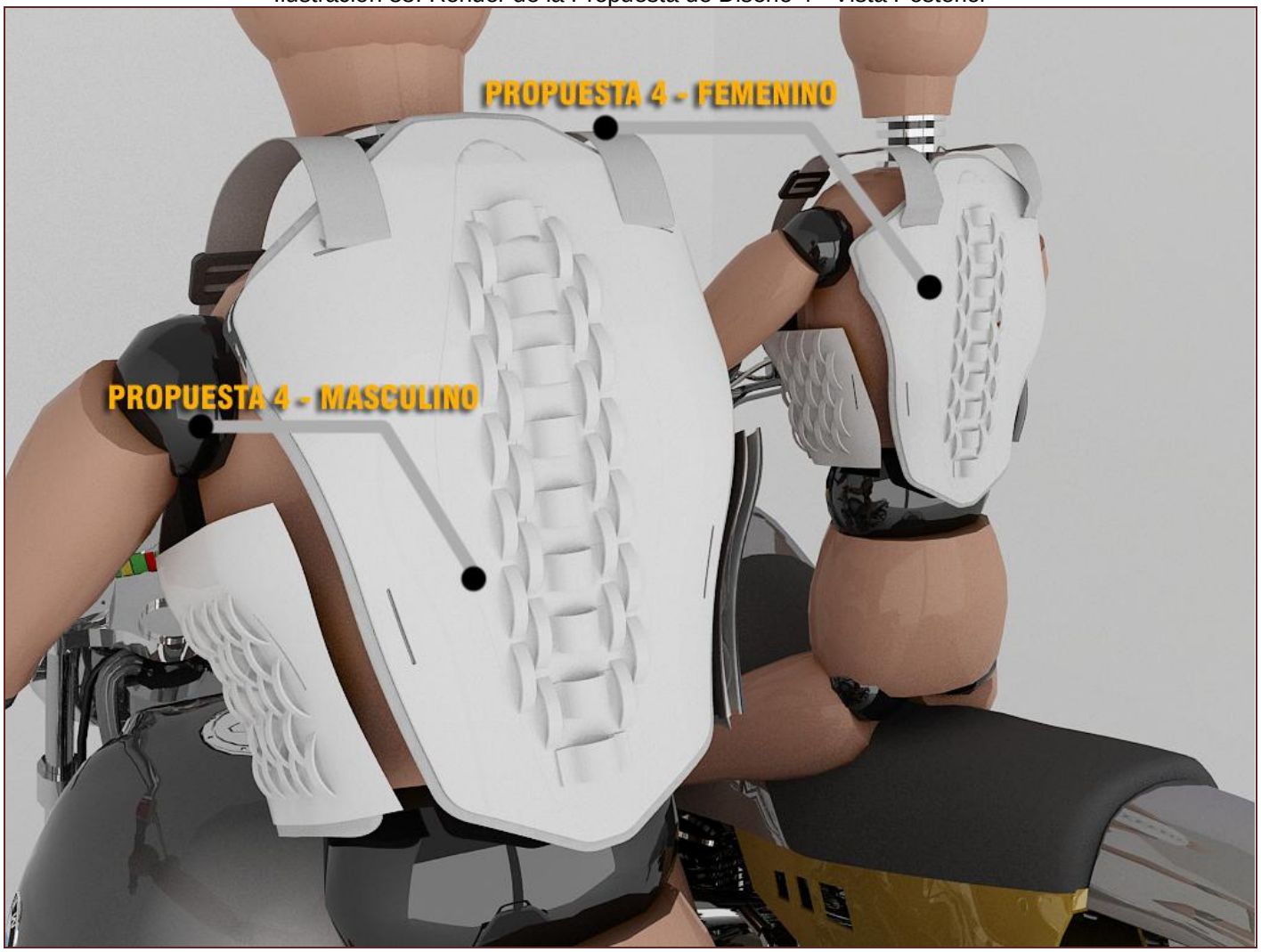
Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 87. Render de la Propuesta de Diseño 4 – Vista Lateral



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 88. Render de la Propuesta de Diseño 4 - Vista Posterior



Fuente: Elaborado por los Autores

8.2.3. Construcción del Prototipo de la Propuesta de Diseño 4

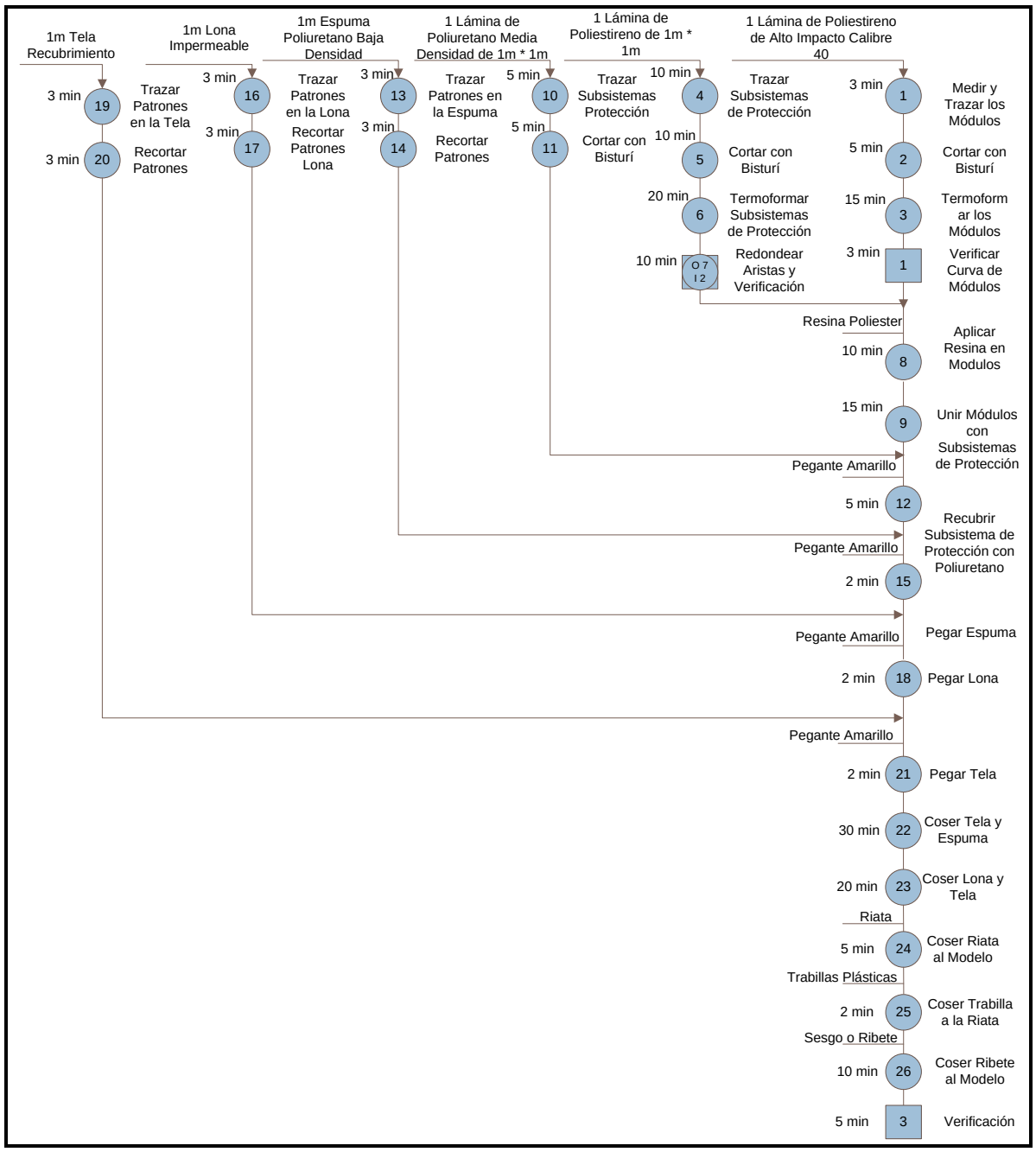
La construcción de los prototipos finales se explica mediante el siguiente diagrama de operaciones de procesos.

Un diagrama de operaciones de proceso muestra de forma gráfica las operaciones y/o actividades necesarias para la fabricación de un producto, teniendo en cuenta los tiempos, el tiempo de operación y el material empleado.[50]

A continuación se muestra el diagrama de operaciones de proceso de la propuesta de diseño 4.

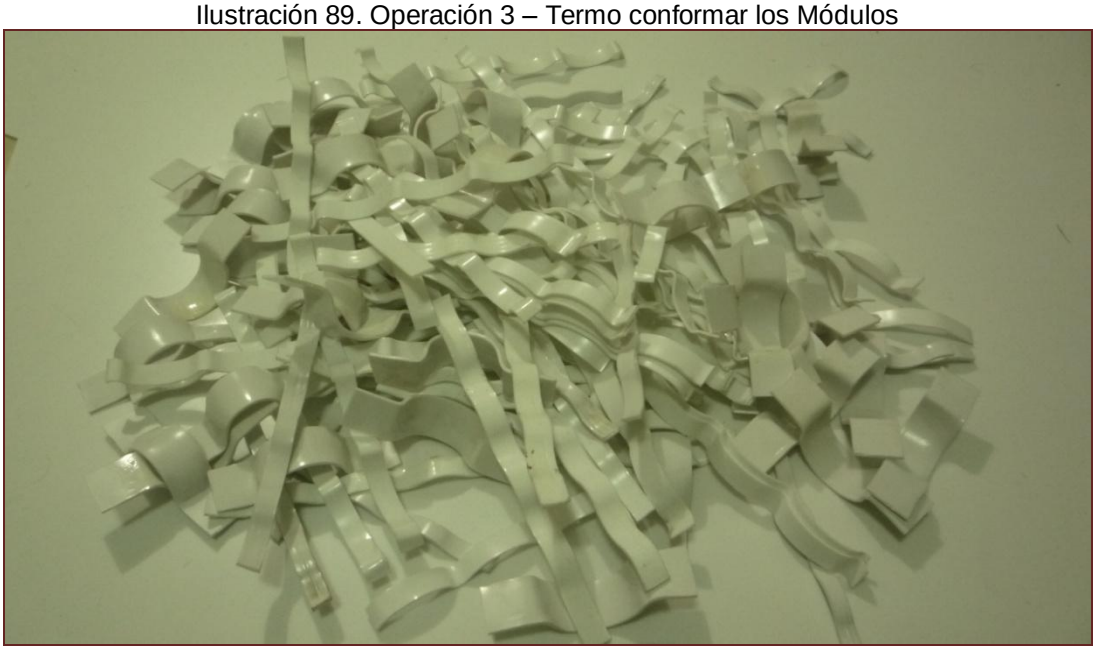
SISTEMA DE PROTECCIÓN MODULAR **DIAGRAMA DE PROCESOS DE LA CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO 4**		
Producto: Prototipo 4 **Diagrama Elaborado por:** Andrés Prada **Fecha de Elaboración:** 14 de Enero de 2008 **Método:** Propuesto	**Resumen de Actividades** Total de Operaciones: 26 Total de Inspecciones: 3	TIEMPO TOTAL DE PRODUCCIÓN: 210 minutos

[50] ORTZ PIMIENTO, Néstor Raúl. Análisis y mejoramiento de los procesos de la empresa. Bucaramanga: Publicaciones UIS. 1999. 187 p. ISBN Desconocido



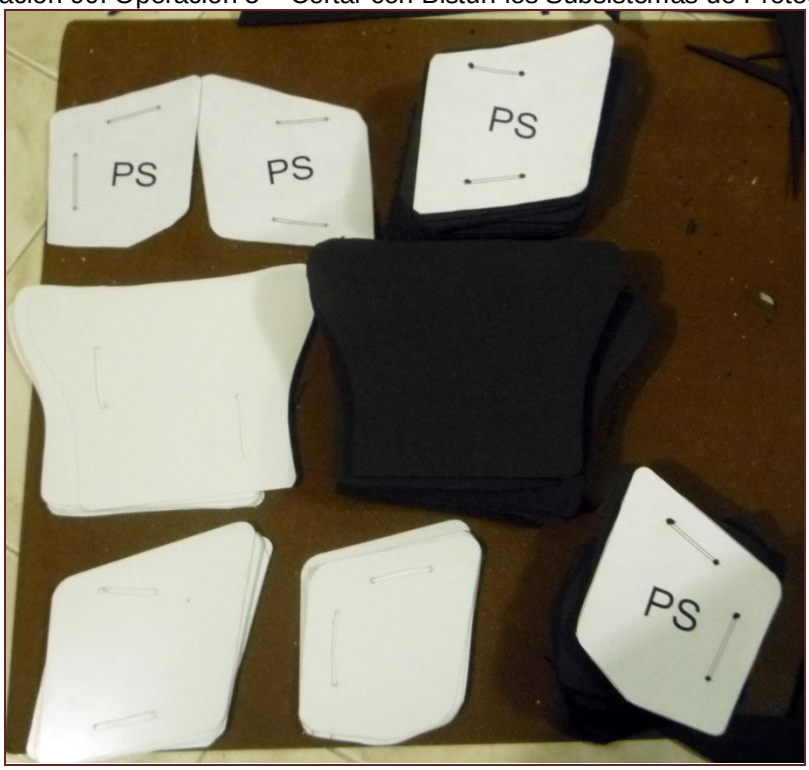
Las ilustraciones presentadas a continuación muestran algunas de las operaciones descritas en el diagrama de operaciones de procesos.

Ilustración 89. Operación 3 – Termo conformar los Módulos



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 90. Operación 5 – Cortar con Bisturí los Subsistemas de Protección



Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 91. Operación 9 – Unir Módulos con Subsistemas de Protección

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 92. Operación 18 – Pegar Lona y Espuma

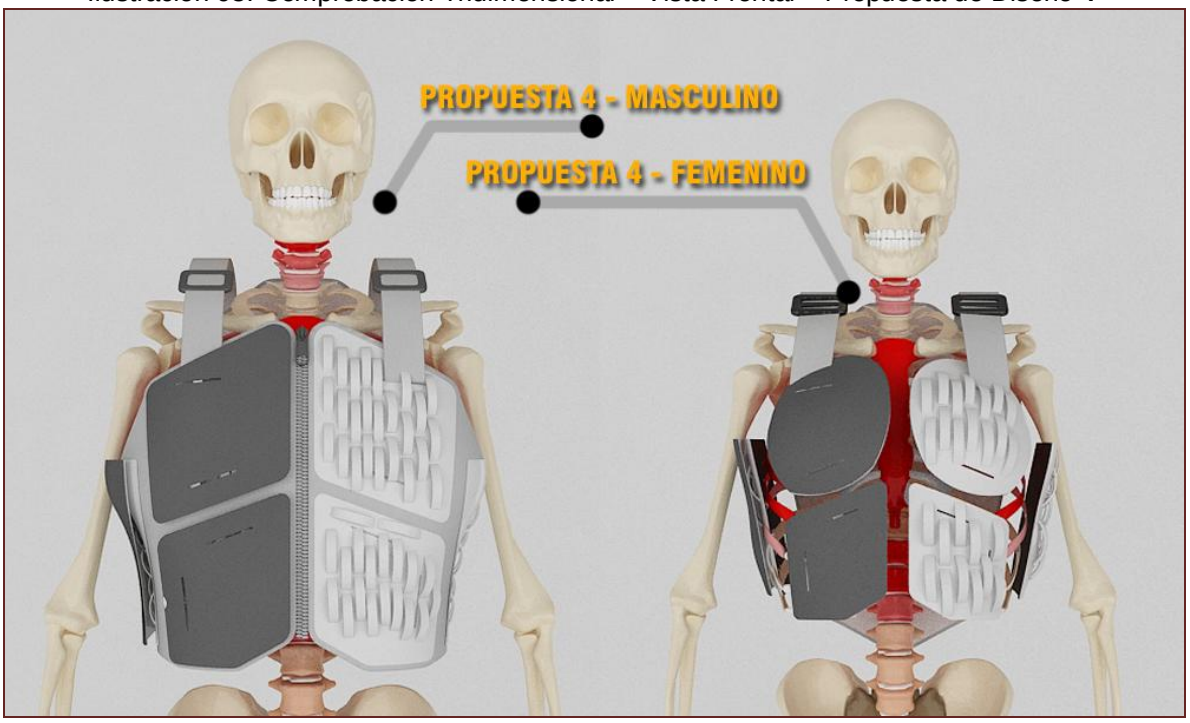
Fuente: Elaborado por los Autores

8.3. COMPROBACIÓN DEL PROTOTIPO 4

8.3.1. Comprobación del Prototipo 4 Utilizando Diseño 3D

Los prototipos fueron se ubicaron en un modelo tridimensional del sistema esquelético humano con el fin de comprobar la protección de las diferentes zonas de riesgo ubicadas en el tórax, abdomen y columna vertebral.

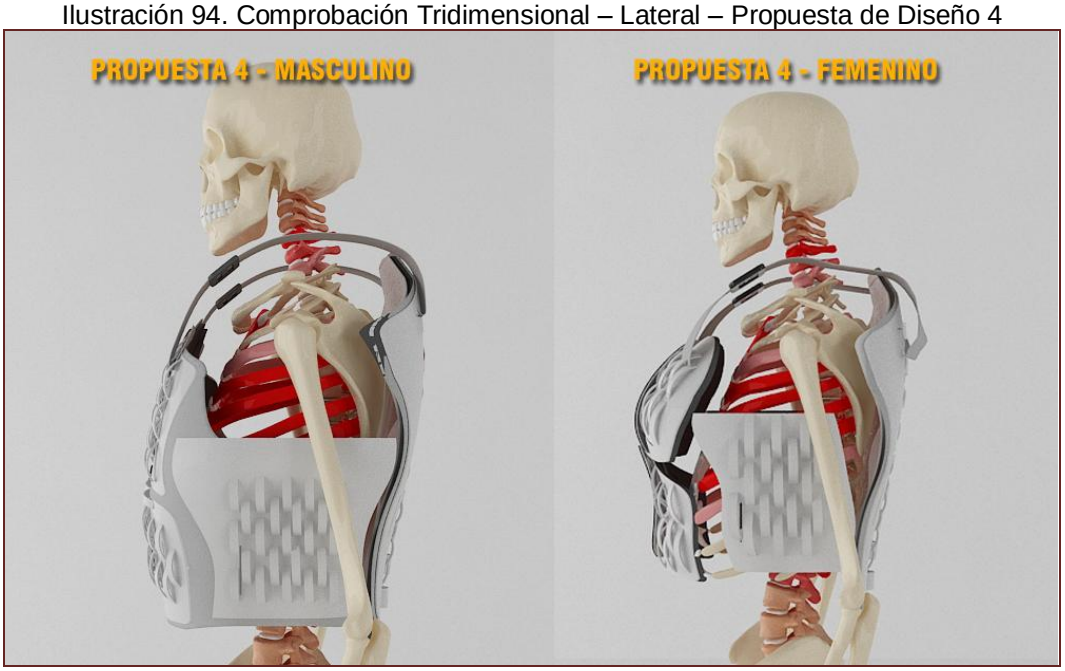
Ilustración 93. Comprobación Tridimensional – Vista Frontal – Propuesta de Diseño **4**



Fuente: Elaborado por los Autores

Se observa la distribución de módulos y subsistemas de protección en el tórax y abdomen cubriendo la superficie de las zonas de mayor riesgo de lesión, la disposición vertical de los módulos permite distribuir una carga puntual en una amplia superficie para minimizar los riesgos de lesión.

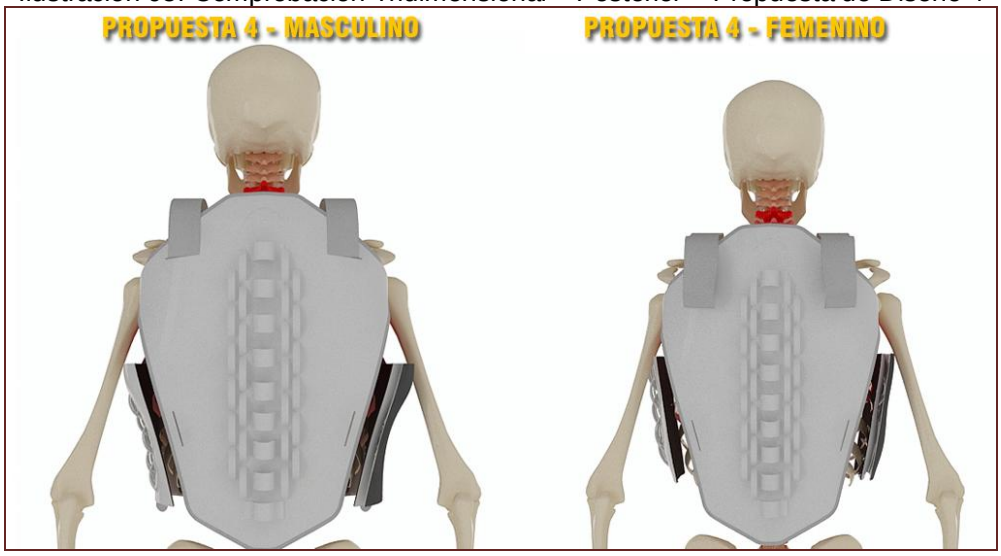
Ilustración 94. Comprobación Tridimensional – Lateral – Propuesta de Diseño 4



Fuente: Elaborado por los Autores

La zona lateral se encuentra protegida por un sistema modular similar al encontrado en la zona anterior del tórax y abdomen, con módulos dispuestos verticalmente, dejando espacio suficiente para permitir la movilidad de las extremidades superiores.

Ilustración 95. Comprobación Tridimensional – Posterior – Propuesta de Diseño 4



Fuente: Elaborado por los Autores

En la zona posterior la protección de la espalda es similar en área a la del prototipo 3 pero se aumentó el número de módulos y se disminuyó la densidad de la espuma de poliuretano.

8.3.2. Prueba de Impacto

Se llevó a cabo una prueba de impacto similar a la realizada para los tres prototipos iníciales, antes de realizar la prueba se calibró la máquina realizando pruebas de impacto sin poner ningún prototipo para medir la carga real producida en el sistema.

La siguiente tabla se aprecia los resultados obtenidos en las pruebas de impacto, se calculó la reducción de carga a partir de la deformación del resorte la cual se aplicó en la formula explicada en el capítulo 3.2.6 y permite conocer la reducción de la carga de la siguiente manera: primero se resta la distancia sin corte de la propuesta y la distancia sin corte de la prueba de control; después ese valor se reemplaza en la "x" de la fórmula de deformación del resorte.

$$y = 32{,}68(x) + 38{,}46$$

Tabla 17. Evaluación del Tipo de Impacto

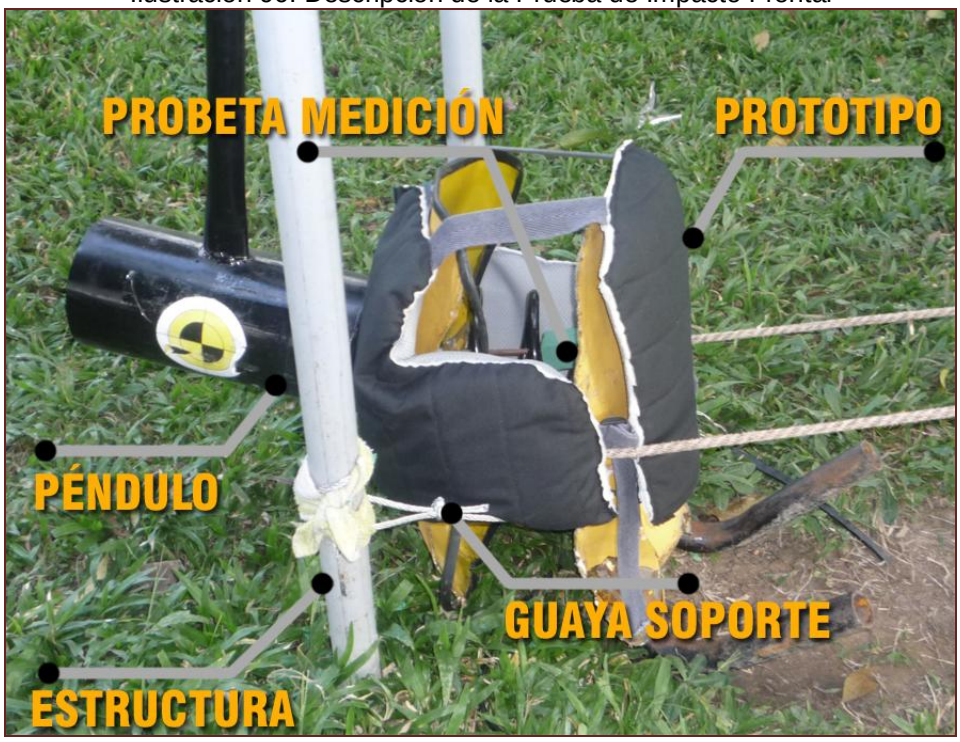
No	PROPUESTA	CARGA MÁX.	TIPO IMPACTO	DISTANCIA SIN CORTE	REDUCCIÓN CARGA [Newton]
1	Prueba de Control	4400 N		28,5 mm	0
2	Prueba de Control	4400 N		29 mm	0
3	Propuesta 4 - M	4400 N	Frontal	78 mm	1639.78
4	Propuesta 4 - M	4400 N	Posterior	74 mm	1509.06
5	Propuesta 4 - M	4400 N	Lateral	80 mm	1705.14
6	Propuesta 4 - F	4400 N	Frontal	76.5 mm	1590.76
7	Propuesta 4 - F	4400 N	Posterior	75 mm	1541.74
8	Propuesta 4 - F	4400 N	Lateral	79 mm	1672.46

Fuente: Elaborado por los Autores

La prueba de impacto frontal se ejecutó golpeando la zona equivalente al esternón, aquí el golpe es absorbido por parte de los 4 subsistemas de protección del tórax y abdomen; la prueba de impacto lateral es dirigida al centro del

subsistema de protección lateral y finalmente la prueba de impacto en la espalda es dirigida a una zona aproximada entre las vertebras T4 y T9.

Ilustración 96. Descripción de la Prueba de Impacto Frontal



Fuente: Elaborado por los Autores

En la siguiente tabla se puede observar la probabilidad de riesgo de lesión que sufriría una persona al recibir una carga determinada utilizando los prototipos del sistema de protección

Tabla 18. Probabilidad de Lesión de Acuerdo al Tipo de Impacto

	Tipo Impacto	Carga aplicada	Carga Recibida [N]	Prob. Lesión AIS 3+	Prob. Lesión AIS 4+
Propuesta 4 - M	Frontal	4400 N	2760,22	46,19%	3,25%
Propuesta 4 - M	Posterior	4400 N	2890,94	53,14%	4,25%
Propuesta 4 - M	Lateral	4400 N	2694,86	42,74%	2,84%
Propuesta 4 - F	Frontal	4400 N	2809,24*	48,79%	3,59%
Propuesta 4 - F	Posterior	4400 N	2585,26*	37,14%	2,26%
Propuesta 4 - F	Lateral	4400 N	2727,54*	44,46%	3,03%

Fuente: Elaborado por los Autores

*Nota: Debido al número reducido de casos documentados de pruebas de choque en mujeres, no fue posible obtener una fórmula de probabilidad de lesión basada

en la carga aplicada, por lo tanto se utilizó la fórmula de probabilidad de lesión para una persona de sexo masculino y percentil 50.

La reducción de la probabilidad de lesión AIS 4+ fue significativa, el uso de módulos más flexibles, un mayor número de estos y la disminución de la densidad en la espuma de poliuretano fueron los factores más influyentes para esta reducción.

8.4. IMÁGENES DEL PROTOTIPO FINAL

Ilustración 97. Prototipo Final – Masculino – Vista Frontal

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 98. Prototipo Final – Masculino – Vista Lateral

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 99. Prototipo Final – Femenino

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 100. Prototipo Final – Femenino – Vista Posterior

Fuente: Elaborado por los Autores

Ilustración 101. Prototipo Final en usuario – Femenino

Fuente: Elaborado por los Autores

9. CONCLUSIONES

El sistema de protección modular SPM, permite a los usuarios de vehículos motorizados biplaza la posibilidad de disminuir considerablemente el riesgo de lesión en accidentes ocurridos en este tipo de vehículos. El sistema ofrece protección en las zonas del tórax, abdomen y espalda disminuyendo la carga que llega a estas zonas del cuerpo y distribuyéndola en una mayor superficie.

Se documentaron reducciones de fuerzas hasta 1700 newton en impactos de 4400 newton lo que disminuyó el riesgo de lesión AIS 4+ en un 98% y la posibilidad de riesgo de lesión AIS 3+ hasta en un 63%, este sistema provee entonces una probabilidad mayor de supervivencia en un accidente de este tipo, pero no exime en ningún momento la necesidad de atención médica en un caso así.

El polímero principal del sistema es el poliestireno de alto impacto, hay polímeros con características similares que también podrían funcionar en un sistema así pero se optó por el HI PS (aparte de las características físico mecánicas) por su bajo precio ya que se produce a nivel nacional.

Para optimizar la reducción de fuerza, disminuir el peso y el volumen total del sistema debió usarse un diseño de módulo no reutilizable después de un fuerte impacto, el cual hace que el material traspase el límite elástico y falle, por lo tanto no se asegura que el sistema ofrezca el mismo nivel de protección después de un fuerte accidente.

La protección para la zona de los hombros, particularmente en la clavícula no presenta un riesgo de lesión grave aunque si es frecuente la fractura de clavícula en este tipo de accidentes, al final no se utilizó por el mayor número de desventajas frente a las ventajas tales como la reducción de la movilidad la cual

presenta un riesgo en el apartado de la seguridad activa, la incomodidad al usuario pero la más importante porque eventualmente podría producir una lesión en la zona del cuello.

El análisis de elementos finitos y los software de diseño CAD como AutoCAD, Solidworks, CosmosWORKS fueron de gran ayuda para el desarrollo del sistema, gracias a estos paquetes de software se pudo determinar el comportamiento de los diversos módulos bajo fuertes cargas y la distribución de estas cargas en una superficie determinada, estos eventos suceden en fracciones de tiempo muy pequeñas y por lo tanto hubiese sido muy difícil determinarlos con precisión sin recurrir a los resultados obtenidos con el análisis de elementos finitos.

10. BIBLIOGRAFIA

Arco. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Arco_(construcción)

ASTON, J. N. Ortopedia y traumatología. Madrid - España: Salvat, 1984. ISBN 84-345
-1178-9

CÓDIGO NACIONAL DE TRANSITO, Capítulo 5, artículo democrático.

CLOPATOFSKY LÓNDOÑO, José. Mercado. En: Revista Motor - El Tiempo, Bogotá. No 463, (26 de marzo de 2008); p.46.

DUANE tm, O'Connor JV, Scalea TM. Thoracic outlet syndrome resulting from first rib fracture. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

El Gato doméstico. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Gato

El Canguro. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://soloanimalesuno.galeon.com/elcanguro.htm

ESCOBAR, Jaime. Urgencias en Cirugía. Bogotá: Editorial Stella. 1972. 800 p. ISBN desconocido.

Estructura trabecular. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.zonamedica.com.ar/categorias/medicinailustrada/osteoporosiss/htrabecular.htm

Extensión en Anatomía. [En línea]. “Lugar de publicación desconocido”. Wikipedia. Disponibilidad en versión HTML en: http://es.wikipedia.org/wiki/Extensión_(anatomía)

FONDO DE PREVENCIÓN VIAL, Accidentalidad Vial 2006 página 47 [En línea]. 2006. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.fonprevial.org.co/ [Citado en Mayo/2008]

GONZÁLEZ MAESTRE, Diego. Ergonomía y psicosociología. Cuarta Edición. FC Editorial, 2007. ISBN 978-84-96743-11-3

HIT AIR, Indice [En línea]. 2007. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.hit-air.de// [Citado en Mayo/2008]

HOYOS TORRES, William. Un Libro de Calidad. Bucaramanga: Publicaciones UIS. Primera Edición, 2006. 336 p. ISBN 958-33-9778-4

KENNETH V. Kardong. Vertebrados – Anatomía Comparada, Función, Evolución. Segunda Edición. Madrid: McGraw – Hill, 1999. Página 208. ISBN: 84-486-0253-6. Disponible en Biblioteca

KUPPA, Shashi. Criterio de Lesión para Impactos Laterales en Dummies. [En Línea]. Mayo 2004. (Idioma original: Inglés; Traducido por Andrés Prada García). “Lugar de Publicación desconocido”. NHTSA (Administración Nacional de Tráfico y Seguridad en las Autopistas). S.f.. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.nhtsa.gov

LEE j, Harris JH Jr, Duke JH Jr, Williams JS. Noncorrelation between thoracic skeletal injuries and acute traumatic aortic tear. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

LANG-LAZDUNSKI l, Bonnet PM, Pons F, Brinquin L, Jancovici R. Traumatic extrathoracic lung herniation. *Ann Thorac Surg*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

MARCO JV, Gregory JS. Posterior fracture of the left sixth rib causing late aortic laceration: case report. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

MINISTERIO DE TRANSPORTE, Artículo 2º. de la Ley 769 de 2002

MURANI, Bruno. ¿Cómo nacen los objetos? Barcelona: Gustavo Gili, 1995. 385 p. ISBN Desconocido

ORTZ PIMIENTO, Néstor Raúl. Análisis y mejoramiento de los procesos de la empresa. Bucaramanga: Publicaciones UIS. 1999. 187 p. ISBN Desconocido

PARRA DUQUE, Diego. Creativamente: secretos para pensar de maneras impensables. Bogotá: Grupo editorial Norma, 2003. ISBN Desconocido

PRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA, Sala de Prensa [En línea]. Agosto 2006. "Lugar de publicación desconocido". Agosto 08/2006. Disponibilidad en versión HTML en: http://www.presidencia.gov.co/prensa_new/sne/2006/septiembre/08/09082006.htm

REPORTE MAIDS, *Human Factors,* [En línea]. 2007. "Lugar de publicación desconocido". S.f.

ROQUE RIVAS, Ricardo. Ergonomía en el diseño y la producción industrial. Nobuko. 2007. 541 p. ISBN 9875840890

SANCHEZ-ROSS M, Anis A, Walia J, et al. Aortic rupture: comparison of three imaging modalities. *Emerg Radiol*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE*,* [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008

SHWEIKI E, Klena J, Wood GC, Indeck M. Assessing the true risk of abdominal solid organ injury in hospitalized rib fracture patients. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE*,* [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

SHIGLEY, Joseph Eduard. y MITCHELL, Larry D. Diseño en Ingeniería mecánica. Cuarta Edición. México: McGRAW HILL, 1985. Página 472. ISBN 968-451-607-X

SIMON BJ, Chu Q, Emhoff TA, Fiallo VM, Lee KF. Delayed hemothorax after blunt thoracic trauma: an uncommon entity with significant morbidity. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE*,* [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

SINELNIKOV AO, Abujudeh HH, Chan D, Novelline RA. CT manifestations of adrenal trauma: experience with 73 cases. *Emerg Radiol*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE*,* [En línea]. 2008. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

TESTUT, L. y LATARJET, A. Anatomía: Tratado de Anatomía Humana. Novena Edición. Barcelona: Salvat, 1966. Página 753. Número Clasificación QS4/T346t, ISBN No disponible

WALFISCH, G., y FAYON, C. Diseñando del abdomen de un Dummy para detectar lesiones de abdomen, 5ª Conferencia Internacional IRCOBI, 1980

WRIGHTSON WR, Conn CA, Franklin GA. Cardiac impalement from a rib after blunt trauma. *Am Surg*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

ZIEGLER DW, Agarwal NN. The morbidity and mortality of rib fractures. *J Trauma*. Citado por NADALO, Lenard, en eMEDICINE, [En línea]. 2008. “Lugar de publicación desconocido”. S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://www.emedicine.com/radio/topic609.htm [Citado en Agosto/2008]

ANEXO 1 – TABLA DE RESULTADOS PARA EL ENSAYO DE COMPRESIÓN DEL RESORTE

RESULTADOS PARA ENSAYO DE COMPRESIÓN EN EL RESORTE			
CARGA [kgf]	LONGITUD INICIAL [cm]	LONGITUD FINAL [cm]	DEFORMACIÓN [cm]
80	24,6	21,6	3
100	24,6	20,4	4,2
160	24,6	18,6	6
180	24,6	17,5	7,1
190	24,6	16,8	7,8
220	24,6	16,1	8,5
260	24,6	14,6	10
300	24,6	13,7	10,9
320	24,6	13,1	11,5
340	24,6	13,3	11,3
400	24,6	11,1	13,5
410	24,6	10,5	14,1
500	24,6	9,8	14,8
510	24,6	8,4	16,2

ANEXO 2 - TABLA ANTROPOMÉTRICA 2008

Centro de Investigaciones en Ergonomía – Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander

MEDIDAS	M	δ	P1	P5	P25	P50	P75	P95	P99
PESO	61,603	13,0283	31,3	40,17	52,82	61,6	70,38	83,03	91,91
ESTATURA	165,556	9,13482	144,31	150,53	159,4	165,56	171,71	180,58	186,8
ALTURA DE OJOS	154,723	9,0181	133,75	139,89	148,64	154,72	160,8	169,56	175,7
ALTURA HOMBRO	137,595	8,23241	118,45	124,05	132,05	137,6	143,14	151,14	156,74
ALTURA CODO	106,444	6,25697	91,89	96,15	102,23	106,44	110,66	116,74	121
ALTURA CODO FLEXIONADO 90°	103,091	6,34759	88,33	92,65	98,81	103,09	107,37	113,53	117,86
ALTURA MUÑECA	81,2832	5,13116	69,5	72,84	77,82	81,28	84,74	89,72	93,22
ALTURA TROCANTER MAYOR	86,5127	6,09155	72,34	76,49	82,41	86,51	90,62	96,53	100,68
ALTURA RODILLA	49,5925	4,17756	39,88	42,72	46,78	49,59	52,41	56,46	59,31
ANCHURA MÁXIMA DEL CUERPO	43,2959	4,97216	31,73	35,12	39,94	43,3	46,65	51,48	54,86
ANCHURA BIACROMIAL	32,1866	3,37655	24,33	26,63	29,91	32,19	34,46	37,74	40,04
PROFUNDIDAD TÓRAX	21,0675	4,0177	11,72	14,46	18,36	21,07	23,78	27,68	30,41
ALCANCE BRAZO FRONTAL	72,3757	5,49885	59,59	63,33	68,67	72,38	76,08	81,42	85,17
ALCANCE BRAZO LATERAL	77,4599	6,67188	61,94	66,48	72,96	77,46	81,96	88,44	92,98
ALCANCE MÁXIMO VERTICAL	207,204	13,6322	175,5	184,78	198,02	207,2	216,39	229,63	238,91
LONGITUD CODO-DEDO MEDIO	44,6123	3,27601	36,99	39,22	42,4	44,61	46,82	50	52,23
ALTURA NORMAL SEDENTE	86,2496	5,73864	72,9	76,81	82,38	86,25	90,12	95,69	99,6
ALTURA OJOS - ASIENTO	75,5041	4,565	64,89	67,99	72,43	75,5	78,58	83,01	86,12
ALTURA HOMBRO - ASIENTO	59,1336	3,75337	50,4	52,96	56,6	59,13	61,66	65,31	67,86
ALTURA CODOS - ASIENTO	23,4358	2,64573	17,28	19,08	21,65	23,44	25,22	27,79	29,59
ANCHURA DE CODOS	44,5914	5,31955	32,22	35,84	41,01	44,59	48,18	53,34	56,96
ALTURA SUBESCAPULAR	44,175	3,12618	36,9	39,03	42,07	44,18	46,28	49,32	51,45
ALTURA ILIOCRESTAL	20,7854	2,16445	15,75	17,22	19,33	20,79	22,24	24,35	25,82
ALTURA MÁXIMA DE MUSLO	14,2142	1,60578	10,48	11,57	13,13	14,21	15,3	16,86	17,95
ALTURA DE RODILLA	51,8649	3,73923	43,17	45,71	49,34	51,86	54,39	58,02	60,56
ALTURA POPLÍTEA	42,6899	3,23974	35,15	37,36	40,51	42,69	44,87	48,02	50,23
LONGITUD NALGA-POPLÍTEA	48,4093	3,17253	41,03	43,19	46,27	48,41	50,55	53,63	55,79
LONGITUD NALGA-RODILLA	58,5231	3,43566	50,53	52,87	56,21	58,52	60,84	64,17	66,51
ANCHO DE CADERAS	36,9274	3,68354	28,36	30,87	34,44	36,93	39,41	42,99	45,5
ANCHURA PALMA DE LA MANO	8,09813	0,74159	6,37	6,88	7,6	8,1	8,6	9,32	9,82
LONGITUD DE LA MANO	17,7761	1,16924	15,06	15,85	16,99	17,78	18,56	19,7	20,5
LONGITUD PALMA DE LA MANO	9,88284	0,75652	8,12	8,64	9,37	9,88	10,39	11,13	11,64
ANCHURA DE LA MANO	9,46828	1,03991	7,05	7,76	8,77	9,47	10,17	11,18	11,89

MEDIDAS	M	δ	P1	P5	P25	P50	P75	P95	P99
ESPESOR DE LA MANO	2,75933	0,34591	1,95	2,19	2,53	2,76	2,99	3,33	3,56
LONGITUD TOTAL DEL PIE	25,119	1,83626	20,85	22,1	23,88	25,12	26,36	28,14	29,39
ANCHURA DEL PIE	9,1959	0,69611	7,58	8,05	8,73	9,2	9,67	10,34	10,82
ANCHURA TALÓN POSTERIOR	6,04701	0,57565	4,71	5,1	5,66	6,05	6,44	6,99	7,39
TIPO DE PIE	50,74 % pie egipcio, 30,22 % pie cuadrado, 19,03 % pie griego								

ANEXO 3
REPORTE MAIDS[51]

Conclusiones de las características generales de los accidentes

- En 103 de los casos estudiados, una de las personas que iba en el vehículo murió.
- En los accidentes ocurridos en zonas urbanas, la mayoría de vehículos involucrados fueron de tipo L1 (85,9% de tipo L1 y 62% de tipo L3).
- 54,3% de los accidentes VMB ocurrieron en una intersección.
- En la mayoría de accidentes se estrellaron contra un auto de pasajeros. (60%)
- 72% de los accidentes ocurrieron en zonas urbanas.
- Debido a falta de datos comparables, no fue posible determinar si algún mes, día de la semana u hora del día fue un factor de riesgo.
- Sumario completo de todos los casos recolectados por cada equipo de investigación es presentado en la Tabla 19:

Tabla 19. Número Total de Casos Recolectados

	Casos	Control	Total
University of Pavia (Italy)	200	200	400
TNO (Netherlands)	200	200	400
REGES (Spain)	121	123	244
ARU-MUH (Germany)	250	250	500
CEESAR (France)	150	150	300
Total	921	923	1844

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Hubo 103 casos de accidente (11,2%) dentro de la base de datos MAIDS en los cuales se presentó una fatalidad del conductor o del pasajero (Tabla 20). Una fatalidad fue definida como muerte dentro de los 30 días siguientes al accidente. El número de casos fatales colectados por el equipo Alemán fue el resultado del seguimiento a las personas con heridas más graves.

[51] REPORTE MAIDS, *Human Factors,* [En línea]. 2007. "Lugar de publicación desconocido". S.f. Disponibilidad en versión HTML en http://maids.acembike.org/ [Citado en Mayo/2008]

Tabla 20. Número de Casos Fatales

	Fatal	No fatal	Total
University of Pavia (Italy)	11	189	200
TNO (Netherlands)	15	185	200
REGES (Spain)	12	109	121
ARU-MUH (Germany)	49	201	250
CEESAR (France)	16	134	150
Total	103	818	921

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: En dos de los casos hubo múltiples fatalidades

La Tabla 21 muestra la distribución de las categorías legales de VMB relacionándolas con los datos de accidentes y los datos de control. Los datos muestran que la mayoría de vehículos fueron de tipo L3; sin embargo cuando los comparamos con los datos de exposición, estos vehículos presentan una mayoría lo que significa que no existe un riesgo mayor en la operación de un vehículo de tipo L3 en comparación con los otros vehículos VMB.

Tabla 21. VMB Categoría Legal

	Datos de accidentes		Datos Expuestos	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
L1 vehículo - mofa	28	3.0	49	5.3
L1 vehículo - otro	370	40.2	324	35.1
L3 vehículo	523	56.8	550	59.6
Total	921	100.0	923	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 22 presenta la pareja de colisión (objeto, persona, animal, u otro contra lo que chocó) de todos los casos recolectados durante la investigación del proyecto. Los autos de pasajeros fueron la pareja de colisión más frecuente (60%), seguido por la carretera (9,0%). El alto porcentaje de autos de pasajeros, camionetas, vehículos utilitarios deportivos (SUV) y buses que fueron pareja de colisión no es algo inusual debido a que la mayoría de accidentes ocurrieron en zonas urbanas donde los VMB comparten la vía con los otros vehículos motorizados. Esta

distribución solo muestra el objeto con el cual el VMB se estrelló al final, y no da a entender la causa del accidente, dado que hubo muchos casos en los cuales el conductor del VMB esquivo exitosamente la colisión contra un auto, VMB, camioneta, etc., pero en lugar de eso impacto en la carretera u otro objeto fijo (estructura fija o algún tipo de vegetación pegado al terreno).

Tabla 22. VMB Pareja de Colisión

	Frecuencia	Porcentaje
Auto de pasajeros	553	60.0
Otro VMB	64	6.9
Camioneta/SUV/bus/	77	8.4
Bicicleta/Peatón	19	2.1
Objeto fijo	74	8.0
Carretera	83	9.0
Vehículo estacionado	25	2.7
Animal	3	0.3
Otro	23	2.5
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 23 indica que la mayoría de accidentes recolectados durante el estudio involucraron la colisión contra otro vehículo (OV) (80,2%). Ciento cuarenta y tres de los casos (15,5%) involucraron solo el VMB y el conductor del VMB (ejemplo un accidente de un solo vehículo).

Tabla 23. Número de Otros Vehículos (OV) Involucrados en Accidentes

	Frecuencia	Porcentaje
Ninguno (Accidente de un solo vehículo)	143	15.5
Uno	738	80.2
Dos	36	3.9
Tres	4	0.4
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 24 indica que la mayoría de los accidentes involucraron sólo al conductor del VMB y que el 8,6% de los casos involucraron al pasajero del VMB. No hubo

casos recolectados con más de un pasajero de VMB. La Tabla 25 muestra el número de accidentes fatales en los cuales un pasajero estuvo presente. Por favor note que el valor presentado en la Tabla 25 no representa el número de pasajeros que murieron, sino más bien el número de casos en los cuales hubo una fatalidad involucrada en el accidente. Hubo sólo cinco casos en los cuales el pasajero fue reportado como fatalidad.

Tabla 24. Número de Pasajeros en VMB

	Frecuencia	Porcentaje
Ninguno	842	91.4
Uno	79	8.6
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Tabla 25. Número de Pasajeros en VMB (Solo en accidentes fatales)

	Frecuencia	Porcentaje
Ninguno	**90**	**87.4**
Uno	**13**	**12.6**
Total	**103**	**100.0**

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 26 indica que aproximadamente tres cuartos de todos los accidentes ocurrieron dentro de zonas urbanas. Un área urbana fue definida como un área construida con una población de 5000 o más habitantes. Similarmente, a una comunidad fue definida como rural si la densidad de población fue menor a 150 personas por kilómetro cuadrado.

De acuerdo a la distribución de categorías de VMB, los datos muestran que la mayoría de vehículos de tipo L1 estuvieron involucrados en accidentes ocurridos en zonas urbanas. La distribución de los accidentes está relacionada directamente con las características demográficas del área de toma de muestras de cada equipo de investigación.

Tabla 26. Escena del accidente, Tipo de área

	L1 vehículos		L3 vehículos		Total	
	Frecuencia	Porcentaje of L1	Frecuencia	Porcentaje of L3	Frecuencia	Porcentaje
Urbano	342	85.9	324	62.0	666	72.3
Rural	43	10.8	186	35.6	229	24.9
Otro	13	3.3	13	2.4	26	2.8
Total	398	100.0	523	100.0	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La distribución de las parejas de colisión por tipo de área está presentada en la Ilustración 102. Los datos indican que en zonas urbanas, la pareja de colisión más frecuente es un auto de pasajeros. Este hallazgo era de esperarse, como también el hecho que la mayoría de accidentes contra camionetas/VUD/buses de VMB ocurrieron en zonas urbanas porque es ahí donde circulan mayor cantidad de vehículos de este tipo.

En áreas rurales, VMB con pasajeros que se accidentaron disminuyeron (64,1% a 46,7%), mientras que accidentes de VMB contra VMB aumentaron (6,3% a 9,6%). Hay un aumento del número de colisiones entre VMB y objetos fijos (4,2% a 19,7%) también como colisiones contra la carretera (7,7% contra 12,2%).

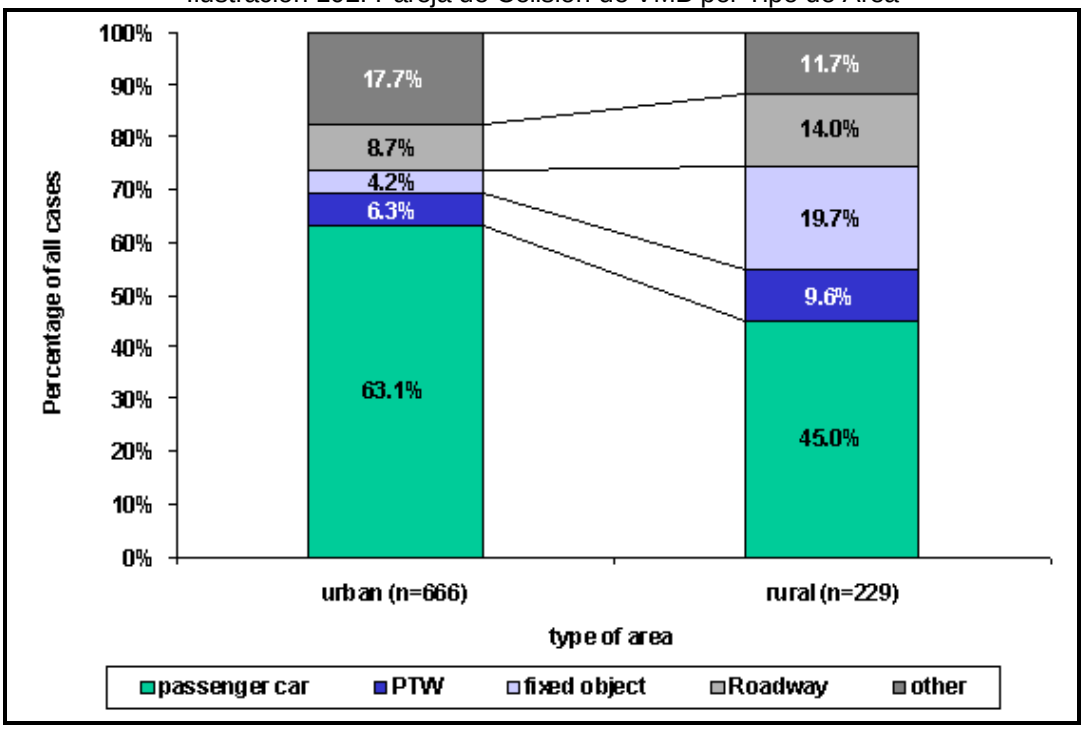
LESIONES CONDUCTOR

El formulario de datos para la recopilación tuvo 81 lesiones separadas para el conductor y el pasajero. Las lesiones fueron categorizadas de acuerdo a nueve regiones del cuerpo y a todas las lesiones se les asignó un código usando el esquema 1998 AIS. Al código AIS se le agregó un código específico que fue agregado para indicar el lado (derecho o izquierdo) de la lesión así como la ubicación específica estandarizada de la lesión (ejemplo: próximal, distal, medial o lateral).

Desde que los conductores de VMB comenzaron a ser hospitalizados frecuentemente, el equipo de investigación monitoreó la condición del trauma de cada motociclista y pasajero. Esto incluía tanto el contacto regular con el personal médico como con el conductor y el pasajero para tomar nota acerca de si el conductor se había dado de alta en el Hospital o si el conductor había fallecido.

La Tabla 27 provee un sumario del estado del trauma para todos los casos MAIDS. Los datos indican que 3 casos involucraban motociclistas quienes no resultaron heridos en el accidente. Mientras que estos casos no califican como aceptables de acuerdo con los requerimientos de la metodología común, se decidió que sería de utilidad el agregarlos a la base de datos para obtener la información sobre la causa del accidente.

Ilustración 102. Pareja de Colisión de VMB por Tipo de Área



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Veintidós Conductores recibieron tratamiento de primeros auxilios en la escena del accidente. Un total de 785 motociclistas fueron tratados en el hospital y luego

dados de alta. Cien conductores de VMB murieron como resultado de las lesiones sufridas en el accidente. Hubo siete casos en los cuales el estado del trauma del conductor no fue determinado.

Tabla 27. Estado del Trauma del Conductor de VMB

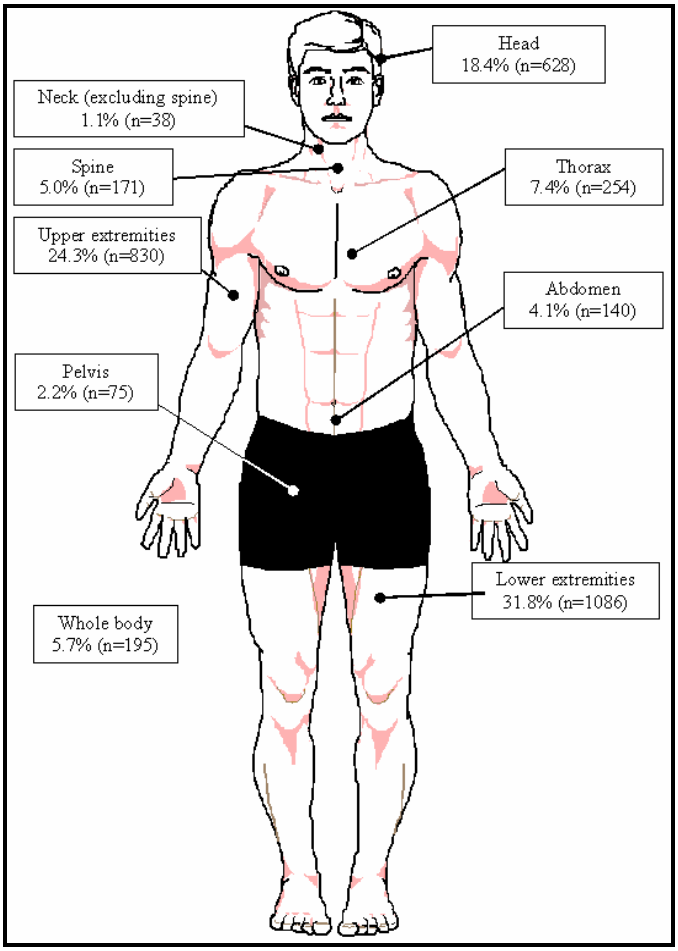
	Frecuencia	Porcentaje
Sin trauma	3	0.3
Sólo primeros auxilios	22	2.4
Discapacitado	4	0.4
Tratamiento Hospitalario (hasta de 8 días)	522	56.8
Tratamiento Hospitalario (de más de 8 días)	121	13.1
Tratamiento Hospitalario (con tiempo desconocido)	142	15.4
Fatal (En menos de 30 días)	97	10.5
Fatal (Número de días desconocido)	2	0.2
Falleció después de 30 días	1	0.1
Desconocido	7	0.8
Total	921	100

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Un total de 3644 lesiones fueron registradas entre los conductores de VMB y los pasajeros de VMB. Es importante anotar que el número total de lesiones que puede tener una región del cuerpo puede exceder al número de conductores (ejem. 921), porque hubo muchos casos en los que el conductor y pasajeros recibieron múltiples lesiones en la misma región del cuerpo.

Cuando las lesiones del conductor y el pasajero de VMB fueron agrupadas, los datos indicaron que las extremidades inferiores estuvieron frecuentemente reportadas (1159 lesiones, o 31.8% de todas las lesiones), seguido de las lesiones en extremidades superiores (871 lesiones, o 23.9% de todas las lesiones), un total de 683 lesiones de cabeza fueron reportadas y 38 lesiones de cuello.

Ilustración 103. Distribución de las Lesiones



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Como se mencionó anteriormente, a todas las lesiones se les asignó un código de acuerdo con los 6 diferentes niveles del sistema de código AIS, oscilando entre lesiones menores (AIS=1), lesiones severas (AIS=4), Lesiones críticas (AIS=5) y Lesiones máximas (AIS=6). Las lesiones máximas habitualmente son, pero no inevitablemente fatales. Por cada caso y cada región del cuerpo fue posible identificar las lesiones AIS más severas. Estas lesiones fueron consideradas para la MAIS en esa región en particular.

La Figura 14 presenta la distribución del motociclista en MAIS a través de nueve diferentes regiones del cuerpo que fueron usadas para categorizar las lesiones. Los datos indican que la mayoría de lesiones MAIS en cabeza y cuello fueron

lesiones menores o moderadas (ejem AIS 1 o 2). La mitad de las lesiones MAIS torácicas fueron lesiones de nivel AIS 1 (laceraciones o raspaduras) mientras que el 99% de las lesiones en extremidades superiores fueron reportadas como menores (laceraciones) o moderadas (fracturas simples).

Las lesiones reportadas en la columna vertebral fueron en su mayoría lesiones menores o moderadas; sin embargo hubo 15 reportes de casos con lesiones severas, criticas y máximas. En estas lesiones habría que incluir algunas fracturas o traumatismos de columna. En las lesiones máximas de columna estuvieron involucrados desplazamientos en vértebras así como destrucción masiva de la columna vertebral.

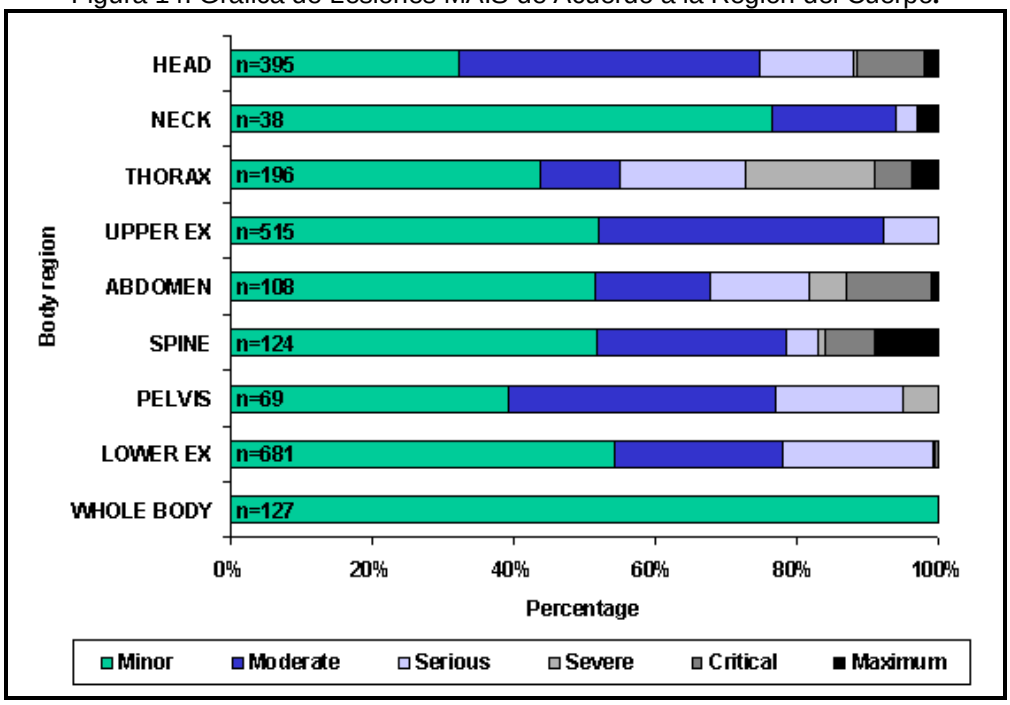
La mayoría de las lesiones en las extremidades inferiores consistían en laceraciones o raspaduras de poca severidad. Estas representaban el 53.5 % de todas las lesiones en extremidades inferiores reportadas. 158 lesiones de nivel moderado (23.2% de todas las lesiones en extremidades inferiores) y 143 lesiones serias en extremidades inferiores (21.0%) fueron reportadas

Como parte de la investigación en detalle de cada caso, todos los investigadores tuvieron que identificar dos códigos únicos de tipo de colisión para cada caso de lesión reportado. Ellos debían elegir entre trauma directo (por ejemplo el causado al tener contacto directo con un objeto o superficie) o trauma indirecto (cómo resultado del contacto remoto de un objeto o superficie con otra parte del cuerpo). Más de 500 códigos de colisión estuvieron disponibles para cada lesión.

Cómo se muestra en la Figura 14, los valores de máximos AIS (MAIS) fueron generados por cada caso y por cada región del cuerpo. Esta información MAIS luego fue comparada con la información obtenida en los códigos de contacto dónde se relacionó con las lesiones MAIS. La siguiente tabla muestra la distribución de estos valores MAIS relativos a los diferentes códigos de contacto.

Para propósitos del reporte, los códigos de contacto mencionados previamente estuvieron divididos dentro de las categorías importantes (ejemplo, Otros vehículos (OV), VMB, Carretera, Casco, animal/peatón). Los casos que no reportaron lesiones en alguna región del cuerpo fueron excluidos del análisis.

Figura 14. Gráfica de Lesiones MAIS de Acuerdo a la Región del Cuerpo.



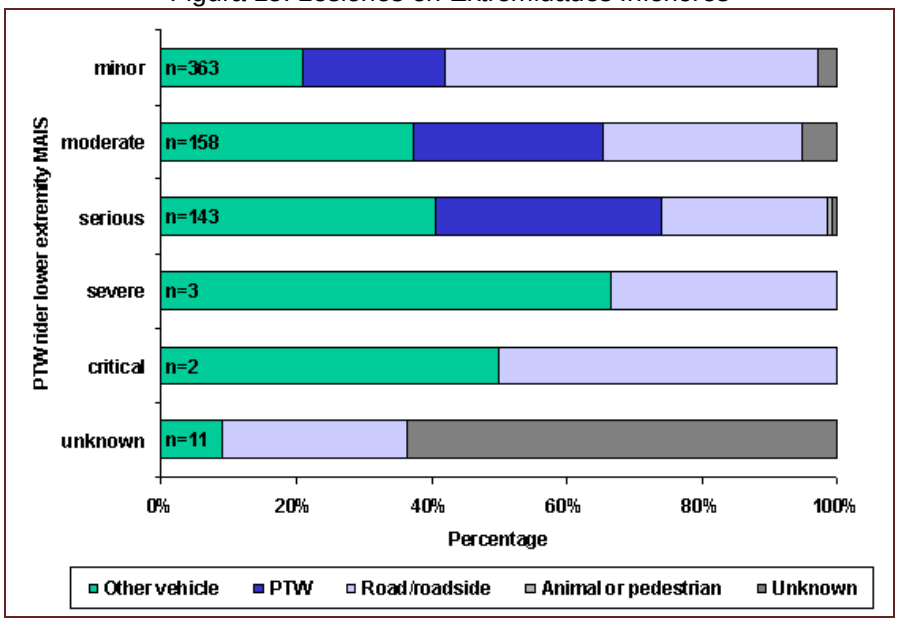
Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Los datos indican que los OV (Otros vehículos) y el borde de la carretera son los causantes del 85.7% de todos los códigos de contactos que produjeron lesiones graves en la cabeza. Los OV fueron identificados como el código de colisión por contacto en 3 reportes de lesiones graves de cabeza. Es importante anotar que los datos presentados en esta tabla incluyen casos donde no se hizo uso del casco y casos en los cuales el casco se caía de la cabeza del conductor durante el accidente.

La Figura 16 muestra la distribución de las lesiones de cuello de conductor MAIS por los códigos del contacto de la colisión. Como se esperaba, los OV y la carretera/borde de carretera son los códigos del contacto de la colisión dominantes en las lesiones de cuello. No hubo casos reportados en donde el

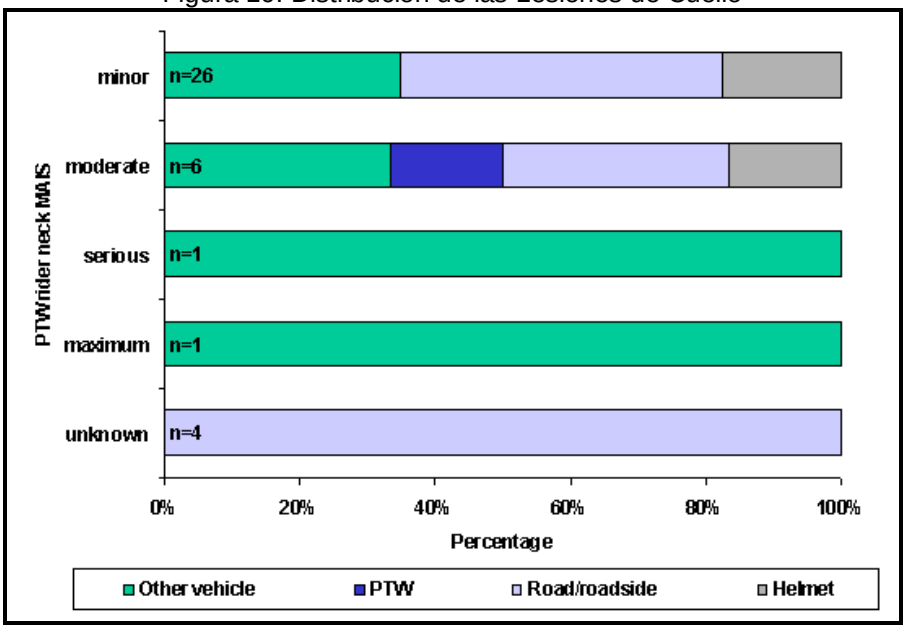
casco fuera identificado como el código de contacto para una lesión grave de cuello. La mayoría de las lesiones de cuello son menores, abrasiones típicas, laceraciones o contusiones. El dolor de cuello fue también reportado como una lesión menor.

Figura 15. Lesiones en Extremidades Inferiores



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Figura 16. Distribución de las Lesiones de Cuello

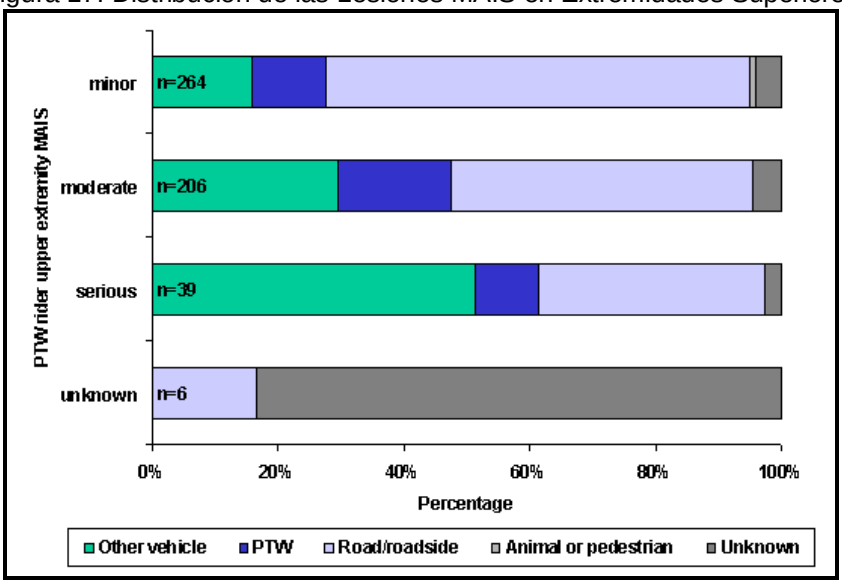


Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 883 casos en los cuales el conductor no presento lesiones de cuello

La Figura 17 presenta la distribución del conductor de VMB en extremidades superiores MAIS de acuerdo a los códigos del contacto de la colisión. Lesiones menores en las extremidades superiores fueron las más frecuentes, producto del contacto con la carretera o el borde de la misma, mientras que la mayoría de las lesiones graves en las extremidades superiores fueron el resultado del contacto de la colisión con OV (55.2% de todas las lesiones serias en extremidades superiores).

Figura 17. Distribución de las Lesiones MAIS en Extremidades Superiores



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

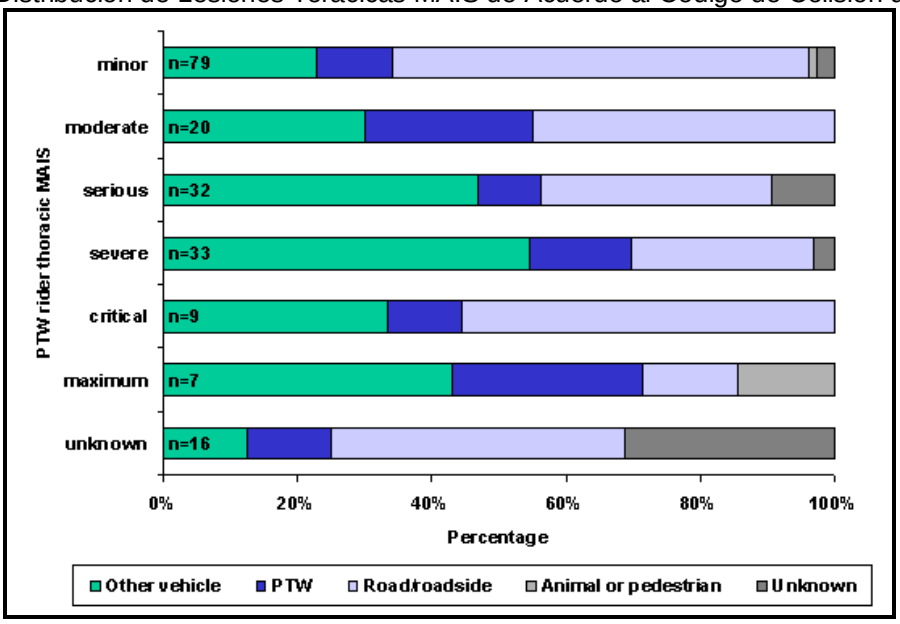
Nota: Hubo 406 casos en los cuales el conductor no presento ninguna lesión en la extremidad superior

La Figura 18 presenta la distribución de lesiones torácicas MAIS por los códigos de contacto de la colisión. Las lesiones torácicas menores fueron causadas en mayor parte debido al contacto con el borde de la carretera, mientras que las lesiones más serias, críticas y graves pudieron ser por el contacto de la carretera, el borde de esta, los OV ó el VMB.

La Figura 19 muestra la distribución abdominal de lesiones del conductor MAIS a través de tres importantes grupos de códigos del contacto de la colisión. Los datos parecen estar casi igualmente distribuidos con solo los códigos del contacto de la

colisión de la carretera y el borde de esta con mayor frecuencia. El único reporte MAIS importante sobre lesión abdominal fue debido a la colisión con OV.

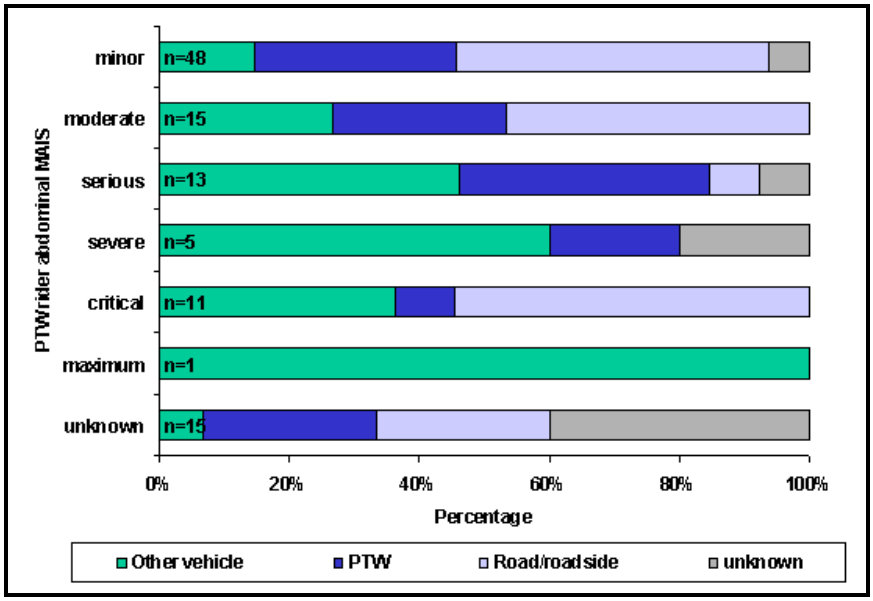
Figura 18. Distribución de Lesiones Torácicas MAIS de Acuerdo al Código de Colisión de Contacto



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 725 casos en los cuales el conductor no presento lesiones torácicas

Figura 19. Distribución de las Lesiones Abdominales MAIS de Acuerdo al Código de Contacto de Colisión

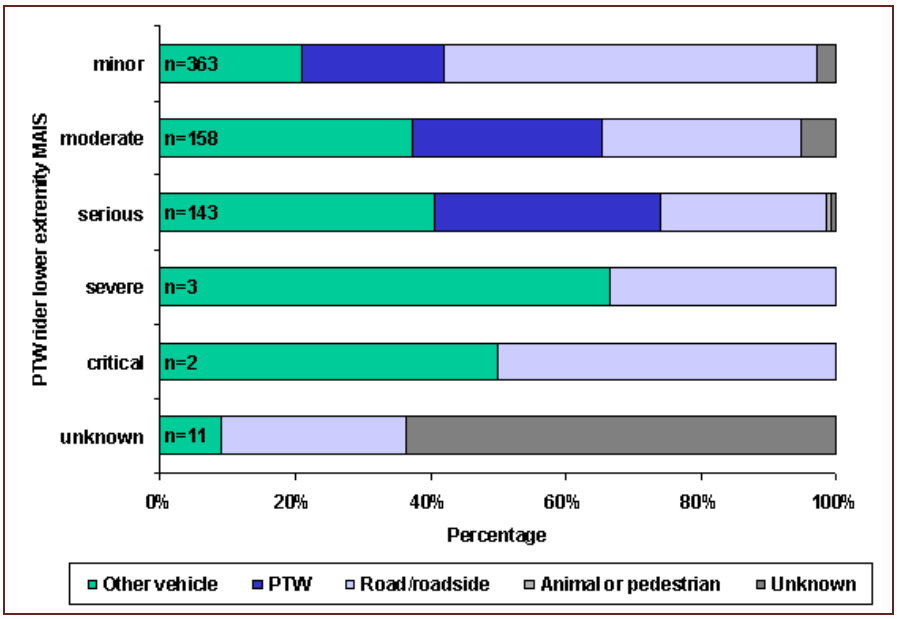


Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 813 casos en los cuales el conductor no presento lesiones abdominales

La frecuencia de las lesiones pélvicas en conductores encontradas en la base de datos MAIDS fue extremadamente baja. La Figura 20 indica que la mayoría de las lesiones pélvicas MAIS eran de menor importancia y que la mayoría fueron debido al contacto con la carretera o con el borde de la misma. Un componente del VMB fue identificado como el causante del código por contacto en 17 casos.

Figura 20. Distribución de las Lesiones Pélvicas MAIS de Acuerdo al Código de Colisión de Contacto



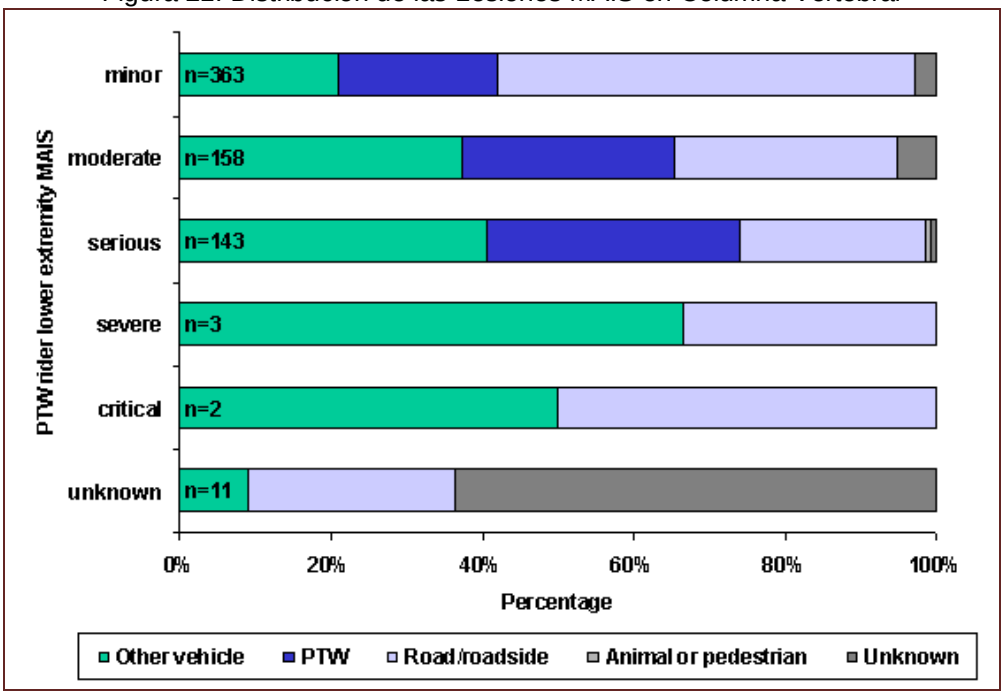
Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 852 casos en los cuales el conductor no presento lesiones pélvicas

La Figura 21 muestra que el 97% de las lesiones MAIS en la columna vertebral de los conductores eran debido al contacto ya sea de los OV, ó con elementos de la carretera o con el borde de la misma. 12 de las 13 lesiones más serias y graves de la espina dorsal fueron debido al contacto con OV, carretera y borde de la misma. El casco fue identificado como el causante de un código de contacto en una lesión severa de espina dorsal, representando el 1.7% de todas las lesiones de espina dorsal MAIS y el 0.1% de todos los casos investigados durante el estudio.

Cerca de 2/3 partes de las lesiones MAIS en conductores de VMB fueron reportadas como de menor importancia o moderadas en severidad. La mayor parte de estas lesiones de menor importancia y moderadas eran el resultado del contacto de la carretera o del borde de la carretera.

Figura 21. Distribución de las Lesiones MAIS en Columna Vertebral



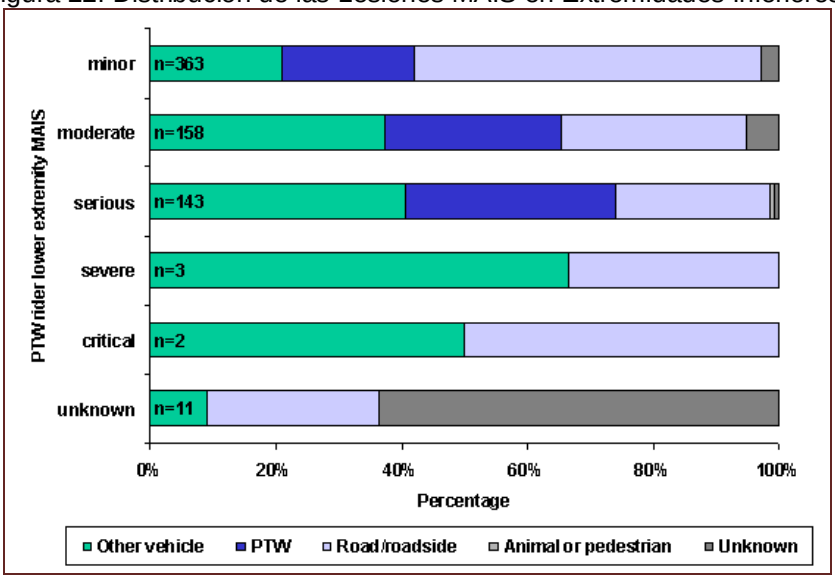
Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 797 casos en los cuales el conductor no presento lesiones de columna vertebral

La Figura 22 indica que el 58.4% de todas las lesiones MAIS en extremidades superiores presentadas en conductores fueron lesiones menores (como laceraciones o raspaduras) y que dos terceras partes de esas lesiones menores fueron causadas por el contacto con la carretera o con el borde de la misma, muy probablemente después de colisionar contra algún OV (si un OV estuvo presente en la colisión).

Las lesiones MAIS de carácter grave en extremidades inferiores fueron debidas principalmente al código de contacto referente a OV (40.6% de todas las lesiones MAIS de gravedad) así como el contacto con VMB (33.8% de todas las lesiones MAIS de gravedad).

Figura 22. Distribución de las Lesiones MAIS en Extremidades Inferiores.



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 241 casos en los cuales el conductor no sufrió ningún tipo de lesión en extremidades inferiores.

Lesiones a los Pasajeros de VMB

Las lesiones a los pasajeros de VMB también fueron codificadas en detalle usando el mismo procedimiento que con los conductores. Un total de 79 pasajeros estuvieron involucrados en los 921 accidentes recolectados como parte de la investigación. El status médico del trauma del pasajero es presentado en la Tabla 28 Los datos indican que la mayoría de pasajeros fueron tratados en el hospital por un periodo de hasta 8 días (62.0% de todos los pasajeros) con 18 casos adicionales en los cuales el tratamiento se extendió a más de 8 días. Cuatro de los pasajeros no presentaron lesiones y no recibieron tratamiento médico. Hubo 5 casos fatales reportados durante la investigación. Note que hubo 103 casos

fatales reportados y la suma de los casos fatales de conductor y pasajeros es igual a 105. La razón para esta diferencia es que hubo 2 casos en los cuales tanto el conductor como el pasajero perdieron la vida, esto explica el número más bajo de casos fatales reportados.

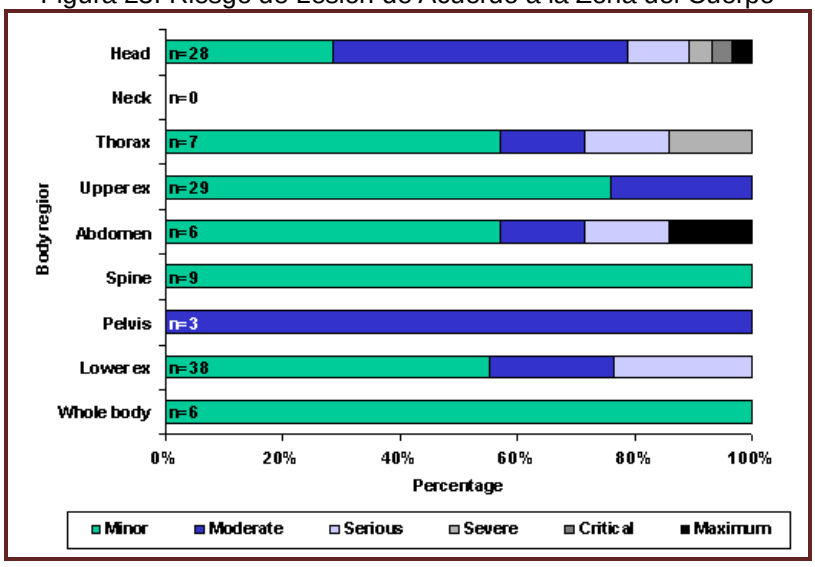
Tabla 28. Estado del Trauma de Pasajero de VMB

	Frecuencia	Porcentaje
Sin trauma	4	5.1
Sólo primeros auxilios	3	3.8
Tratamiento Hospitalario (hasta de 8 días)	49	62.0
Tratamiento Hospitalario (de más de 8 días)	10	12.7
Tratamiento Hospitalario (con tiempo desconocido)	8	10.1
Fatal (En menos de 30 días)	5	6.3
Total	79	100

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

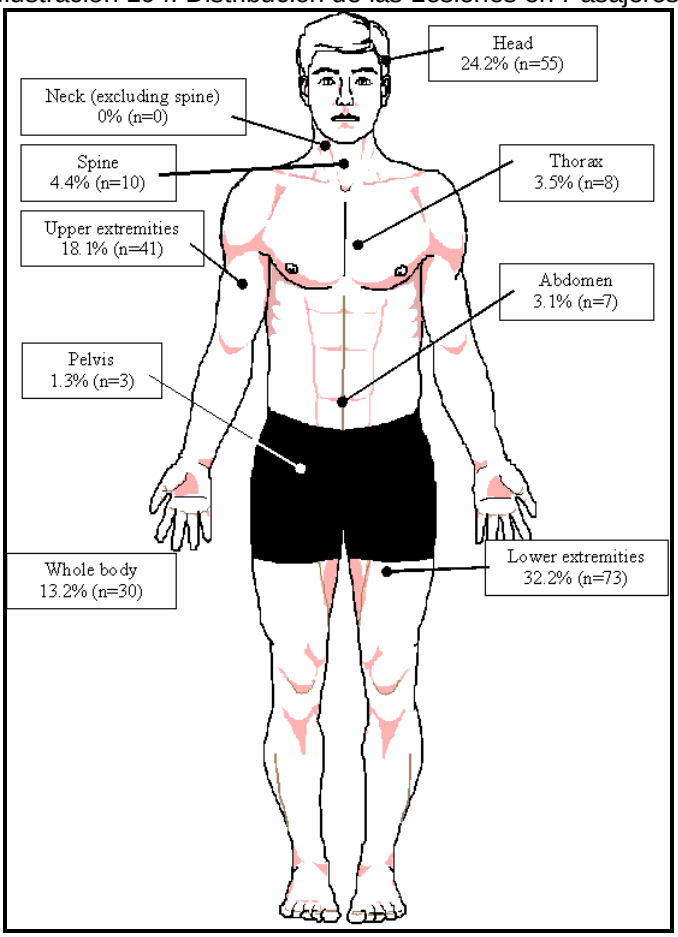
La Ilustración 104 presenta la distribución de las lesiones en pasajeros para aquellos casos en los que se vio involucrado un pasajero. Hubo un total de 227 lesiones reportadas en pasajeros, y muchas de esas lesiones fueron en extremidades inferiores (32.2% de las 73 lesiones reportadas). La siguiente región del cuerpo con lesión más frecuente fue encontrada en la cabeza (24.2% de las 55 lesiones reportadas). Un total de 41 lesiones en extremidades superiores también fueron reportadas.

Figura 23. Riesgo de Lesión de Acuerdo a la Zona del Cuerpo



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Ilustración 104. Distribución de las Lesiones en Pasajeros

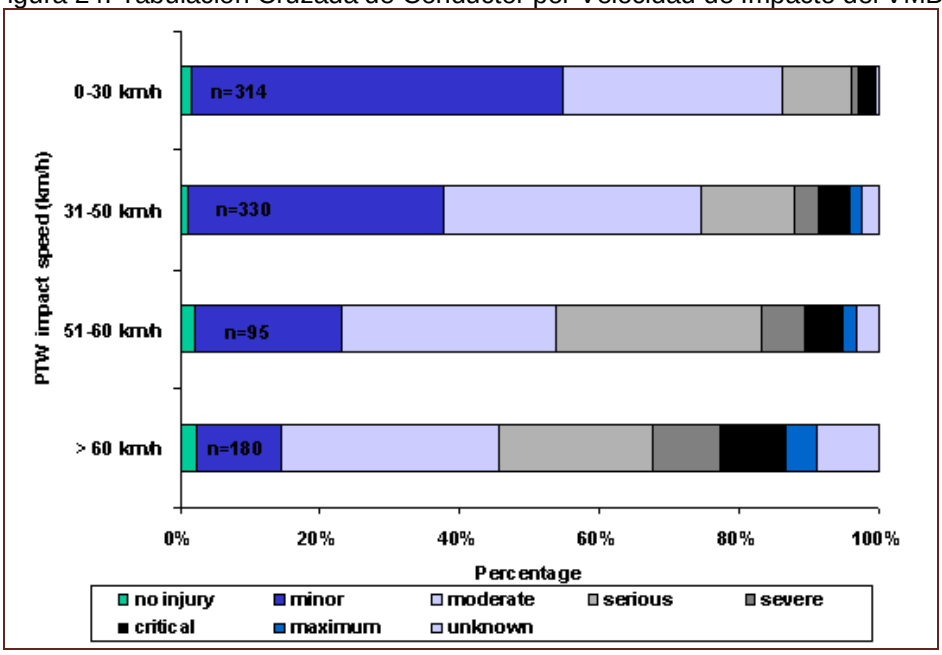


Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

LESIONES Y VELOCIDAD DEL IMPACTO

La Figura 24 muestra la distribución del conductor entre las lesiones y su relación con la velocidad de impacto. Los datos indican claramente que a medida que aumenta la velocidad del impacto aumentan también la frecuencia de serias, criticas y máximas lesiones. Los datos también muestran que este tipo de lesiones (serias, críticas y máximas) pueden ocurrir a velocidades menores de 30 km/h.

Figura 24. Tabulación Cruzada de Conductor por Velocidad de Impacto del VMB.



Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

Nota: Hubo 2 casos en los cuales no se pudo establecer la velocidad de impacto y 15 casos en los cuales el conductor de VMB no tuvo lesiones.

USO DEL CASCO PROTECTOR

La manera más importante de protección que puede usar un conductor ó pasajero de VMB es el casco protector. Como resultado la gran mayoría de conductores de VMB llevaban puesto un casco protector al momento del accidente (90.4%). El uso de casco protector es obligatorio en todos los países donde se realizó el estudio MAIDS; sin embargo hubo 73 casos reportados en los cuales el conductor ó el pasajero no llevaban casco protector en ese momento.

La Tabla 29 indica el efecto que tuvo el casco protector relacionado con las heridas en la cabeza sufridas por los ocupantes del VMB. Esta determinación del efecto de usar casco protector estuvo basada en un detallado análisis de la cinemática del ocupante del VMB así como las heridas reportadas en la cabeza.

Si el análisis reveló que hubo contacto de la cabeza (casos en los cuales el casco registró daños) pero no se reportaron heridas en la cabeza entonces se consideró que el casco previno la lesión.
Si hubo evidencia de contacto del casco y se reportó algún tipo de heridas entonces se consideró que el casco redujo la severidad de la lesión.

Hubo casos en los cuales se reportó que el casco no tuvo efecto en evitar la lesión en la cabeza (como durante cargas inerciales). Los datos indican que en el 68.7% de los casos el casco fue capaz de prevenir ó reducir la lesión en la cabeza (33.2% + 35.5%). En el 3.6% de los casos, el casco no tuvo efecto sobre la lesión producida.

Tabla 29. Efecto del Casco Protector en las Lesiones de Cabeza

	Frecuencia	Porcentaje
No usaban casco, se registraron heridas ó la muerte	62	6.7
Usaban casco pero no influyó en la prevención de heridas.	33	3.6
Sí, uso de casco y reducción de lesiones	306	33.2
Sí, uso de casco y prevención de lesiones	327	35.5
No hubo lesiones en esta parte del cuerpo	152	16.5
Otros	4	0.4
Desconocido	37	4.1
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

RELACIÓN ENTRE VESTIMENTA Y PROTECCIÓN EN LOS ACCIDENTES

Toda la vestimenta de conductores y pasajeros de los VMB fueron documentadas.

La Tabla 30 indica que la vestimenta en la parte superior del torso ayudó a prevenir ó reducir heridas de tipo AIS 1 en el 64.6% de los casos (45.4% + 19.2%). Hubo 58 casos en los cuales no había vestimenta en la parte superior del torso y hubo heridas en esta parte del cuerpo.

Tabla 30. Efecto de la Vestimenta en Torso Superior del Conductor

	Frecuencia	Porcentaje
Sin vestimenta y ocurrió algún tipo de lesión	58	6.3
La vestimenta no tuvo efecto en la prevención de la lesión	76	8.3

	Frecuencia	Porcentaje
Sí, vestimenta presente y esta redujo la lesión	418	45.4
Sí, vestimenta presente y esta previno la lesión	177	19.2
No se presentó una lesión en esta región del cuerpo	135	14.7
Desconocido	57	6.1
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 31 muestra el efecto de la vestimenta del pasajero en lesiones de torso superior. Similar a lo que sucede con el conductor, la vestimenta en la parte superior del torso redujo ó evitó la lesión en el 49.4% de los casos que involucraba a un pasajero (30.4% + 19.0%). Hubo más casos en los cuales el pasajero no sufrió ninguna lesión de contacto en la región de torso superior (20 casos, 30%). Esto probablemente esté más relacionado con las diferencias entre la cinemática de conductor y pasajero durante el accidente.

Tabla 31. Efecto de la Vestimenta en Torso Superior del Pasajero

	Frecuencia	Porcentaje
Sin vestimenta y ocurrió algún tipo de lesión	4	5.1
La vestimenta no tuvo efecto en la prevención de la lesión	5	6.3
Sí, vestimenta presente y esta redujo la lesión	24	30.4
Sí, vestimenta presente y esta previno la lesión	15	19.0
No se presentó una lesión en esta región del cuerpo	20	25.3
Desconocido	11	13.9
Total	79	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La Tabla 32 muestra que la vestimenta en el torso inferior redujo ó previno las lesiones en el 61.3% de todos los casos. Hubo 91 casos (9.9%) en los cuales el cubrimiento del torso inferior no estaba en el mismo lugar donde el conductor sufrió las lesiones (por ejemplo cuando el conductor vestía pantalones cortos y estos no alcanzaron a cubrir la zona de la lesión). Hubo 109 casos en los cuales la vestimenta del torso inferior no tuvo ningún efecto. Estos casos probablemente fueron en los cuales el torso inferior del conductor fue golpeado directamente contra otro vehículo.

Tabla 32. Efecto de la Vestimenta en Torso Inferior del Conductor

	Frecuencia	Porcentaje
Sin vestimenta y ocurrió algún tipo de lesión	91	9.9
La vestimenta no tuvo efecto en la prevención de la lesión	109	11.8
Sí, vestimenta presente y esta redujo la lesión	462	50.2
Sí, vestimenta presente y esta previno la lesión	102	11.1
No se presentó una lesión en esta región del cuerpo	111	12.0
Desconocido	46	5.0
Total	921	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

La vestimenta en el torso inferior del pasajero del VMB fue encontrada efectiva en la reducción ó prevención de lesiones (36.7% + 8.9% = 45.6%) y hubo 12 casos (15.2%) en los cuales la vestimenta del torso inferior no tuvo efecto en la prevención de lesiones.

Tabla 33. Efecto de la Vestimenta en Torso Inferior del Pasajero

	Frecuencia	Porcentaje
Sin vestimenta y ocurrió algún tipo de lesión	8	10.1
La vestimenta no tuvo efecto en la prevención de la lesión	12	15.2
Sí, vestimenta presente y esta redujo la lesión	29	36.7
Sí, vestimenta presente y esta previno la lesión	7	8.9
No se presentó una lesión en esta región del cuerpo	13	16.5
Desconocido	10	12.6
Total	79	100.0

Fuente: http://www.maids-study.eu/index.php?error=hastolog

ANEXO 4 - ORTOPEDIA DE NETER[52]

POLITRAUMATISMOS - EL PACIENTE CON POLITRAUMATISMO

Las fracturas causadas por impactos de energía elevada y que afectan a localizaciones múltiples representan un problema que en gran medida corresponde a los tiempos modernos y que se debe en su mayor parte a los accidentes de tráfico, los cuales están alcanzando proporciones epidémicas en los países en vías de desarrollo y se ha estimado que para el año 2010 van a absorber el 25% del presupuesto sanitario total en estos países.

Las fracturas contribuyen de manera significativa a la fisiopatología y la morbilidad de los pacientes con cuadros de politraumatismo. Esta relación es especialmente notable en los pacientes con fracturas de los huesos largos principales ó de la pelvis, que se pueden acompañar de hemorragia importante y que pueden causar un shock hemorrágico o un empeoramiento de éste. Las fracturas debidas a impactos de energía elevada y que cursan con un desplazamiento importante se acompañan de extensas áreas de tejido desvascularizado que libera grandes cantidades de *citocinas* que, a su vez, alteran la regulación hemodinámica local y sistémica, activan el sistema inflamatorio, modifican las vías metabólicas e influyen en la permeabilidad endotelial y en la coagulación. A consecuencia de ello se puede producir el *síndrome de la dificultad respiratoria del adulto* (SDRA) o incluso el *síndrome de la respuesta inflamatoria sistémica* (SRIS), un trastorno asociado a rezumamiento capilar generalizado, disfunción de órganos múltiples y demandas energéticas y metabólicas elevadas.

La fijación temprana de la fractura (durante las primeras 24-48 h) es una medida útil y en los pacientes con politraumatismo reduce la mortalidad y el riesgo de disfunción pulmonar y de complicaciones infecciosas. Además la estabilización temprana de las fracturas y la rápida movilización del paciente son medidas que

[52] GREEN, Walter. Netter Ortopedia. Madrid - España: Elsevier, 2006. ISBN 13: 9781929007028

disminuyen el dolor, facilitan la asistencia de enfermería, disminuyen la incidencia de ulceraciones cutáneas, mejoran la función gastrointestinal y minimizan los efectos psicológicos del traumatismo.

FRACTURA Y CURACIÓN ÓSEA

La capacidad de un hueso para resistir las fuerzas que se aplican sobre él depende de muchos factores, como la resistencia o densidad ósea, la dirección e intensidad de la fuerza, el tipo de fuerza aplicada y la capacidad de los músculos y ligamentos adyacentes para absorber parte de la fuerza de lesión. Los diferentes tipos de aplicación de la fuerza dan lugar a distintos patrones de fractura. Por ejemplo, la aplicación de una fuerza sobre el hueso en tensión produce una fractura transversal característica, mientras que las fuerzas de torsión causan fracturas espirales. Las fracturas oblicuas cortas se deben a la aplicación de una fuerza con dirección axial (compresión), mientras que las fracturas oblicuas largas se deben a una combinación de fuerzas axiales y de rotación. El patrón de una fractura “en alas de mariposa” (en Y) indica una fuerza de incurvación.

Los tejidos óseos, cortical y esponjoso (trabecular) poseen propiedades mecánicas distintas; sin embargo, ambos muestran mayor resistencia cuando la fuerza que se aplica sobre ellos es de compresión, más que de tensión. La magnitud de la fuerza necesaria para que se produzca la fractura de un hueso disminuye en ciertos estados patológicos que hacen que el hueso sea más débil o quebradizo, tal como la osteoporosis, la enfermedad ósea metabólica, los tumores o las infecciones.

EVALUACIÓN DIAGNÓSTICA

La evaluación diagnóstica de un paciente que ha sufrido un traumatismo se inicia con la historia clínica y la exploración física. En el paciente que ha presentado un politraumatismo de alta energía, se debe comenzar con la evaluación “ABC” correspondiente a la vía respiratoria (airway), la respiración (breathing) y la

circulación. La consideración del sistema musculoesquelético forma parte de la evaluación secundaria que se lleva a cabo después que se han descartado los problemas que pueden afectar a la vida del paciente.

La historia de lo sucedido aporta datos respecto a la intensidad de la lesión tisular, que viene determinada por la *transferencia de energía cinética* $K_E=1/2MV^2$. Por ejemplo, la caída desde un bordillo conlleva una energía cinética de aproximadamente 136 J; un accidente de esquí, 408-680 J; la herida por un arma de fuego de alta velocidad, 2,720 J, y el choque con un vehículo parado hasta 136.000 J. El mecanismo de lesión también proporciona datos acerca de la fractura o fracturas específicas que se pueden esperar. Por ejemplo, el golpe con el salpicadero del coche que causa una fractura acetabular también puede lesionar los ligamentos cruzados de la rodilla. El tiempo transcurrido desde el traumatismo y el contexto del propio traumatismo (especialmente en lo relativo a las fracturas abiertas) pueden influir en el riesgo de infección o de otras complicaciones. Al paciente se le debe preguntar por la posible existencia de otras áreas dolorosas, sobre todo si ha tenido un traumatismo de alta energía. Además, hay que recabar información acerca de otras posibles enfermedades o características del paciente que puedan influir en las decisiones terapéuticas, como la diabetes mellitus, las enfermedades infecciosas, las cardiopatías, el uso de medicamentos, los cuadros alérgicos, el consumo de cigarrillos y los antecedentes de complicaciones por intervenciones quirúrgicas o por anestesia previa.

ANEXO 5 – ORTOPEDIA DE ASTON[53]

LESIONES TORÁCICAS

La lesiones torácicas pueden producirse a consecuencia de un traumatismo directo, por un aplastamiento, una herida penetrante o por la acción de una onda explosiva. Pueden darse lesiones diafragmáticas asociadas a lesiones torácicas o intra-abdominales.

LESIONES DE LA PARED TORÁCICA

Estas lesiones comprenden fracturas de las costillas o del esternón.

- Fractura aislada de una costilla

  Estas fracturas son consecuencia de un traumatismo directo, el cual puede ser trivial en las personas ancianas que presentan cierto grado de osteoporosis.
- Fracturas costales múltiples

  Estas fracturas se deben a una fuerza compresiva o bien al golpe directo de un objeto suficientemente grande. Son lesiones graves, a causa del peligro que representa la dificultad para respirar. Si se fracturan varias costillas en dos sitios del mismo lado serán desplazadas en parte de la pared torácica (tórax en hornillo).
- Fracturas del esternón

  Estas fracturas pueden producirse a consecuencia de un trauma directo sobre esta parte de la pared torácica o por una lesión en flexión forzada de la columna vertebral. Las fracturas del esternón son susceptibles de presentarse asociadas a fracturas de las costillas o a la rotura de los cartílagos costales.

[53] ASTON, J. N. Ortopedia y traumatología. Madrid - España: Salvat, 1984. ISBN 84-345-1178-9

LESIONES DE LA PLEURA Y DEL PULMÓN

En circunstancias normales la cavidad pleural es sólo potencial. El pulmón se mantiene contra la pared torácica por la acción de la presión negativa. Por tanto, si en la cavidad pleural entra aire o líquido, el pulmón se colapsará.

- Neumotórax

El aire puede entrar en la cavidad pleural ya sea procedente del pulmón o de una de las vías aéreas intratorácicas importantes, o bien desde el exterior, a través de una herida penetrante de la pared torácica. Un neumotórax que sea consecuencia de un traumatismo estará acompañado de cierta lesión de los tejidos blandos, de forma que es muy posible que la sangre entre en la cavidad pleural, formándose así un *hemoneumotórax*.

- Neumotórax cerrado

El neumotórax cerrado se produce cuando el aire pasa a la cavidad pleural procedente del pulmón. Este se colapsa, y en la mayoría de los casos el desgarro cura con rapidez, con lo que vuelve a distenderse el pulmón. La aspiración del aire contenido en la cavidad pleural estimula la reexpansión, estando indicado hacerlo en la mayoría de los casos.

- Neumotórax abierto

El neumotórax abierto se produce como resultado de una herida penetrante de la pared torácica, a consecuencia de la cual el aire es aspirado dentro de la cavidad por la presión negativa. SI la herida es grande y permite que el aire circule libremente desde el interior al exterior de la cavidad pleural, los movimientos del pulmón opuesto harán que el mediastino se mueva también, con lo que la función respiratoria se dificulta en alto grado.

- Neumotórax por tensión

A veces, cuando hay un neumotórax abierto, el aire puede ser aspirado al interior de la cavidad pleural en la inspiración, pero dada la disposición en

válvula de la herida del pulmón o de la pared torácica, no se expulsa durante la espiración, de forma que en la cavidad pleural se produce un estado de presión positiva que actúa sobre el contenido del mediastino desplazándolo hacia el lado sano. Es un estado muy grave, que a menos que se trate rápidamente, producirá la muerte por insuficiencia respiratoria.

- Hemotórax

Se produce cuando hay sangre en la cavidad pleural. En estos casos es necesaria la aspiración para superar el colapso pulmonar.

LESIONES DEL CORAZÓN Y DE LOS GRANDES VASOS

En los casos de heridas penetrantes o de compresión antero posterior puede producirse lesión cardiaca con hemorragia intra-pericardiáca.

Las lesiones de los vasos sanguíneos principales, que se producen a menudo a consecuencia de lesiones por desaceleración, no son necesariamente mortales de forma inmediata. El traslado inmediato del paciente a un centro donde sea posible realizar cirugía cardiovascular mayor es lo que le da las mayores probabilidades de supervivencia.

TRAUMATISMOS ABDOMINALES

La lesión de las vísceras abdominales puede producirse a causa de un traumatismo contuso o por una herida penetrante.

El trauma contuso puede deberse al aplastamiento de la pared abdominal contra la columna vertebral y el sacro rígidos, o por una compresión súbita y violenta.

También puede producirse a consecuencia de una fuerza tangencial, que hace que se lesione el pedículo visceral. Un traumatismo indirecto, como por ejemplo una explosión o la caída desde cierta altura, puede producir un movimiento súbito

y violento dentro de la cavidad abdominal que dé lugar a la rotura de una visera hueca o al desgarro de sus vasos sanguíneos.

BAZO

El bazo es la víscera intraabdominal que se lesiona con más frecuencia tras traumatismos del tronco o de la parte inferior de la caja torácica. Las heridas no penetrantes son causa de rotura del bazo con mucha más frecuencia que las heridas penetrantes.

HÍGADO

El hígado es susceptible de lesionarse a consecuencia de heridas contusas y penetrantes casi en la misma proporción dado su tamaño y fijeza. Su rotura da lugar a una hemorragia profusa con *shock* y peritonitis. Cualquier extravasación de bilis dará lugar a que la peritonitis sea más intensa.

PANCREAS

Las lesiones de esta víscera, la cual rara vez se afecta, no dan manifestaciones clínicas específicas. El único examen complementario de valor que hay que realizar es la determinación de la amilasa sanguínea.

ANEXO 6

ANATOMIA TESTUT – LATARJET

Límites del Tórax

Intermediario entre el cuello y el abdomen, el tórax está limitado por arriba por un plano oblicuamente dirigido hacia abajo y adelante, que pasa la vez por el vértice de la apófisis espinosa de la séptima cervical y por el borde superior del esternón.

Por abajo, la cavidad torácica está separada de la cavidad abdominal por el diafragma y tiene por límite la misma superficie de este músculo; este límite representa un plano oblicuo hacia abajo y atrás, que, partiendo del apéndice xifoides del esternón, va a la apófisis espinosa de la duodécima vértebra dorsal.

De la oblicuidad de estos dos planos-límites, plano superior y plano inferior, resulta que el tórax es mucho más extenso por detrás que por delante: por delante, su altura es la del esternón, menos la parte inferior del apéndice xifoides; por detrás es igual a toda la altura de la columna dorsal. El diámetro vertical anterior del tórax es de 15 a 18 cm en tanto que el diámetro vertical posterior alcanza de 30 a 32 cm.

La jaula torácica, llamada así porque los segmentos óseos que la constituyen tienen una disposición algo semejante a la de la reja de una jaula, representa el esqueleto del tórax. La forman: por detrás, las doce vértebras dorsales; por los lados, las doce costillas; por delante el esternón y los cartílagos costales. Estas diversas piezas, óseas o cartilaginosas, están unidas las unas a las otras por articulaciones que permiten a la jaula torácica cierto número de movimientos, aunque muy limitados, necesarios para el juego normal de la respiración.

Exteriormente cubierta por una capa de partes blandas, delgada delante y a los lados, más gruesa detrás y en particular en los canales vertebrales, la jaula

torácica es superficial y así resulta tan fácilmente accesible a los agentes traumáticos, como a la mano del cirujano. Por su cara profunda está en relación con los órganos y las formaciones intratorácicas, a las cuales protege a menudo con eficacia. Hay que advertir, no obstante, que en este concepto está menos bien dispuesta que el cráneo y hasta que la pelvis, pues presenta numerosos puntos débiles, los *espacios intercostales*, a cuyo nivel las vísceras intratorácicas no tienen la defensa del esqueleto. Conviene añadir que cuando su fuerza de resistencia queda vencida, la jaula torácica puede a su vez hacerse agente vulnerable para los órganos en ella encerrados; así por ejemplo, una esquirla desprendida de una costilla puede desgarrar un pulmón.

La elasticidad de la jaula torácica nos permite comprender los casos observados en la clínica, en los cuales, después de un traumatismo que interesa el tórax, se encuentran lesiones pulmonares, a veces extensas (contusión, desgarros del pulmón), sin fractura del esqueleto. En tales casos el tórax se comporta a la manera de un resorte elástico, dice J. PEYROT, cediendo y dejando que el agente contundente obre directamente, por decirlo así sobre el pulmón, y enderezándose luego indemne de fractura cuando este agente deja de apoyarse en él.

Dimensiones de la jaula torácica
Las dimensiones de la jaula torácica son, por termino medio y en el adulto:
Altura: 12 cm por delante, 27 cm por detrás, 32 a 34 cm por los lados
Anchura: 5 cm por 12 a nivel del vértice, 12 cm por 26 en la base

REGIONES TORÁCICAS PARIETALES

La pared torácica está formada: 1. °, hacia adelante, por el esternón; 2.°, por atrás, por el segmento dorsal de la columna vertebral; 3.°, a los lados, por las costillas y los cartílagos costales a ellas unidos; 4.°, por abajo, hacia al abdomen, por el músculo diafragmático. De ahí su natural división en cuatro regiones, que son:

- Región anterior o *esternal*
- Región posterior o *dorsal*
- Región lateral o *costal*
- Región inferior o *diafragmática*

Capa muscular en la región esternal

Debajo de la aponeurosis superficial se encuentran tres músculos a saber:

1. En lo alto, el fascículo esternal del esternocleidomastoideo, que viene a insertarse en la primera pieza del esternón por un tendón conoideo, que a veces se cruza en la línea media con el del lado opuesto.
2. Más abajo, los fascículos más internos del recto mayor del abdomen que se insertan en los apéndices xifoides.
3. Lateralmente, a derecha, e izquierda, las inserciones esternales del pectoral mayor, que en los sujetos de vigorosa musculatura suelen formar un relieve considerable

La piel en la región esternal es más movible que en la región costal.

Capa muscular en la región costal

Capa muscular superficial: Esta capa está constituida por muchos músculos, que pertenecen al mismo tiempo a regiones vecinas, con las cuales no están e relación sino por una extensión mayor o menor de su superficie. Forma una capa más o menos gruesa (cuyo espesor aumenta conforme se acerca a la columna vertebral), estos músculos son:

1. Por delante: el pectoral mayor, músculo potente que recibe sus fascículos de origen del esternón, de la clavícula y de la cara externa de los siete primeros cartílagos costales; el pectoral menor, colocado

delante del precedente y que se desprende por tres digitaciones de la cara externa de las costillas 3ra, 4ta y 5ta: El subclavio, pequeño músculo cilindroideo que va del primer cartílago costal a la cara inferior de la clavícula; El recto mayor del abdomen, cuya extremidad superior termina por tres digitaciones, más o menos distintas, en los cartílagos de las 5ta, 6ta y 7ma costillas.

2. Por detrás: El trapecio, el dorsal ancho, los romboides mayor y menor, la extremidad inferior del angular y hasta las inserciones costales de los dos serratos menores posteriores, músculos que ya hemos encontrado en la nuca y en la región dorsal. En la vecindad del ángulo inferior del omóplato, entre el romboides, el trapecio y el dorsal ancho, existe un pequeño espacio triangular, donde las costillas, relativamente superficiales, están inmediatamente cubiertas por a piel y la aponeurosis superficial.

3. Por abajo: el oblicuo mayor del abdomen, que se desprende por ocho o nueve digitaciones de la cara externa de las ocho o nueve últimas costillas, y el dorsal ancho, que recibe tres a cuatro fascículos de origen de las tres o cuatro últimas costillas.

4. Por arriba: el escaleno anterior y el escaleno posterior, cuyos orígenes ya vimos en el triángulo supraclavicular y que se fijan por abajo, el primero en la primera costilla, el segundo en la primera y en la segunda.

5. En la parte media: el serrato mayor, que pertenece por entero a la región costal. Este músculo, ancho y delgado, nace en todo el borde espinal del omóplato, entre el romboides, que está por detrás, y el infraescapular, que está adelante. Desde allí irradia hacia la parte anterolateral de la región que estudiamos, donde se fija siguiendo una larga línea curva de concavidad hacia atrás.

Costillas

Las costillas son huesos planos que se desprenden de la columna vertebral y que luego se dirigen, como formando arcos, hacia el esternón. En número de veinticuatro, doce a cada lado, se designan por su número de orden, *primera, segunda, tercera,* etc., contando de arriba hacia abajo. Las siete primeras llegan hasta el esternón y en él terminan, llamándoselas por esta razón *costillas esternales* o *costillas verdaderas*. Las cinco últimas no llegan hasta el esternón: son las *costillas esternales* o *falsas*. Las costillas falsas se subdividen a su vez en dos grupos secundarios: las octavas, novenas y décimas se articulan por su extremo anterior con uno de los cartílagos situados encima y constituyen las *costillas falsas* propiamente dichas; las onceavas y doceavas que quedan libres e independientes en toda su extensión, se llaman *costillas flotantes*. Morfológicamente, cada uno de los arcos costales nos ofrece:

1. Una parte superior u ósea: La costilla ósea o vertebral
2. Una parte anterior o cartilaginosa: La costilla cartilaginosa o costilla esternebral, más conocida con el nombre de cartílago costal.

Las costillas, por razón de su estructura y de su curvatura, dan al tórax la movilidad y ligereza que lo caracterizan; todo lo que anteriormente dijimos de la elasticidad de la jaula torácica, se aplica a las costillas. A pesar de esta soltura que permite al arco costal resistir hasta cierto punto los traumatismos, las fracturas de las costillas son muy frecuentes: según MALGAINE, entre nueve fracturas en general se observa una de costillas. Prodúcense cuando se ejerce sobre el tórax una presión exagerada, bien sea lateralmente, bien sea en sentido anteroposterior. En el primer caso, el cuerpo vulnerante, haciendo presión sobre la convexidad del arco costal, tiende a enderezar su curvatura; entonces la solución de continuidad comienza en la tabla interna del hueso, constituyendo la *fractura hacia dentro* e J. L. PETIT. En el segundo caso, ejerciéndose la presión en los dos extremos del arco frontal, tiende a exagerar su curvatura, y entonces la rotura del

hueso comienza por la tabla externa: es la *fractura hacia afuera* de J. L. PETIT. De todas las costillas, las 4ª, 5ª, 6ª y 7ª son las más expuestas a la fractura, ya que las tres primeras costillas están protegidas por la clavícula y por las masas musculares del hombro, y las últimas son muy movibles respecto al esternón.

Cartílagos costales: Son en número de veinticuatro, doce a cada lado. Se les designa, como a las costillas, con las denominaciones numéricas de *primero, segundo, tercero,* etc. Procediendo de arriba hacia abajo.

Al igual que las costillas y en las mismas condiciones que ellas, los cartílagos costales pueden sufrir fracturas. Estas se observan a menudo en los cartílagos 7º, 8º, 9º y 10º. Recaen en la vecindad de la unión de la costilla con el cartílago y tienen la particularidad de no ser nunca desiguales y oblicuas, sino que siempre son limpias y transversales (MALGAIGNE).

Sería, pues, fácil confundirlas con una luxación condrocostal si no se supiera que la luxación, considerada antes como posible, es hoy negada por todos los autores.

Espacios intercostales: Como indica su nombre, los espacios intercostales se hallan situados en el intervalo de las costillas. En número de veintidós, once a cada lado, se distinguen en *primero, segundo, tercero,* etc., contando de arriba hacia abajo.

Dimensiones: La altura de los espacios intercostales varía según se considere la porción intercostal propiamente dicha o la porción intercondral.

A nivel de las costillas óseas y de las articulaciones condrocostales, la altura del espacio mide, por término medio, 2 cm, y es sensiblemente la misma para todos los espacios. En la porción intercondral, la altura varía según el espacio de que se trate; en el espacio 1º, 2º, 3º, y 4º, la altura es de 15 a 18 mm. Pero a nivel del 5º espacio la altura ya no es más que de 3 a 4 mm. Todavía es menor en el 6º espacio, que o está representado más que por una estrecha unión, cegada, a 4 ó

5 cm por fuera del borde del esternón, por un puente cartilaginoso de 3 a 4 cm de longitud que reúne el 7º cartílago costal al 6º.

Vasos y nervios: Aunque ricamente irrigada, la región costal no encierra ningún vaso de grueso calibre. Sin embargo, no debe olvidarse que una herida que interese los vasos de la región puede ser origen de una hemorragia mortal; esto depende de que la pleura, con la cual estos vasos están en relación más o menos íntima, sea herida al mismo tiempo, y así a sangre es atraída a la cavidad pleural, como sorbida por la aspiración torácica, y alá se acumula en cantidad más o menos considerable (hemotórax).

Las íntimas relaciones de la arteria intercostal, durante una parte de su trayecto, con la costilla que, por arriba, limita el espacio correspondiente, tiene cierta importancia quirúrgica y nos explican por qué, en las intervenciones que se practican en el espacio intercostal (*operación del empiema*), se aconseja seguir el borde de la costilla que lo limita por abajo y no el de la costilla que lo limita por arriba, pues esto último expondría a la herida de la arteria. Nos explican también los hechos de desgarro de la arteria intercostal observados a consecuencia de una fractura de costilla, accidente menos raro delo que creía MALGAINE (si se juzga por los hechos recogidos por PAULET) y capaz de dar origen a una hemorragia intrapleural mortal.

ANEXO 7

Análisis de Tensiones de Módulo 2

1. **Introducción**
2. **Información de archivo**
3. **Materiales**
4. **Información de cargas y restricciones**
5. **Propiedad del estudio**
6. **Contacto**
7. **Resultados de esfuerzos**
8. **Resultados de deformaciones unitarias**
9. **Resultados de desplazamientos**
10. **Resultados de deformadas**
11. **Apéndice**

---

1. Introducción

Resuma el análisis mediante el Método de elementos finitos (MEF) de Módulo

Nota:

No base sus decisiones de diseño solamente en los datos presentados en este informe. Utilice esta información en conjunción con datos experimentales y con la experiencia práctica. Las pruebas de campo son de obligado cumplimiento para validar su diseño definitivo. COSMOSWorks le ayuda a reducir el tiempo de salida al mercado de sus productos, aunque sin llegar a eliminar las pruebas de campo por completo.

---

2. Información de Archivo

Nombre del modelo:	Módulo
Ubicación del modelo:	C:\Andres\Proyecto Grado\Tesis\Módulos\Módulo1 German\Módulo.SLDPRT
Ubicación de resultados:	C:\DOCUME~1\ADMINI~1\LOCALS~1\Temp
Nombre de estudio:	Estudio 1 (-Predeterminado-)

---

3. Materiales

Nº	Nombre de pieza	Material	Masa	Volumen
1	Módulo	PS Medium/High Flow	0.0965903 kg	9.28753e-005 m^3

---

4. Información de Cargas y Restricciones

Restricción		
Restricción-1 <Módulo>	activar 4 Cara(s) fijo.	
Descripción:		

Carga		
Fuerza-1 <Módulo>	activar 1 Cara(s) aplicar fuerza normal 4400 N utilizando distribución uniforme	Carga secuencial
Descripción:		

---

5. Propiedad del Estudio

Información de malla	
Tipo de malla:	Malla con elementos sólidos tetraédricos
Mallador utilizado:	Estándar
Transición automática:	Desactivar
Superficie suave:	Desactivar
Verificación jacobiana:	Ninguna
Tamaño de elementos:	4.53 mm
Tolerancia:	0.2265 mm
Calidad:	Alta
Número de elementos:	14833
Número de nodos:	30723

Información del solver	
Calidad:	Alta
Tipo de solver:	Solver tipo FFE
Opción:	Incluir efectos térmicos
Opción térmica:	Introducir temperatura
Opción térmica:	Temperatura de referencia a deformación unitaria cero: 298 Kelvin

6. Contacto

Estado de contacto: Caras en contacto - Unido

7. Resultados de esfuerzos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	VON: Tensiones von Mises	10.8014 N/m^2 Nodo: 29333	(66 mm, -9.6 mm, -82.7777 mm)	1.1625e+008 N/m^2 Nodo: 14264	(31.9974 mm, -5.53093 mm, 102.019 mm)

8. Resultados de deformaciones unitarias

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	6.82741e-006 Elemento: 6640	(-16.8076 mm, -3.47263 mm, -80.4535 mm)	0.0334838 Elemento: 9313	(31.5068 mm, -6.27409 mm, 102.553 mm)

9. Resultados de Desplazamientos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	URES: Desplazamientos resultantes	0 m Nodo: 62	(-24 mm, -8.6 mm, -82.7777 mm)	0.00689065 m Nodo: 3757	(-24 mm, 0.6 mm, -82.7777 mm)

10. Resultados de Deformadas

Nº de trazado	Factor de escala
1	2.9249

11. Apéndice

Nombre de material:	PS Medium/High Flow
Descripción:	
Origen del material:	Archivos de biblioteca
Nombre de biblioteca de materiales:	cosmos materials
Tipo de modelo del material:	Isotrópico elástico lineal

Nombre de propiedad	Valor	Unidades	Tipo de valor
Módulo elástico	2.28e+009	N/m^2	Constante
Coeficiente de Poisson	0.387	NA	Constante
Módulo cortante	8.173e+008	N/m^2	Constante
Densidad	1040	kg/m^3	Constante
Límite de tracción	3.59e+007	N/m^2	Constante
Conductividad térmica	0.121	W/(m.K)	Constante
Calor específico	1691	J/(kg.K)	Constante

ANEXO 8

Análisis de tensiones de Módulo 3

1. **Introducción**
2. **Información de archivo**
3. **Materiales**
4. **Información de cargas y restricciones**
5. **Propiedad del estudio**
6. **Contacto**
7. **Resultados de esfuerzos**
8. **Resultados de deformaciones unitarias**
9. **Resultados de desplazamientos**
10. **Resultados de deformadas**
11. **Apéndice**

1. Introducción

Resuma el análisis mediante el Método de elementos finitos (MEF) de Módulo3

Nota:

No base sus decisiones de diseño solamente en los datos presentados en este informe. Utilice esta información en conjunción con datos experimentales y con la experiencia práctica. Las pruebas de campo son de obligado cumplimiento para validar su diseño definitivo. COSMOSWorks le ayuda a reducir el tiempo de salida al mercado de sus productos, aunque sin llegar a eliminar las pruebas de campo por completo.

2. Información de Archivo

Nombre del modelo:	Módulo3
Ubicación del modelo:	C:\Andres\Proyecto Grado\Tesis\Módulos\Módulo3\Módulo3.SLDPRT
Ubicación de resultados:	C:\DOCUME~1\ADMINI~1\LOCALS~1\Temp
Nombre de estudio:	Estudio 1 (-Predeterminado-)

3. Materiales

Nº	Nombre de pieza	Material	Masa	Volumen
1	Módulo3	PS Medium/High Flow	0.0435733 kg	4.18974e-005 m^3

4. Información de Cargas y Restricciones

Restricción		
Restricción-3 <Módulo3>	activar 4 Cara(s) fijo.	
Descripción:		

Carga		
Fuerza-1 <Módulo3>	activar 1 Cara(s) aplicar fuerza normal 4400 N utilizando distribución uniforme	Carga secuencial
Descripción:		

5. Propiedad del Estudio

Información de malla	
Tipo de malla:	Malla con elementos sólidos tetraédricos
Mallador utilizado:	Estándar
Transición automática:	Desactivar
Superficie suave:	Desactivar
Verificación jacobiana:	Ninguna
Tamaño de elementos:	3.4465 mm
Tolerancia:	0.17232 mm
Calidad:	Alta
Número de elementos:	15324
Número de nodos:	31732

Información del solver	
Calidad:	Alta
Tipo de solver:	Solver tipo FFE
Opción:	Incluir efectos térmicos
Opción térmica:	Introducir temperatura
Opción térmica:	Temperatura de referencia a deformación unitaria cero: 298 Kelvin

6. Contacto

Estado de contacto: Caras en contacto - Unido

7. Resultados de esfuerzos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	VON: Tensiones von Mises	11.3135 N/m^2 Nodo: 16872	(-27 mm, -0.35 mm, 24 mm)	3.53888e+008 N/m^2 Nodo: 20398	(32 mm, 1.57279 mm, -77.533 mm)

8. Resultados de deformaciones unitarias

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	0.000185225 Elemento: 106	(35.5443 mm, 0.216003 mm, -162.488 mm)	0.115011 Elemento: 8410	(31.1667 mm, 0.871321 mm, -78.9171 mm)

9. Resultados de desplazamientos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	URES: Desplazamientos resultantes	0 m Nodo: 2678	(-27 mm, 0.4 mm, 24 mm)	0.00543153 m Nodo: 2361	(-22 mm, 11.6556 mm, -80 mm)

10. Resultados de deformadas

Nº de trazado	Factor de escala
1	1

11. Apéndice

Nombre de material:	PS Medium/High Flow
Descripción:	
Origen del material:	Archivos de biblioteca
Nombre de biblioteca de materiales:	cosmos materials
Tipo de modelo del material:	Isotrópico elástico lineal

Nombre de propiedad	Valor	Unidades	Tipo de valor
Módulo elástico	2.28e+009	N/m^2	Constante
Coeficiente de Poisson	0.387	NA	Constante
Módulo cortante	8.173e+008	N/m^2	Constante
Densidad	1040	kg/m^3	Constante
Límite de tracción	3.59e+007	N/m^2	Constante
Conductividad térmica	0.121	W/(m.K)	Constante
Calor específico	1691	J/(kg.K)	Constante

ANEXO 9

Análisis de tensiones de Módulo 4

1. **Introducción**
2. **Información de archivo**
3. **Materiales**
4. **Información de cargas y restricciones**
5. **Propiedad del estudio**
6. **Contacto**
7. **Resultados de esfuerzos**
8. **Resultados de deformaciones unitarias**
9. **Resultados de desplazamientos**
10. **Resultados de deformadas**
11. **Apéndice**

---

1. Introducción

Resuma el análisis mediante el Método de elementos finitos (MEF) de Módulo

Nota:

No base sus decisiones de diseño solamente en los datos presentados en este informe. Utilice esta información en conjunción con datos experimentales y con la experiencia práctica. Las pruebas de campo son de obligado cumplimiento para validar su diseño definitivo. COSMOSWorks le ayuda a reducir el tiempo de salida al mercado de sus productos, aunque sin llegar a eliminar las pruebas de campo por completo.

---

2. Información de Archivo

Nombre del modelo:	Módulo
Ubicación del modelo:	C:\Andres\Proyecto Grado\Tesis\Módulos\Módulo4\Módulo.SLDPRT
Ubicación de resultados:	C:\DOCUME~1\ADMINI~1\LOCALS~1\Temp
Nombre de estudio:	Estudio 1 (-Predeterminado-)

3. Materiales

Nº	Nombre de pieza	Material	Masa	Volumen
1	Módulo	PS Medium/High Flow	0.0288873 kg	2.77762e-005 m^3

4. Información de Cargas y Restricciones

Restricción		
Restricción-1 <Módulo>	activar **4 Cara(s)** fijo.	
Descripción:		

Carga		
Fuerza-1 <Módulo>	activar **1 Cara(s)** aplicar fuerza normal **4400 N** utilizando distribución uniforme	Carga secuencial
Descripción:		

5. Propiedad del Estudio

Información de malla	
Tipo de malla:	Malla con elementos sólidos tetraédricos
Mallador utilizado:	Estándar
Transición automática:	Desactivar
Superficie suave:	Activar
Verificación jacobiana:	4 Points
Tamaño de elementos:	3.0295 mm
Tolerancia:	0.15148 mm
Calidad:	Alta
Número de elementos:	13391
Número de nodos:	27709

Información del solver	
Calidad:	Alta
Tipo de solver:	Solver tipo FFE
Opción:	Incluir efectos térmicos
Opción térmica:	Introducir temperatura
Opción térmica:	Temperatura de referencia a deformación unitaria cero: 298 Kelvin

6. Contacto

Estado de contacto: Caras en contacto - Unido

7. Resultados de Esfuerzos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	VON: Tensiones von Mises	42.1444 N/m^2 Nodo: 25580	(33 mm, -6.48977 mm, -75.6754 mm)	1.82952e+008 N/m^2 Nodo: 27434	(-13 mm, -5.21699 mm, 3.69825 mm)

8. Resultados de Deformaciones Unitarias

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	6.23451e-005 Elemento: 12691	(-12.3333 mm, -3.1554 mm, -72.7447 mm)	0.0551655 Elemento: 8219	(-12.3333 mm, -4.84549 mm, 3.46222 mm)

9. Resultados de Desplazamientos

Nombre	Tipo	Mín.	Ubicación	Máx.	Ubicación
Plot2	URES: Desplazamientos resultantes	0 m Nodo: 153	(33 mm, -5.34738 mm, 68.2324 mm)	0.00848493 m Nodo: 3104	(31 mm, 2.25088 mm, -73.6679 mm)

10. Resultados de Deformadas

Nº de trazado	Factor de escala
1	1

11. Apéndice

Nombre de material:	PS Medium/High Flow
Descripción:	
Origen del material:	Archivos de biblioteca
Nombre de biblioteca de materiales:	cosmos materials
Tipo de modelo del material:	Isotrópico elástico lineal

Nombre de propiedad	Valor	Unidades	Tipo de valor
Módulo elástico	2.28e+009	N/m^2	Constante
Coeficiente de Poisson	0.387	NA	Constante
Módulo cortante	8.173e+008	N/m^2	Constante
Densidad	1040	kg/m^3	Constante
Límite de tracción	3.59e+007	N/m^2	Constante
Conductividad térmica	0.121	W/(m.K)	Constante
Calor específico	1691	J/(kg.K)	Constante

ANEXO 10

Encuestas Realizadas en el Test de Usabilidad

1.	¿reconoció de inmediato la forma de usar el producto?
2.	¿fue fácil ponerse y quitarse el producto?
3.	Según usted, ¿el producto necesita un manual de instrucciones?
4.	Después de vestir, ¿el producto le pareció cómodo?
5.	¿Identificó las ventajas del producto?
6.	¿identificó las desventajas del producto?
7.	Mientras hace uso de su moto, usted usa otros elementos aparte del chaleco y casco , como meletines, canguros, bolsos.
8.	En caso de responder si en el punto anterior, ¿ le fue comodo utilizarlo al tiempo con el sistema de protección?
9.	¿ cual de los tres diseños le gusto mas?
10.	¿ cual de los tres diseños le parecio mas comodo?
11.	¿ cual de los tres diseños le parecio mas facil de ponerse/quitarse?

Los cuestionarios arrojaron los siguientes datos, los numerales corresponden al número de la pregunta en la parte superior.

	primer usuario		
	SI	NO	observaciones
1		x	
2		x	tiene muchas cintas
3	x		
4		x	
5		x	
6		x	
7	x		
8		x	
9			ninguno
10			ninguno
11			ninguno

	segundo usuario		
	SI	NO	observaciones
1			mas o menos
2	x		
3	x		
4	x		
5	x		
6		x	
7	x		
8	x		
9			3
10			1
11			1, 2, 3

	tercer usuario		
	SI	NO	observaciones
1		x	
2	x		
3		x	
4	x		
5	x		
6	x		
7		x	
8			
9			3
10			3
11			2

	cuarto usuario		
	SI	NO	observaciones
1	x		
2	x		
3		x	
4	x		viajar
5	x		
6	x		
7	x		maletin NO
8			
9			3
10			1
11			3

	quinto usuario		
	SI	NO	observaciones
1		x	algunos, 1 y 3
2	x		1 y 3
3		x	
4	x		
5	x		
6		x	
7	x		maletín (morral)
8	x		
9			3
10			1
11			1