

## **Treball Final de Màster**

**Estudi: Màster en Enginyeria Industrial**

**Títol:** Disseny i Fabricació d'un disc intervertebral mitjançant Fabricació Additiva

**Document:** 1. Memòria i Annexos

**Alumne:** Mario Andrades García

**Tutor:** Inés Ferrer Real / Norbert Blanco Villaverde

**Departament:** EMCI

**Àrea:** Enginyeria de Processos de Fabricació / Enginyeria Mecànica

**Convocatòria (mes/any):** Setembre 2019



## Agraïments

Per començar, vull donar les gràcies als meus pares, Antonio i Eva, sense els quals no hauria pogut tenir els estudis que tinc. Ells han sigut un pilar bàsic al llarg de tota la meva vida i els hi he d'agrair tot el que han fet per mi. M'han recolzat en totes les meves decisions i m'han donat la millor educació possible. A més a més sempre he pogut comptar amb ells quan ho he necessitat i m'han ajudat en tot el possible durant aquesta etapa. Juntament amb ells, sento el mateix per la meva germana Mònica, la qual m'ha recolzat sempre i m'ha entès en totes les situacions. Juntament amb ells, es troba tota la meva família, els hi vull agrair que sempre han entès la meva situació i m'han recolzat per aconseguir el millor.

Seguidament, vull agrair-li a la meva parella tot l'esforç que ha fet. M'ha recolzat durant cada dia d'aquesta llarga etapa a la Universitat de Girona. A part de recolzar-me, m'ha entès des del primer dia en la dificultat que comporta finalitzar uns estudis com els que he cursat. A més a més m'ha donat suport constant i m'ha ajudat a no donar-me per vençut mai, perquè qui vol alguna cosa, se l'ha de guanyar.

A continuació, he d'agrair tota l'ajuda rebuda pels meus companys al llarg de tots aquests anys, des del primer dia d'Universitat fins l'últim, sense ells tot hauria sigut més complicat. El suport mutu que ens hem donat entre tots ens ha permès poder estar més tranquils durant el dia a dia, compaginar la feina amb els estudis, etc. M'emporto moltes grans amistats gràcies a aquesta etapa, amb els que he pogut compartir grans moments i històries, al cap i a la fi són molts anys junts. A més a més, he de donar les gràcies a tots aquells amics que ja tenia, pel seu interès, suport i empatia durant tots aquests anys.

Per acabar, vull donar les gràcies a la meva tutora Inés Ferrer i al meu tutor Norbert Blanco, pel seu suport constant, l'orientació i la confiança durant la realització d'aquest projecte. Gràcies a ells he pogut aplicar els coneixements adquirits durant tots els meus estudis dins el camp dels Processos de Fabricació i de l'Enginyeria Mecànica al present Treball de Fi de Màster. També, a tot el professorat i personal de l'Escola Politècnica Superior, per contribuir a la meva formació durant els meus estudis de Grau i Màster.



## ÍNDEX

1	INTRODUCCIÓ .....	13
1.1	Antecedents.....	13
1.2	Objecte .....	13
1.3	Abast .....	14
2	METODOLOGIA.....	15
3	MEMÒRIA DESCRIPTIVA.....	16
3.1	ANATOMIA DE LA COLUMNA VERTEBRAL HUMANA.....	16
3.1.1	Introducció .....	16
3.1.2	Plans i eixos anatòmics .....	16
3.1.3	Elements de la columna vertebral.....	17
3.1.4	Curvatures de la columna.....	18
3.1.5	Vèrtebra.....	19
3.1.6	Disc intervertebral.....	20
3.1.7	Lligaments de la columna vertebral .....	24
3.1.8	Músculs de la columna vertebral.....	26
3.1.9	Unitat funcional.....	28
3.1.10	Moviments naturals de la columna vertebral.....	28
3.1.11	Patologies del disc intervertebral natural .....	31
3.2	ESTUDI DE MERCAT .....	34
3.2.1	Introducció.....	34
3.2.2	Tipologies de pròtesi de disc intervertebral.....	34
3.2.3	Pròtesis de disc intervertebral al mercat .....	36
3.2.4	Conclusions de l'estudi de mercat .....	42
4	MEMÒRIA TÈCNICA.....	43
4.1	HIPÒTESIS DE PARTIDA .....	43
4.1.1	Càrregues a suportar.....	43
4.1.2	Amplitud de moviments .....	44
4.1.3	Espai disponible per a la pròtesis discal .....	45
4.2	DISSENY DEL MODEL .....	48
4.2.1	Requeriments de disseny .....	48
4.2.2	Descripció de la proposta de disseny .....	48
4.2.3	Elecció dels materials .....	50
4.2.4	Estudi del cas en relació a la Fabricació Additiva .....	52
4.2.5	Generació del model 3D .....	54
4.3	SIMULACIÓ COMPUTACIONAL.....	58

4.3.1	Càrregues aplicades al model de simulació .....	58
4.3.2	Verificació del model de simulació .....	59
4.3.3	Validació del model.....	63
4.3.4	Predicció del model de simulació.....	71
4.3.5	Dissenys no vàlids .....	72
4.4	ANÀLISI DE RESULTATS .....	74
4.5	DISSENY MITJANÇANT IMPRESSIÓ 3D. PROTOTIP .....	79
4.5.1	Prototip dimensional .....	79
4.5.2	Prototip funcional.....	79
5	RESUM DEL PRESSUPOST .....	82
6	CONCLUSIONS .....	83
7	RELACIÓ DE DOCUMENTS .....	85
8	BIBLIOGRAFIA .....	86
9	GLOSSARI .....	90
9.1	ABREVIATURES .....	90
ANNEX A.	FABRICACIÓ ADDITIVA .....	91
A.1	Introducció .....	91
A.2	Avantatges de la fabricació additiva.....	92
A.3	Tecnologies d'impressió 3D.....	92
ANNEX B.	RESULTATS DE LA SIMULACIÓ DEL MODEL .....	94
B.1	Cas 1: Dret .....	94
B.1.1.	Deformacions Cas 1 .....	94
B.1.2.	Esforços Normals Cas 1 .....	95
B.1.3.	Esforços Tallants Cas 1.....	96
B.2	Cas 2: Dret flexió amb càrrega .....	97
B.2.1.	Deformacions Cas 2 .....	97
B.2.2.	Esforços Normals Cas 2 .....	99
B.2.3.	Esforços Tallants Cas 2.....	100
B.3	Cas 3: Dret flexió sense càrrega.....	101
B.3.1.	Deformacions Cas 3 .....	101
B.3.2.	Esforços Normals Cas 3 .....	102
B.3.3.	Esforços Tallants Cas 3.....	103
B.4	Cas 4: Dret extensió amb càrrega .....	104
B.4.1.	Deformacions Cas 4 .....	104
B.4.2.	Esforços Normals Cas 4 .....	106
B.4.3.	Esforços Tallants Cas 4.....	107
B.5	Cas 5: Dret extensió sense càrrega.....	108

B.5.1.	Deformacions Cas 5 .....	108
B.5.2.	Esforços Normals Cas 5 .....	109
B.5.3.	Esforços Tallants Cas 5 .....	110
B.6	Cas 6: Assegut .....	111
B.6.1.	Deformacions Cas 6 .....	111
B.6.2.	Esforços Normals Cas 6 .....	113
B.6.3.	Esforços Tallants Cas 6 .....	114
B.7	Cas 7: Assegut flexió amb càrrega .....	115
B.7.1.	Deformacions Cas 7 .....	115
B.7.2.	Esforços Normals Cas 7 .....	116
B.7.3.	Esforços Tallants Cas 7 .....	117
B.8	Cas 8: Assegut flexió sense càrrega .....	118
B.8.1.	Deformacions Cas 8 .....	118
B.8.2.	Esforços Normals Cas 8 .....	120
B.8.3.	Esforços Tallants Cas 8 .....	121
B.9	Cas 9 i 10: Flexió lateral .....	122
B.9.1.	Deformacions Cas 9 .....	122
B.9.2.	Esforços Normals Cas 9 .....	123
B.9.3.	Esforços Tallants Cas 9 .....	124
B.10	Cas 11: Torsió sense càrrega .....	125
B.10.1.	Deformacions Cas 11 .....	125
B.10.2.	Esforços Normals Cas 11 .....	127
B.10.3.	Esforços Tallants Cas 11 .....	128
ANNEX C.	PROPIETATS DELS MATERIALS UTILITZATS .....	129
C.1	Goma de Silicona (SI) .....	129
C.2	Aliatge de Titani .....	129
C.3	Polietilè de Baixa Densitat (LDPE) .....	130

## ÍNDIX DE FIGURES

FIGURA 1: METODOLOGIA DEL PROJECTE (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	15
FIGURA 2: EIXOS I PLANS DE MOVIMENT DEL COS HUMÀ (SVRSEK, N.D.) .....	17
FIGURA 3: REGIONS DE LA COLUMNA VERTEBRAL (ROLDÁN CIUDAD, 2011).....	18
FIGURA 4: VISTES DE LA COLUMNA VERTEBRAL (JARA G., 2007).....	19
FIGURA 5: PARTS D'UNA VÈRTEBRA (ROLDÁN CIUDAD, 2011) .....	19
FIGURA 6: COMPOSICIÓ DISC INTERVERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	21
FIGURA 7: CAPES FIBROSES DE L'ANELL (LUQUE SENDRA, 2009).....	22
FIGURA 8: UNIÓ DEL CONJUNT DEL DISC INTERVERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	22
FIGURA 9: POSICIÓ DEL NUCLI RESPECTE LA VÈRTEBRA (LUQUE SENDRA, 2009) .....	24
FIGURA 10: LLIGAMENTS DE LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	26
FIGURA 11: MUSCULATURA DE LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	27
FIGURA 12: UNITAT FUNCIONAL (ROLDÁN CIUDAD, 2011) .....	28
FIGURA 13: GRAUS DE LLIBERTAT PERMESOS PER LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009).....	29
FIGURA 14: FLEXIÓ DE LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	30
FIGURA 15: EXTENSIÓ DE LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	30
FIGURA 16: FLEXIÓ LATERAL DE LA COLUMNA VERTEBRAL (LUQUE SENDRA, 2009) .....	31
FIGURA 17: ENVELLIMENT DEL DISC INTERVERTEBRAL (ROLDÁN CIUDAD, 2011).....	32
FIGURA 18: PRÒTESI DISCAL DEL TIPUS CONSTRETA. Nº DE PATENT A EEUU: US 2013/0073043 A1. (LAGE BARROSO, 2017) .....	35
FIGURA 19: PRÒTESI DISCAL DEL TIPUS NO CONSTRETA. Nº DE PATENT A ESPANYA: ES 2 367 685 T3. (LAGE BARROSO, 2017) .....	35
FIGURA 20: PRÒTESI SB CHARITÉ (HOWARD S. AN & KRISTEN KARL JUAREZ, N.D.) .....	36
FIGURA 21: PRÒTESI PRODISC L (CENTINEL SPINE LLC, 2017).....	38
FIGURA 22: PRÒTESI M6-L (INSTITUTO CLAVEL, N.D.) .....	40
FIGURA 23: VARIACIÓ DE LES COMPONENTS DE LES TENSIONS APLICADES SOBRE EL DISC INTERVERTEBRAL L3- L4 (LUQUE SENDRA, 2009).....	43
FIGURA 24: DISPOSICIÓ DE L'AMPLITUD DE MOVIMENTS PER A FLEXO-EXTENSIÓ, FLEXIÓ LATERAL I TORSIÓ (CABALLERO HIDALGO, 2016).....	45
FIGURA 25: OPERACIÓ DE MESURA DE L'ESPAI DISPONIBLE SOBRE LA VÈRTEBRA (ENANDE GMBH, 2018).....	46
FIGURA 26: OPERACIÓ DE MESURA DE L'ANGLE ENTRE VÈRTEBRES (ENANDE GMBH, 2018).....	46
FIGURA 27: OPERACIÓ DE MESURA DE L'ALÇADA ENTRE VÈRTEBRES (ENANDE GMBH, 2018) .....	47
FIGURA 28: OPERACIÓ D'AUGMENT DE L'ALÇADA ENTRE VÈRTEBRES (ENANDE GMBH, 2018) .....	47
FIGURA 29: FUNCIONAMENT TIPUS RÒTULA (LUQUE SENDRA, 2009) .....	49
FIGURA 30: PLACA SUPERIOR. VISTA ISOMÈTRICA SUPERIOR I INFERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	55
FIGURA 31: ANELL FIBRÓS. VISTA ISOMÈTRICA I TALL ENTREMIG (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	56
FIGURA 32: NUCLI POLPÓS. VISTA ISOMÈTRICA (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	56



FIGURA 33: PLACA INFERIOR. VISTA ISOMÈTRICA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	57
FIGURA 34: MALLAT PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	60
FIGURA 35: MALLAT ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	61
FIGURA 36: MALLAT NUCLI POLPÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	61
FIGURA 37: MALLAT PLACA INFERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	61
FIGURA 38: TIPUS DE CONTACTES ENTRE PECES (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	62
FIGURA 39: LLISTAT DE SISTEMES DE COORDENADES (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	63
FIGURA 40: CONDICIÓ DE CONTORN, SUPORT FIX (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	64
FIGURA 41: SENTIT REFERÈNCIA DELS EIXOS DEL MODEL DE SIMULACIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	66
FIGURA 42: LLISTAT DE PATHS INTRODUÏTS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	66
FIGURA 43: DEFORMACIÓ PER AL CAS DE FLEXIÓ SENSE CÀRREGA - VISTA EN PERFIL (ELABORACIÓ PRÒPIA) ...	69
FIGURA 44: DEFORMACIÓ PER AL CAS D'EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA - VISTA EN PERFIL (ELABORACIÓ PRÒPIA)	69
FIGURA 45: DEFORMACIÓ PER AL CAS DE FLEXIÓ LATERAL - VISTA EN ALÇAT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	69
FIGURA 46: ERROR RELATIU SEGONS ACTIVITAT (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	70
FIGURA 47: DEFORMACIÓ PER AL CAS DE TORSIÓ - VISTA EN PLANTA (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	71
FIGURA 48: DISSENY NO VÀLID: 27X35MM ANELL FIBRÓS Ø27 (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	72
FIGURA 49: DISSENY NO VÀLID: 27X35MM ANELL FIBRÓS Ø25 (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	72
FIGURA 50: DISSENY NO VÀLID: 27X35MM ANELL FIBRÓS Ø25 AMB FORATS AMPLIATS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	73
FIGURA 51: ESFORÇOS NORMALS MÀXIMS – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	76
FIGURA 52: ESFORÇOS TALLANTS MÀXIMS – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	78
FIGURA 53: DISSENY FINAL PRÒTESI DISCAL - VISTA ISOMÈTRICA (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	79
FIGURA 54: DRET - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	94
FIGURA 55: DRET - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA) ...	94
FIGURA 56: DRET - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA)	95
FIGURA 57: DRET – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA)	95
FIGURA 58: DRET – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) ..	96
FIGURA 59: DRET – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA)	96
FIGURA 60: DRET – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .	97
FIGURA 61: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	97
FIGURA 62: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	98
FIGURA 63: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	98
FIGURA 64: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	99

FIGURA 65: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	99
FIGURA 66: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	100
FIGURA 67: DRET FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	100
FIGURA 68: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	101
FIGURA 69: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	101
FIGURA 70: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	102
FIGURA 71: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	102
FIGURA 72: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	103
FIGURA 73: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	103
FIGURA 74: DRET FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	104
FIGURA 75: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	104
FIGURA 76: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	105
FIGURA 77: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	105
FIGURA 78: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	106
FIGURA 79: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	106
FIGURA 80: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	107
FIGURA 81: DRET EXTENSIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	107
FIGURA 82: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	108
FIGURA 83: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	108

FIGURA 84: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	109
FIGURA 85: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	109
FIGURA 86: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	110
FIGURA 87: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	110
FIGURA 88: DRET EXTENSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	111
FIGURA 89: ASSEGUT - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA) ....	111
FIGURA 90: ASSEGUT-SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL–VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA)	112
FIGURA 91: ASSEGUT - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	112
FIGURA 92: ASSEGUT – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	113
FIGURA 93: ASSEGUT–SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL–VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	113
FIGURA 94: ASSEGUT – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	114
FIGURA 95: ASSEGUT–SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT–VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	114
FIGURA 96: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	115
FIGURA 97: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA- SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	115
FIGURA 98: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA- SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	116
FIGURA 99: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA– SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	116
FIGURA 100: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	117
FIGURA 101: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	117
FIGURA 102: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	118
FIGURA 103: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PERFIL CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	118

FIGURA 104: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA- SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	119
FIGURA 105: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA- SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	119
FIGURA 106: ASSEGUT FLEXIÓ AMB CÀRREGA– SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	120
FIGURA 107: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	120
FIGURA 108: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	121
FIGURA 109: ASSEGUT FLEXIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	121
FIGURA 110: FLEXIÓ LATERAL - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ALÇAT CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	122
FIGURA 111: FLEXIÓ LATERAL - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	122
FIGURA 112: FLEXIÓ LATERAL - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	123
FIGURA 113: FLEXIÓ LATERAL – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	123
FIGURA 114: FLEXIÓ LATERAL – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	124
FIGURA 115: FLEXIÓ LATERAL – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	124
FIGURA 116: FLEXIÓ LATERAL – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	125
FIGURA 117: TORSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA PLANTA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	125
FIGURA 118: TORSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ TOTAL – VISTA ISOMÈTRICA CONJUNT (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	126
FIGURA 119: TORSIÓ SENSE CÀRREGA - SIMULACIÓ DEFORMACIÓ EIX Y – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	126
FIGURA 120: TORSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	127
FIGURA 121: TORSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ NORMAL – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	127
FIGURA 122: TORSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA PLACA SUPERIOR (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	128

FIGURA 123: TORSIÓ SENSE CÀRREGA – SIMULACIÓ ESFORÇ TALLANT – VISTA ISOMÈTRICA ANELL FIBRÓS  
(ELABORACIÓ PRÒPIA)..... 128

## ÍNDEX DE TAULES

TAULA 1: ESPESSORS I PROPORCIONS DEL DISC INTERVERTEBRAL NATURAL .....	23
TAULA 2: TAULA DESCRIPTIVA SB CHARITÉ (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	37
TAULA 3: TAULA DESCRIPTIVA PRODISC L (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	39
TAULA 4: TAULA DESCRIPTIVA M6-L (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	41
TAULA 5: CÀRREGUES APLICADES SOBRE EL DISC INTERVERTEBRAL L3-L4 (LUQUE SENDRA, 2009).....	44
TAULA 6: AMPLITUD DE MOVIMENTS DEL RAQUIS LUMBAR (CRANEO Y RAQUIS - WORDPRESS, 2014).....	44
TAULA 7: PROPIETATS DELS MATERIALS EMPRATS.....	51
TAULA 8: CÀRREGUES A APLICAR SOBRE EL MODEL DE SIMULACIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	59
TAULA 9: ANÀLISI DEL MALLAT (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	60
TAULA 10: CONTACTES ENTRE LES PECES (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	62
TAULA 11: CÀRREGUES APLICADES SOBRE EL MODEL DE SIMULACIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	64
TAULA 12: PUNT D'APLICACIÓ I SENTIT DE LES FORCES INTRODUÏDES (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	65
TAULA 13: DESPLAÇAMENTS OBTINGUTS A LES SIMULACIONS DE LA VALIDACIÓ DEL MODEL (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	67
TAULA 14: RESULTATS DE LA VALIDACIÓ DEL MODEL (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	68
TAULA 15: ESFORÇOS NORMALS RESULTANTS DE LA SIMULACIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	74
TAULA 16: ESFORÇOS TALLANTS RESULTANTS DE LA SIMULACIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	75
TAULA 17: ANÀLISI DELS ESFORÇOS NORMALS RESULTANTS (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	76
TAULA 18: FACTORS DE SEGURETAT A ESFORÇ NORMAL PER A COMPRESSIÓ/TRACCIÓ (ELABORACIÓ PRÒPIA).....	77
TAULA 19: ANÀLISI DELS ESFORÇOS TALLANTS RESULTANTS (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	77
TAULA 20: FACTORS DE SEGURETAT A ESFORÇ TALLANT (ELABORACIÓ PRÒPIA) .....	78
TAULA 21: PROPIETATS PER IMPRESSIÓ 3D DEL TITANI (SENVOL, N.D.).....	80
TAULA 22: PROPIETATS PER IMPRESSIÓ 3D DE LA SILICONA (SENVOL, N.D.) .....	80
TAULA 23: PROPIETATS PER IMPRESSIÓ 3D DE LA RESINA (SENVOL, N.D.) .....	81
TAULA 24: PROPIETATS DE LA SILICONA SIMULADA (ANSYS WORKBENCH).....	129
TAULA 25: PROPIETATS DE L'ALITATGE DE TITANI SIMULAT (ANSYS WORKBENCH) .....	129
TAULA 26: PROPIETATS DEL POLIETILÈ DE BAIXA DENSITAT SIMULAT (ANSYS WORKBENCH) .....	130

# 1 INTRODUCCIÓ

Aquest capítol introductorí presenta una visió general de la feina que es durà a terme en aquest projecte a més de presentar la metodologia emprada en el treball.

## 1.1 Antecedents

Actualment, el dolor lumbar es troba molt extens entre la població, on un 80% d'aquesta l'ha patit durant algun moment de la seva vida. En la majoria de casos, aquest dolor és provocat per la degeneració del disc intervertebral, és a dir, la pèrdua de les seves propietats mecàniques originals. Per aquesta raó, existeixen tractaments, un dels quals és mitjançant la substitució del disc natural per una pròtesi funcional o mitjançant fusió espinal, aquest últim el qual provoca la pèrdua de la mobilitat entre les dues vèrtebres afectades.

Les pròtesis discals actuals es fabriquen mitjançant mètodes tradicionals, com pot ser el mecanitzat o l'emmotllament, en funció de la pròtesi i els seus components. Degut a la possibilitat de poder adaptar la pròtesi a cada pacient, per tal d'aconseguir una millor funcionalitat, s'ha realitzat un estudi per comprovar la viabilitat d'incorporar la fabricació additiva.

La fabricació additiva ofereix un nou paradigma de concepció de productes que permet dissenyar components prioritant la seva funcionalitat i els requeriments de personalització, sense considerar les limitacions tecnològiques, sobre la forma, els materials i/o les geometries, que caldria considerar utilitzant els processos de fabricació convencionals emprats actualment en la majoria dels entorns productius. L'elevada complexitat geomètrica, la flexibilitat i la reducció del cost són aspectes que avantatgen aquesta nova visió i enfocament en la obtenció de nous productes.

## 1.2 Objecte

L'objectiu del treball és dissenyar i modelar una pròtesi de disc intervertebral que s'adapti a les sol·licitacions mecàniques i personalitzades de de la columna vertebral. Per fer-ho cal dissenyar diferents geometries que s'adaptin a l'estat de càrregues de la columna, i seguidament es modela el seu comportament mitjançant la tècnica dels elements finits. Inicialment es vol treballar amb geometries més bàsiques per després continuar amb la seva

optimització aconseguint una funcionalitat propera a la d'un disc intervertebral real. En aquest primer estudi s'empren materials disponibles al mercat, sense considerar que hagin de tenir obligatòriament el grau d'implementabilitat requerit pel sector mèdic.

El present projecte s'endinsa en dins del món de la biomedicina i la biomecànica, en referència a la problemàtica que sorgeix respecte les operacions de disc intervertebral, l'estudi de les tecnologies additives, l'ús de les tecnologies de disseny 3D i càlcul per elements finits, per tal d'obtenir un producte que complexi tots els requeriments.

Per altra banda, s'ha ampliat el coneixement a la configuració d'eines computacions de simulació pel mètode d'elements finits mitjançant Ansys Workbench, així com la utilització de la impressió 3D com a tecnologia de prototip i fabricació.

### **1.3 Abast**

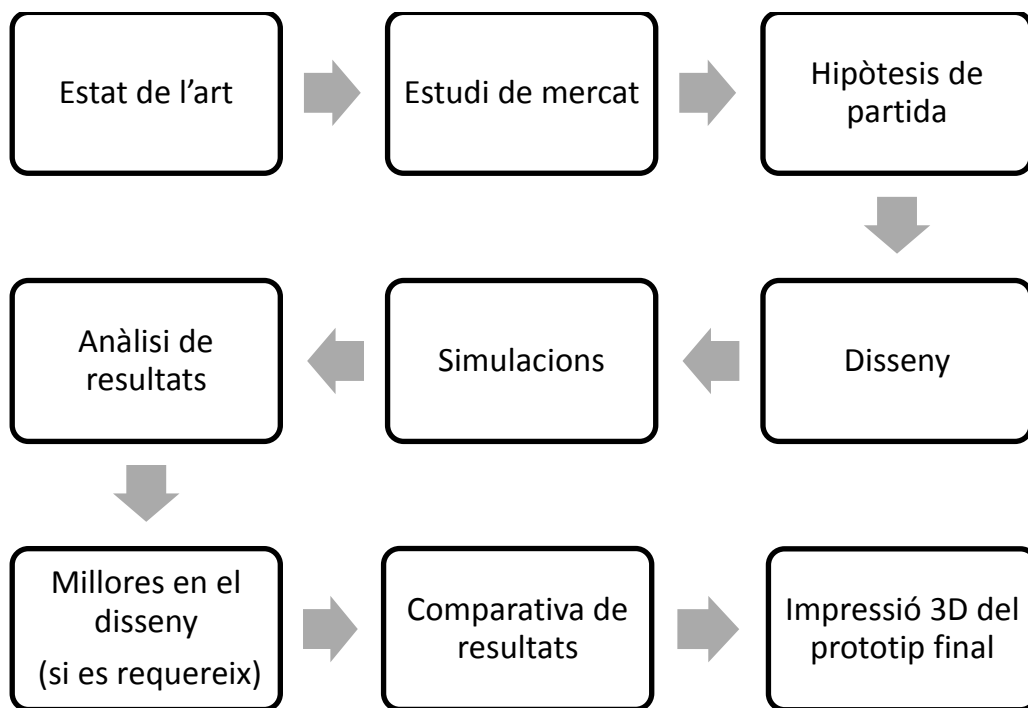
El projecte inclou una recerca bàsica del cas d'estudi en relació a la fabricació additiva, disseny i simulació de dissenys bàsics, posteriors dissenys refinats i prototipus amb fabricació additiva amb materials no bio-compatibles.

A més a més incorpora un estat de l'art basat en l'estudi de la biomecànica humana en relació a la columna vertebral i les seves patologies, així com del funcionament de les operacions quirúrgiques relacionades amb aquesta problemàtica, per així poder realitzar un disseny més precís i que no contempli errors no valorats.



## 2 METODOLOGIA

Per a la realització d'aquest treball es seguirà la següent metodologia general, es pot observar a la Figura 1:



*Figura 1: Metodologia del Projecte (Elaboració pròpia)*

### 3 MEMÒRIA DESCRIPTIVA

#### 3.1 ANATOMIA DE LA COLUMNA VERTEBRAL HUMANA

##### 3.1.1 Introducció

La columna vertebral és una estructura que està constituïda per vètebres, discs intervertebrals, lligaments i músculs. La funció bàsica d'aquest conjunt és la de permetre al cos humà mantenir l'equilibri, així com poder realitzar gran llibertat de moviments i protegir la medul·la espinal. Per aquesta raó ha de tenir importants propietats mecàniques com la rigidesa, per a suportar les forces a les quals està sotmesa, i la flexibilitat, per a poder realitzar moviments en els sis graus de llibertat.

##### 3.1.2 Plans i eixos anatòmics

Primerament, per tal d'adoptar una forma correcta de fer referència a l'anatomia del cos humà, és precís seguir un sistema respecte els plans i eixos. El cos humà es pot classificar segons els següents eixos i plans, segons es pot observar a la Figura 2:

- Eix vertical → Pla transversal
- Eix sagital → Pla frontal
- Eix transversal → Pla sagital

On la relació entre els eixos i els plans és respectivament l'ordre anomenat anteriorment.

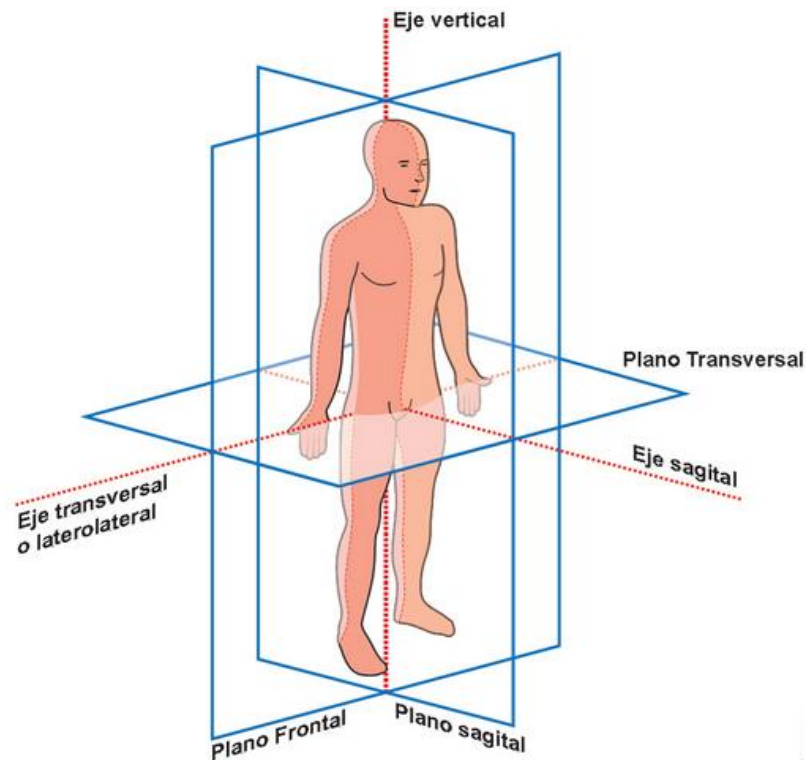


Figura 2: Eixos i plans de moviment del cos humà (Svrsek, n.d.)

### 3.1.3 Elements de la columna vertebral

La columna vertebral està composta d'entre 33 i 34 vèrtebres, varia segons l'individu, i els seus respectius discs intervertebrals. A més a més, es poden diferenciar les següents regions, depenent segons l'alçada:

- Regió cervical: composta per 7 vèrtebres cervicals
- Regió toràctica: composta per 12 vèrtebres toràctiques
- Regió lumbar: composta per 5 vèrtebres lumbar
- Regió sacra: composta per 5 vèrtebres sacres
- Regió coccígia: composta per entre 4 o 5 vèrtebres coccígies

Les tres primeres regions són independents entre sí, ja que únicament estan separades pels discs intervertebrals, mentre que les vèrtebres de la pelvis estan soldades entre sí, formant les regions sacra i la coccígies. (Dr. Chacón Flores, 2006)



*Figura 3: Regions de la columna vertebral (Roldán Ciudad, 2011)*

La columna vertebral també consta dels respectius discs intervertebrals, per a cada parell de vèrtebres i una sèrie de lligaments i músculs, els quals es detallaran en els següents apartats.

#### **3.1.4 Curvatures de la columna**

Al llarg de l'evolució, la columna vertebral ha anat patint canvis en el cas dels humans, un d'aquests és la variació de la seva forma, on hi ha aparegut curvatures. Actualment, la columna vertebral pateix quatre curvatures, dos a dos (Jara G., 2007):

- Lordosis: es tracta de la convexitat anterior, situada a las parts cervicals i lumbars.
- Cifosis: es tracta de la concavitat anterior, situada a la part toràcica i sacrococcígia.

Totes quatre curvatures es poden observar a la Figura 4. Aquestes permeten un augment de la flexibilitat, absorbeixen millor la compressió i mantenen l'estabilitat del cos. Per aconseguir això, tant els músculs com els lligaments de la columna són imprescindibles.

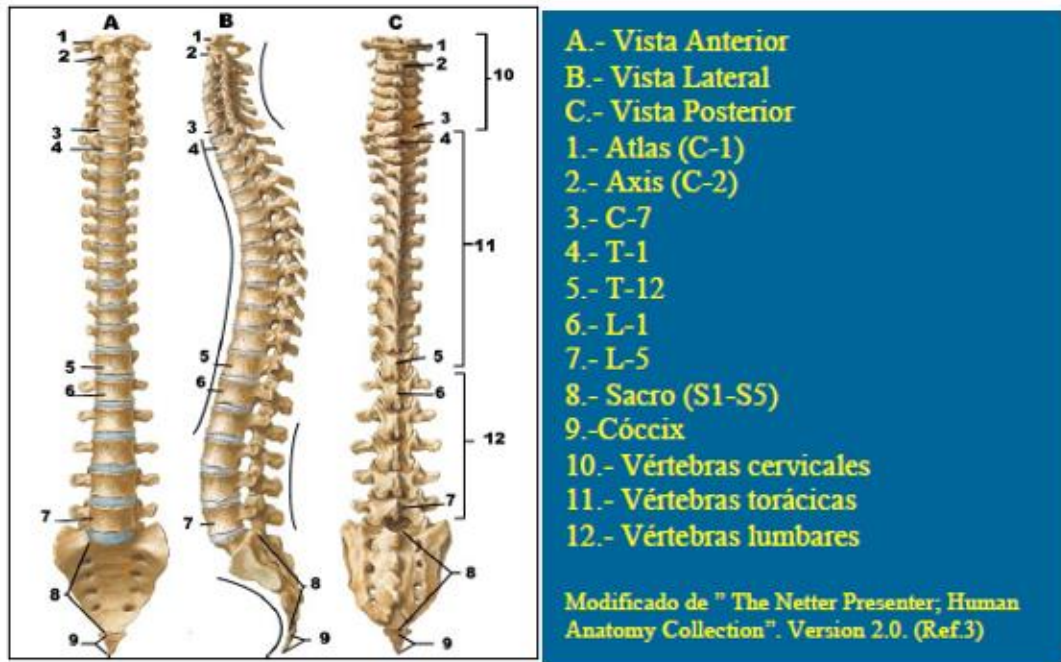


Figura 4: Vistes de la columna vertebral (Jara G., 2007)

### 3.1.5 Vèrtebra

A continuació, a la Figura 5, es pot observar un esquema introductori de cadascuna de les parts d'una vèrtebra:

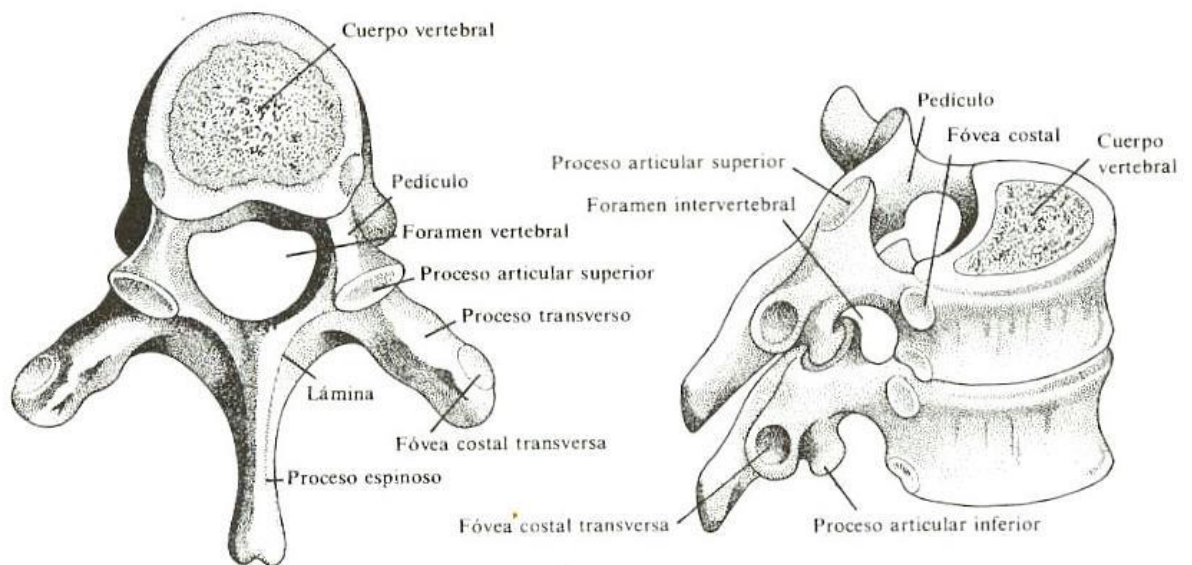


Figura 5: Parts d'una vèrtebra (Roldán Ciudad, 2011)

Cada vèrtebra consta de diferents parts, com són les següents (Jara G., 2007):

- **Cos vertebral:** està format per la cara anterior de cadascuna de les 24 vèrtebres lliures més les 9 o 10 vèrtebres fusionades, pertanyents a la regió sacra i al còccix. La capa exterior es tracta d'os cortical, el qual és sòlid i resistent, mentre que el seu interior està format per os amb una textura esponjosa més dèbil. Geomètricament, al voltant de l'eix vertical té forma còncaua.
- **Pedicles:** és la part formada per os cortical que uneix la cara anterior amb la posterior. Per tant, el seu comportament és resistent.
- **Apòfisi transvers:** es tracta de dos apòfisis enfocats cap a l'exterior de la columna en el pla transversal, la seva funció és la d'unió amb els lligaments i músculs. Hi ha un a cada costat, esquerre i dret, de la vèrtebra.
- **Apòfisi articular:** en aquest cas es tracta de quatre apòfisis, un parell situat a la part superior, i l'altre a la part inferior, de la cara posterior del conjunt de la vèrtebra. A més a més, cada apòfisi consta d'una part, anomenada carilla, que actua com a punt d'articulació respecte la carilla de la vèrtebra superior o inferior, depenent del apòfisi en qüestió. L'articulació entre vèrtebres és la següent: les carilles articulars superiors es troben en contacte amb les carilles articulars inferiors de la vèrtebra superior, mentre que les carilles articulars inferiors estan en contacte amb les superiors de la vèrtebra inferior, tal i com es pot observar en la Figura 5.
- **Apòfisi espinós:** aquest darrer apòfisi es troba situat a la cara posterior del conjunt vertebral, de mateixa forma que els apòfisis transvers, la seva funció és la d'unir els lligaments i tendons.
- **Làmines vertebrals:** són constituïdes per os i es troben situades a la cara posterior, per tal de fer d'unió entre els tres tipus d'apòfisis. La seva geometria tendeix a tenir una forma plana.
- **Forat vertebral:** amb la funció de protegir la medul·la espinal, cada vèrtebra disposa d'un forat en el seu eix vertical, el qual es troba situat entre la part anterior i la part posterior. Per tant en el conjunt vertebral, aquest forat forma el canal necessari per allotjar la medul·la.

### 3.1.6 Disc intervertebral

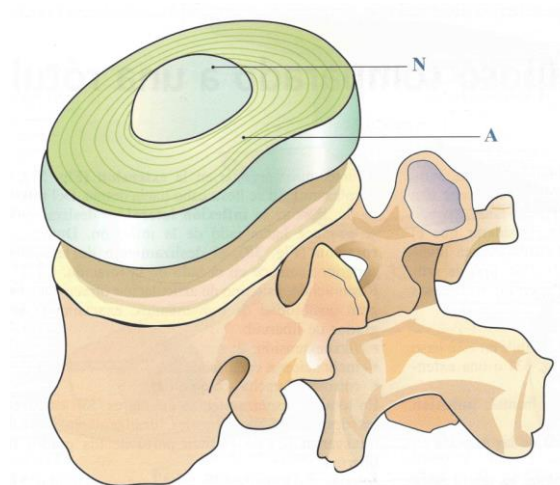
Les vèrtebres articulades gaudeixen de llibertats de moviment en els sis graus, per tant, entre cadascuna d'aquestes s'hi allotja un disc intervertebral per a poder amortir les forces a les quals es sotmet a la columna.

La seva funció principal és facilitar els moviments de la columna i poder transmetre les càrregues entre les diferents vèrtebres.

El disc intervertebral té una geometria cilíndrica biconvexa per la part superior i inferior segons l'eix vertical, les quals es troben en contacte per aquestes cares amb les vèrtebres. Tot i això, la seva mida canvia segons la regió on es troba allotjat, cervical, toràcica o lumbar, tant en gruix com en diàmetre.

Pel que fa al l'espessor del disc, aquest és màxim per a la regió lumbar, la qual és la que s'ha pres per a realitzar el present estudi. Tenint en compte les curvatures de la columna vertebral, s'ha comprovat que per a la regió lumbar, al patir una lordosis, com s'ha vist anteriorment, el costat anterior del disc té més gruix que la part posterior. Pel que fa a la regió toràcica, succeeix el contrari. (Jara G., 2007)

Tanmateix, el disc intervertebral consta de diferents parts segons la seves capacitats mecàniques, les quals es poden veure representades a la Figura 6:



*Figura 6: Composició disc intervertebral (Luque Sendra, 2009)*

- **Anell:** es denomina anell fibrós a la part perifèrica del disc, segons el seu eix vertical. Està format per diferents capes de fibres de col·lagen concèntriques, les quals el doten d'una gran resistència ja que les fibres estan col·locades de forma obliqua al pas d'una capa fibrosa amb la següent. Les fibres de les capes més externes estan orientades verticalment, de forma que van guanyant obliquïtat a mesura que s'apropen al centre del disc. Es pot observar a la Figura 7.

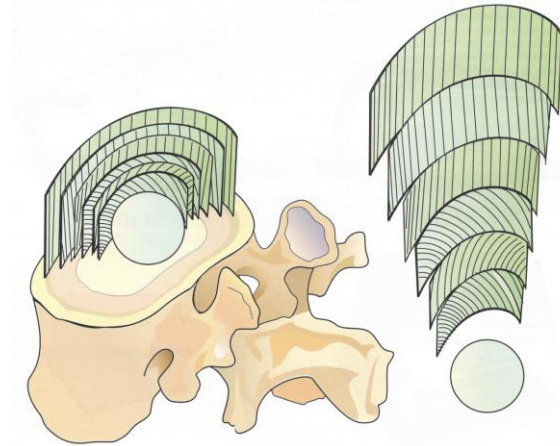


Figura 7: Capes fibroses de l'anell (Luque Sendra, 2009)

- **Nucli:** es tracta de la part central del disc intervertebral, altrament anomenat nucli polpós, degut al seu comportament tou i gelatinós, ja que està compost per un 88% d'aigua.

Aquestes dues parts es troben unides entre sí mitjançant les làmines terminals vertebrals, situades a la part superior i inferior del disc, veure Figura 8. Estan formades per cartílag, el qual aporta un comportament permeable, per tant, al estar situades entre el disc i la vèrtebra corresponent, permet el pas d'aigua i nutrients entre el nucli i la part esponjosa de l'os pertanyent al cos vertebral. Mecànicament, les làmines terminals vertebrals consten d'una alta resistència a les càrregues. El seu punt de ruptura es pot situar entre els 400 o 500 Kg. (Luque Sendra, 2009)

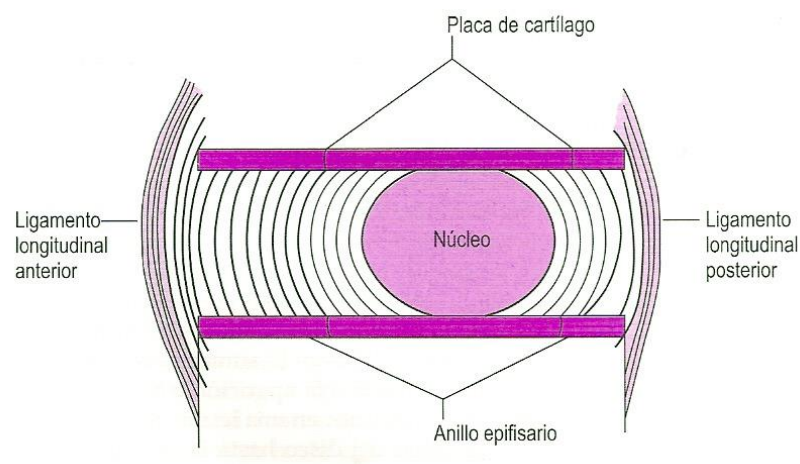


Figura 8: Unió del conjunt del disc intervertebral (Luque Sendra, 2009)



El nucli del disc, tal i com es pot comprovar a la Figura 8, es troba envoltat pel propi anell i les làmines terminals. Aquest fet fa que estigui en un espai tancat degut a la resistència del propi anell i les càrregues de les vèrtebres sobre les làmines, i conseqüentment d'aquestes sobre el nucli.

La columna es troba en una constant tensió degut als propis moviments del cos, fins i tot al estar en repòs. Tot i això, quan s'hi aplica sobre el nucli una pressió hidrostàtica superior als 80 kPa aquest expulsa aigua fins a un cert límit, fent disminuir el seu espessor. Aquesta aigua perduda, però, és recuperada al disminuir la pressió hidrostàtica per sota el valor esmentat anteriorment. Tot i això, el disc intervertebral és un excel·lent amortidor, degut a que es produeix un equilibri tensional entre les fibres de l'anell i l'hiperpressió del propi nucli.

A continuació, un cop vistes les part del disc intervertebral, s'ha adjuntat la Taula 1, on es pot consultar el gruix dels disc per a cada regió vertebral, juntament amb les proporcions de diàmetre del nucli polpós respecte el diàmetre total del disc. Així com la seva posició respecte el propi disc. Aquestes dades són importants per tenir en compte en quina magnitud de mida es treballa. En el cas que pertoca a aquest projecte, s'ha fixat la regió lumbar.

<b>Descripció</b>	<b>Unitats</b>	<b>Cervical</b>	<b>Toràcic</b>	<b>Lumbar</b>
<i>Gruix del disc</i>	(mm)	3,00	5,00	9,00
<i>Proporció Amplada del nucli</i>	(%)	30%	30%	40%
<i>Proporció Amplada part anterior</i>	(%)	40%	40%	40%
<i>Proporció Amplada part posterior</i>	(%)	30%	30%	20%

*Taula 1: Espessors i proporcions del disc intervertebral natural*

*Dades extretes de: (Luque Sendra, 2009)*

Seguidament, a la Figura 9, es pot observar amb més claredat a què fan referència les dades exposades, per a cada tipus de vèrtebra (cervical, toràcica o lumbar), on la fletxa representada amb un color blau fa referència a l'eix de mobilitat del conjunt.

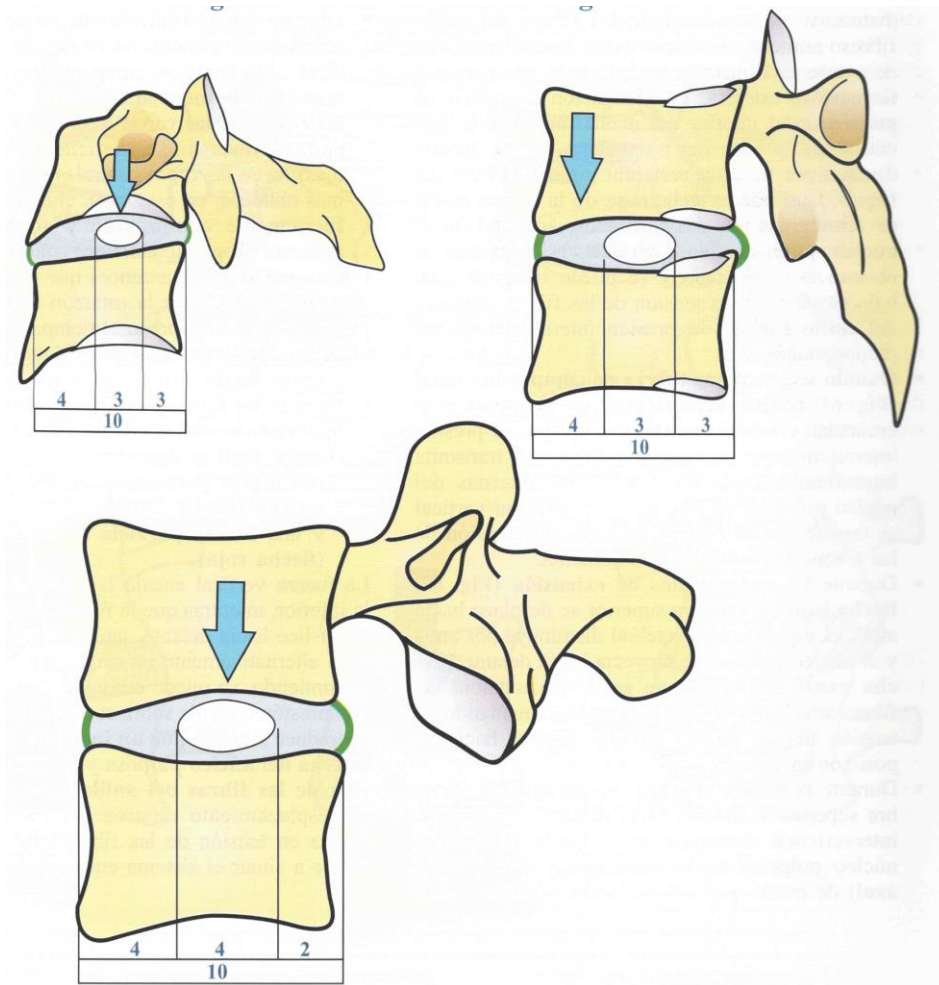


Figura 9: Posició del nucli respecte la vèrtebra (Luque Sendra, 2009)

### 3.1.7 Lligaments de la columna vertebral

Els lligaments són de vital importància en el conjunt de la columna vertebral per a que aquesta actuï de forma adequada. A la Figura 10 es pot observar una representació gràfica dels lligaments presents a la columna.

La funció principal d'aquests varia segons la seva tipologia, ja que es poden classificar en (Luque Sendra, 2009):

- **Lligaments longitudinals:** augmenten l'estabilitat de la columna vertebral en els moviments de flexo-extensió tot limitant els moviments màxims, a més de protegir els discs intervertebrals. A la vegada, aquests es poden diferenciar en anteriors o posteriors, segons la seva posició envers les vèrtebres.
  - Lligament longitudinal anterior (nº1 Figura 10): es troba unit a cada vèrtebra

- Lligament longitudinal posterior (nº2 Figura 10): s'uneix a les vertebres per la seva banda superior i inferior, la qual cosa permet el pas dels vas vertebrals. També es troba fixat als discs intervertebrals mitjançant les fibres laterals (nº3 Figura 10).
- **Lligaments grocs:** (nº5 Figura 10) tenen la particularitat d'estar constantment en tensió, fins i tot quan no pateixen càrregues i es troben en repòs. Donat un cas d'exemple per a un moviment de flexió, aquests patiran una híper-extensió. Aquest tipus de lligaments estan situats entre els arcs vertebrals (nº6 Figura 10), fent que la columna vertebral tendeixi a una posició erecta, degut al seu constant estat tensional.
- **Lligaments intertransvers:** (nº7 Figura 10) uneixen verticalment els apòfisis transvers, descrits a l'apartat dedicat a les Vèrtebres de la columna.
- **Lligaments interespinosos:** (nº8 Figura 10) uneixen verticalment els apòfisis espinosos.
- **Lligament supraespinós:** (nº10 Figura 10) uneix els apòfisis espinosos des de la 7a vertebra cervical fins l'os sacre, situat per sota les vèrtebres lumbars.

Seguidament, també hi intervenen els lligaments perivertebrals curts (nº11 Figura 10), el lligament costotransvers superior (nº12 Figura 10) i lateral (nº13 Figura 10) i el lligament del cap de la costella (nº14 Figura 10).

Com s'ha pogut comprovar, existeixen nombroses classes de lligaments, i aquests són de vital importància per al correcte desenvolupament dels moviments de la columna vertebrals ja que limiten els desplaçaments màxims de les vertebres entre sí.

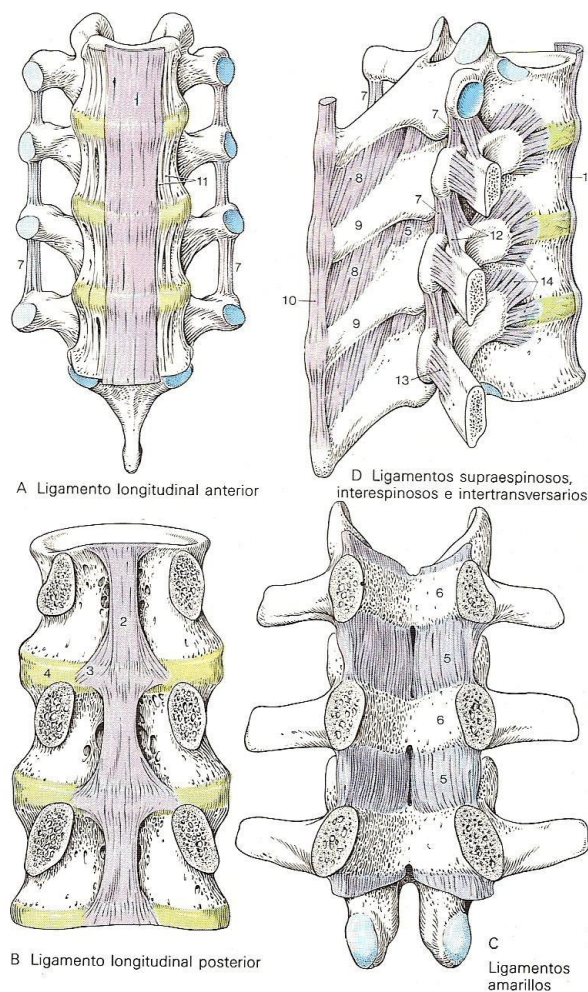


Figura 10: Lligaments de la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)

Finalment, es creu oportú no fer més extensiu aquest apartat dedicat als lligaments de la columna vertebral, degut a que posteriorment s'ha decidit no simular el seu comportament.

### 3.1.8 Músculs de la columna vertebral

Els músculs tenen la funció d'estabilitzar la columna vertebral durant qualsevol dels seus moviments naturals o en estat de repòs. A més a més, són capaços de produir moviments sobtats si és requerit. La unió d'aquests respecte el conjunt vertebral és mitjançant els apòfisis ossis, ja sigui de forma directa o indirecta. Precisament, a aquestes unions és on s'hi apliquen les forces per a realitzar els moviments de la columna, mentre que l'eix al qual s'aplica el moviment té lloc a l'interior de l'articulació.

Cada grup muscular pot tenir una o més funcions, per tal de diferenciar físicament els que exerceixen una o altres funcions, es pot basar en la següent afirmació (Luque Sendra, 2009):

Els músculs encarregats de l'estabilització de la columna es troben més propers a aquesta que els capacitats d'executar moviments sobtats. Això és perquè una distància més gran respecte als apòfisis vertebrals aporta una millor capacitat mecànica degut a una longitud de palanca més gran.

Per a poder classificar els músculs que intervenen en la columna vertebral es poden distingir de dos tipus:

- Tracte lateral superficial:
  - Sistema muscular recte
  - Sistema muscular oblic
- Tracte medial profund:
  - Sistema muscular recte
  - Sistema muscular oblic

On cadascun d'aquests tipus es pot dividir segons el seu sistema muscular, ja sigui recte o oblic. A la Figura 11, es poden observar els dos tipus de músculs esmentats anteriorment, a l'esquerra es representa el tracte lateral superficial i a la dreta el tracte medial profund.

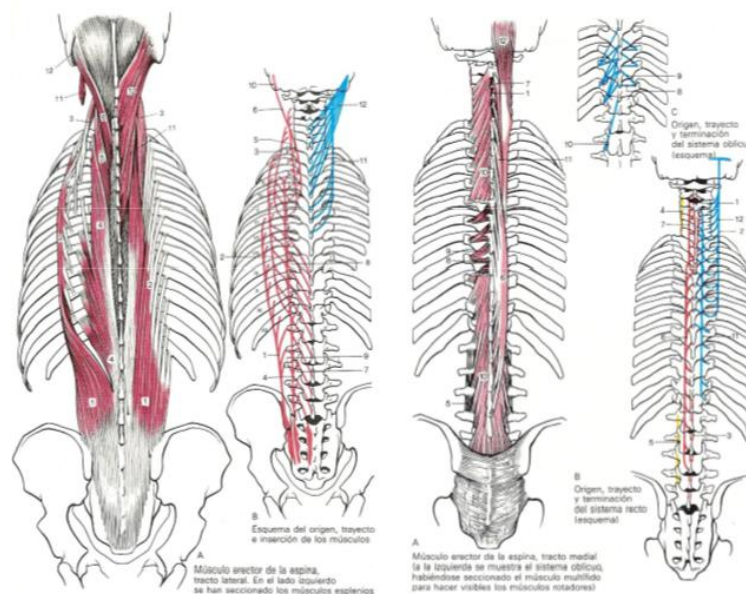


Figura 11: Musculatura de la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)

Finalment, es creu oportú no fer més extensiu aquest apartat dedicat a la musculatura de la columna vertebral, degut a que posteriorment s'ha decidit no simular el seu comportament.

### 3.1.9 Unitat funcional

Per tal de poder analitzar correctament la fisonomia de la columna, s'ha escollit una unitat funcional. El disc intervertebral és l'element principal d'aquest projecte però, aquest necessita d'altres elements per tal de poder realitzar les seves funcions.

Com es pot observar a la Figura 12, la unitat funcional està formada pel disc intervertebral, el qual està ubicat entre dues vèrtebres adjacents, que estan unides mitjançant els lligaments anterior i posterior. A més a més també es pot ubicar la medul·la espinal i les seves arrels nervioses, la qual passa pel canal obert entre la part posterior i la part anterior de cada vèrtebra.

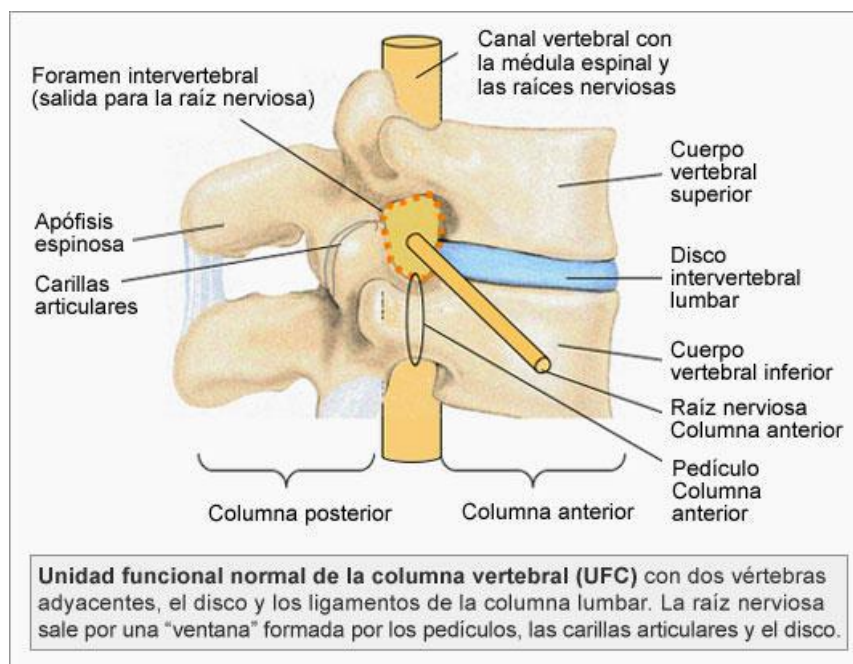


Figura 12: Unitat funcional (Roldán Ciudad, 2011)

### 3.1.10 Moviments naturals de la columna vertebral

La columna vertebral permet al cos humà realitzar una gran amplitud de moviments gràcies a l'equilibri de la seva unitat funcional, on les parts encarregades de patir les càrregues són els discs intervertebrals i les pròpies vèrtebres. Mecànicament, la columna treballa sobre els 6

graus de llibertat ja que permet desplaçaments per als tres plans i rotacions sobre els tres eixos, veure Figura 13:

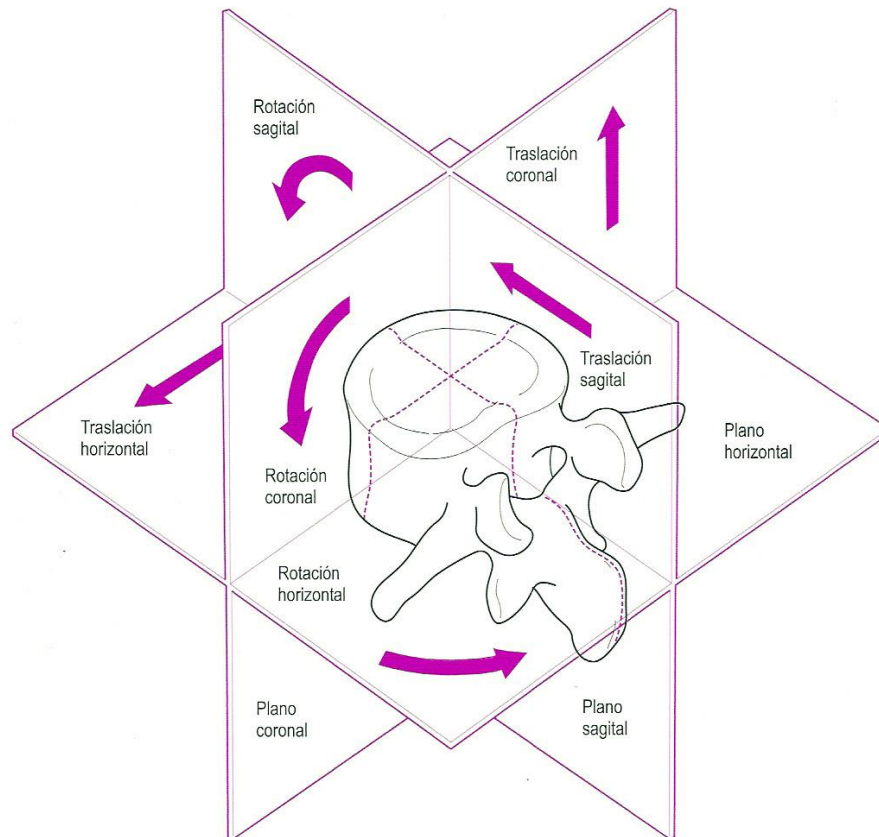
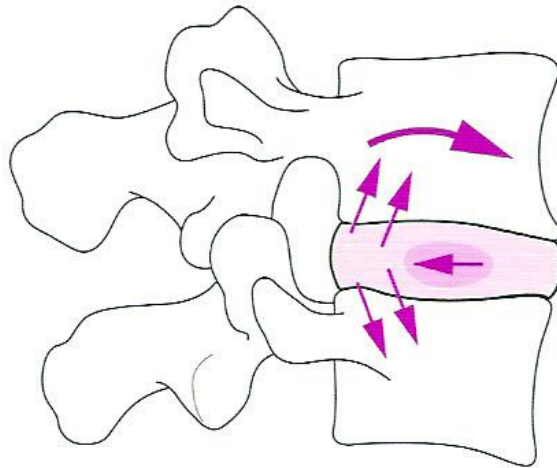


Figura 13: Graus de llibertat permesos per la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)

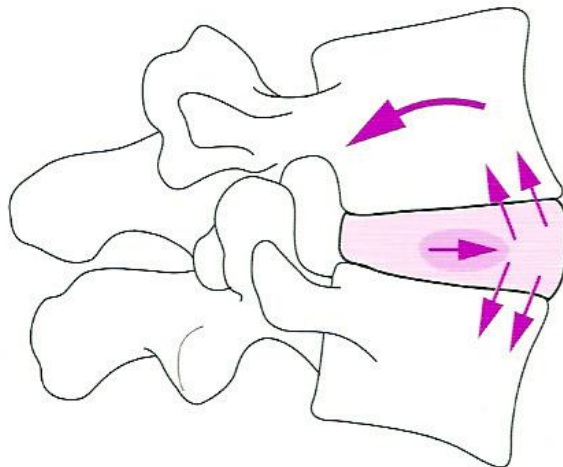
Els moviments permesos en aquests sis graus de llibertat són (Luque Sendra, 2009):

- **Flexió-extensió:** es pot dividir en dos moviments rotacionals sobre l'eix transversal, depenent si és anterior (cap endavant respecte el cos humà) o posterior (cap endarrere respecte el cos humà)
  - **Flexió:** correspon a la rotació sagital anterior, combinada amb una translació sagital anterior. En aquest moviment la vèrtebra superior de la unitat funcional es desplaça endavant (translació sagital anterior) mentre que el nucli del disc es desplaça en sentit contrari (translació sagital posterior), causant una tensió oposada (en sentit anterior) a les fibres de l'anell del disc intervertebral, veure Figura 14.



*Figura 14: Flexió de la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)*

- **Extensió:** correspon a la rotació sagital posterior, combinada amb una translació sagital posterior. En aquest moviment la vèrtebra superior de la unitat funcional es desplaça endarrere (translació sagital posterior) mentre que el nucli del disc es desplaça en sentit contrari (translació sagital anterior), causant una tensió oposada (en sentit posterior) a les fibres de l'anell del disc intervertebral, veure Figura 15.

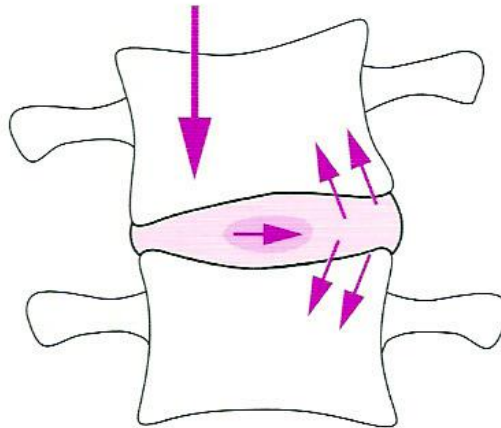


*Figura 15: Extensió de la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)*

- **Flexió lateral:** correspon a la rotació coronal, cap a qualsevol dels dos sentits de rotació, depenent aquest, es tracta d'una flexió lateral dreta o esquerra. També hi intervé una translació horitzontal sobre qualsevol dels dos sentits, dret o esquerra. En



aquest moviment representat a la Figura 16, es produeix la inclinació de la vertebra en el sentit de la força, desplaçant el nucli en el sentit contrari on el disc pateix la disminució del seu espessor, causant una tensió oposada a les fibres de l'anell del disc intervertebral.



*Figura 16: Flexió lateral de la columna vertebral (Luque Sendra, 2009)*

- **Rotació axial:** es tracta d'una rotació horitzontal, cap a qualsevol dels dos sentits de rotació, depenent aquest, es tracta d'una rotació axial dreta o esquerra. També hi intervé una translació horitzontal sobre qualsevol dels dos sentits, dret o esquerre.

Per a tots els moviments descrits anteriorment, la columna vertebral pateix una compressió sobre el seu eix vertical, degut al propi pes del cos humà, per tant, es tracta d'una càrrega permanent en major o menor mesura.

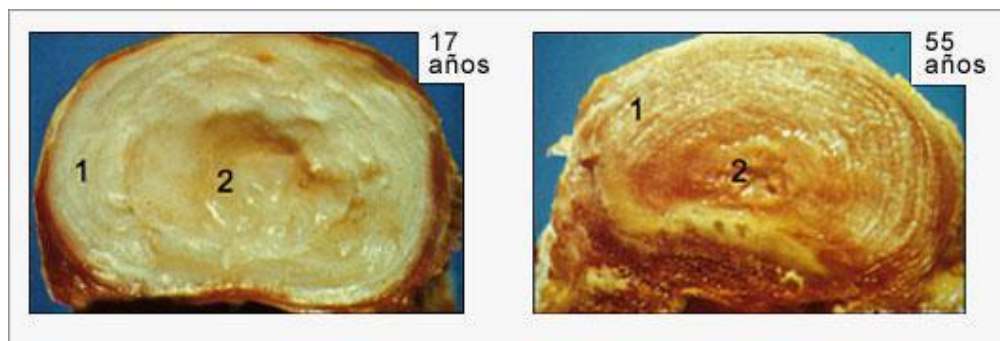
### **3.1.11 Patologies del disc intervertebral natural**

La columna vertebral humana està sotmesa a diverses patologies referides al disc intervertebral. Aquestes patologies però, no estan lligades obligatòriament a una avançada edat, ja que per exemple poden aparèixer al adoptar uns mal hàbits.

S'ha cregut oportú centrar aquest apartat en les patologies relacionades amb la regió lumbar de la columna, ja que és la regió estudiada. Tot i això, és necessari realitzar una breu introducció relacionada amb l'envelliment del disc intervertebral natural.

Els discs de columna, al igual que totes les altres parts del cos, pateix un envelliment. Aquest pot ocórrer a partir dels 20 o 30 anys d'edat, on les causes són degudes a una pèrdua d'aigua i alçada. Aquest fet fa que el disc es torni més rígid i no hi hagi tanta diferència entre les seves parts, nucli i anell. (Roldán Ciudad, 2011)

Una patologia important, relacionada amb l'envelliment discal, és la calcificació de les làmines terminals. Aquest fet produeix una reducció en la transmissió de nutrients cap a l'interior del disc. A continuació es pot observar aquest fenomen a la Figura 17, a l'esquerra de la imatge es pot comprovar com es diferencien les zones del disc, anell fibrós (nº1) i nucli polpós (nº2). En canvi, a la dreta de la imatge s'observa un disc intervertebral el qual pateix una falta d'aigua i nutrients.



*Figura 17: Envelliment del disc intervertebral (Roldán Ciudad, 2011)*

Cal remarcar, la diferència entre l'envelliment discal o la degeneració discal. La diferència més important és el comportament de les làmines terminals. En el primer cas, aquestes es rigiditzen degut a una calcificació i no permeten el pas de nutrients tan fàcilment.

En canvi, en la degeneració discal, les làmines terminals es deformen fent que la seva porositat es redueixi. Al descendir la seva porositat, es redueix també la seva permeabilitat i augmenta el seu comportament rígid. Aquests fets provoquen una falta de nutrients en el disc i conseqüentment una alçada menor, el qual és perjudicial. Tots aquests fenòmens causen una reducció en la mida del nucli del disc i, per tant, en la seva pressió. Això provoca que el nucli no pugui estar sotmès a càrregues tant altes, fent que aquestes les hagi de suportar l'anell fibrós. Les causes de la degeneració discal van lligades a sobrecàrregues mecàniques, genètica, tabaquisme, etc.

Seguidament, pel que fa referència a patologies lumbar que requereixin un tractament quirúrgic, segons (Instituto Clavel, n.d.), les més freqüents són:

- **Hèrnia discal lumbar:** es produeix al patir una ruptura de l'anell fibrós extern, el qual permet un desplaçament del nucli
- **Estenosis del canal lumbar:** es produeix al patir un estrenyiment del canal vertebral, això provoca una compressió de les arrels dels nervis espinals i del corrent sanguini.
- **Artrodesis instrumentada lumbar:** on apareixen:
  - **Espondilolistesis lumbar:** es tracta del desplaçament horitzontal anterior de la vèrtebra respecte la següent. Degut a això, el disc pateix càrregues anormals.
  - **Escoliosis:** és deguda al patir una curvatura anormal a la zona baixa de l'esquena. L'escoliosi lumbar és la més comuna.
  - **Lumbàlgia:** degudes a degeneració discal. Implica una contractura muscular i inflamació de la zona lumbar. Hi ha diverses causes que poden provocar aquesta patologia, les més recurrents són la hèrnia discal o la degeneració.

Entre les patologies enumerades anteriorment, les més conegudes i comunes són la hèrnia discal i la lumbàlgia, on la primera, pot requerir d'una operació quirúrgica amb substitució del disc intervertebral per una pròtesi d'aquest..

## 3.2 ESTUDI DE MERCAT

El present apartat està dedicat a un petit estudi relacionat amb les patents i models existents al mercat de pròtesi de disc intervertebral, per així poder comprovar el seu funcionament, materials de construcció, etc.

### 3.2.1 Introducció

Les pròtesis de disc intervertebral són una solució amb metodologia quirúrgica per a poder pal·liar els problemes provocats sobre la columna vertebral per alguna de les patologies com les que s'han descrit anteriorment.

La primera solució data als voltants de l'any 1930, però no és fins l'any 1964 on es va implantar la primera pròtesi, la qual es resumia en una cos esfèric de material metàl·lic. Tot i això, no va resultar una solució idònia i es va retirar per diversos problemes.

Fins a dia d'avui s'han realitzat multitud de patents, però, el 98% d'aquestes no s'utilitzen (Lage Barroso, 2017). El percentatge restant, fins i tot, pateix diversos problemes relacionats amb el seu disseny o l'elecció dels seus materials.

Tanmateix, actualment s'utilitzen diferents models de pròtesi de disc intervertebral, els quals són acceptats pels organismes internacionals degut a que s'ha millorat els seus dissenys i materials gràcies a les noves tecnologies.

### 3.2.2 Tipologies de pròtesi de disc intervertebral

Les pròtesis de disc es poden classificar segons la seva forma de treballar dins la unitat funcional de la columna, poden haver-hi dos opcions (Lage Barroso, 2017):

- Simular el comportament elàstic del disc natural: tenen l'objectiu d'imitar la rigidesa del disc sa implantant una pròtesi que connecti les dues vèrtebres. Aquesta disposa d'unes propietats elàstiques semblants.
- Simular la mobilitat fisiològica del disc natural: les pròtesis discals amb aquesta metodologia de funcionament presenten un millor comportament dins la unitat

funcional de la columna. A més a més són les més implantades actualment. El seu funcionament es basa en permetre els moviments relatius que pateix la unitat funcional.

Dins d'aquest darrer tipus de pròtesis discals es poden diferenciar dos tipus de dissenys:

- **Pròtesis constreta:** es tracta dels implants en els que, al produir-se un moviment, l'eix de rotació de les vèrtebres està fixat pel disseny mecànic. Normalment presenten un disseny on el lliscament es produeix entre superfícies esfèriques. A continuació, a la Figura 18, es pot observar una patent que presenta aquesta metodologia de funcionament.

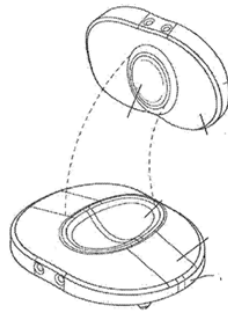


Figura 18: Pròtesi discal del tipus constreta. N° de Patent a EEUU: US 2013/0073043 A1. (Lage Barroso, 2017)

- **Pròtesis no constreta:** aquesta tipologia de pròtesi discal permet desplaçaments i rotacions independents en els tres eixos del cos humà. En aquest cas es determina l'eix de rotació gràcies a l'actuació conjunta del propi implant amb les articulacions i els músculs. A continuació, a la Figura 19, es pot observar una patent que presenta aquesta metodologia de funcionament.

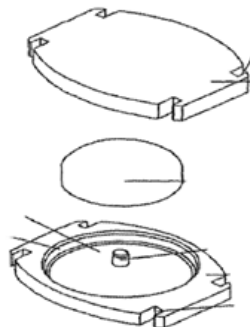


Figura 19: Pròtesi discal del tipus no constreta. N° de Patent a Espanya: ES 2 367 685 T3. (Lage Barroso, 2017)

Les pròtesis discals no constretes presenten avantatges respecte les de tipus constret. La més important és la possibilitat de realitzar moviments més fisiològics i, per tant, més satisfactoris per al conjunt de la columna.

Per acabar, existeix un altre tipus de solució quirúrgica, es tracta de l'anomenada *Spinal Fusion Cage*. Aquesta cirurgia fixa les dues vèrtebres entre les quals s'hi trobava el disc intervertebral malmès, això permet disminuir i/o eliminar el dolor del pacient, tot i que negligeix el moviment entre les dos vèrtebres afectades.

### 3.2.3 Pròtesis de disc intervertebral al mercat

Per al tractament quirúrgic de les patologies associades a la columna vertebral, s'utilitzen pròtesis discals. El present apartat està dedicat a l'estudi i comparació d'aquests, específicament per a la zona lumbar.

- **SB Charité:** En primer lloc s'ha situat la pròtesi anomenada SB Charité. A continuació s'ha realitzat la Taula 2 per a poder consultar la informació més clarament. A la Figura 20 es pot observar la seva disposició.



Figura 20: Pròtesi SB Charité (Howard S. An & Kristen Karl Juarez, n.d.)

**SB Charité**

<i>Descripció</i>	<p>És la més utilitzada. Consta de dues plaques de Crom-Cobalt recobertes de Titani-Fosfat, per a promoure la osteointegració. Conté una disposició de 6 dents cadascuna de les plaques per a poder fixar-se entre les vèrtebres. El seu nucli és de Polietilè d'alta densitat biconvex, rodejat amb un anell metàl·lic per a poder localitzar-lo durant l'aplicació de radiografies (Howard S. An &amp; Kristen Karl Juarez, n.d.)(Wikipedia, 2019)</p>
<i>Any d'implantació</i>	<p>2004 – Aprovat per la FDA amb més de 10.000 pròtesis implantades en més de 30 països (Wikipedia, 2019)</p>
<i>Característiques principals</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tipus no constreta</li> <li>• Existeix en 5 mides i 4 alçades</li> <li>• Permet la flexo-extensió, la rotació i la flexió lateral</li> </ul>
<i>Avantatges</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Promou la osteointegració</li> <li>• Permet tenir diferents configuracions de mida i alçada</li> </ul>
<i>Inconvenients</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ha causat problemes, pels quals s'han hagut de realitzar operacions per segon cop (Punt et al., 2008)</li> </ul>

*Taula 2: Taula descriptiva SB Charité (Elaboració pròpia)*

- **ProDisc L:** A la Figura 21 es pot observar la seva disposició. De la mateixa manera, a la Taula 3 es pot consultar la seva informació de forma clara.



*Figura 21: Pròtesi ProDisc L (Centinel Spine LLC, 2017)*



**ProDisc L**

<i>Descripció</i>	Consta de dues plaques de Crom-Cobalt-Mobidè recobertes de plasma de Titani, per a promoure la osteointegració. Té una disposició de 4 dents en forma de serra a cadascuna de les plaques per a poder fixar-se entre les vèrtebres. El seu nucli és de Polietilè d'Ultra Alt Pes Molecular (PUAPM) (Centinel Spine LLC, 2017)(Wikipedia, 2019)
<i>Any d'implantació</i>	1989 – Aprovat per la FDA (Wikipedia, 2019)
<i>Característiques principals</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tipus semi-constreta</li> <li>• Existeix en 2 mides (mitjana i gran), 3 alçades (10, 12 i 14 mm) i 2 angles de lordosis (6 i 11°)</li> <li>• Permet la flexo-extensió i la flexió lateral</li> </ul>
<i>Avantatges</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Promou la osteointegració</li> <li>• Permet tenir diferents configuracions de mida, alçada i angles de lordosis</li> </ul>
<i>Inconvenients</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• L'empresa proposa uns requisits mínims, tot i així, són per garantir el correcte funcionament de la pròtesi</li> </ul>

*Taula 3: Taula descriptiva ProDisc L (Elaboració pròpia)*

- **M6-L:** A la Taula 4 es pot consultar la informació de la següent pròtesi discal d'èxit estudiada. A la Figura 22 es pot observar la seva disposició.



*Figura 22: Pròtesi M6-L (Instituto Clavel, n.d.)*

A simple vista es pot afirmar que el seu disseny és molt més treballat que les pròtesis vistes anteriorment ja que compta amb diversos conjunt d'unió i un concepte diferent per a aconseguir els moviments de la columna vertebral gràcies a una estructura mallada interior que fa les funcions d'anell fibrós. A més a més s'observa com s'imita la fisonomia del disc natural, integrant el nucli i l'anell, el qual envolta i tanca el primer. Gràcies a aquest disseny de malla pot realitzar moviments en els 6 graus de llibertat.

**M6-L**

<i>Descripció</i>	<p>Consta de dues plaques Titani amb una disposició de dents en forma de serra a cadascuna de les plaques per a poder fixar-se entre les vèrtebres. El seu nucli és de Policarbonat uretà (PCU) mentre que l'anell fibrós és de Polietilè. Imita de manera equivalent la mecànica del disc natural. Amb el seu innovador disseny pretén evitar la degeneració discal i minimitzar les tensions (Instituto Clavel, n.d.)(Wikipedia, 2019)</p>
<i>Any d'implantació</i>	<p>2010 amb més de 50.000 unitats implantades (Acuña Fombona, 2017)</p>
<i>Característiques principals</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tipus no constreta</li> <li>• Permet moviments en els 6 graus de llibertat</li> </ul>
<i>Avantatges</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Genera els moviments amb naturalitat, evitant la degeneració dels nivells adjacents i disminuint la tensió al mínim, és la única pròtesis al mercat que permet moviments en els 6 graus de llibertat</li> <li>• És un dels líders del mercat</li> </ul>
<i>Inconvenients</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• -</li> </ul>

*Taula 4: Taula descriptiva M6-L (Elaboració pròpia)*

### **3.2.4 Conclusions de l'estudi de mercat**

Un cop realitzat l'estudi de cadascuna de les pròtesis que s'estan implantant amb èxit al mercat, s'ha arribat a unes conclusions.

Geomètricament, totes les pròtesis discals estudiades conserven i imiten la forma cilíndrica del disc natural, afegint inclús les propietats de les làmines terminals vertebrals. En qualitat de moviments, algun d'ells aconsegueix replicar els 6 graus de llibertat del disc natural, per tant, es pot afirmar que l'objectiu de les pròtesis d'èxit és calcar la geometria i dinàmica d'aquest.

Pel que fa referència a materials utilitzats en el disseny, totes les pròtesis precisen d'unes plaques metàl·liques de Titani o Crom-Cobalt, que fan la funció de les làmines terminals vertebrals. Per al nucli s'ha precisat de Polietilè d'Alta Densitat i PCU, mentre que per a l'anell, a la única pròtesi discal que en precisa, s'ha utilitzat Polietilè.

Finalment, es pot concloure que totes les pròtesis discals estudiades tenen la mateixa idea, replicar les funcions del disc natural amb una geometria semblant, mentre totes elles ho fan amb materials plàstics per al conjunt de peces dinàmiques.

## 4 MEMÒRIA TÈCNICA

### 4.1 HIPÒTESIS DE PARTIDA

El disseny de la pròtesi discal ha de fixar-se en un seguit d'hipòtesis de partida.

#### 4.1.1 Càrregues a suportar

La primera hipòtesi es tracta de les càrregues que pateix la columna vertebral durant la vida quotidiana d'una persona. Cal remarcar que s'han tingut en compte les postures més freqüents, com per exemple el fet d'estar de peu, assegut, en flexo-extensió, etc. S'ha deixat de banda postures complexes i complicades de replicar, degut a la gran varietat d'aquestes.

A la Figura 23 s'observa la variació les tensions, vertical i horitzontal, sobre el disc intervertebral allotjat entre les vertebres lumbars L3 i L4, segons l'activitat que es duu a terme:

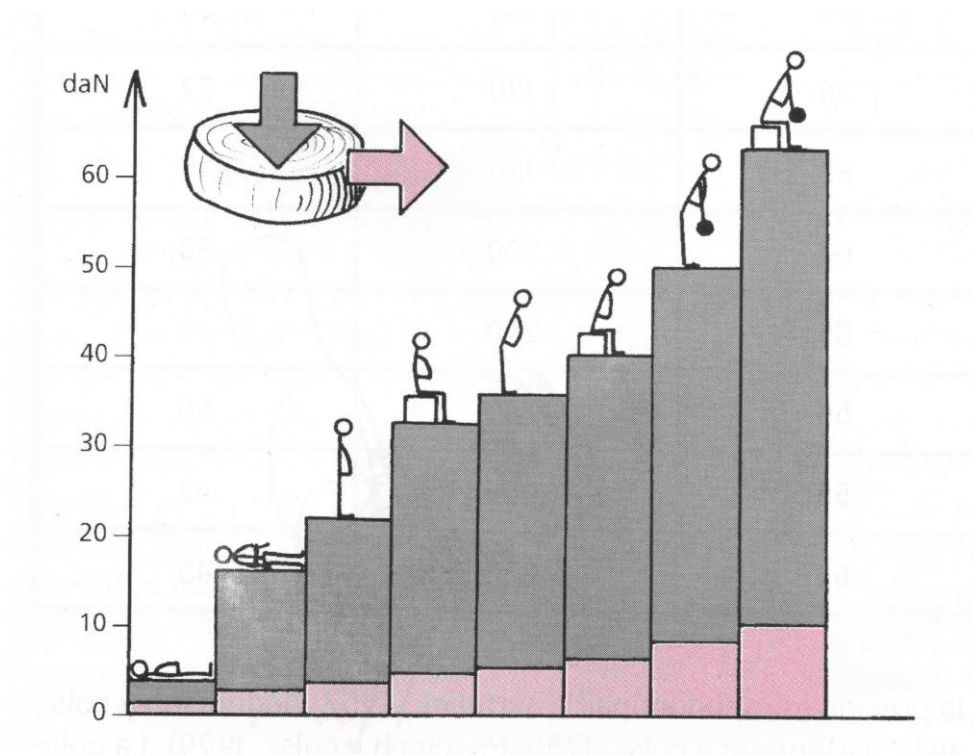


Figura 23: Variació de les components de les tensions aplicades sobre el disc intervertebral L3-L4 (Luque Sendra, 2009)

Seguidament, a la Taula 5 s'observen les càrregues a les quals està sotmès el disc L3-L4:

<b>Activitat</b>	<b>Càrrega vertical</b>	<b>Càrrega transversal</b>
	(N)	(N)
<i>Dret</i>	220,00	40,00
<i>Dret flexió amb càrrega</i>	500,00	85,00
<i>Dret flexió sense càrrega</i>	370,00	60,00
<i>Dret extensió amb càrrega</i>	375,00	63,75
<i>Dret extensió sense càrrega</i>	277,50	45,00
<i>Assegut</i>	320,00	50,00
<i>Assegut flexió amb càrrega</i>	620,00	100,00
<i>Assegut flexió sense càrrega</i>	400,00	70,00
<i>Flexió lateral dreta</i>	259,00	42,00
<i>Flexió lateral esquerra</i>	259,00	42,00
<i>Estirat</i>	40,00	10,00
<i>Estirat de costat</i>	160,00	30,00

*Taula 5: Càrregues aplicades sobre el disc intervertebral L3-L4 (Luque Sendra, 2009)*

Cal remarcar que les dades contempnen un cas general, ja que les càrregues varien en funció de cada persona, depenent la seva constitució, musculatura, pes, edat, etc. Totes les dades han estat extretes de l'estudi realitzat per (A. Nachemson, 1966).

#### 4.1.2 Amplitud de moviments

La columna vertebral disposa d'una amplitud de moviments, veure Taula 6, referenciada en graus d'inclinació, segons es pot comprovar la Figura 24. S'ha tingut en compte que la regió lumbar consta de 5 discs intervertebrals.

<b>Moviment</b>	<b>Amplitud (º)</b>	<b>Angle per disc (º)</b>
<i>Flexió (FL)</i>	60	12
<i>Extensió (EL)</i>	35	7
<i>Flexió lateral</i>	20	4
<i>Torsió</i>	5	1

*Taula 6: Amplitud de moviments del raquis lumbar (Craneo y raquis - Wordpress, 2014)*

Només s'hi ha afegit les dades per al conjunt de la zona lumbar, ja que és la regió d'estudi. És important tenir en compte que aquestes dades varien en funció de cada individu, depenent dels seus espessors per a cada disc, graus de curvatura de la columna, etc.

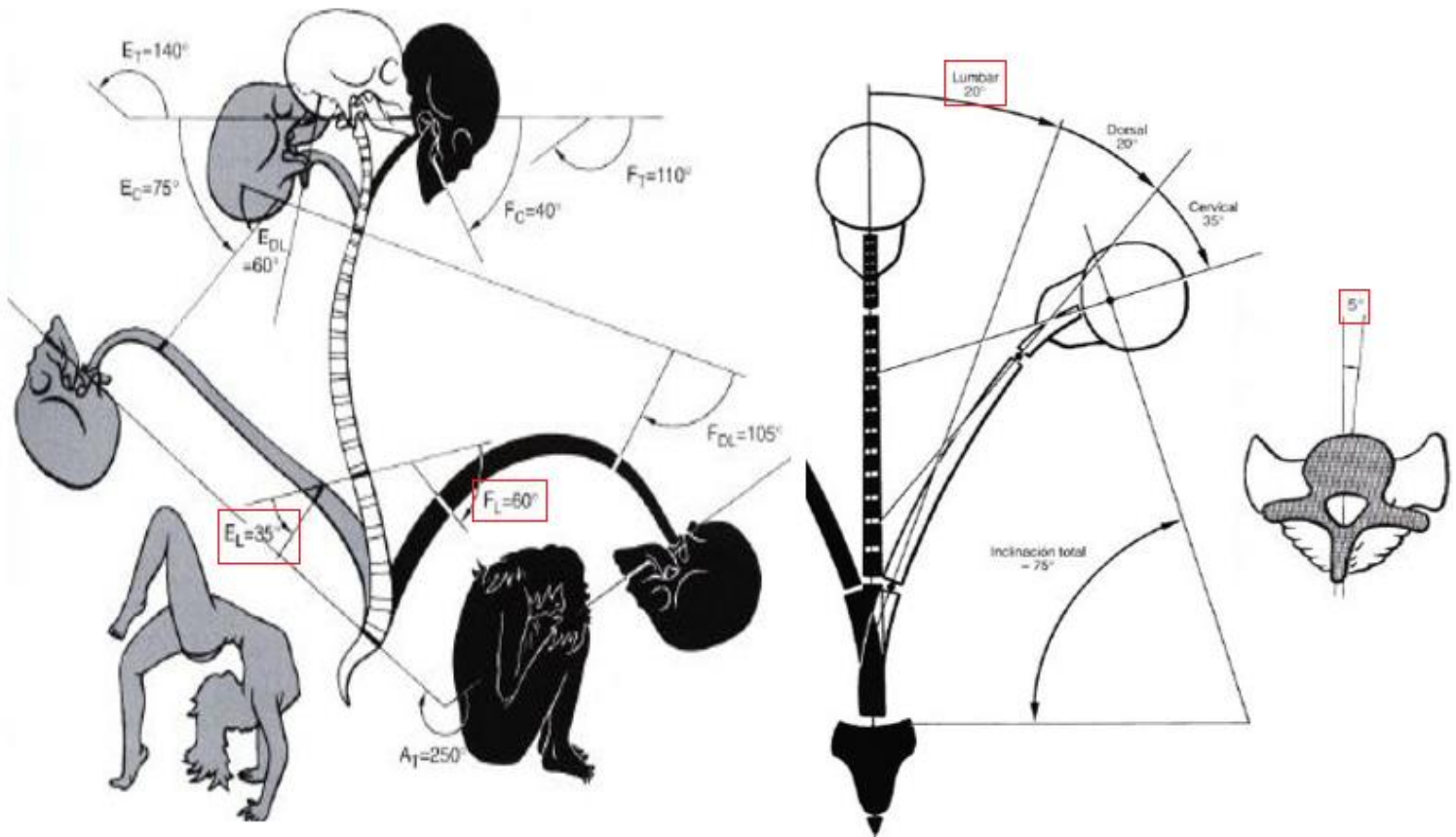


Figura 24: Disposició de l'amplitud de moviments per a flexo-extensió, flexió lateral i torsió (Caballero Hidalgo, 2016)

#### 4.1.3 Espai disponible per a la pròtesis discal

Les pròtesis discals al mercat presenten diferents mides en funció de quin disc s'ha reemplaçar, a més a més, la mida de les vèrtebres presenta canvis en cada individu. Per aquesta raó, s'ha de tenir present quin és l'espai disponible per a realitzar la pròtesis discal.

En una operació de columna on s'ha de substituir un disc intervertebral, l'espai disponible entre vèrtebres es mesura amb diversos estris, els quals permeten obtenir diversos paràmetres. Tot i això, aquests paràmetres es podrien adquirir amb antelació mitjançant un TAC o una nova metodologia d'escaneig 3D més ràpida que el primer (Castejón, 2018).

- Àrea de treball disponible sobre la vèrtebra (veure Figura 25)
- Angle d'inclinació entre vèrtebres (veure Figura 26)
- Alçada disponible entre vertebres (veure Figura 27)

Com que el present projecte no compta amb dades reals d'un pacient en concret, per a calcular aquestes requeriments, s'ha pres com a referència un vídeo on es simula una operació discal per a la pròtesis M6-L, la qual ha sigut una de les estudiades anteriorment. Es pot consultar a la referència (Enande GmbH, 2018).

Primerament, per a l'àrea de treball disponible sobre la vèrtebra, s'ha seguit els mateixos resultats obtinguts a (Enande GmbH, 2018), els quals són unes mesures de 35mm en l'eix transversal i 27mm en l'eix sagital, veure Figura 25.



*Figura 25: Operació de mesura de l'espai disponible sobre la vèrtebra (Enande GmbH, 2018)*

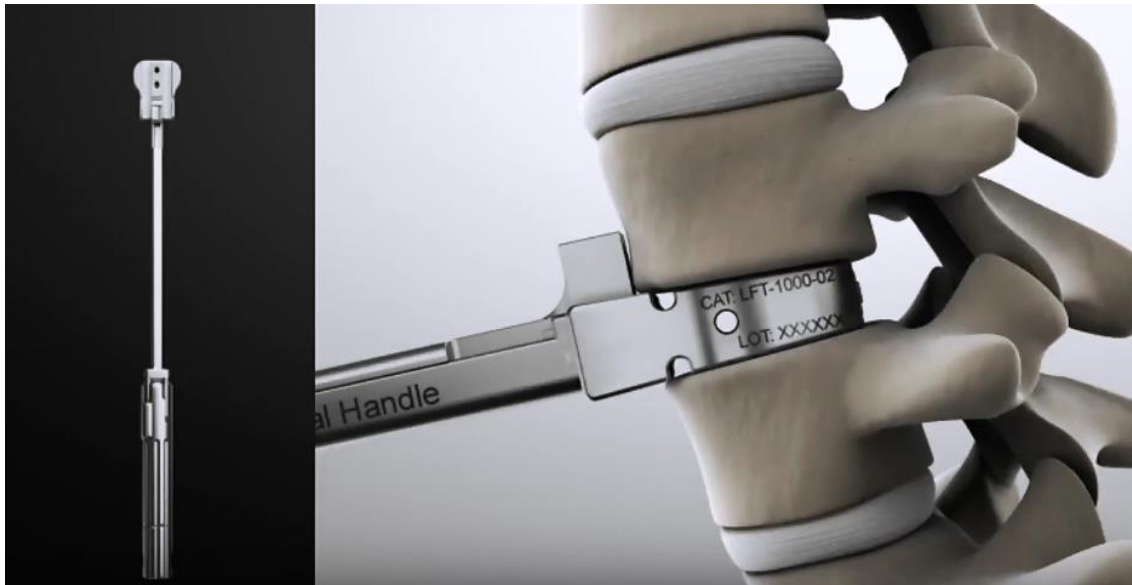
Pel que respecte a la inclinació entre la vèrtebra superior i inferior, degut a la lordosis present a la columna, s'ha suposat que aquesta és de 6°, al igual que per a (Enande GmbH, 2018), veure Figura 26.



*Figura 26: Operació de mesura de l'angle entre vèrtebres (Enande GmbH, 2018)*

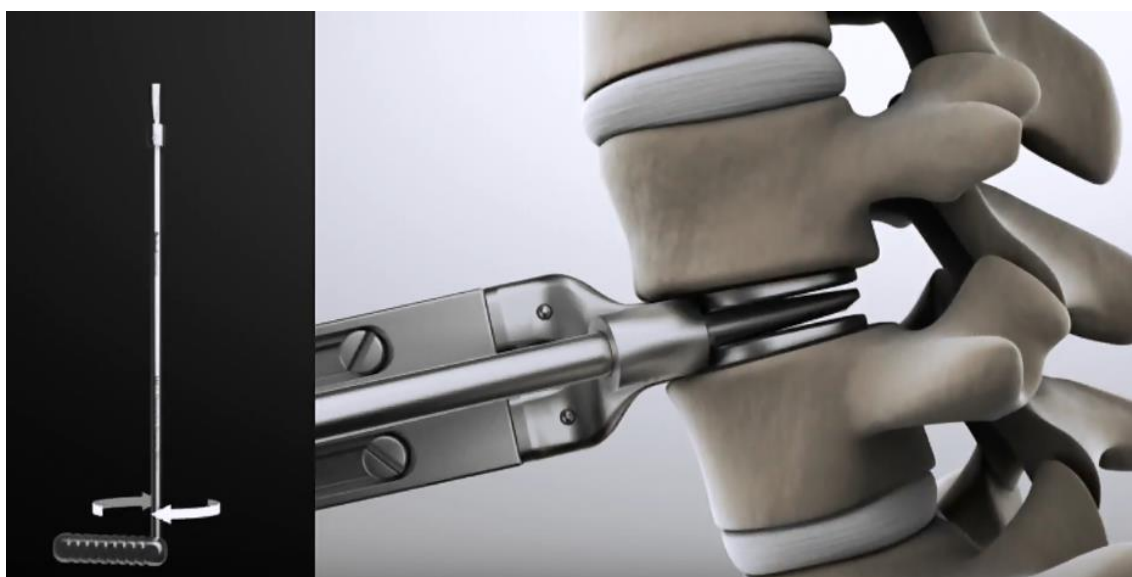


Finalment, en quant a l'espai en l'eix vertical entre vèrtebres, l'espessor del disc natural és de 9mm, tal i com s'ha adjuntat anteriorment a la Taula 1 de la pàgina 23 del present document. Per aquesta raó s'ha decidit mantenir-ho i suposar que alçada disponible entre vèrtebres és de 9mm.



*Figura 27: Operació de mesura de l'alçada entre vèrtebres (Enande GmbH, 2018)*

Cal remarcar que durant l'operació de substitució del disc, primerament s'augmenta mitjançant estris l'espai entre vèrtebres. Això es realitza perquè l'espai s'ha reduït per culpa del mal estat del disc natural, el qual ha perdut espessor degut a la seva pèrdua de matèria líquida.



*Figura 28: Operació d'augment de l'alçada entre vèrtebres (Enande GmbH, 2018)*

## **4.2 DISSENY DEL MODEL**

El present apartat està dedicat al procediment de disseny conceptual i mitjançant ordinador de la pròtesis de disc intervertebral.

### **4.2.1 Requeriments de disseny**

El disseny de la pròtesis discal ha de respondre a un conjunt de requeriments:

- Moviments en els 6 graus de llibertats
- Materials bio-compatibles amb el cos humà
- Ha de permetre poder variar les seves mides dins d'un rang de personalització
- Ha de permetre una operació el menys invasible possible

Pel que fa a requeriments sanitaris, el fet de seguir els mateixos passos, en quant a materials i característiques, de les pròtesis d'èxit anteriorment estudiades, ha permès no ampliar el present apartat.

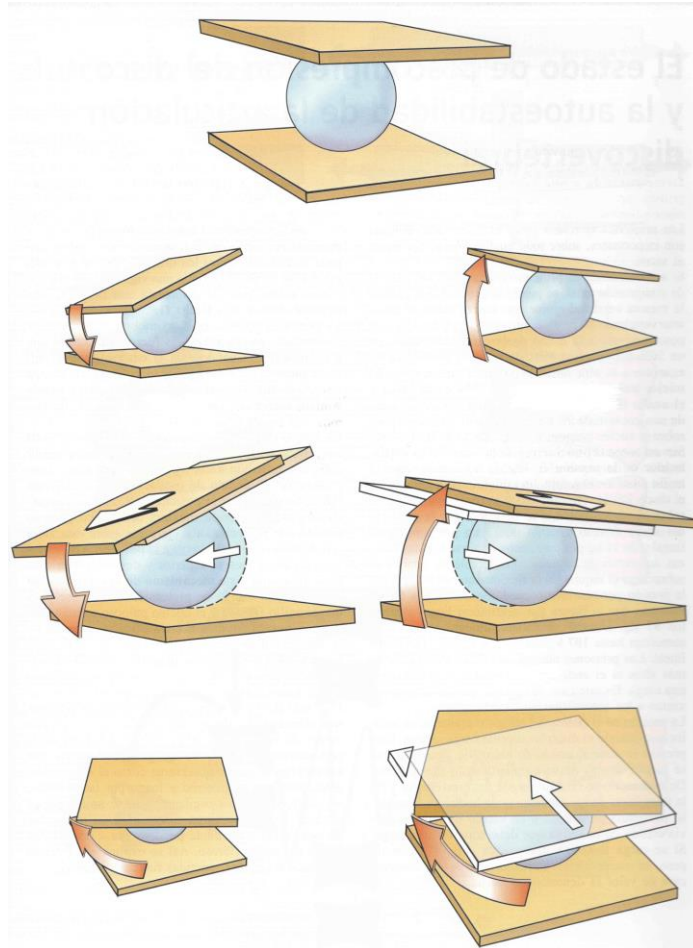
### **4.2.2 Descripció de la proposta de disseny**

L'objectiu del disseny del present projecte es basa en replicar les funcionalitats del disc natural. Per aquest motiu s'han pres les característiques on coincideixen les pròtesis discals estudiades, per a poder realitzar un disseny que inclogui les millors propietats de cadascuna, però amb la obligatorietat de que ha de ser dissenyada mitjançant impressió 3D.

En primer lloc s'ha decidit quina és la forma de treball de la pròtesi, la qual s'ha explicat a l'apartat 3.2.2 Tipologies de pròtesi de disc intervertebral, a la pàgina 34. Aquesta pot simular el comportament elàstic del disc natural o la seva mobilitat fisiològica. Per al cas present, s'ha decidit que la pròtesi ha de simular la mobilitat fisiològica, per tal d'aconseguir una millor funcionalitat per al cos humà.

Dins d'aquesta forma de treball, a més a més s'ha decidit que ha de ser de tipus no constreta, degut a que les pròtesis lumbars amb funcionament tipus ròtula (Figura 29), com per exemple el model ProDisc, només permeten 3 graus de llibertat, la flexo-extensió, flexió lateral i torsió (Luque Sendra, 2009). A més a més, per al cas de pròtesis cervicals, aquestes poden causar

dolor a unes petites articulacions de la vertebra superior, ja que per a moviments de flexió lateral, el centre de rotació deixa de ser la vèrtebra inferior per a ser la superior. (Instituto Clavel, n.d.)



*Figura 29: Funcionament tipus ròtula (Luque Sendra, 2009)*

Un cop s'ha decidit com ha de treballar la pròtesi, s'ha realitzat un disseny conceptual amb les següents característiques.

Primerament, s'ha decidit col·locar dues plaques, una superior i una altra inferior, les quals realitzen la funció de les làmines terminals vertebrals del disc natural.

Pel que fa a la part central, en el disc natural el nucli polpós és l'encarregat de resistir els esforços verticals degut a les seves propietats físiques, constituït de material hidrofílic, mentre que l'anell, degut a l'orientació de les seves fibres, restringeix els moviments de flexo-extensió, compressió i torsió. Per aquesta raó s'ha decidit separar el disseny de la part central del disc

en dues peces diferents, les quals són de diferents materials, per a poder realitzar les seves funcions correctament.

Amb tot això decidit, la pròtesi discal estarà composta per les següents parts:

- Placa superior
- Anell fibrós
- Nucli polpós
- Placa inferior

Per concloure, s'ha realitzat un disseny relativament senzill, per a poder fabricar-se amb la millor qualitat possible sense afectar a la seva funcionalitat, on disposa de 6 graus de llibertat per a poder realitzar els moviments naturals de la columna vertebral.

#### **4.2.3 Elecció dels materials**

Per a l'elecció dels materials de la pròtesi s'han consultat els materials que s'utilitzen al mercat, d'aquesta manera es pot assegurar que es compleixen els requeriments sanitaris en funció dels materials emprats.

Per a les plaques superior i inferior, s'ha decidit emprar Titani, exactament l'aliatge Ti6Al4V ELI-0406, ja que és àmpliament utilitzat en solucions quirúrgiques per al cos humà. D'aquesta manera les plaques són totalment bio-compatibles, tenen una alta resistència, un baix pes i resisteixen bé la corrosió. La fiabilitat del titani dins el sector de la medicina està totalment comprovat i verificat, a més a més afavoreix la capacitat per a la unió entre l'os i altres teixits, és el que es coneix com osteo-integració (Technalloy, 2016).

Seguidament, per a l'anell fibrós s'ha decidit emprar Polietilè de baixa densitat (LDPE) ja que convé un Mòdul de Young baix, en aquest cas oscil·la entre 200-300 MPa. D'aquesta manera s'aconsegueix una bona resistència tèrmica i química, als impactes i és senzill de processar. S'ha escollit el Polietilè de baixa densitat per sobre del d'alta densitat pel fet que el primer presenta una flexibilitat més alta, la qual és útil al aplicar les càrregues sobre la columna (Designerdata, 2003). Per acabar, tal i com descriu (Instituto Clavel, n.d.), el Polietilè ha demostrat estabilitat i durabilitat als assajos mecànics realitzats per al cas de l'anell fibrós de la pròtesi M6-L estudiada prèviament.

Finalment, per al cas del nucli polpós s'ha optat per Silicona, la qual aporta una gran resistència a la deformació per compressió i a la humitat. A més a més presenta una llarga vida útil i és apte per a l'ús sanitari, ja que la seva bio-compatibilitat està demostrada per complet per la FDA. Mecànicament presenta una bona flexibilitat i no es desgasta ni pateix envelliment, com sí presenta el disc natural. La silicona presenta diferents tipologies aplicades dins el sector de la medicina, com poden ser els materials polimèrics, les gomes, les gomes de silicona o els termoplàstics d'alta resistència. Per al cas present, s'ha escollit l'ús de la goma de silicona (SI), degut a que és un dels pocs polímers desenvolupats per a medicina i presenta un baix pes molecular i viscositat (Estrada Quintana & Polo Aguilar, 2010)

Per acabar, a continuació s'adjunta la Taula 7 on es poden comprovar les principals característiques mecàniques dels materials emprats.

<b>Material</b>	<b>Densitat</b>	<b>Mòdul de Young</b>	<b>Resistència compressió</b>	<b>Límit elàstic</b>	<b>Temp. mínima de treball</b>	<b>Temp. màxima de treball</b>	<b>Referències</b>
<i>Unitats</i>	<i>g/cm<sup>3</sup></i>	<i>MPa</i>	<i>MPa</i>	<i>MPa</i>	<i>°C</i>	<i>°C</i>	
<i>Ti6Al4V ELI</i>	4,42	113.800,00	800,00 - 1000,00	790,00	20,00	400,00	(ASM, n.d.)
<i>LDPE</i>	0,92 - 0,93	172,00 - 283,00	10,80 - 17,40	17,50	(-68,00) - (-58,00)	81,00 - 95,00	(Universitat de Barcelona, 2004) (Designerdata, 2003)
<i>SI</i>	1,30 - 1,80	5,00 - 20,00	10,00 - 30,00	2,40 - 5,50	(-73,00) - (-48,00)	227,00 - 287,00	(Universitat de Barcelona, n.d.) (Azo Materials, 2001)

*Taula 7: Propietats dels materials emprats*

Un punt important és la valoració de les propietats dels materials. El cas del present valora la fabricació de cada element mitjançant impressió 3D. Aquesta tecnologia realitza les peces per mitjà de filaments, per tant, les peces poden ser construïdes de diferents formes tenint en compte la disposició d'aquests. D'aquesta manera, cada peça és un model ortotròpic, és a dir,

les seves propietats mecàniques són úniques i independents en les tres direccions perpendiculars entre sí. Però, les propietats dels materials cercades són de caràcter isotròpic, és a dir, tenen el mateix comportament en cada direcció, ja que no es valora el mètode de fabricació. Per aquesta raó, el posterior anàlisi dels materials un cop aplicades les càrregues, es tracta d'una primera aproximació. En una següent fase, caldrà tenir els materials ben caracteritzats en cada direcció.

#### **4.2.4 Estudi del cas en relació a la Fabricació Additiva**

El present apartat està dedicat a valorar els materials escollits per a una impressió 3D i a realitzar una recerca de la fabricació additiva dins del sector de la medicina.

La impressió 3D aporta un gran número d'avantatges respecte la fabricació tradicional en relació al cas d'estudi:

- Personalització de les peces en funció de l'espai disponible del pacient
- Creació de geometries complexes
- Rapidesa en la fabricació
- Possibilitat de tirades curtes de cada peça
- Cost menor, al no haver de realitzar diferents motlles, segons cada pacient, de forma tradicional per a la posterior injecció del material
- Possibilitat de fabricar mitjançant impressió 3D la unitat funcional del pacient per a posteriorment planificar la intervenció quirúrgica amb la pròtesi discal

La fabricació additiva s'ha introduït dins del sector de la medicina amb èxit, la qual pot aportar solucions que fins ara no eren possibles, si més no, de manera senzilla.

Com a tast d'exemple general, aquest mateix any 2019 s'ha aconseguit fabricar amb èxit una vàlvula cardíaca funcional mitjançant impressió 3D (Televisió de Catalunya (TV3), 2019). El material utilitzat per a la impressió ha sigut col·lagen, el qual té un tacte gelatinós, com la silicona que es pretén utilitzar per al present projecte. A més a més, estudiants d'Enginyeria Biomèdica de la Universitat de Mondragón (País Basc) han generat models 3D de columna vertebral personalitzats per a cada pacient, els quals faciliten les tasques de preparació de les intervencions quirúrgiques. Aquest fet ha estat en col·laboració amb una empresa experta en aquesta tecnologia d'impressió, Pixel Sistemas (TUlankide, 2015).

Enfocant la fabricació additiva a les pròtesis discals, enginyers biomèdics de de la Universitat de Utah (EEUU) han desenvolupat un mètode d'impressió 3D el qual és capaç d'incorporar cèl·lules vives a les impressions de teixits humans com per exemple lligaments, tendons o discs intervertebral. Aquest avenç permetria millorar la recuperació dels pacients, ja que no caldria extreure altres teixits del seu propi cos, sinó que els hi seria implantat el teixit imprès amb fabricació additiva (Noticias de la Ciencia y la Tecnologia, 2018)

També, l'equip investigador del Dr. Bonasser ha estudiat la substitució dels discs natural malmès per pròtesis discals impreses en 3D. La investigació ha tingut per objectiu fabricar les pròtesis amb cadenes de cèl·lules mare, formant així el teixit del disc. No està basat en pròtesis com la del present projecte, ja que no es tracta d'un conjunt de peces de diferents materials, sinó una única, replicant completament el disc natural. Per acabar, es va provar la fiabilitat d'aquestes, en un conjunt de 100 rosegadors, i els resultats han sigut positius ja que la seva totalitat va recuperar la mobilitat (Impresoras3D, 2013).

Seguidament s'ha comprovat que els materials escollits per a cada part de la pròtesi discal són compatibles amb la impressió 3D.

En primer lloc, la silicona és utilitzada en impressió 3D des de l'any 2016, mentre que el seu mètode de fabricació tradicional és l'emmotllament per injecció, el qual és un procés llarg, i costós (Impresiontresde, n.d.-a). A més a més es tracta d'un gran problema si s'han de realitzar ràpidament peces personalitzades, on la fabricació per injecció no compleix amb la dificultat geomètrica, això és un avantatge addicional per a la impressió 3D, per aquesta raó fer ús de la fabricació additiva és altament interessant. L'empresa ALT, situada a Califòrnia (EEUU), és una de les poques empreses que ha desenvolupat aquesta tecnologia de forma completa (Impresiontresde, n.d.-c).

Per al cas del LDPE, no s'ha trobat, a dia d'avui, informació relacionada directament amb la impressió 3D, per aquest cas, una alternativa és realitzar el motlle amb fabricació additiva mitjançant el mètode de estereolitografia (SLA) amb resina d'alta temperatura, per a posteriorment realitzar un emmotllament amb LDPE. Aquest mètode seria possible al ser motlles de curta tirada impresos en 3D (Impresiontresde, n.d.-b). Aquesta solució alternativa pot ser momentània, ja que el sector de la fabricació additiva evoluciona ràpidament i és possible desenvolupar una tecnologia capaç d'utilitzar LDPE. Una altra alternativa seria l'ús d'un altre material amb propietats semblants i compatible actualment amb la impressió additiva, un exemple seria el Poliuretà Termoplàstic (TPU).

Finalment, per al cas del Titani, és compatible amb la tecnologia d'impressió 3D. Les seves aplicacions principals mitjançant aquesta tecnologia són les pròtesis mèdiques personalitzades per al pacient, la joieria i aeronàutica. Les seves propietats principals aplicant la fabricació additiva són la biocompatibilitat amb el cos humà, a més a més, es tracta del material més resistent. El seu nivell de detall és alt, tot i que el seu cost també. (La Factoria 3D, n.d.)

#### **4.2.5 Generació del model 3D**

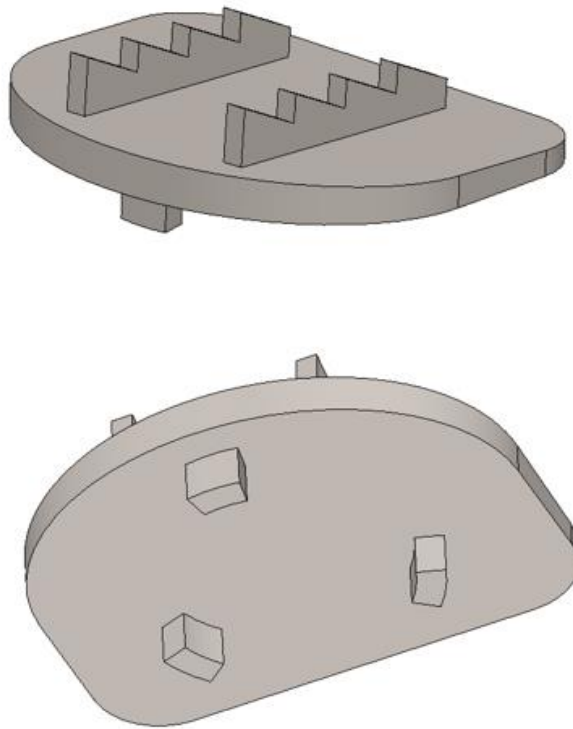
En el present apartat, s'han generat totes les peces que formen la pròtesi discal, en funció de les Hipòtesis de partida, com els requeriments d'espai disponible segons l'apartat 4.1.3, corresponent a la pàgina 45 del present document.

Per a la generació del model 3D de forma professional, aquests requeriments s'han d'extreure de la captura d'imatges mèdiques, mitjançant un TAC per exemple, per a posteriorment crear el model geomètric amb programari de disseny 3D, tal i com s'ha realitzat. Els plànols de totes les peces i el seu conjunt es troba disponible al document: 2. Plànols. El disseny s'ha realitzat amb el programari SolidWorks.

##### **4.2.5.1 Placa superior**

Per a la placa superior s'ha decidit realitzar un disseny de Titani en forma de cunya, per tal d'adaptar la pròtesi discal a l'angle entre vèrtebres produït per la lordosis, veure Figura 30. S'observa que replica la fisonomia de la vèrtebra, per tal d'ajustar-se correctament a l'espai disponible. En planta, la part recta es col·loca orientada cap a la zona posterior de la columna, mentre que la part amb forma d'el·lipse correspon a la zona anterior. També, a la cara en contacte amb la vèrtebra s'han realitzat dos fileres dentades, per a poder encaixar amb els canals realitzats a l'os durant l'operació i així transmetre els moviments des de la vèrtebra a la placa. D'altra banda, s'ha decidit incorporar un seguit de protuberàncies rectangulars a la cara inferior de la placa, ja que és la que es troba en contacte amb l'anell fibrós, per tal d'encaixar i poder transmetre els moviments a la resta del conjunt.

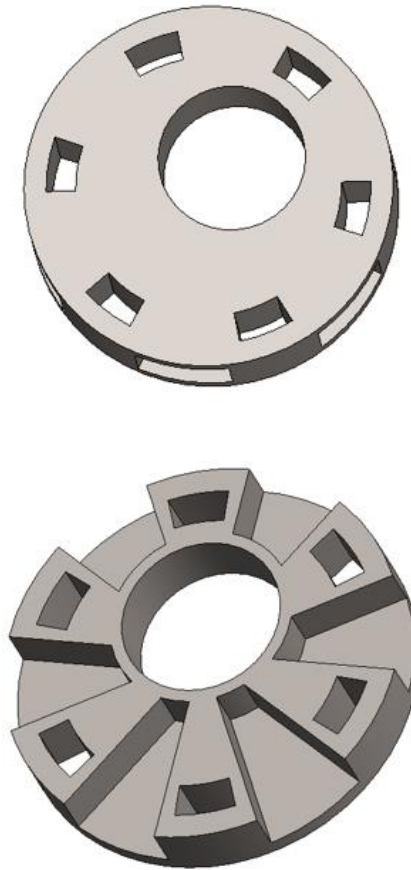




*Figura 30: Placa Superior. Vista Isomètrica superior i inferior (Elaboració pròpia)*

#### 4.2.5.2 Anell fibrós

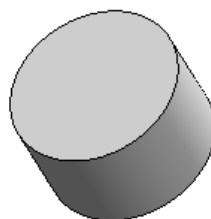
Per a l'anell fibrós s'ha decidit realitzar un disseny de Polietilè de Baixa Densitat, de forma totalment cilíndrica amb cares rectes, per tal de col·locar-se entre les cares planes de les plaques de titani, veure Figura 31. En planta s'observen els forats passants destinats a les protuberàncies de les plaques, encarregats de transmetre els moviments, però, aquestes no sobrepassen l'espessor del disc, ja que s'hi ha mantingut una distància de seguretat per no tocar amb la l'altra placa. D'igual forma, s'observa el forat central, on s'hi allotja el nucli polpós. Aquest es troba descentrat respecte el centre de l'anell, això és degut a la localització del propi nucli al disc natural, el qual també es troba descentrat, es pot consultar a la Figura 9 de la pàgina 24. Per altra banda, s'han realitzat uns canals laterals al voltant de tot el disc, destinats a aportar més flexibilitat a la peça. Aquests entren cap al centre sense arribar a sobrepassar el forat del nucli, per tal que aquest es mantingui tancat, al igual que succeeix al disc intervertebral natural.



*Figura 31: Anell fibrós. Vista Isomètrica i Tall entremig (Elaboració pròpia)*

#### **4.2.5.3 Nucli polpós**

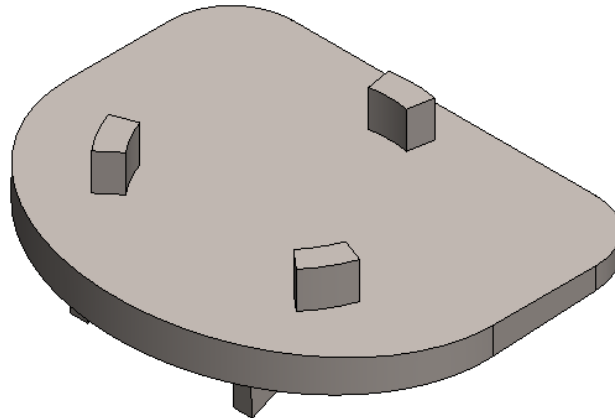
Per al nucli polpós s'ha decidit realitzar un disseny de Goma de Silicona, de forma totalment cilíndrica amb cares rectes, per tal de col·locar-se dins del forat descentrat de l'anell fibrós. El seu espessor és el mateix que el del propi anell, per tant també es troba en contacte amb les dues plaques, veure Figura 32.



*Figura 32: Nucli polpós. Vista Isomètrica (Elaboració pròpia)*

#### 4.2.5.4 Placa inferior

Per a la placa inferior s'ha mantingut el disseny de la placa superior, on únicament s'ha desplaçant angularment les protuberàncies rectangulars de la cara en contacte amb l'anell fibrós. D'aquesta manera, un cop assemblet el conjunt, no coincideixen amb les de la placa superior, veure Figura 33.



*Figura 33: Placa inferior. Vista Isomètrica superior (Elaboració pròpia)*

### 4.3 SIMULACIÓ COMPUTACIONAL

Per a poder realitzar la simulació de la pròtesi discal dissenyada, s'han realitzat uns càlculs previs en relació a les hipòtesis de partida. La simulació del present projecte s'ha realitzat amb el programari Ansys Workbench, versió Academic Student Release 19.1.

#### 4.3.1 Càrregues aplicades al model de simulació

En primer lloc, s'han adaptat les càrregues exposades a la Taula 5 de la pàgina 44 per a poder tenir un anàlisi més complet simulant tant càrregues com moviments. S'ha realitzat d'aquesta manera degut a que no hi ha cap força desplaçada o cap moment aplicat, per tant, no hi hauria cap simulació del moviment real.

Com que la Taula 5 només té en compte càrrega vertical i horitzontal, s'ha decidit separar la component vertical en:

- **Força vertical:** en  $N$  com a unitat de mesura. Produït pel propi pes del cos humà segons el moviment realitzat, el qual hi afecta de manera constant.
- **Força càrrega:** en  $N$  com a unitat de mesura. produïda per les càrregues externes. Actua en forma de força pel fet de tenir una distància respecte la pròtesi, degut al centre de gravetat de l'objecte subjectat.

El pes del cos, per a cada tipus d'activitat, és constant tant si hi ha o no una càrrega externa produïda pel pes d'un objecte. Per aquesta raó s'ha pres com a valor de Força vertical, per a grup d'activitat, els valors sense càrrega, segons (Eq. 1). Llavors el valor de la Força vertical produïda per l'objecte és la diferència, en  $N$ , entre la càrregues per a una mateix grup d'activitats, segons (Eq. 2).

$$\text{Força vertical } (N) = \text{Càrrega vertical sense càrrega}(N/mm^2)$$

(Eq. 1)

$$\text{Força càrrega } (N) = \text{Càrrega vert. amb càrrega } (N) - \text{Càrrega vert. sense càrrega } (N)$$

(Eq. 2)

Els resultats d'aplicar aquestes equacions s'observa a la Taula 8. Aquests valors són els que s'han aplicat al model de simulació realitzat amb Ansys Workbench.

<i>Activitat</i>	<i>Força vertical</i>	<i>Força càrrega</i>	<i>Força horitzontal</i>
	(N/mm <sup>2</sup> )	(N)	(N)
<i>Dret</i>	220,00	0,00	40,00
<i>Dret flexió amb càrrega</i>	370,00	130,00	85,00
<i>Dret flexió sense càrrega</i>	370,00	0,00	60,00
<i>Dret extensió amb càrrega</i>	277,50	97,50	63,75
<i>Dret extensió sense càrrega</i>	277,50	0,00	45,00
<i>Assegut</i>	320,00	0,00	50,00
<i>Assegut flexió amb càrrega</i>	400,00	220,00	100,00
<i>Assegut flexió sense càrrega</i>	400,00	0,00	70,00
<i>Flexió lateral dreta</i>	259,00	0,00	42,00
<i>Flexió lateral esquerra</i>	259,00	0,00	42,00

*Taula 8: Càrregues a aplicar sobre el model de simulació (Elaboració pròpia)*

#### 4.3.2 Verificació del model de simulació

El model de simulació utilitza el mètode d'elements finits, tot i això, aquest pot ser erroni si no es verifica per tal de poder reduir errors. L'objectiu, per tant, és comprovar si el procediment numèric realitzat pel programa és correcte.

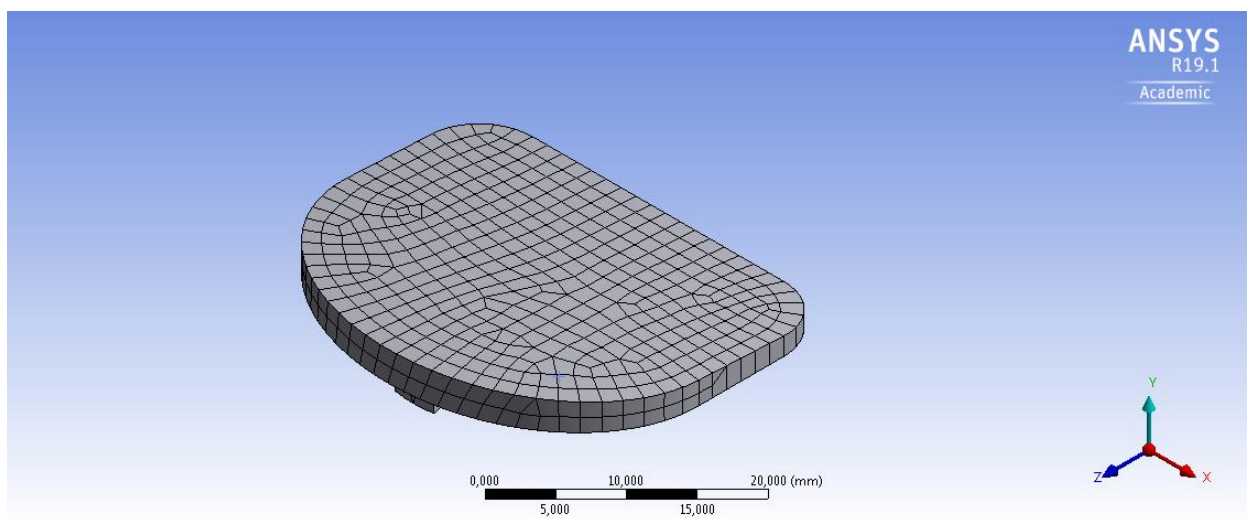
El mètode utilitzat a la simulació per elements finits és el mètode de Newton Raphson, mentre que les propietats dels materials utilitzats, de la Biblioteca d'Ansys Workbench, es poden consultar al ANNEX C. En referència al mallat del conjunt, s'especifiquen les seves característiques a la Taula 9.

<i>Part</i>	<i>Tipus de mètode utilitzat</i>	<i>Número de nodes</i>	<i>Número d'elements</i>	<i>Mida d'element (mm)</i>
<i>Placa superior</i>	Hexaedre	5392	1440	1,5
<i>Anell fibrós</i>	Tetraedre	8678	4625	1,5
<i>Nucli polpós</i>	Tetraedre	2141	1332	1,5
<i>Placa inferior</i>	Hexaedre	5304	1415	1,5
	<b>Número total</b>	<b>21515</b>	<b>8812</b>	

*Taula 9: Anàlisi del mallat (Elaboració pròpia)*

Per a les plaques superior i inferior s'ha decidit fer ús d'hexaedres, on s'habilita que puguin ser triangulars o quadrats, degut als arrodoniments de les peces. Pel que fa a l'anell fibrós i el nucli polpós, s'ha optat per utilitzar tetraedres, degut a les seves formes cilíndriques. S'ha imposat una mida màxima dels elements, de 1,5mm, tenint en compte que la placa té unes mides de 27mm de llarg per 35mm d'ample.

A continuació es pot observar el mallat de cadascuna de les peces:



*Figura 34: Mallat Placa superior (Elaboració pròpia)*

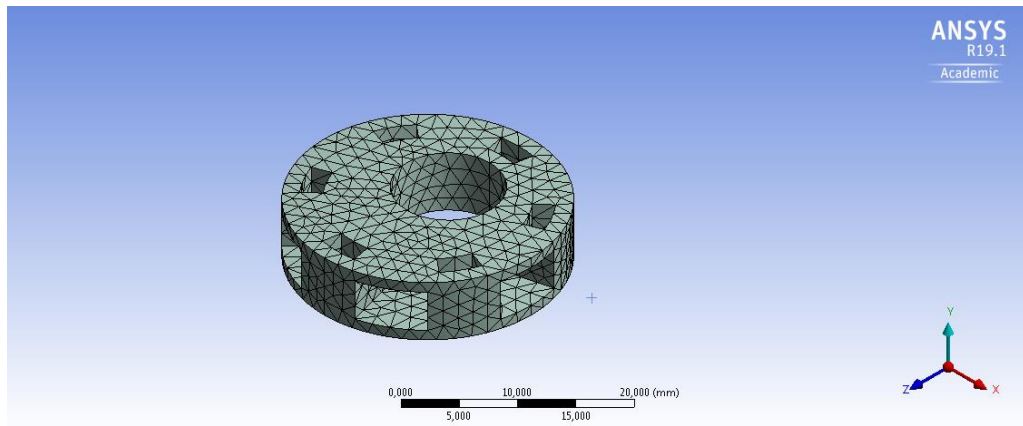


Figura 35: Mallat Anell fibrós (Elaboració pròpia)

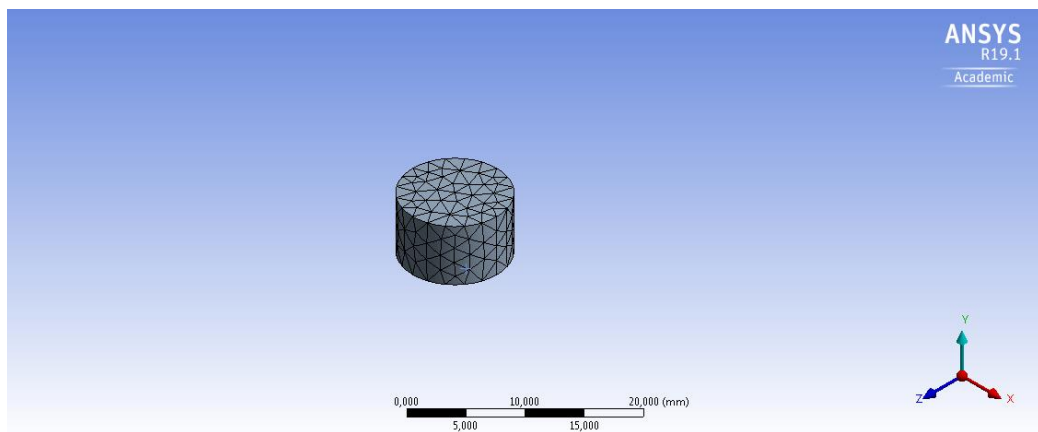


Figura 36: Mallat Nucli polpós (Elaboració pròpia)

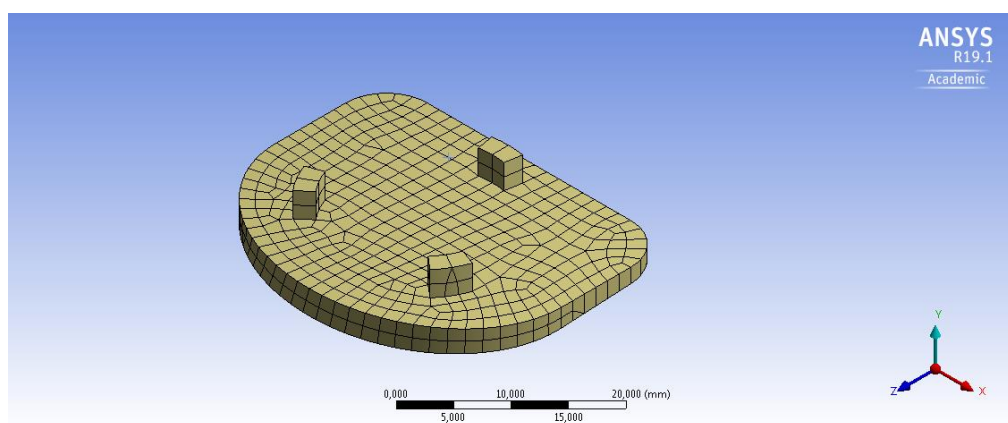


Figura 37: Mallat Placa inferior (Elaboració pròpia)

No s'ha millorat més el mallat del conjunt degut a la versió utilitzada del programa de simulació, Ansys Workbench, el qual té un límit d'elements degut al ser una versió estudiantil.

Finalment, també s'han especificat els contactes entre totes les peces del conjunt, veure Taula 10. S'ha determinat quin cos és el *contact*, el qual sol ser el més tou, i el *target*, que és el cos dur, entre els dos cossos que estan en contacte. A més a més s'especifica en quines cares es produeix el contacte i de quin tipus es tracta, en aquest cas sense fricció, veure Figura 38, ja que és el més adequat entre els tipus de contactes no lineals.

Tipus de contacte	<i>Frictionless</i>				<i>Frictionless</i>		
	<b>Contact</b>	<i>1 Face</i>	<i>12 Faces</i>	<i>1 Face</i>	<i>14 Faces</i>	<i>1 Face</i>	<i>1 Face</i>
<b>Target</b>	<i>1 Face</i>	<i>12 Faces</i>	<i>1 Face</i>	<i>14 Faces</i>	<i>1 Face</i>	<i>1 Face</i>	<i>2 Faces</i>
<b>Contact Bodies</b>	Anell fibrós				Nucli polpós		
<b>Target Bodies</b>	Placa superior	Placa inferior		Placa superior	Placa inferior	Anell fibrós	

Taula 10: Contactes entre les peces (Elaboració pròpia)

A continuació s'observa els tipus de contactes entre peces:

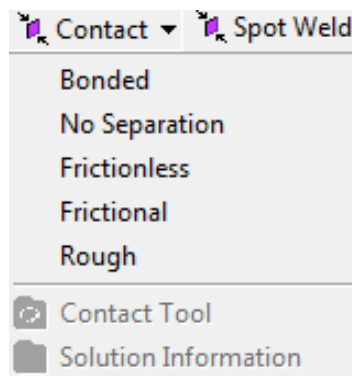


Figura 38: Tipus de contactes entre peces (Elaboració pròpia)



### 4.3.3 Validació del model

#### 4.3.3.1 Introducció

La validació del model consisteix en demostrar que aquest obté uns resultats coincidents, dins d'un rang, en comparació amb uns resultats experimentals ja existents.

#### 4.3.3.2 Cas experimental

Per al present projecte s'ha utilitzat com a resultats experimentals el rang de moviments del raquis lumbar, on en aquest cas, es simplifica a la unitat funcional després d'aplicar les càrregues exposades a la Taula 8 de la pàgina 59. El rang de moviments ha sigut detallat a l'apartat 4.1.2 de la pàgina 44 del present document.

#### 4.3.3.3 Simulació de la validació del model

Per a la simulació del model segons el cas experimental, primerament s'han introduït tots els casos d'estudi dins del programa Ansys Workbench. Per a la força vertical, al ser aquesta produïda per la subjecció d'una càrrega, s'ha introduït com una força desplaçada del conjunt de la pròtesi. A la Taula 12 s'especifica per a cada cas el valor de la distància, al llarg de l'eix sagital.

Per a poder introduir les càrregues de manera correcta, s'ha creat un seguit de sistemes de coordenades. Aquests es troben situats a cada una de les quatre cares de les dues plaques (Anterior, Posterior, Dreta i Esquerra), veure Figura 39.

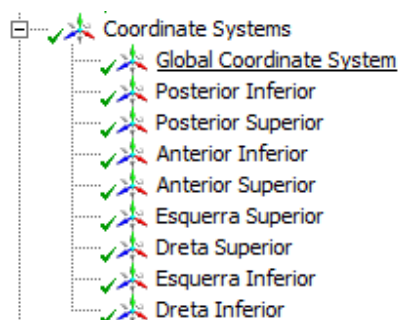


Figura 39: Llistat de Sistemes de Coordenades (Elaboració pròpia)

A continuació, a la Taula 11 s'observen les càrregues introduïdes dins del programa de simulació:

<b>Cas</b>	<b>Activitat</b>	<b>Força vertical</b>	<b>Força càrrega</b>	<b>Força horitzontal</b>
	<b>Unitats</b>	<b>(N)</b>	<b>(N)</b>	<b>(N)</b>
1	Dret	220,00	-	40,00
2	Dret flexió amb càrrega	370,00	130,00	85,00
3	Dret flexió sense càrrega	370,00	-	60,00
4	Dret extensió amb càrrega	277,50	97,50	63,75
5	Dret extensió sense càrrega	277,50	-	45,00
6	Assegut	320,00	-	50,00
7	Assegut flexió amb càrrega	400,00	220,00	100,00
8	Assegut flexió sense càrrega	400,00	-	70,00
9	Flexió lateral dreta	259,00	-	42,00
10	Flexió lateral esquerra	259,00	-	42,00

Taula 11: Càrregues aplicades sobre el model de simulació (Elaboració pròpia)

Seguidament, es mostren els punts d'aplicació i el sentit de les forces introduïdes, veure Taula 12. Totes les forces són aplicades sobre la placa superior, ja que és la que transmet el moviment, mentre que la placa inferior té la funció de suport fix com a condició de contorn, veure Figura 40.

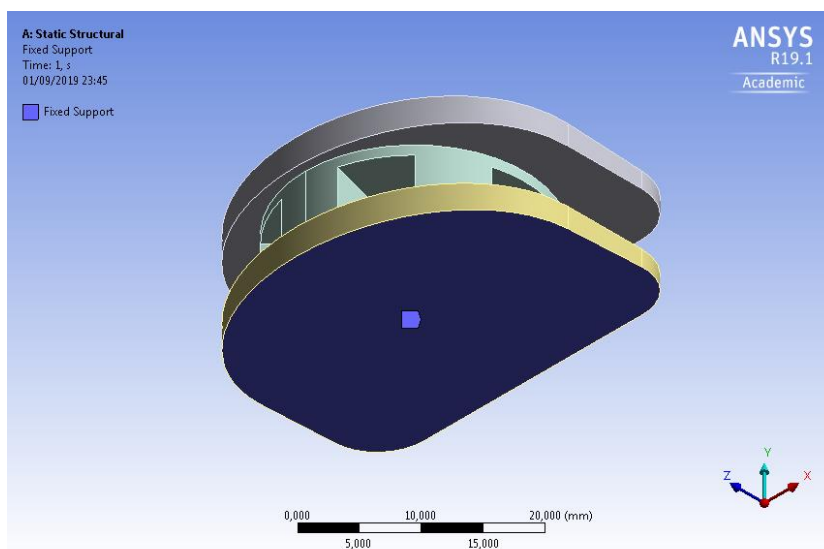


Figura 40: Condició de contorn, suport fix (Elaboració pròpia)

Cas	Activitat	Força vertical		Força càrrega			Força horitzontal	
		Punt d'aplicació	Sentit de la força	Punt d'aplicació	Sentit de la força	Distància F. càrrega (mm)	Punt d'aplicació	Sentit de la força
1	Dret	Centre	-Y				Centre posterior	+Z
2	Dret flexió amb càrrega	Centre anterior	-Y	Centre anterior	-Y	300,00	Centre posterior	+Z
3	Dret flexió sense càrrega	Centre anterior	-Y				Centre posterior	+Z
4	Dret extensió amb càrrega	Centre posterior	-Y	Centre posterior	-Y	-200,00	Centre anterior	-Z
5	Dret extensió sense càrrega	Centre posterior	-Y				Centre anterior	-Z
6	Assegut	Centre	-Y				Centre posterior	+Z
7	Assegut flexió amb càrrega	Centre anterior	-Y	Centre anterior	-Y	200,00	Centre posterior	+Z
8	Assegut flexió sense càrrega	Centre anterior	-Y				Centre posterior	+Z
9	Flexió lateral dreta	Centre dreta	-Y				Centre esquerra	-X
10	Flexió lateral esquerra	Centre esquerra	-Y				Centre dreta	+X

Taula 12: Punt d'aplicació i sentit de les forces introduïdes (Elaboració pròpia)

Els eixos de la Taula 12 segueixen el sentit de referència de la Figura 41.

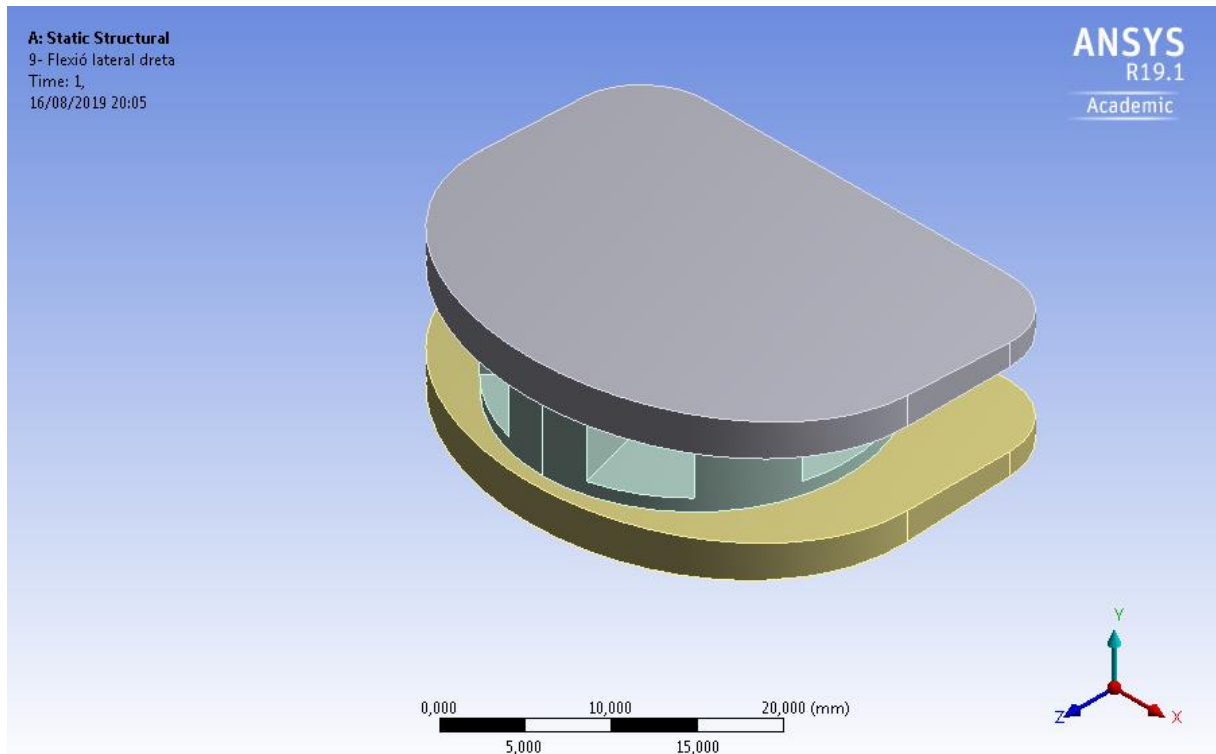


Figura 41: Sentit referència dels eixos del model de simulació (Elaboració pròpia)

Seguidament, per a obtenir els resultats del rang de moviments, s'ha fet ús de l'eina *Path*, la qual permet analitzar els paràmetres que es desitgin al llarg de dos punts. Al requerir els desplaçaments verticals per a moviments de flexió, extensió, flexió lateral i torsió, s'han necessitat 4 *Paths*. Aquests es troben situats un a cada una de les quatre cares de les plaques (Anterior, Posterior, Dreta i Esquerra), veure Figura 42.

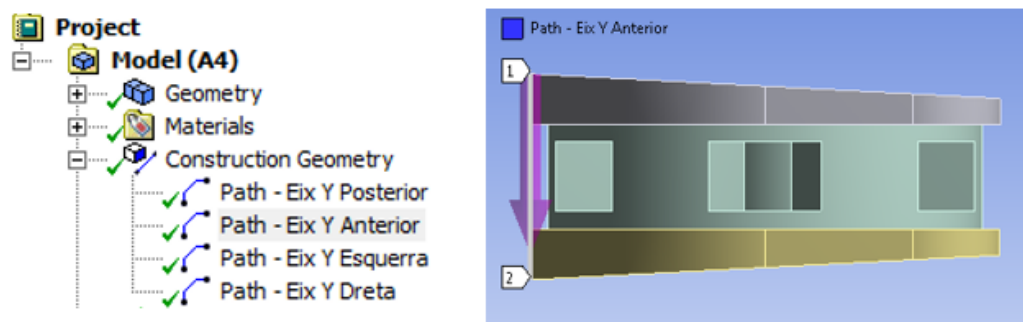


Figura 42: Llistat de Paths introduïts (Elaboració pròpia)

Realitzats els passos previs, s'ha procedit a la simulació, on s'ha determinat:

- Per moviments de flexió i extensió:
  - Desplaçaments verticals zona anterior i posterior
- Per moviments de flexió lateral:
  - Desplaçaments verticals zona dreta i esquerra
- Per moviments de torsió:
  - Desplaçaments horitzontals zona anterior i posterior

A la Taula 13 s'observa el resultat de les simulacions per a la validació del model. Per als desplaçaments verticals, el signe negatiu indica que la pròtesi descendeix, mentre que els valors positius indiquen que la pròtesi puja. Això és produït per la forma com són introduïts els sistemes de coordenades al model de simulació.

<b>Cas</b>	<b>Activitat</b>	<b>Desplaçament Vertical Anterior</b>	<b>Desplaçament Vertical Posterior</b>
	<b>Unitats</b>	(mm)	(mm)
1	Dret	-3,917E-02	-4,752E-02
2	Dret flexió amb càrrega	-1,310E-01	2,107E+00
3	Dret flexió sense càrrega	-2,294E-01	2,386E+00
4	Dret extensió amb càrrega	1,518E+00	-9,265E-02
5	Dret extensió sense càrrega	3,127E+00	-3,299E-01
6	Assegut	-5,432E-02	-7,104E-02
7	Assegut flexió amb càrrega	-1,391E-01	2,203E+00
8	Assegut flexió sense càrrega	-2,223E-01	2,338E+00
<b>Cas</b>	<b>Activitat</b>	<b>Desplaçament Vertical Esquerre</b>	<b>Desplaçament Vertical Dreta</b>
9	Flexió lateral dreta	6,068E+00	-1,500E-01
10	Flexió lateral esquerra	-1,500E-01	6,068E+00

*Taula 13: Desplaçaments obtinguts a les simulacions de la validació del model (Elaboració pròpia)*

Seguidament s'ha calculat l'angle que pateix la pròtesi, mitjançant trigonometria, veure Taula 14.

<i>Cas</i>	<i>Activitat</i>	<i>Increment Desplaçament vertical</i>	<i>Longitud Tapa</i>	<i>Angle simulació</i>	<i>Angle real màxim</i>	<i>Error relatiu</i>	<i>Figura ANNEX B</i>
	<b>Unitats</b>	(mm)	(mm)	(º)	(º)		
1	Dret	-0,008359	27	-0,018	-	-	Figura 54
2	Dret flexió amb càrrega	2,23817	27	4,755	12	60,37%	Figura 61
3	Dret flexió sense càrrega	2,61511	27	5,558	12	53,68%	Figura 68
4	Dret extensió amb càrrega	-1,610753	27	-3,420	7	51,14%	Figura 75
5	Dret extensió sense càrrega	-3,45635	27	-7,355	7	-5,07%	Figura 82
6	Assegut	-0,016718	27	-0,035	-	-	Figura 89
7	Assegut flexió amb càrrega	2,34228	27	4,977	12	58,53%	Figura 96
8	Assegut flexió sense càrrega	2,56044	27	5,442	12	54,65%	Figura 103
9	Flexió lateral dreta	-6,21748	35	-10,232	4	-155,81%	Figura 110
10	Flexió lateral esquerra	6,21748	35	10,232	4	-155,81%	Simètric al Cas 9

*Taula 14: Resultats de la validació del model (Elaboració pròpia)*

Primerament, s'observa que la pròtesi discal manté la seva capacitat de moviment un cop aplicades les càrregues, ja que realitza els moviments predits, replicant el funcionament del disc natural. A més a més, els angles obtinguts es troben per sota del límit real, el qual es troba a la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** de la pàgina **¡Error! Marcador no definido..** Com a conseqüència, la pròtesi discal es troba dins de l'amplitud de moviments del disc natural. A la Figura 43, Figura 44 i Figura 45 s'observa el comportament per al cas de flexió i el d'extensió, ambdós sense càrrega, juntament per al cas de flexió lateral.

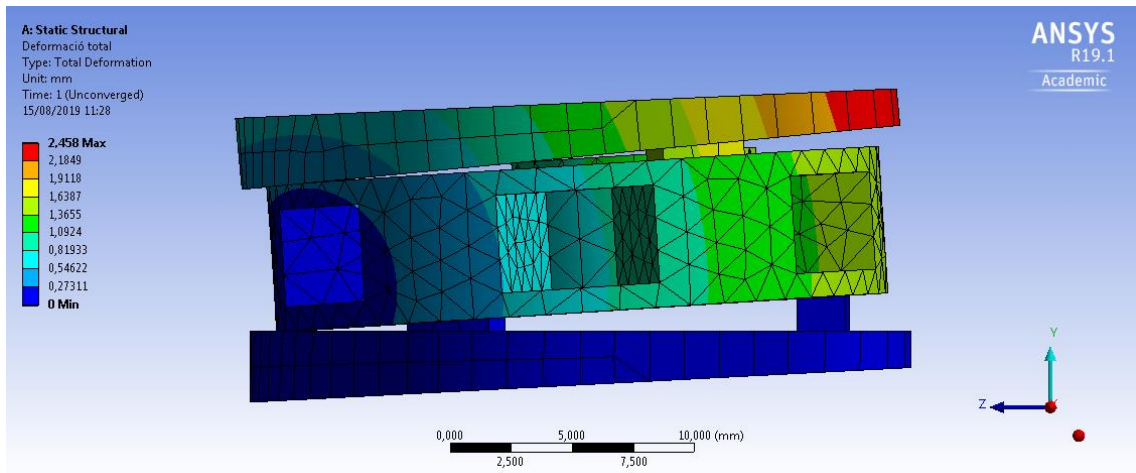


Figura 43: Deformació per al cas de flexió sense càrrega - Vista en perfil (Elaboració pròpia)

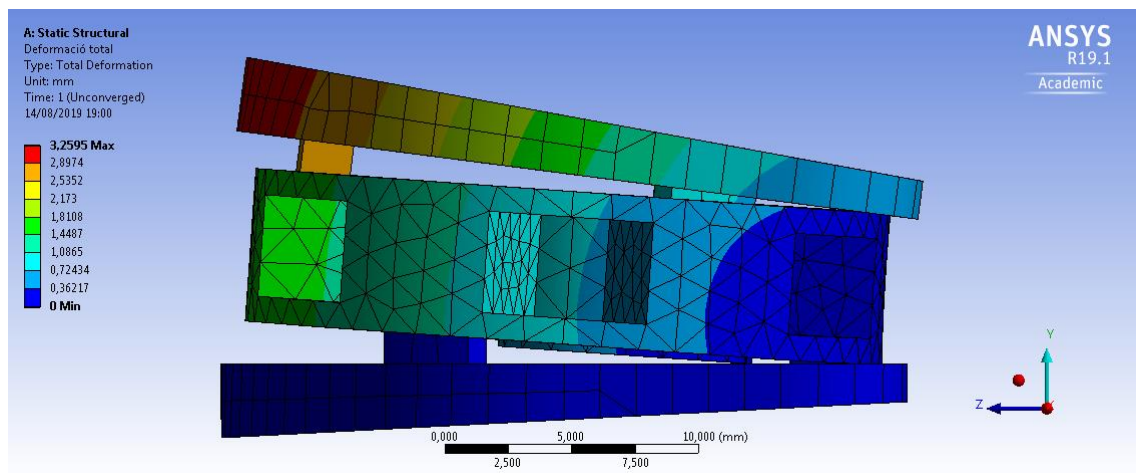


Figura 44: Deformació per al cas d'extensió sense càrrega - Vista en perfil (Elaboració pròpia)

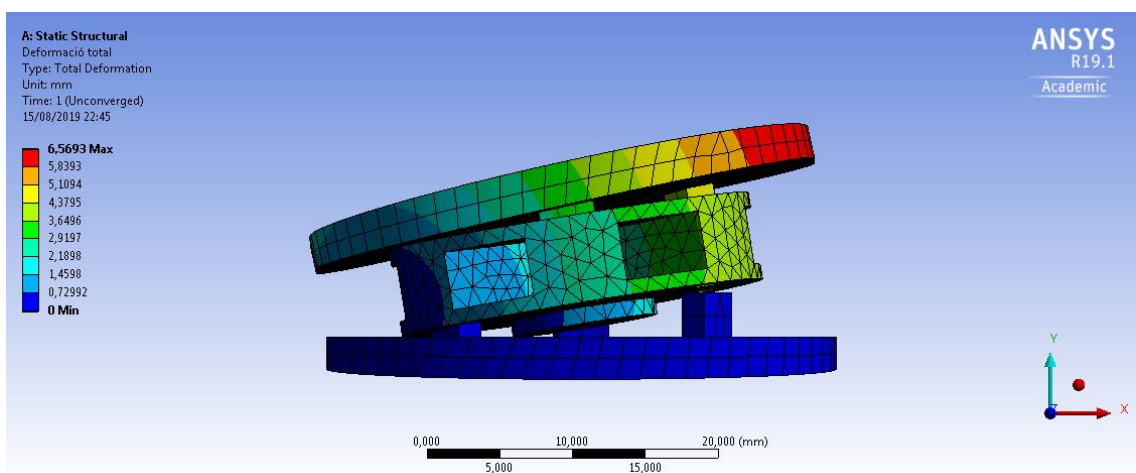


Figura 45: Deformació per al cas de flexió lateral - Vista en alçat (Elaboració pròpia)

Pel que fa referència als errors relatius obtinguts, aquests són acceptables degut al fet que les dades experimentals mostren les càrregues més usuals durant l'activitat diària de les persones, per tant, això no implica que siguin càrregues extremes on s'hagi d'arribar al valor real màxim del disc natural.

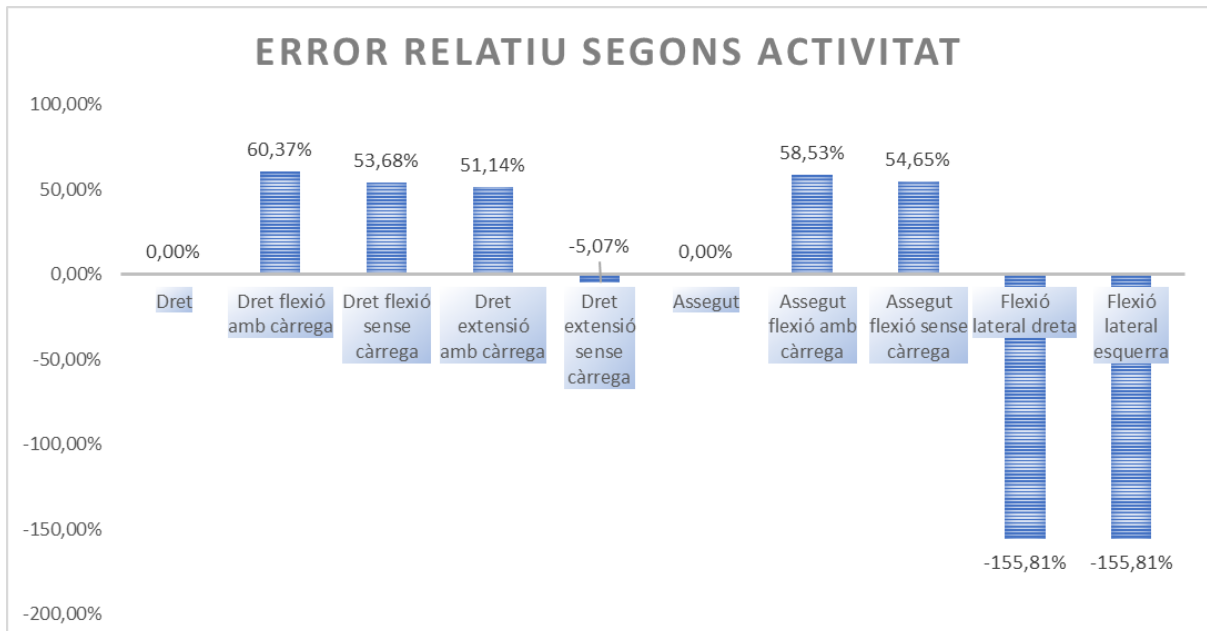


Figura 46: Error relatiu segons activitat (Elaboració pròpia)

Fixant-nos en els resultats, veure Figura 46, per al cas de la flexió lateral, aplicant les càrregues, la pròtesi pateix un moviment excessiu en comparació amb el disc natural. Aquest fet no és preocupant, ja que la pròtesi es troba fixada entre dos vèrtebres articulades per les seves carilles i, mitjançant els lligaments realitza els moviments adequats dins del rang. El disc intervertebral té la funció d'amortir les càrregues i facilitar els moviments, però són els lligaments i les vèrtebres qui marquen l'amplitud de moviment. Per aquest fet, la pròtesi realment no realitzarà aquest moviment excessiu.

Un moviment habitual de la columna és la torsió, tot i no estar valorat a l'estudi de (A. Nachemson, 1966), s'ha decidit analitzar el comportament del model a torsió. Aplicant la força vertical assignada a la posició de mantenir-se dret (220 N), s'ha anat variant la força que aplica el moment de torsió, fins aconseguir que la pròtesi es desplaci igual que el disc natural, exactament amb un angle de 1° en el pla horitzontal. Com a resultat s'ha obtingut que la força necessària és de 29 N. Comparant aquest valor amb les forces horitzontals aplicades per als altres casos, aquesta és la més baixa de totes, per tant, es pot afirmar que és una força factible



a ser realitzada pel cos humà, ja que per a altres moviments és necessari aplicar forces horitzontals superiors. A la Figura 47 s'observa el seu comportament.

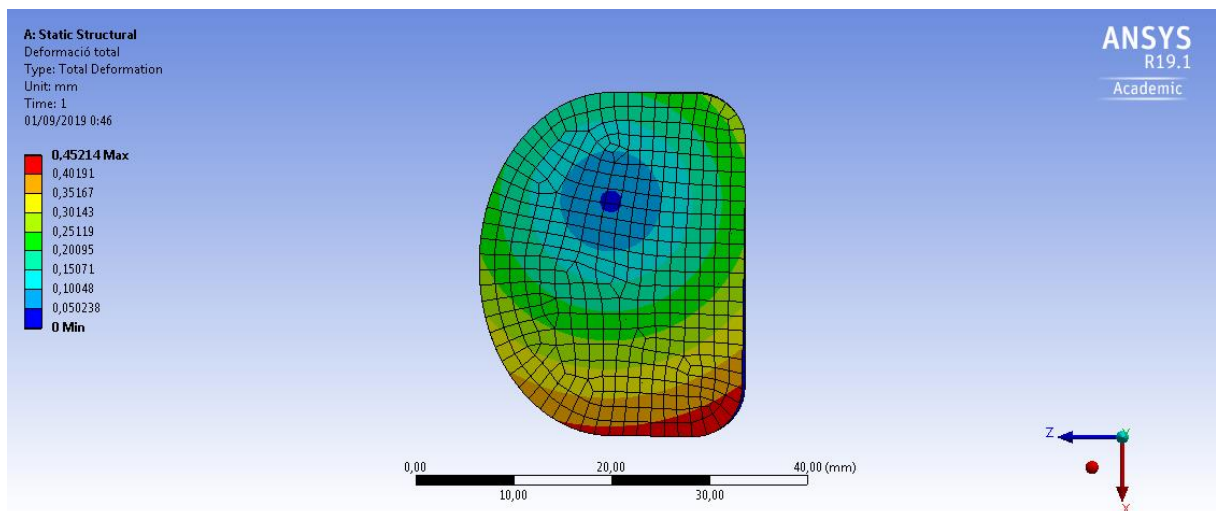


Figura 47: Deformació per al cas de torsió - Vista en planta (Elaboració pròpia)

#### 4.3.3.4 Conclusions de la validació del model

Per concloure, es pot afirmar que el model proporciona un ajustament adequat en relació a les dades experimentals de càrregues per activitat diària i de rang de moviment del raquis lumbar. El model generat ha estat validat amb èxit i gràcies a això es poden predir els moviments generats per altres càrregues.

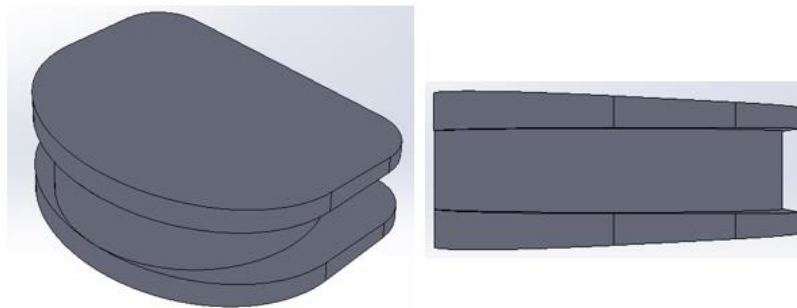
#### 4.3.4 Predicció del model de simulació

El model de simulació, un cop validat, té diverses aplicacions, la més interessant d'elles és la de poder predir el comportament de la pròtesi davant de situacions més complexes no analitzades en el present projecte. A més a més, és de gran ús per a analitzar el comportament de nous materials que, amb l'evolució de la fabricació additiva, es converteixen en vàlids per a la seva producció.

#### 4.3.5 Dissenys no vàlids

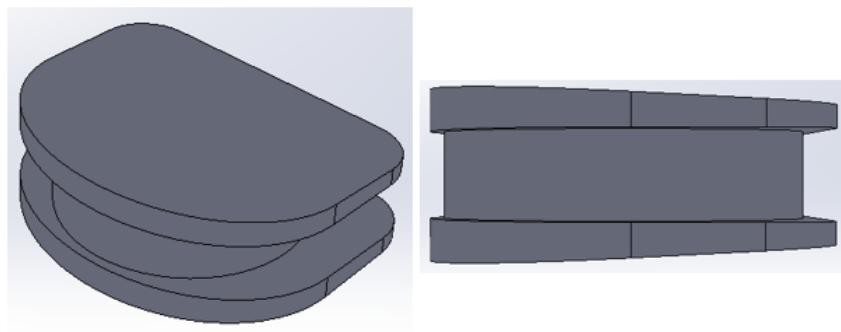
Per aconseguir el disseny final de la pròtesi discal, s'han realitzat diversos dissenys, els quals han resultat no vàlids i s'han hagut d'optimitzar per tal de tenir una bona funcionalitat. Alguns d'aquests són:

- **Disseny 27x35mm, anell fibrós Ø27:** les mides de les plaques no varien, la seva diferència radica en el diàmetre de l'anell fibrós, el qual és el mateix que la llargària de la placa. A més a més no incorpora els buidats laterals de l'anell, veure Figura 48.



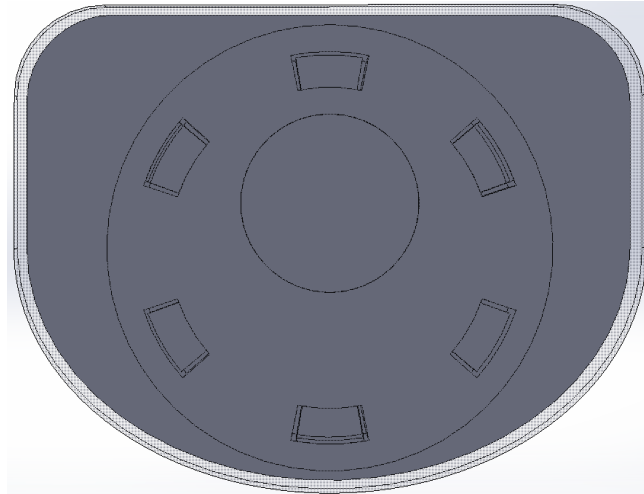
*Figura 48: Disseny no vàlid: 27x35mm anell fibrós Ø27 (Elaboració pròpia)*

- **Disseny 27x35mm, anell fibrós Ø25:** les mides de les plaques no varien, el diàmetre de l'anell fibrós s'ha reduït a Ø25mm respecte el primer disseny, per tal de deixar una distància de 1 mm per cada costat, anterior i posterior del final de la placa. Això és degut a que per a les simulacions del primer disseny, l'anell fibrós sobresurt respecte la placa, el qual es va fent malbé al llarg dels moviments, ja que aquestes van rasant l'anell amb els seus extrems. Aquest disseny tampoc incorpora els buidats laterals de l'anell, veure Figura 49.



*Figura 49: Disseny no vàlid: 27x35mm anell fibrós Ø25 (Elaboració pròpia)*

- **Disseny 27x35mm, anell fibrós Ø25 amb forats ampliat:** la única diferència respecte el disseny anterior és l'ampliació en longitud dels forats destinats a les protuberàncies de les plaques de titani que es troben en contacte amb l'anell. Aquest disseny té l'objectiu de facilitar els moviments de torsió de la columna. S'ha rebutjat el seu disseny degut a que no s'ha aconseguit simular-ho correctament. Aquest disseny tampoc incorpora els buidats laterals de l'anell, veure Figura 50.



*Figura 50: Disseny no vàlid: 27x35mm anell fibrós Ø25 amb forats ampliat (Elaboració pròpia)*

#### 4.4 ANÀLISI DE RESULTATS

Un cop validat el model de simulació, es procedeix a analitzar els resultats obtinguts relacionats amb les propietats mecàniques dels materials. Degut a ser models ortotròpics, però on només s'ha pogut accedir a propietats isotròpiques, s'ha decidit analitzar els esforços normals i tallants que pateix el conjunt. El present anàlisi es tracta d'una primera aproximació, per aquest fet, per tant per a una fase posterior, cal tenir els materials de fabricació ben caracteritzats per a un anàlisi més fiable. Les propietats dels materials s'han extret de les següents referències (ASM, n.d.), (Universitat de Barcelona, 2004) i (Designerdata, 2003).

En el conjunt dissenyat, les dues plaques són idèntiques geomètricament, deixant de banda la variació de la posició angular dels pivots en contacte amb l'anell. Per aquesta raó únicament s'ha analitzat la placa superior, a més a més de patir uns esforços més alts. Un cop analitzats els resultats esforços del nucli polpós, s'ha decidit no adjuntar-los degut a que són considerablement menors i no suposen un problema. Aquestes dues decisions tenen com a propòsit no fer més extensiu l'apartat ANNEX B. A la Taula 15 s'adjunten els resultats dels esforços normals per a la placa superior i l'anell fibrós.

Cas	Activitat	Placa superior	Placa superior	Anell fibrós	Anell fibrós
		Esforç normal mín.	Esforç normal màx.	Esforç normal mín.	Esforç normal màx.
	Unitats	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
1	Dret	-7,2878	7,8074	-6,0679	1,4121
2	Dret flexió amb càrrega	-1,2946	4,8011	-1,6533	0,9481
3	Dret flexió sense càrrega	-2,4726	2,5476	-3,1677	1,8580
4	Dret extensió amb càrrega	-1,2844	2,6317	-1,1508	0,8425
5	Dret extensió sense càrrega	-3,9363	3,9847	-4,4692	2,6419
6	Assegut	-9,8714	10,2300	-8,0660	1,6001
7	Assegut flexió amb càrrega	-0,8181	5,4300	-1,7927	1,0377
8	Assegut flexió sense càrrega	-2,3611	2,4640	-3,0255	1,8183
9 i 10	Flexió lateral	-2,7656	5,5924	-3,3420	2,1576
11	Torsió sense càrrega	-7,7920	8,4421	-9,8953	4,0396
	<b>Màxims</b>	-9,8714	10,2300	-9,8953	4,0396

Taula 15: Esforços Normals resultants de la simulació (Elaboració pròpia)

L'esforç normal amb signe negatiu indica que pateix una compressió, mentre que el signe negatiu fa referència a esforços de tracció. Per al conjunt de la peça interessa que no superi els límits elàstics, tot i que, segons on es trobin els màxims, aquests no suposen un problema mentre que no es superin els límits de resistència, els quals indiquen la fractura de l'element.

Seguidament, a la Taula 16 s'adjunten els resultats dels esforços tallants:

Cas	Activitat	Placa superior	Placa superior	Anell fibrós	Anell fibrós
		Esforç tallant mín.	Esforç tallant màx.	Esforç tallant mín.	Esforç tallant màx.
	Unitats	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
1	Dret	-3,1308	2,8753	-0,7510	0,6729
2	Dret flexió amb càrrega	-0,9936	0,8780	-0,3756	0,3367
3	Dret flexió sense càrrega	-1,3894	1,0481	-0,3333	0,3151
4	Dret extensió amb càrrega	-0,6277	0,6607	-0,2043	0,2169
5	Dret extensió sense càrrega	-1,6378	1,6403	-0,7010	0,6766
6	Assegut	-4,2714	4,1038	-0,9939	0,8893
7	Assegut flexió amb càrrega	-1,0205	0,9046	-0,3887	0,3505
8	Assegut flexió sense càrrega	-1,3317	1,0047	-0,3236	0,3067
9 i 10	Flexió lateral dreta	-1,2120	1,3562	-0,3887	0,3505
11	Torsió sense càrrega	-4,2705	3,0270	-1,2824	1,1910
	<b>Màxims</b>	-4,2714	4,1038	-1,2824	1,1910

Taula 16: Esforços Tallants resultants de la simulació (Elaboració pròpia)

Per al cas dels tallants, el signe no té rellevància, ja que únicament indica en quin sentit es produiria la fractura de la peça en cas d'arribar al límit de resistència a tallant.

A l'hora d'analitzar els resultats, és primordial que els esforços als quals es sotmet cada peça, no superin la zona elàstica de deformació del material, ja que sinó la deformació és plàstica i la peça no recupera la seva forma original. Si això passa, no es pot assegurar el correcte funcionament de la pròtesi discal, ja que els moviments que realitza hauran variat respecte els moviments fisiològics de la columna vertebral. Aquest fet limitarà l'amplitud de moviments del

pacient i pot causar-li dolor i/o malestar. A continuació s'adjunten els esforços normals màxims juntament amb els límits per a cada material, veure Taula 17:

Material	Element	Esforç normal mín.	Esforç normal màx.	Límit elàstic compressió	Resistència a la compressió	Límit elàstic	Resistència a la tracció
		(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
Ti6Al4V-ELI	Placa superior	-9,87	10,23	860	1000	790	860
LDPE	Anell fibrós	-9,90	4,04	-	10,8 - 17,4	17,5	13,3 - 26,4

Taula 17: Anàlisi dels esforços normals resultants (Elaboració pròpia)

Per al cas del titani, els límits del material es troben molt per sobre dels esforços normals sotmesos a la placa superior, tant en el cas d'esforços a tracció com a compressió. En canvi, per al cas del polietilè, veure Figura 51, no s'han trobat dades referents al límit elàstic per a compressió, tot i així, la peça no supera el límit de resistència. Per al cas de tracció, es troba dins de la deformació elàstica.

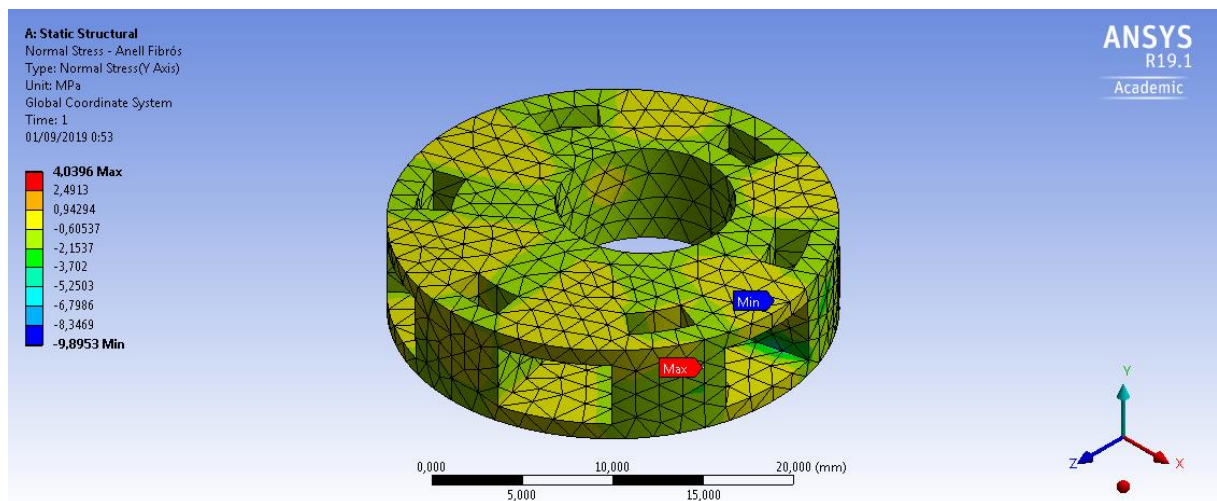


Figura 51: Esforços normals màxims – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

Seguidament, s'han calculat els factors de seguretat en referència a la fractura del material sotmès a esforç normal (tracció i compressió), veure Taula 18:

<i>Material</i>	<i>Element</i>	<i>Factor de seguretat a compressió</i>	<i>Factor de seguretat a tracció</i>
<i>Ti6Al4V-ELI</i>	Placa superior	101,30	84,07
<i>LDPE</i>	Anell fibrós	1,09 – 1,73	3,29 – 6,54

*Taula 18: Factors de seguretat a esforç normal per a compressió/tracció (Elaboració pròpia)*

El cas més limitant és per a situacions de compressió de l'anell fibrós. El seu factor de seguretat per a la fractura oscil·la entre 1,09 i 1,73 al aplicar el moviment màxim disponible de torsió. Al no tenir dades referents del seu límit elàstic a compressió, s'hauria de realitzar un estudi experimental amb un prototip funcional per a poder determinar la validesa del material, o bé realitzar un canvi d'aquest. Per tant, no es pot assegurar que amb el present model, la deformació de l'anell sigui elàstica.

A continuació es presenten els resultats comparatius dels esforços tallants, veure Taula 19:

<i>Material</i>	<i>Element</i>	<i>Esforç tallant mín.</i>	<i>Esforç tallant màx.</i>	<i>Resistència a l'esforç tallant</i>
		(MPa)	(MPa)	(MPa)
<i>Ti6Al4V-ELI</i>	Placa superior	-4,27	4,10	550
<i>LDPE</i>	Anell fibrós	-1,28	1,19	-

*Taula 19: Anàlisi dels esforços tallants resultants (Elaboració pròpia)*

El titani no presenta problemes en referència als esforços tallants resultants, ja que el seu límit de resistència és notablement superior. Per al polietilè de baixa densitat, tampoc s'ha trobat el valor de la seva resistència a tallant i per tant, no es pot analitzar de forma correcta. Tot i això, els resultats dels esforços tallants son realment baixos, veure Figura 52. Però, al igual que per als esforços normals a compressió, s'hauria d'analitzar el model de forma real amb un prototip funcional per a poder assegurar la seva validesa.

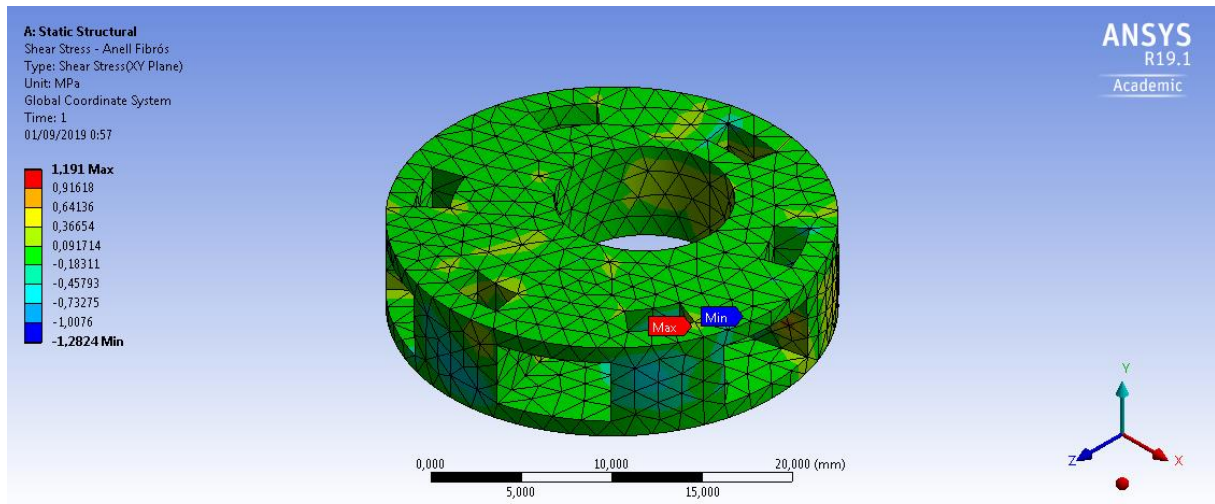


Figura 52: Esforços tallants màxims – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

A continuació s'adjunten els factors de seguretat a esforç tallant, veure Taula 20.

<i>Material</i>	<i>Element</i>	<i>Factor de seguretat a tallant</i>
Ti6Al4V-ELI	Placa superior	128,76
LDPE	Anell fibrós	-

Taula 20: Factors de seguretat a esforç tallant (Elaboració pròpia)

El titani presenta un factor de seguretat de 128,76 a esforç tallant, per tant, es pot assegurar que aquest no presentarà fractures. Per al cas del LDPE, no s'ha pogut calcular el seu factor de seguretat, degut al cas anteriorment mencionat.

Per concloure, s'ha demostrat que el Titani no presenta problemes en el conjunt discal. Els esforços patits pel nucli polpós s'han considerat negligibles, degut als baixos esforços els quals pateix. El principal problema trobat ha sigut la manca de dades referent al polietilè de baixa densitat, per aquesta raó, per a demostrar la validesa del material, s'ha de provar en un assaig amb una pròtesi funcional, per a així poder simular de forma real els moviments de la columna i poder comprovar el comportament de la pròtesi.



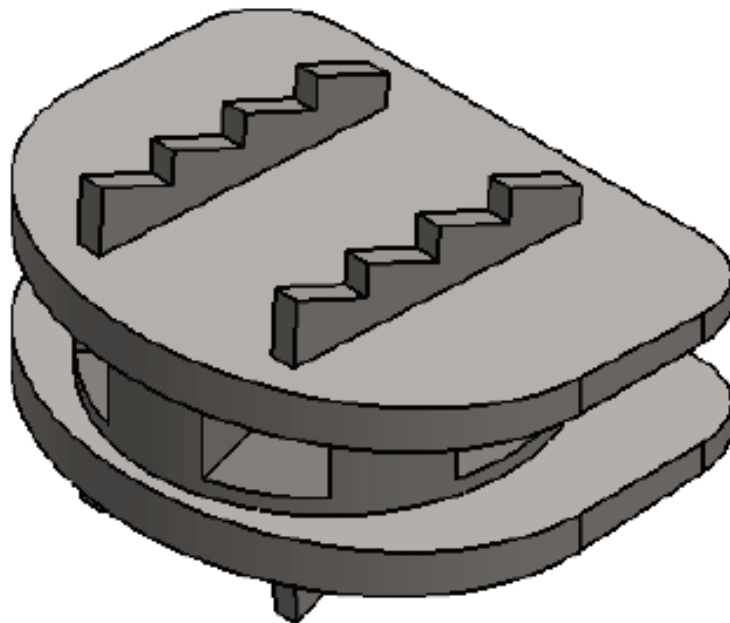
## 4.5 DISSENY MITJANÇANT IMPRESSIÓ 3D. PROTOTIP

### 4.5.1 Prototip dimensional

S'ha realitzat un model visual mitjançant la tecnologia d'impressió 3D amb materials com ABS i PLA, això és degut a que es tracta únicament d'un prototip dimensional, on es comprova el conjunt d'assemblatge. Per al nucli polpós es fa servir PLA i per a l'anell fibrós s'utilitza ABS, degut a la seva facilitat per ser post-processat (mecanitzat, llimat, trepanat, etc.).

### 4.5.2 Prototip funcional

Per a un prototip funcional es preveu utilitzar el materials finals descrits a l'apartat 4.2.3 de la pàgina 50 del present document. Per a obtenir les dades exactes dels materials a utilitzar s'ha consultat la base de dades SENVOL, per a materials per impressió 3D. A la Figura 53 s'observa el prototip final.



*Figura 53: Disseny final pròtesi discal - Vista isomètrica (Elaboració pròpia)*

Pel que fa al titani, veure la Taula 21:

**TAULA DE PROPIETATS TITANI**

<b>Proveïdor de material</b>	Renishaw
<b>Nom del material</b>	Ti6Al4V ELI-0406
<b>Procés</b>	Powder Bed Fusion
<b>Tipus de material general</b>	Metall
<b>Tipus de material específic</b>	Titani
<b>Post processat</b>	Sí
<b>Tensió de ruptura, mínim (MPa)</b>	1097
<b>Tensió de ruptura, màxim (MPa)</b>	1142
<b>Mòdul de Young, mínim (MPa)</b>	111.000
<b>Mòdul de Young, màxim (MPa)</b>	117.000
<b>Elongació a la ruptura, mínim (%)</b>	3
<b>Elongació a la ruptura, màxim (%)</b>	12

*Taula 21: Propietats per impressió 3D del Titani (Senvol, n.d.)*

En quant a la silicona, veure Taula 22:

**TAULA DE PROPIETATS SILICONA**

<b>Proveïdor de material</b>	Molecule Digital
<b>Nom del material</b>	Xs-Silicone (Shore 75A)
<b>Procés</b>	Vat Photopolymerization
<b>Tipus de material general</b>	Polímer
<b>Tipus de material específic</b>	Silicona
<b>Post processat</b>	Sí
<b>Tensió de ruptura, mínim (MPa)</b>	16,6
<b>Tensió de ruptura, màxim (MPa)</b>	20
<b>Mòdul de Young, mínim (MPa)</b>	8,7
<b>Mòdul de Young, màxim (MPa)</b>	13,5
<b>Elongació a la ruptura, mínim (%)</b>	270
<b>Elongació a la ruptura, màxim (%)</b>	310

*Taula 22: Propietats per impressió 3D de la Silicona (Senvol, n.d.)*

Per a realitzar el motlle de resina, veure la Taula 23:

**TAULA DE PROPIETATS RESINA**

<b>Proveïdor de material</b>	Cubicure
<b>Nom del material</b>	ThermoBlast
<b>Procés</b>	Vat Photopolymerization
<b>Tipus de material general</b>	Polímer
<b>Tipus de material específic</b>	Resina
<b>Post processat</b>	Sí
<b>Tensió de ruptura, mínim (MPa)</b>	66
<b>Tensió de ruptura, màxim (MPa)</b>	78
<b>Mòdul de Young, mínim (MPa)</b>	3200
<b>Mòdul de Young, màxim (MPa)</b>	3200
<b>Elongació a la ruptura, mínim (%)</b>	5
<b>Elongació a la ruptura, màxim (%)</b>	6

*Taula 23: Propietats per impressió 3D de la Resina (Senvol, n.d.)*

## **5 RESUM DEL PRESSUPOST**

El pressupost total de l'estudi realitzat, tenint en compte els costos de recerca i desenvolupament, disseny, simulació i redacció a dia 16 d'agost de 2019 és de:

**SET MIL TRENTA EUROS AMB DEU CÈNTIMS I.V.A inclòs (7.030,10€)**

## 6 CONCLUSIONS

En el present apartat s'estableixen les conclusions del projecte, així com possibles millores per tal d'optimitzar el funcionament de la pròtesi.

Primerament, es pot afirmar que s'ha complert l'objectiu principal del projecte, el qual és dissenyar una pròtesi discal funcional tenint en compte la consegüent fabricació additiva. A més a més de realitzar simulacions del model mitjançant el mètode dels elements finits. En relació amb la simulació realitzada, aquesta ha contemplat totes les hipòtesis de partida, les quals estan basades en dades experimentals, per tant, s'ha realitzat un disseny en base a dades reals. Per altra banda, el mètode per elements finits ha implicat que el disseny s'hagi anat optimitzant en base a una idea inicial, per a així poder millorar la seva funcionalitat. Tot i això, s'ha de tenir present que l'anàlisi realitzat és una primera aproximació al model. És degut a la manca d'informació de les propietats ortotròpiques dels materials, per tant, s'ha hagut de analitzar amb les propietats isotròpiques. Per a una segona fase, cal tenir ben caracteritzat el material en cada direcció.

Realitzar una correcta validació és important per a tot projecte de simulació ja que afirma que el model de simulació és fiable i treballa de manera correcta. Per al present cas s'ha pogut veure com la validació del model s'ha ajustat a les dades experimentals de partida. En referència als resultats obtinguts, s'ha pogut afirmar que els materials suporten els esforços sense patir fractures. Però, no s'ha pogut assegurar que l'anell fibrós es mantingui dins la regió de deformació elàstica degut a la manca d'informació. Per aquesta raó, per a poder assegurar el correcte funcionament de la pròtesi, s'han de realitzar assajos amb un prototip funcional i analitzar el seu comportament real. Tot i això, pel que fa a la seva fabricació, per al cas de l'anell fibrós, el qual s'ha simulat amb Polietilè de Baixa Densitat. Aquest hauria de ser fabricat, a dia d'avui mitjançant el mètode tradicional, l'emmotllament, ja que encara no s'ha aconseguit poder realitzar impressió 3D amb aquest material. Però, la fabricació additiva avança amb molta celeritat, és per això, que més endavant potser no suposarà un problema. Com a solució alternativa per a facilitar la fabricació per emmotllament de l'anell fibrós, es proposa realitzar els seus motlles de resina mitjançant fabricació additiva. Aquest fet suposa poder realitzar tirades curtes i amb un cost menor en comparació amb la fabricació de motlles mitjançant mecanització.

El fet de basar la fabricació d'una pròtesi amb fabricació additiva, ha permès tenir a l'abast realitzar formes complexes difícilment realitzables amb mètodes convencionals. Tot i això,

s'ha optat per realitzar un disseny el més bàsic possible, per a així poder crear un assemblatge senzill, compacte i funcional, per a que aquest no comporti problemes.

Per altra banda, el disseny mecànic té punts a millorar, els quals s'han de comprovar de manera física, un cop fabricat el conjunt i posat a prova. Aquestes millores es tracta de la llargada dels pivots de les plaques en contacte amb l'anell fibrós, ja que no es pot concebre que aquests surtin del seu allotjament durant els moviments en flexió o extensió de la columna. Un altre punt de millora, és la unió de les plaques amb les vèrtebres. Aquesta unió s'ha de comprovar si compleix amb la llargada i alçada correctes, els quals es comproven de forma física amb l'instrumentari mèdic. Per acabar, l'últim punt de millora seria el canvi de material de l'anell fibrós per a un compatible amb la fabricació additiva, un cas d'exemple seria el Polietilè d'Ultra Alta Densitat o el TPU. Aquest darrer presenta unes característiques mecàniques que permeten una deformació que es pot adaptar al conjunt de la pròtesi. Tot i això, s'han de realitzar les simulacions per comprovar la seva funcionalitat.

Per acabar, s'ha assolit un disseny capaç de garantir les demandes requerides per les dades experimentals, el qual és capaç de poder comparar-se en alguns aspectes a les pròtesis discals existents al mercat, amb el valor afegit del seu tipus de fabricació, el qual permet un disseny personalitzat segons les demandes biològiques del pacient i adaptable als seus requeriments. A més a més, és útil per a poder planificar les solucions quirúrgiques, ja que extraient la fisonomia del pacient mitjançant un TAC o un altra tecnologia, es pot fabricar ràpidament i de manera senzilla aquells elements necessaris per a la planificació. D'aquesta manera es pot comprovar la viabilitat de la operació i/o modificar-la. També, la fabricació amb aquesta tecnologia té un cost menor i requereix d'un temps més baix.

Cal especificar també l'equip informàtic i software emprats. En referència al programari 3D, el disseny s'ha realitzat amb SolidWorks per la seva simplicitat i rapidesa. Per a les simulacions pel mètode dels elements finits, s'ha optat per Ansys Workbench, ja que és el programa més utilitzat per a tasques amb aquesta finalitat. Tot i això, la versió *Student* té la mancança del límit d'elements a simular.

Finalment, s'han assolit la majoria dels objectius proposats i s'ha complet l'objectiu principal.

Girona, 17 d'agost de 2019

Mario Andrades García

Graduat en Enginyeria en Tecnologies Industrials

## **7 RELACIÓ DE DOCUMENTS**

1. Memòria i Annexos
2. Plànols
3. Plec de Condicions
4. Pressupost

## 8 BIBLIOGRAFIA

- A. Nachemson, M. D. (1966). *The Load on Lumbar Disks in Different Positions of the Body. Clinical Orthopaedics and Related Research*. <https://doi.org/10.1097/00003086-196600450-00014>
- Acuña Fombona. (2017). Spinal Kinetics sobrepasa los 50.000 implantes de su Disco Artificial M6 desde su lanzamiento. Retrieved April 3, 2019, from <http://www.acuna-fombona.com/noticias.php?id=43&url=spinal-kinetics-sobrepasa-los-50000-implantes-de-su-disco-artificial-m6-desde-su-lanzamiento>
- ASM. (n.d.). ASM Material Data Sheet - Titanium. Retrieved August 16, 2019, from <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>
- Azo Materials. (2001). Silicone Rubber: Properties. Retrieved April 2, 2019, from <http://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=920>
- Caballero Hidalgo, N. L. (2016). Movimientos y músculos de la columna vertebral. Retrieved April 23, 2019, from <https://slideplayer.es/slide/10008485/>
- Castejón, N. (2018). Crean el primer escáner en 3D de cuerpo entero y apto para embarazadas. Retrieved May 2, 2019, from <https://www.webconsultas.com/noticias/salud-al-dia/cancer/crean-el-primer-escaner-en-3d-de-cuerpo-entero-y-pto-para-embarazadas>
- Centinel Spine LLC. (2017). ProDisc L - Anterior Lumbar Total Disc Replacement. Retrieved April 3, 2019, from <http://us.synthesprodisc.com/EN-US/DiscReplacement/ProDiscLumbar>
- Craneo y raquis - Wordpress. (2014). Anatomía y movimientos del raquis. Retrieved April 23, 2019, from <https://craneoyraquis.wordpress.com/tag/columna-vertebral/>
- Designerdata. (2003). LDPE. Retrieved April 2, 2019, from <http://www.designerdata.nl/plastics/thermo+plastics/LDPE>



Dr. Chacón Flores, A. (2006). *Biomecánica de la columna*. Hospital General Xoco (México).  
Traumatología y Ortopedia.

Enande GmbH. (2018). Overview Of Lumbar Disc Replacement Surgery With The M6-L.  
Retrieved April 25, 2019, from [https://www.youtube.com/watch?v=p\\_P2KDG\\_TTU](https://www.youtube.com/watch?v=p_P2KDG_TTU)

Estrada Quintana, J. I., & Polo Aguilar, G. (2010). *Biomateriales aplicados en la medicina. Silicona*. Instituto Tecnológico de Chihuahua. Retrieved from  
<https://www.monografias.com/trabajos82/biomateriales-aplicados-medicina-siliconas/biomateriales-aplicados-medicina-siliconas2.shtml>

Fulls dels Enginyers. (2016). Fulls dels Enginyers 04 - Abril 2016, pp. 6–7. Retrieved from  
<http://fullsdelsenginyers.cat/revistes/3902>

Howard S. An, M., & Kristen Karl Juarez, R. (n.d.). Reemplazo de Disco Artificial. Retrieved  
April 2, 2019, from <https://www.spineuniverse.com/espanol/dolor-espalda/reemplazo-disco-artificial>

Impresiontresde. (n.d.-a). Impresión 3D con silicona: aplicaciones para la medicina y la  
industria. Retrieved June 29, 2019, from <https://impresiontresde.com/impresion-3d-con-silicona-aplicaciones-medicina/>

Impresiontresde. (n.d.-b). Moldes de inyección con impresión 3D: cómo sacar ventaja.  
Retrieved May 1, 2019, from <https://impresiontresde.com/moldes-de-inyeccion-impresion-3d/>

Impresiontresde. (n.d.-c). Nuevos tipos de silicona para impresión 3D y sus posibles  
aplicaciones. Retrieved May 1, 2019, from <https://impresiontresde.com/tipos-de-silicona-aplicaciones/>

Impresoras3D. (2013). Impresoras 3D para la elaboración de prótesis discales. Retrieved April  
2, 2019, from <https://www.impresoras3d.com/impresoras-3d-para-la-elaboracion-de-protesis-discales/>

Instituto Clavel. (n.d.). Cirugía y operación de columna. Retrieved March 12, 2019, from

<http://www.doctorclavel.com/cirugia-de-columna/>

Jara G., R. (2007). *Anatomía de la columna vertebral*. Univesidad de Chile. Facultad de Medicina.

La Factoría 3D. (n.d.). Titanio - La Factoria 3D. Retrieved May 1, 2019, from <https://www.lafactoria3d.es/servicios/impresion/materiales/17/titanio>

Lage Barroso, J. C. (2017). *La prótesis de disco, una alternativa a la fusión intervertebral*. Universidad de Ciencias Médicas Sancti Spíritus.

Luque Sendra, M. I. (2009). *Estudio de la morfología del cuerpo vertebral en una L4 humana con modelos de remodelación ósea interna y externa*. Universidad de Sevilla. Escuela Técnica Superior.

Noticias de la Ciencia y la Tecnologia. (2018). Formar discos intervertebrales a partir de impresión 3D. Retrieved April 2, 2019, from <https://noticiasdelaciencia.com/art/30441/formar-ligamentos-tendones-y-discos-intervertebrales-a-partir-de-impresion-3d-con-tintas-portadoras-de-celulas-vivas>

Punt, I. M., Visser, V. M., Van Rhijn, L. W., Kurtz, S. M., Antonis, J., Schurink, G. W. H., & Van Ooij, A. (2008). Complications and reoperations of the SB Charité lumbar disc prosthesis: Experience in 75 patients. *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0506-8>

Roldán Ciudad, E. (2011). *Estudio por elementos finitos de la biomecánica lumbar humana. Análisis de la degeneración discal*. Universidad de Zaragoza.

Senvol. (n.d.). Base de Dades SENVOL de materials per a impressió 3D. Retrieved August 14, 2019, from <http://senvol.com/material-search/>

Svrsek, S. (n.d.). Movimientos Básicos del Cuerpo Humano. Retrieved April 23, 2019, from <https://cambiandoeljuego.com/biomecanica/movimientos-basicos-del-cuerpo-humano/>

Technalloy. (2016). Las aleaciones de titanio en medicina I. Retrieved May 2, 2019, from

<http://technalloy.es/las-aleaciones-de-titanio-en-medicina-i/>

Televisió de Catalunya (TV3). (2019). Aconseguixen fabricar una vàlvula del cor amb una impressora 3D. Retrieved August 2, 2019, from <https://www.ccma.cat/324/aconseguixen-fabricar-una-valvula-del-cor-amb-una-impressora-3d/noticia/2939219/>

TUlankide. (2015). Unidos para fabricar columnas vertebrales en 3D. Retrieved March 12, 2019, from <https://www.tulankide.com/es/unidos-para-fabricar-columnas-vertebrales-en-3d>

Universitat de Barcelona. (n.d.). Silicona | CMEmaterials. Retrieved April 2, 2019, from <http://www.ub.edu/cmematerials/es/content/silicona>

Universitat de Barcelona. (2004). Polietileno de baja densidad | CMEmaterials. Retrieved April 2, 2019, from <http://www.ub.edu/cmematerials/es/content/polietileno-de-baja-densidad>

Wikipedia. (2019). Pròtesi discal. Retrieved April 1, 2019, from [https://es.wikipedia.org/wiki/Prótesis\\_discal](https://es.wikipedia.org/wiki/Prótesis_discal)

## 9 GLOSSARI

### 9.1 ABREVIATURES

FDA Administració d'Aliments i Fàrmacs (EUAU)

FDM Fused Deposition Modeling

LDPE Polietilè de Baixa Densitat

MPa Megapascal (unitat de mesura)

N Newton (unitat de mesura)

PCU Policarbonat uretà

PUAPM Polietilè d'Ultra Alt Pes Molecular

SI Goma de Silicona / Silicone Rubber

SLA Estereolitografia

SLM Selective Laser Melting

SLS Selective Laser Modeling

TAC Tomografia axial computeritzada

Ti Titani

TPU Poliuretà termoplàstic

## **ANNEX A. FABRICACIÓ ADDITIVA**

### **A.1 Introducció**

La fabricació additiva, o fabricació per addició, és un nou concepte de producció a través del qual el material (plàstic o metall) és dipositat capa a capa de manera controlada allà on sigui necessari. Amb aquesta tècnica, que comunament es coneix com a impressió 3D, es produeixen formes geomètriques personalitzades segons les necessitats de cada sector.

La forma tradicional de veure els processos i tenir en compte les seves capacitats, limita en ocasions la forma de pensar o planejar. Comparada amb les tècniques de fabricació tradicionals, aquesta tecnologia redueix processos intermedis com la producció d'utilitatges, per la qual cosa permet obtenir peces fins a un 90% més ràpid. És més, en utilitzar únicament el material per a la fabricació de la peça no es generen desfets, els components tenen un cost menor i es produeix de manera més sostenible.

La Fabricació Additiva permet contemplar diverses possibilitats no considerades fins ara, la més important d'elles és la viabilitat que siguin els usuaris finals els qui dissenyin o configuren el seu producte a partir d'un suport web, i enviïn el model digital a una "fàbrica" que pot estar deslocalitzada, o fins i tot a una impressora 3D local al seu propi domicili.

La possibilitat de fabricar productes personalitzats és alguna cosa cada vegada més demandat en l'actualitat gràcies a la Fabricació Additiva.

Un concepte molt interessant que sorgeix gràcies a aquest revolucionari avanç és el de "fàbrica itinerant", aplicable quan existeix la necessitat de fabricar peces en zones on, en principi, no es pot disposar de tota la infraestructura necessària.

En termes generals, és important recalcar que els processos de fabricació additiva són molt eficaços en front d'altres processos alternatius en les següents condicions:

- Creació d'un prototip o primera peça per a la seva validació.
- Fabricació d'una peça única o poques unitats.
- Fabricació de peces extremadament complexes.

Si es dona una o diverses d'aquestes condicions, els processos de fabricació additiva poden ser la millor alternativa o fins i tot l'única forma de fabricar la peça.

## A.2 Avantatges de la fabricació additiva

Les possibilitats que s'aconsegueixen amb la Fabricació Additiva són inimaginables:

- Personalització en massa: la capacitat de combinar les bondats del treball artesà amb el volum de demanda d'un gran mercat. Ara el dissenyador és l'artesà en l'era digital.
- Sense limitacions geomètriques a les quals els dissenyadors hagin d'adaptar les seves creacions per ser fabricades, la qual cosa potencia la seva imaginació.
- Fàbrica digital basada més en actius lògics (programari) que en físics (motlles, eines), i per tant molt més adaptable i flexible.
- Procés amb desaprofitament nul ja que es consumirà solament el material estrictament necessari, l'energia imprescindible i reduint notablement l'impacte mediambiental en el transport.

La Fabricació Additiva implica, indubtablement, una nova revolució industrial vinculada a les Tecnologies de la Informació i la Comunicació (TIC).

Depenent del nombre de peces a fabricar es fa necessari estudiar a partir de quina quantitat de peces és rentable fabricar tradicionalment, per exemple a través de motlle d'injecció, o si per contra és més rentable produir les peces per fabricació additiva, on s'afegeix l'avantatge de poder realitzar modificacions durant la vida del producte sense amb prou feines cost addicional o parametritzar el producte i fabricar-ho segons necessitat, sense estar lligat a un costós motlle (cost inicial, manteniment, emmagatzematge,...).

## A.3 Tecnologies d'impressió 3D

A continuació es fa una descripció de les tecnologies de fabricació additiva disponibles (Fulls dels Enginyers, 2016)

- **FDM:** Fused Deposition Modeling, és probablement el més popular de tots els processos d'impressió a causa del gran nombre d'impressions al mercat. Crea les peces capa per capa mitjançant termoplàstics de nivell d'enginyeria. Se sol emprar per

generar geometries complexes i peces funcionals, com a prototips, peces de producció d'escàs volum, útils de fabricació i guies i fixacions.

- **PolyJet:** és un procés d'impressió 3D que injecta i endureix capes fines de fotopolímer líquid amb energia ultraviolada. Pot imprimir en capes de 16 micres, en diversos duròmetres i en molts colors, la qual cosa permet crear peces amb múltiples materials. PolyJet constitueix una opció excel·lent per aconseguir models i prototips realistes i d'alta resolució, motlles per injecció de tiratge curt i patrons mestres per al forjat.
- **SLA:** Estereolitografia, crea les peces capa per capa mitjançant un làser ultraviolat que solidifica resines de fotopolímer líquid. Sol emprar-se per produir models de concepte, patrons mestres, prototips de gran grandària i patrons de modelat a la cera perduda.
- **SLS:** Selective Laser Sintering, utilitza un làser de CO2 per escalfar i fondre pols termoplàstica duradora i crear peces versàtils amb una gran elongació al trencament. Les peces de producció i prototips creats amb LS aporten solucions lleugeres i resistents a la calor i als productes químics.
- **SLM:** Selective Laser Melting, fon materials de metall i aliatges en pols amb un làser d'alta potència per produir peces resistents de metall. El SLM crea peces de metall totalment acabades, com a eines i peces de producció per a diferents sectors.

## ANNEX B. RESULTATS DE LA SIMULACIÓ DEL MODEL

### B.1 Cas 1: Dret

#### B.1.1. Deformacions Cas 1

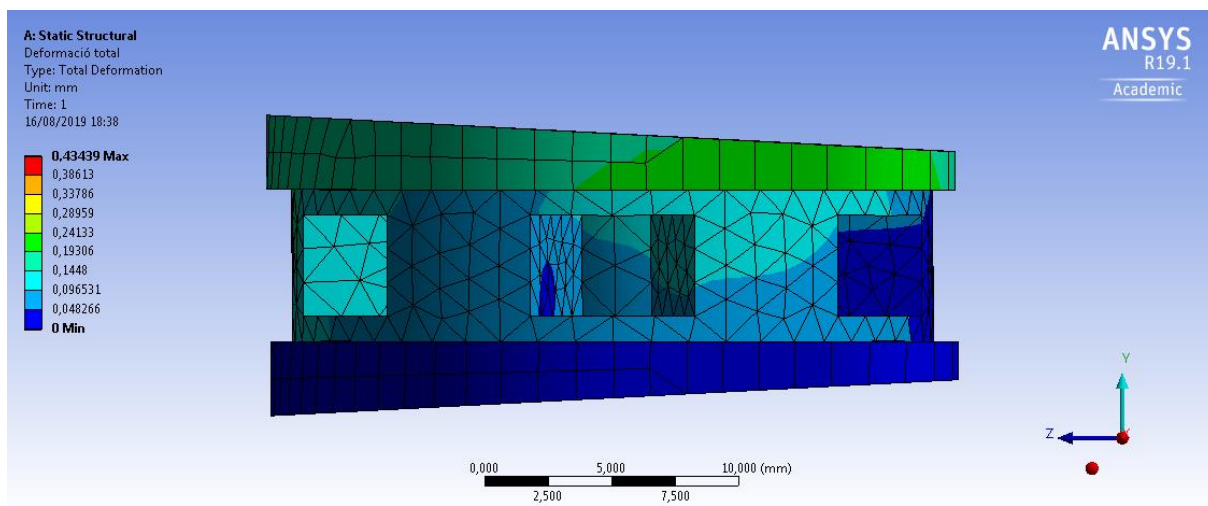


Figura 54: Dret - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

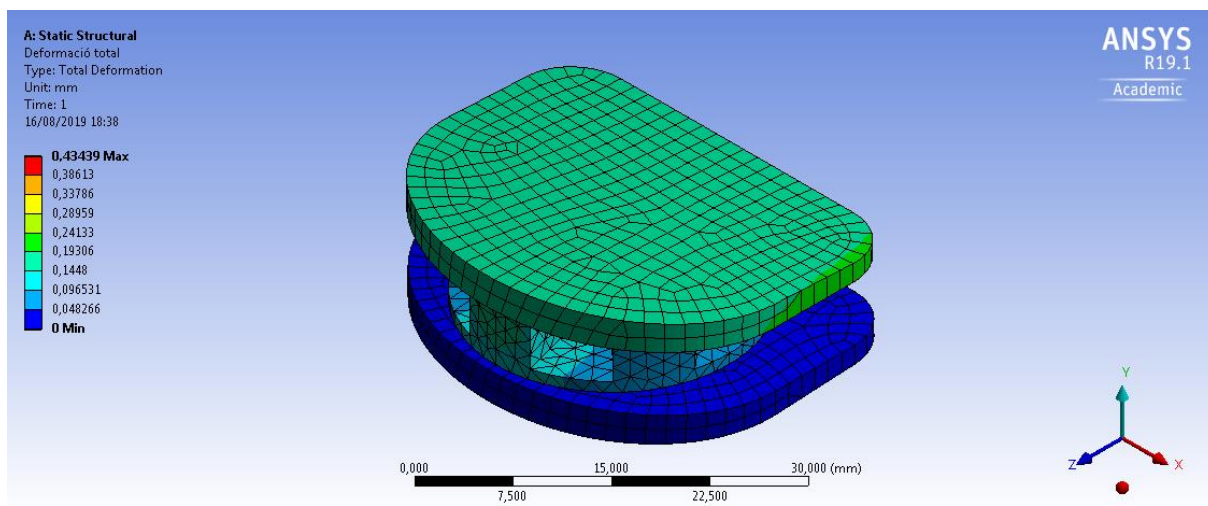


Figura 55: Dret - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)



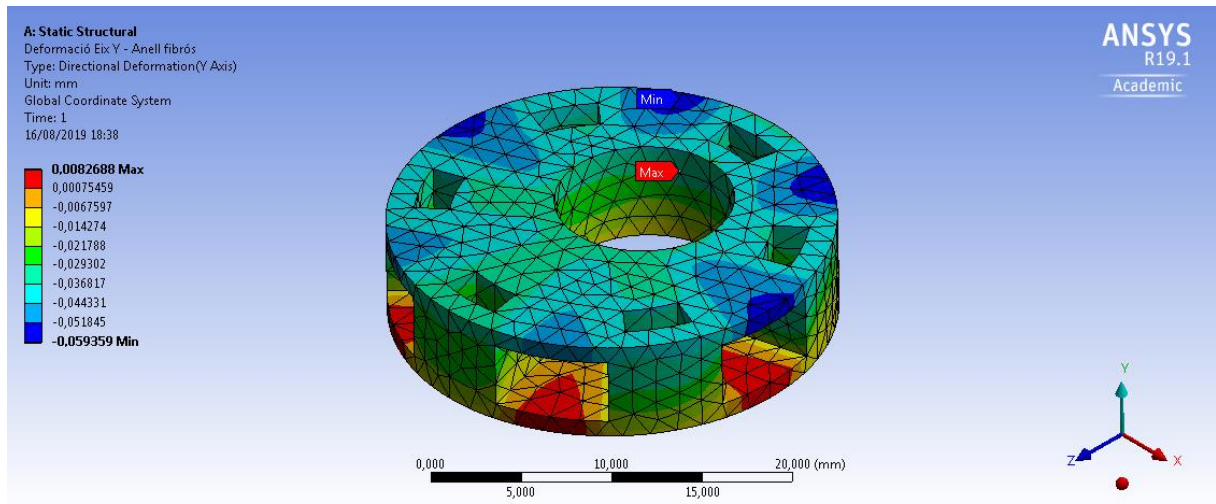


Figura 56:Dret - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.1.2. Esforços Normals Cas 1

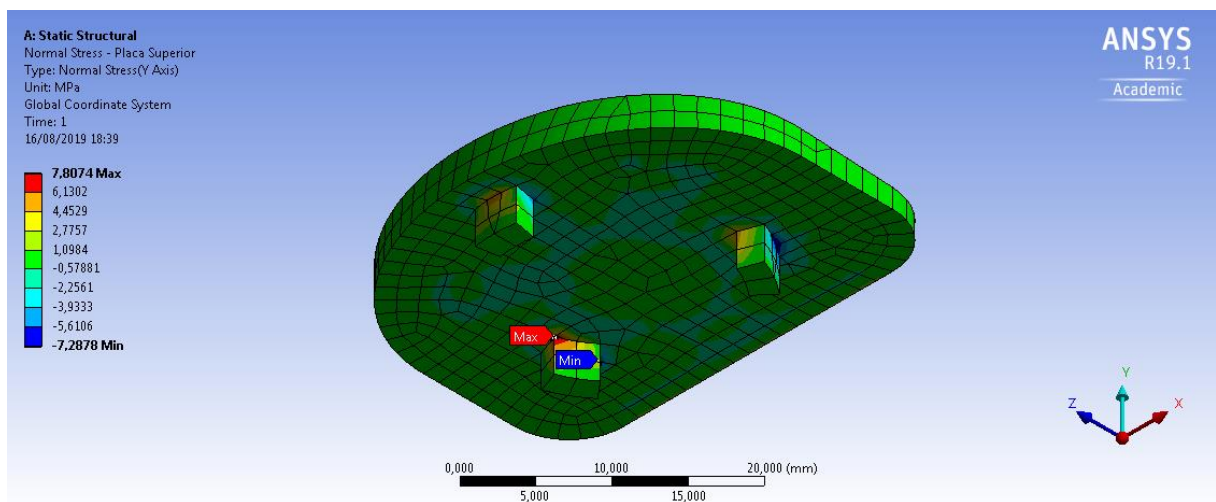


Figura 57:Dret– Simulació Esforç normal–Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

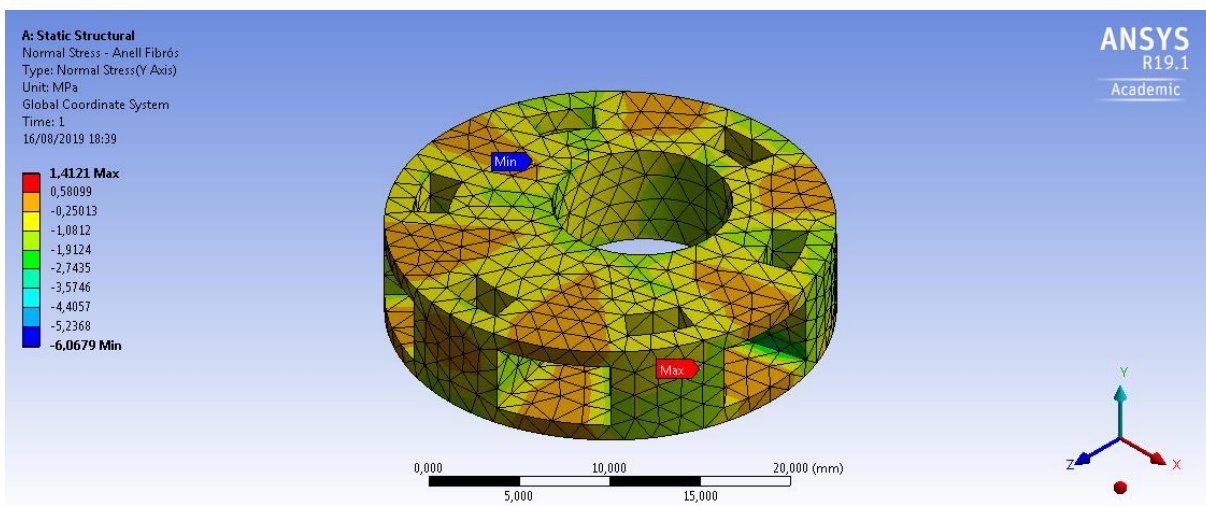


Figura 58: Dret– Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.1.3. Esforços Tallants Cas 1

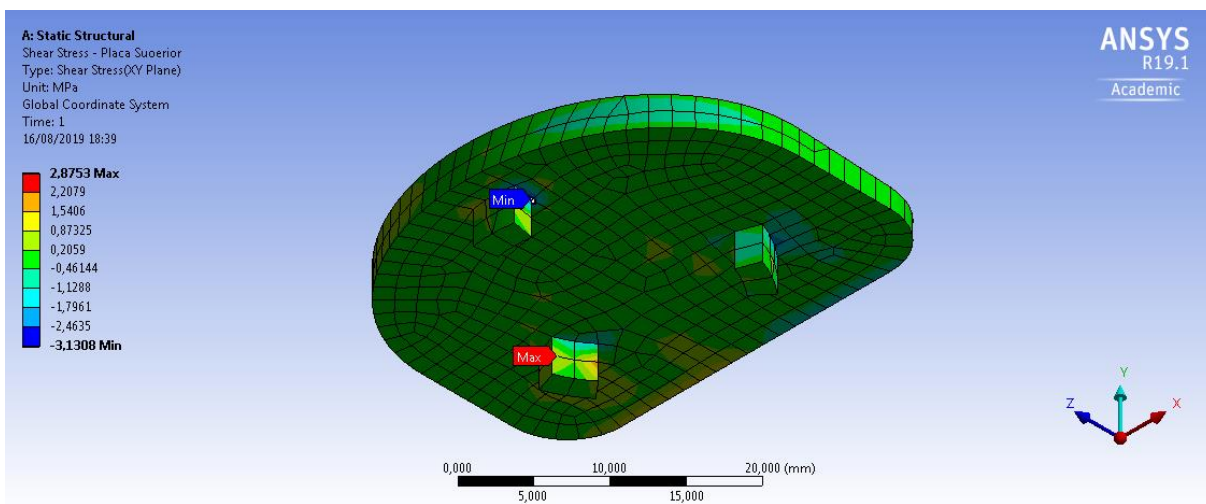


Figura 59: Dret– Simulació Esforç Tallant– Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

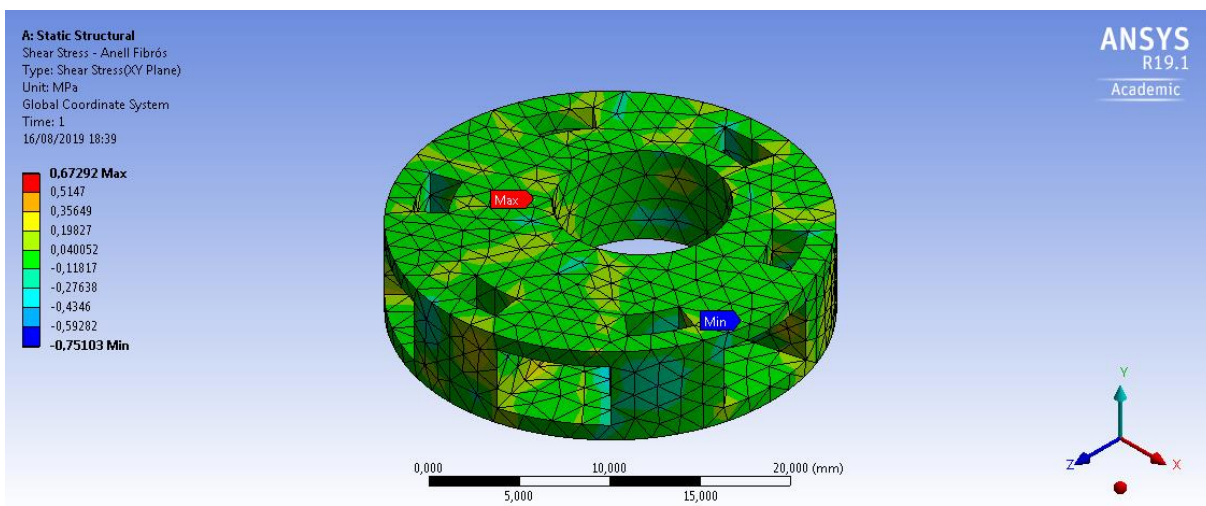


Figura 60: Dret – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.2 Cas 2: Dret flexió amb càrrega

### B.2.1. Deformacions Cas 2

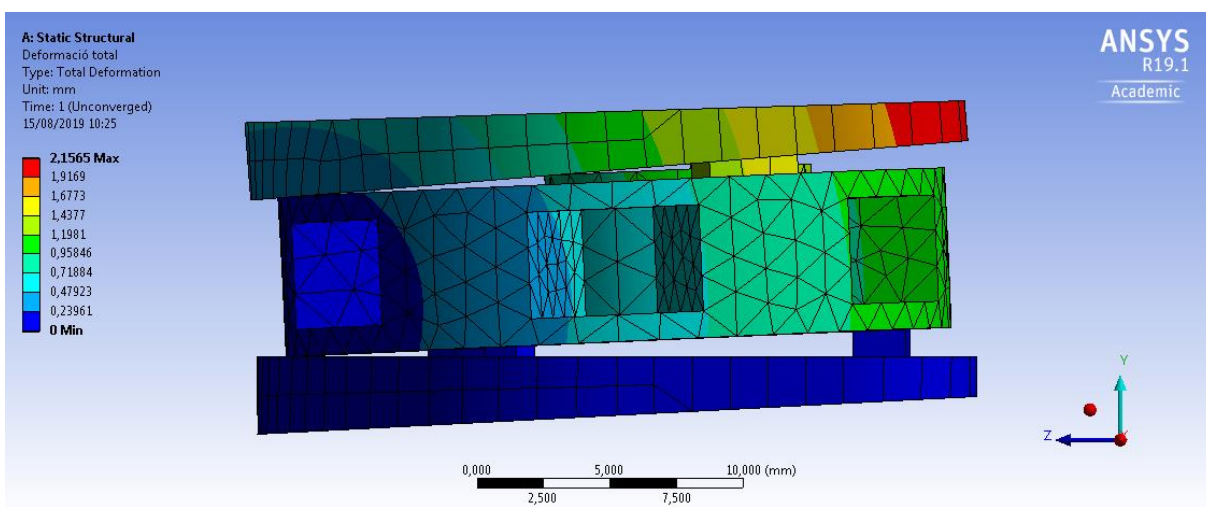


Figura 61: Dret flexió amb càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

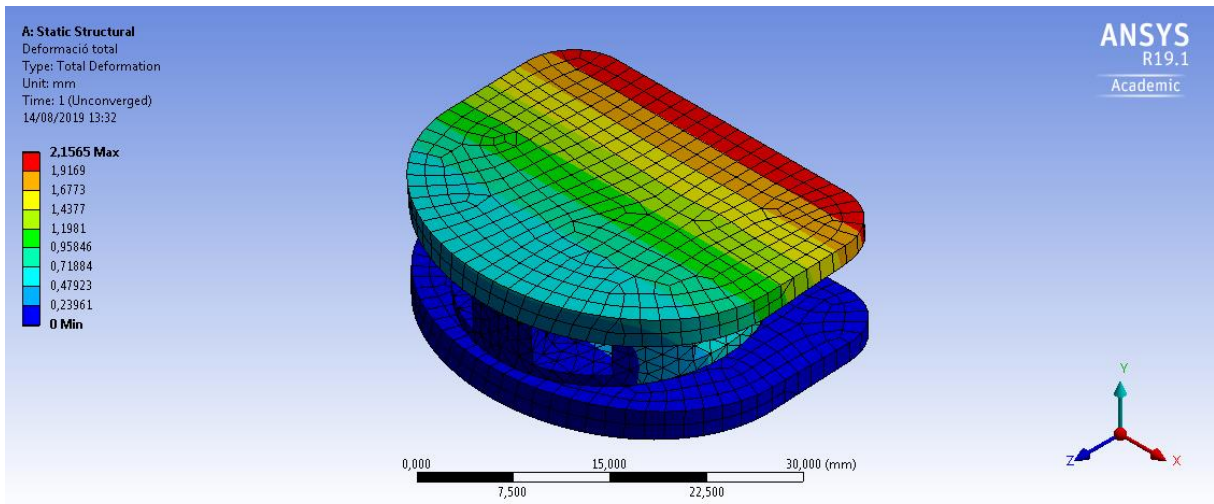


Figura 62: Dret flexió amb càrrega - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

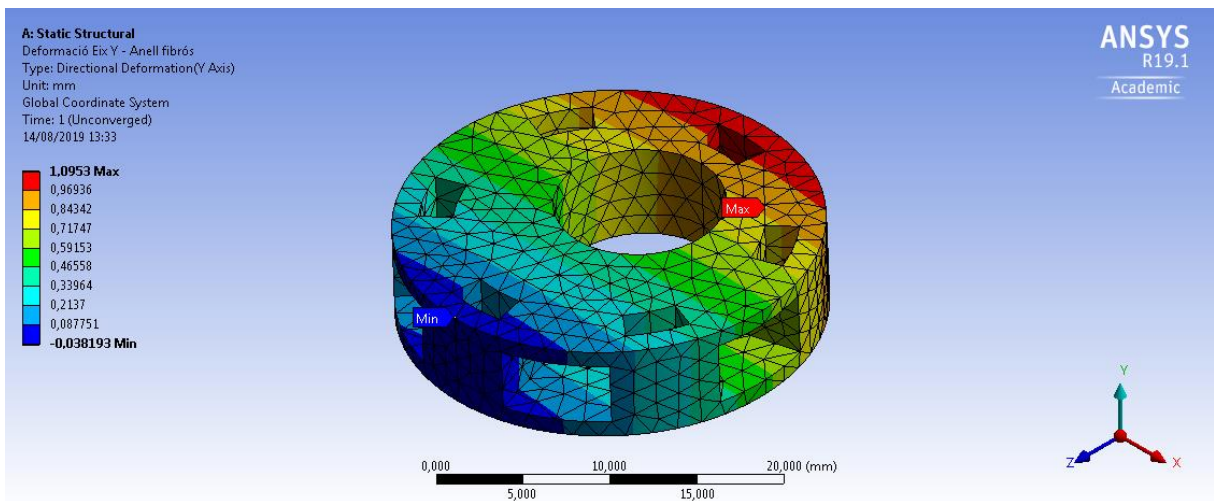


Figura 63: Dret flexió amb càrrega - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.2.2. Esforços Normals Cas 2

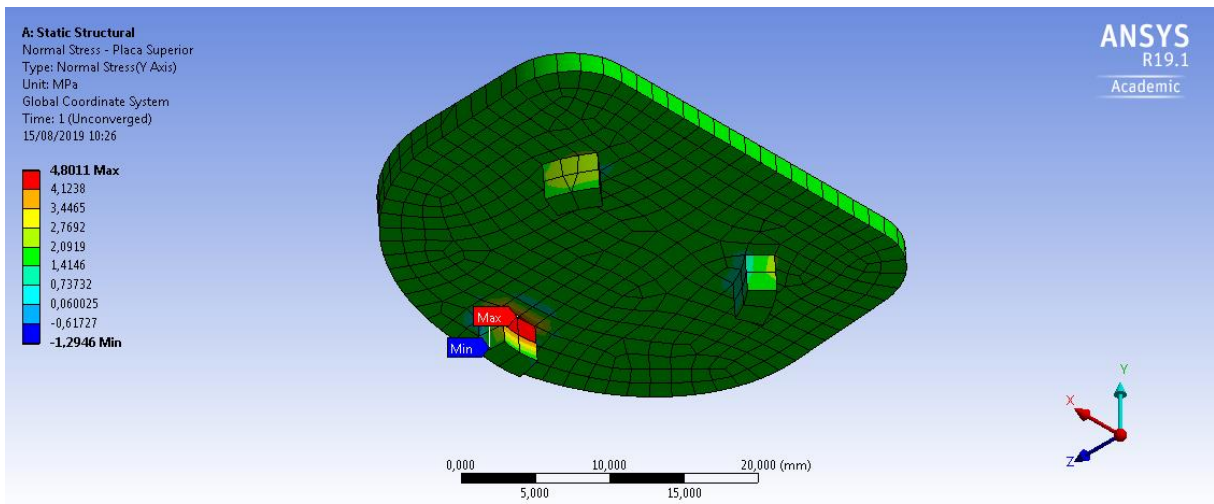


Figura 64: Dret flexió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

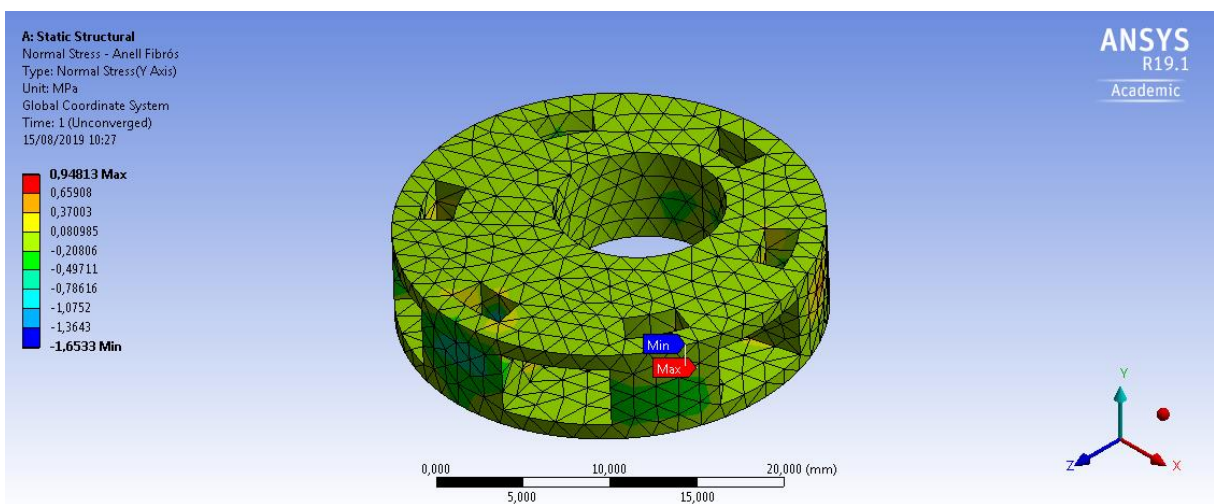


Figura 65: Dret flexió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.2.3. Esforços Tallants Cas 2

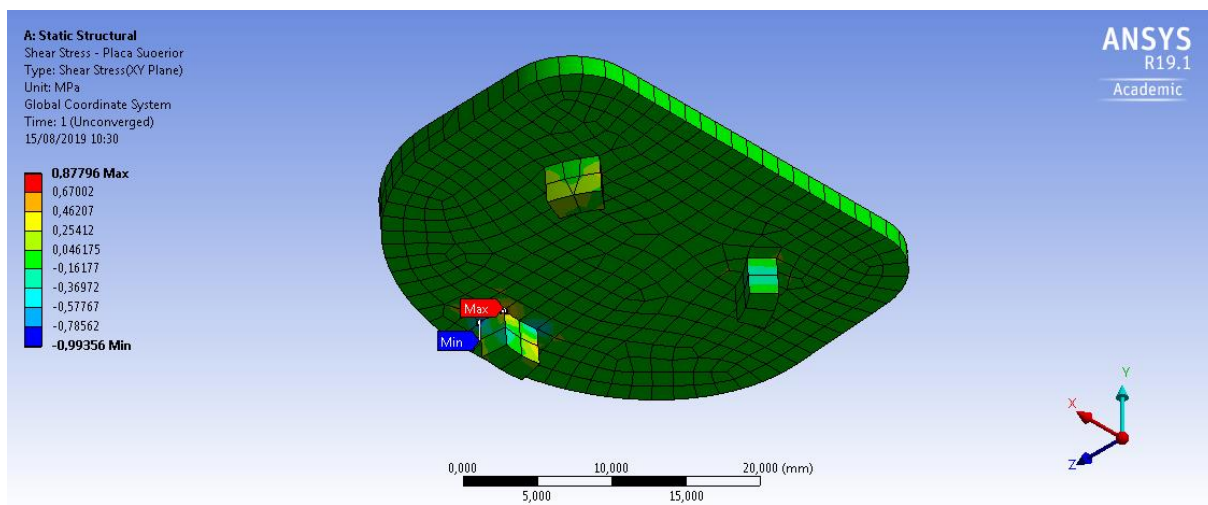


Figura 66: Dret flexió amb càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

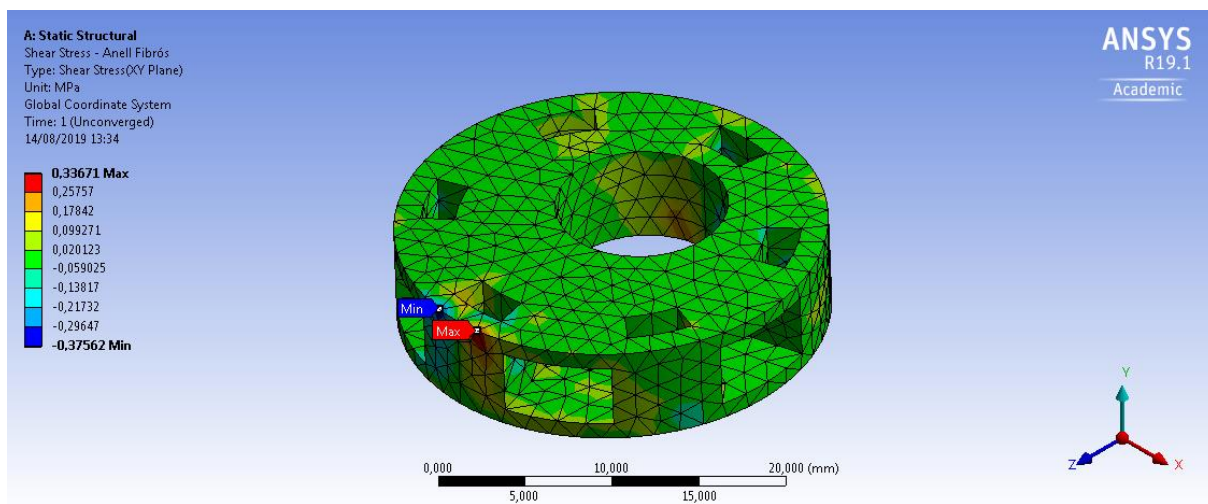


Figura 67: Dret flexió amb càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.3 Cas 3: Dret flexió sense càrrega

#### B.3.1. Deformacions Cas 3

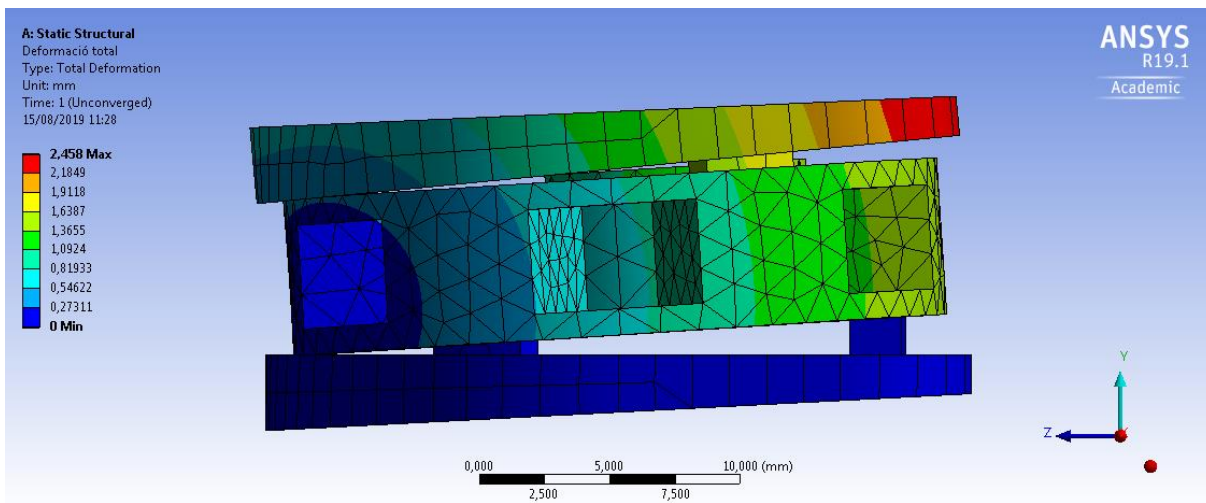


Figura 68: Dret flexió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

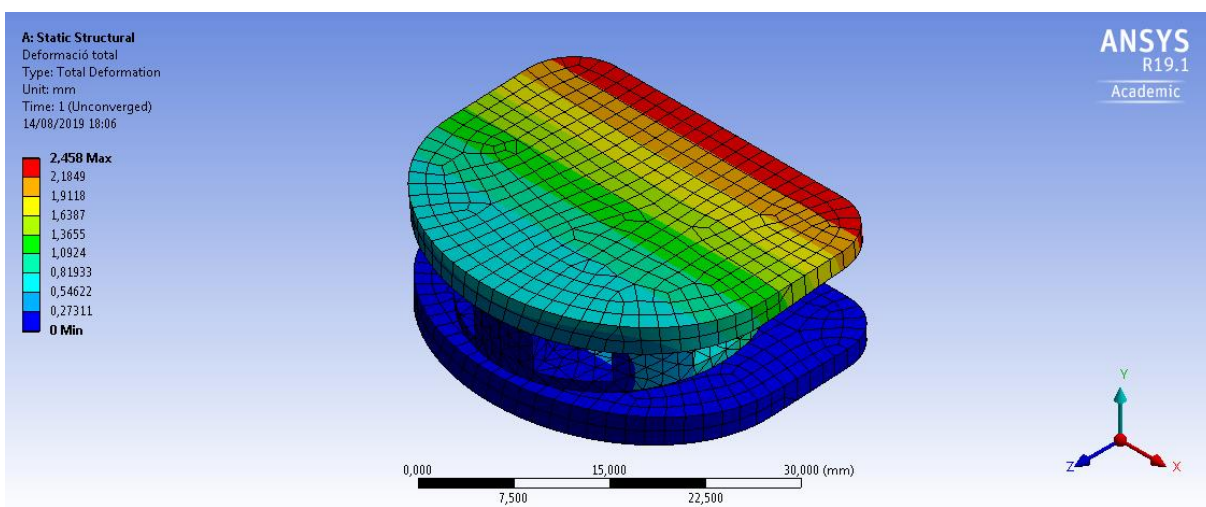


Figura 69: Dret flexió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

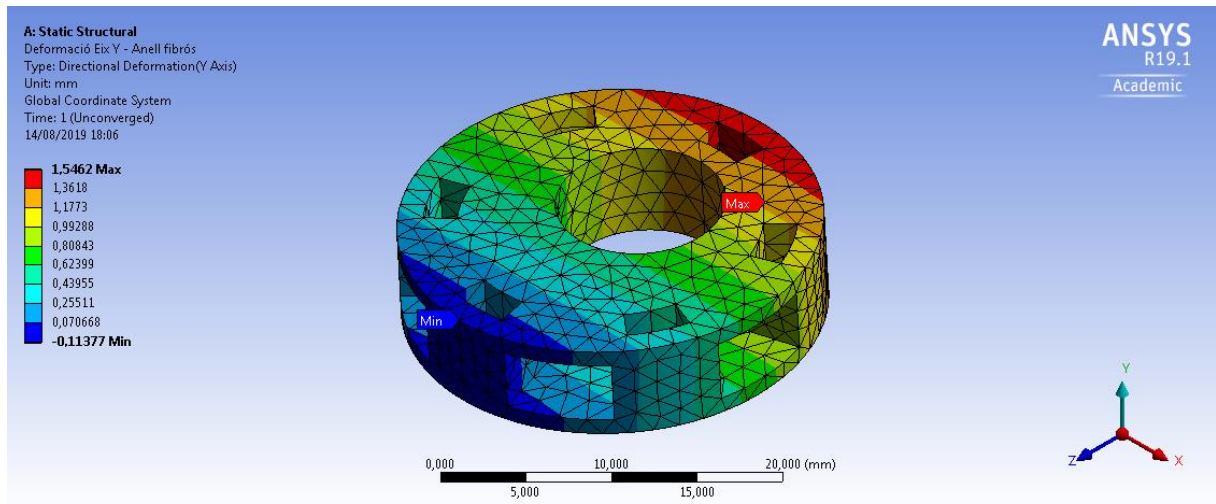


Figura 70: Dret flexió sense càrrega - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.3.2. Esforços Normals Cas 3

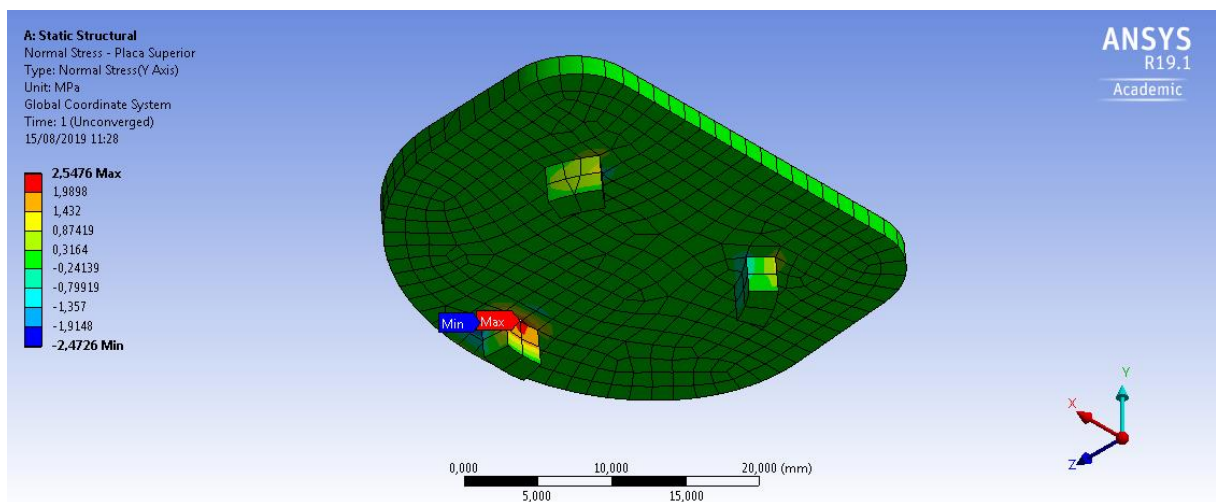


Figura 71: Dret flexió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)



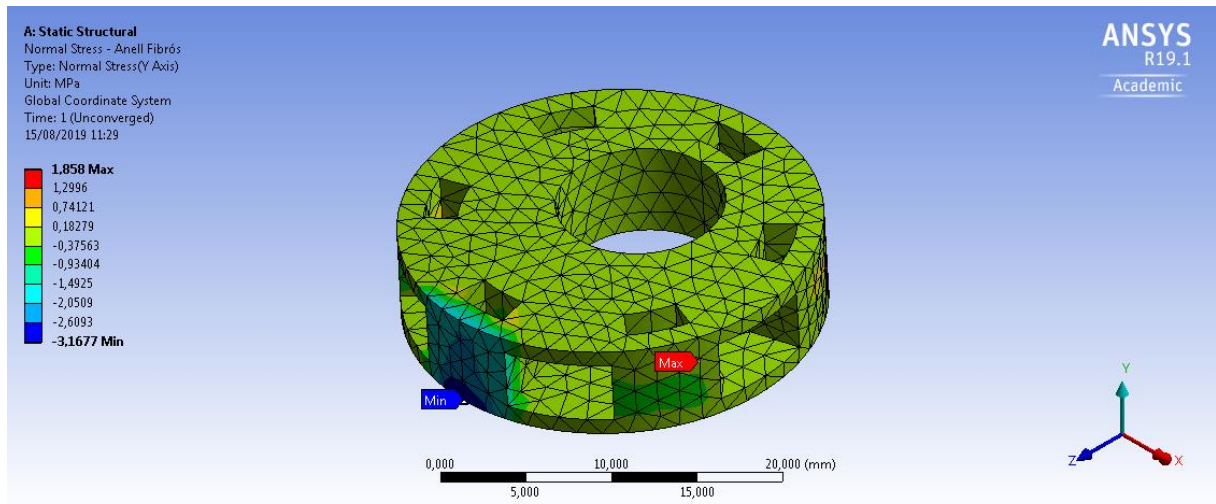


Figura 72: Dret flexió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.3.3. Esforços Tallants Cas 3

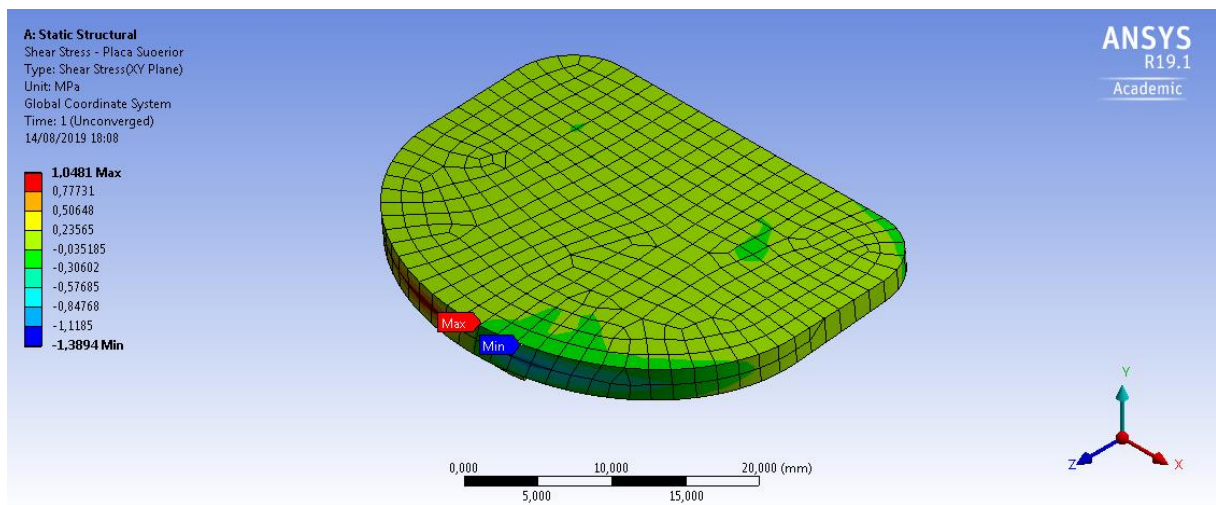


Figura 73: Dret flexió sense càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

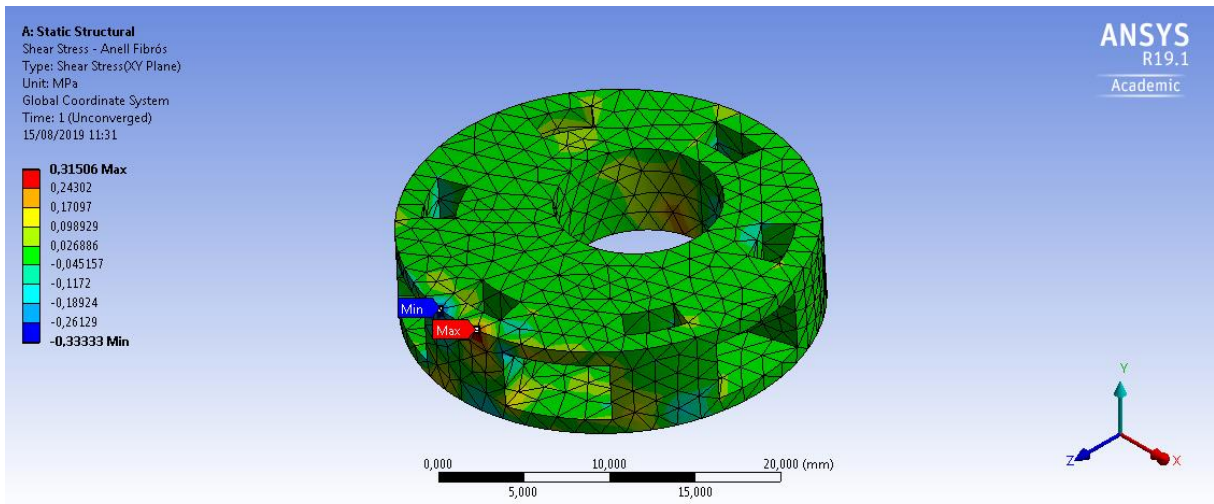


Figura 74: Dret flexió sense càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.4 Cas 4: Dret extensió amb càrrega

### B.4.1. Deformacions Cas 4

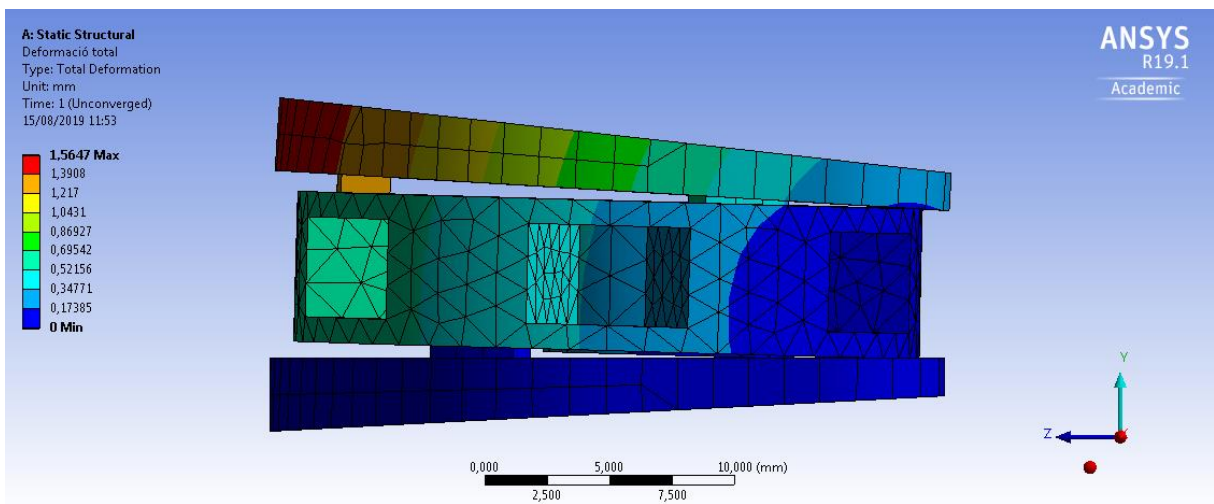


Figura 75: Dret extensió amb càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

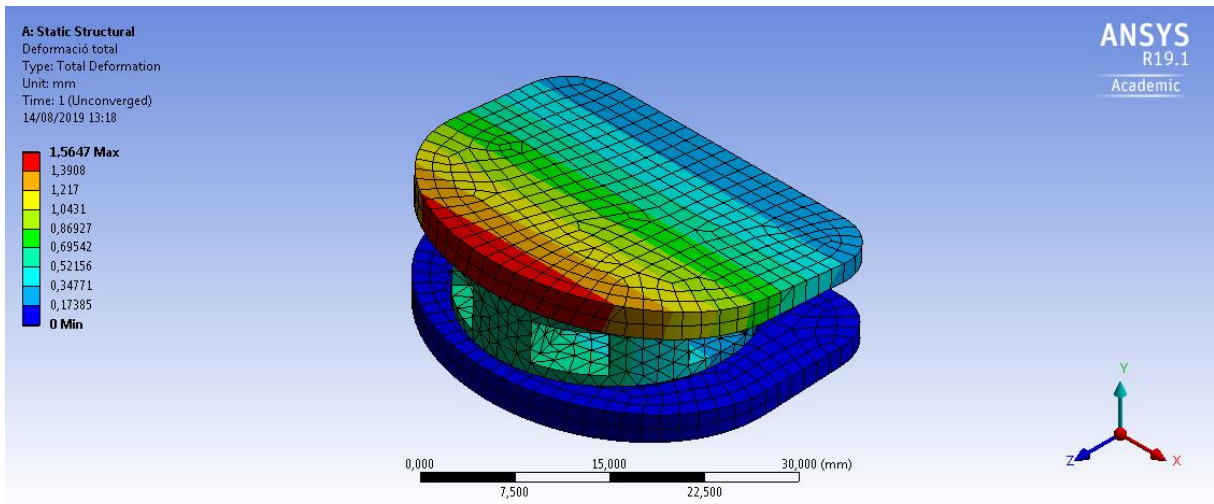


Figura 76: Dret extensió amb càrrega - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

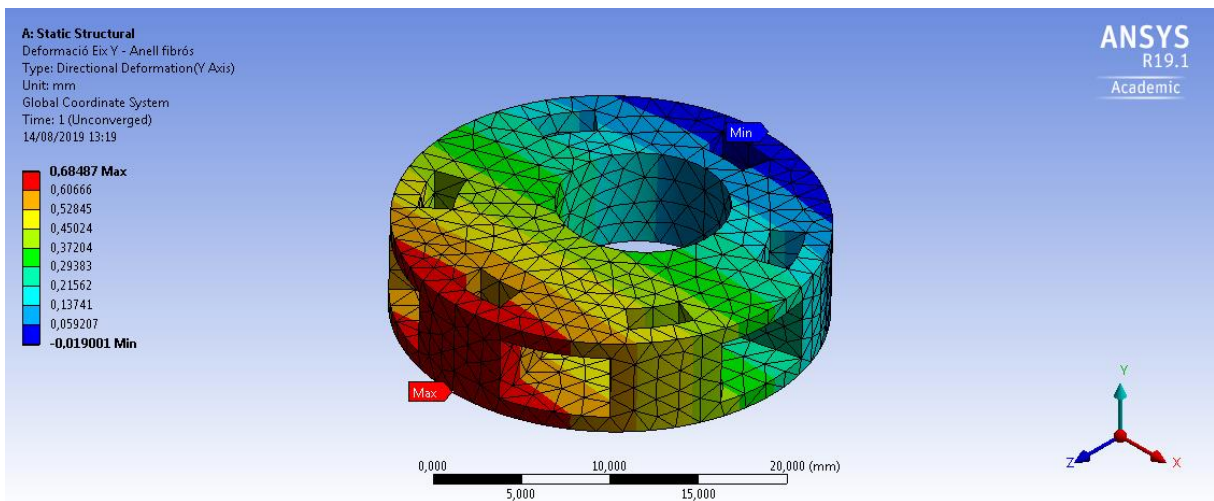


Figura 77: Dret extensió amb càrrega - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.4.2. Esforços Normals Cas 4

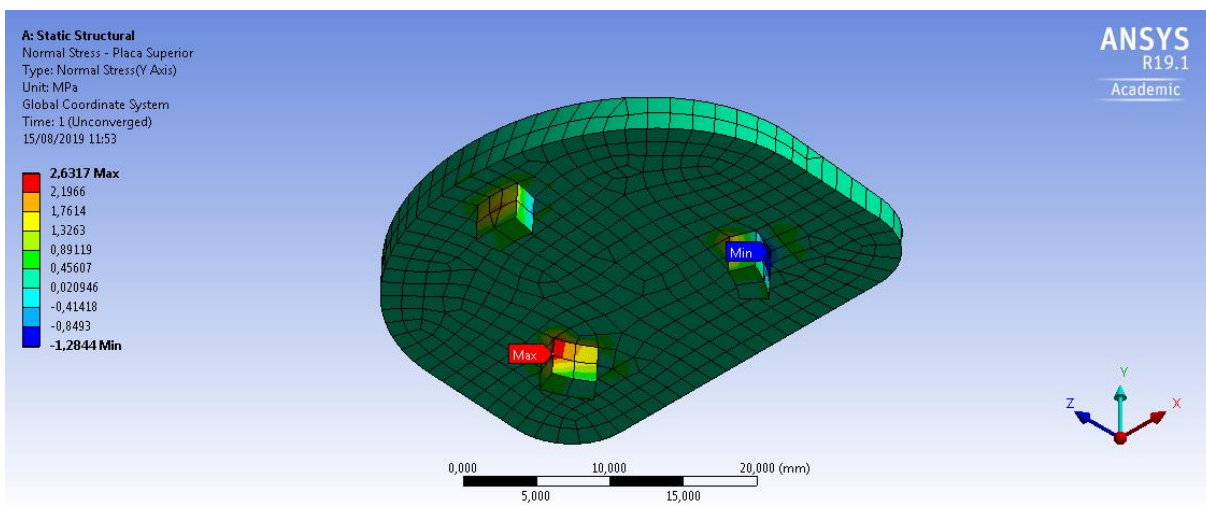


Figura 78: Dret extensió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

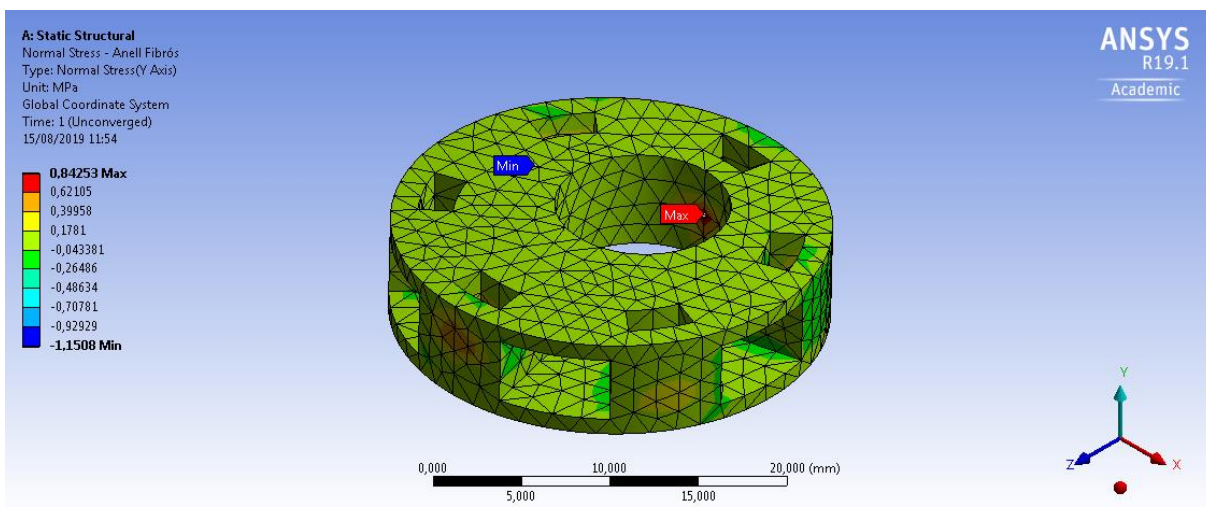


Figura 79: Dret extensió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.4.3. Esforços Tallants Cas 4

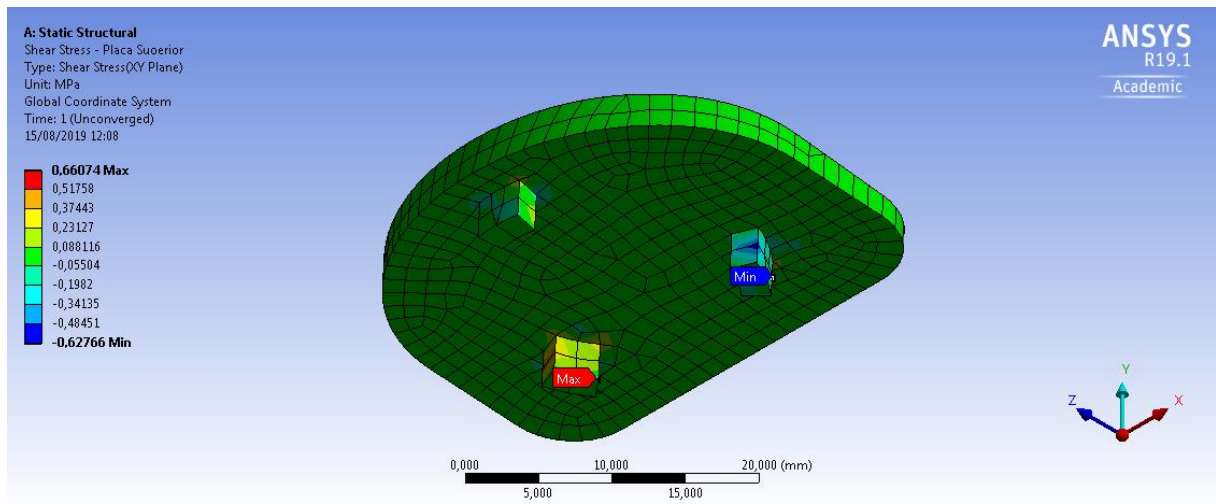


Figura 80: Dret extensió amb càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

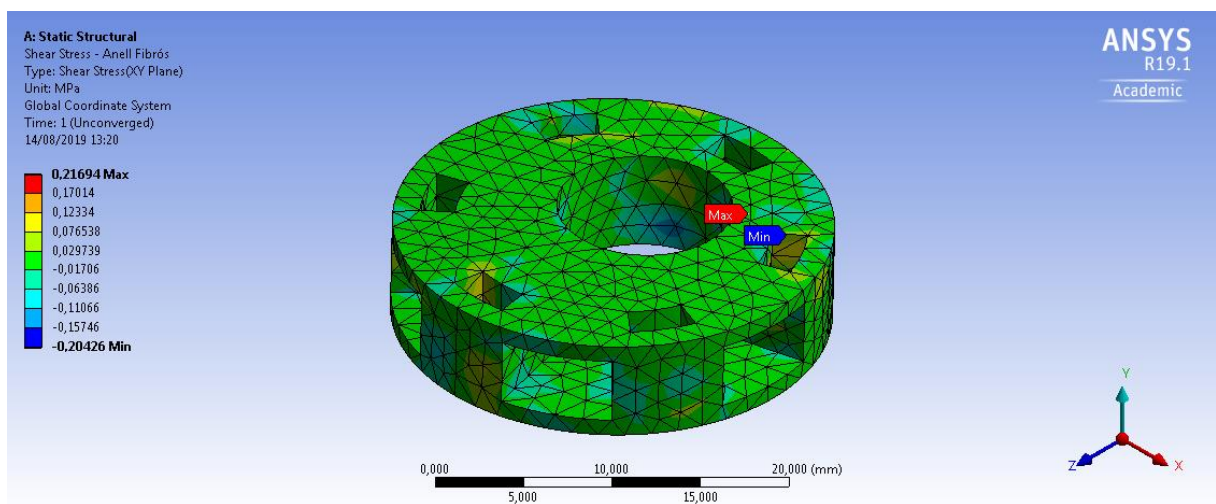


Figura 81: Dret extensió amb càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.5 Cas 5: Dret extensió sense càrrega

### B.5.1. Deformacions Cas 5

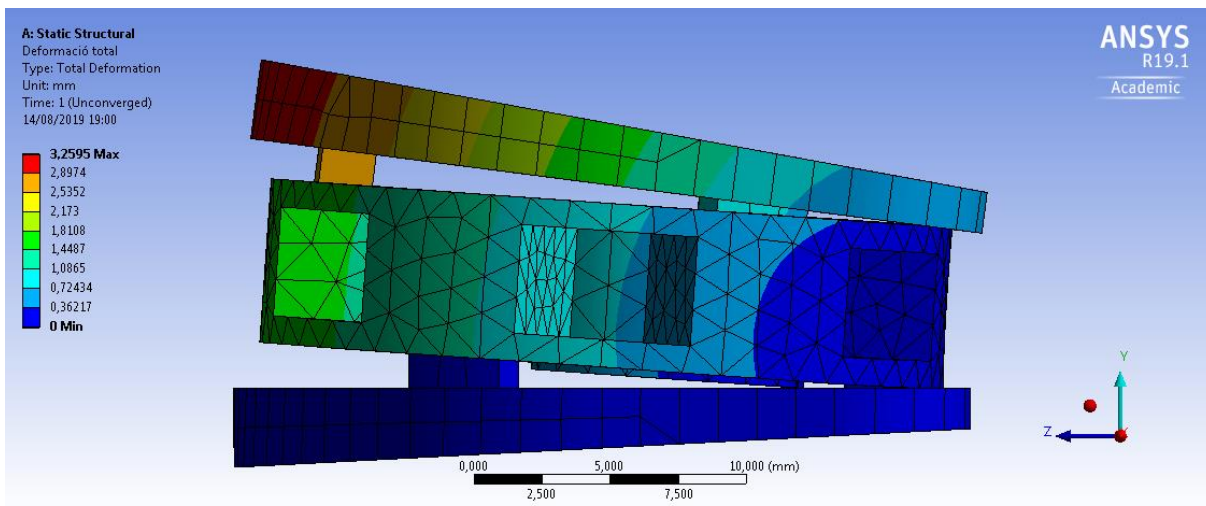


Figura 82: Dret extensió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

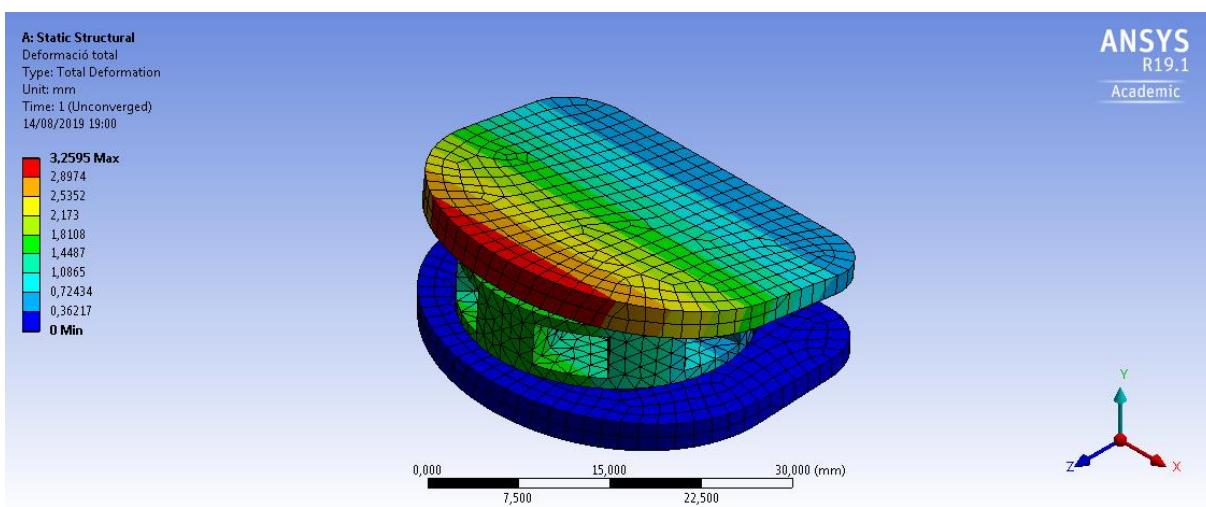


Figura 83: Dret extensió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

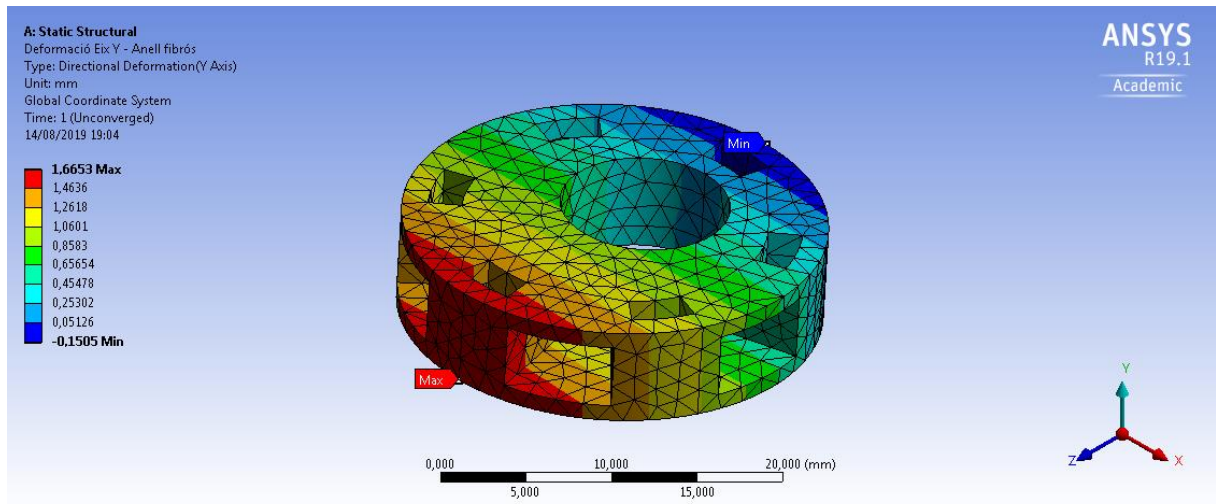


Figura 84: Dret extensió sense càrrega - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.5.2. Esforços Normals Cas 5

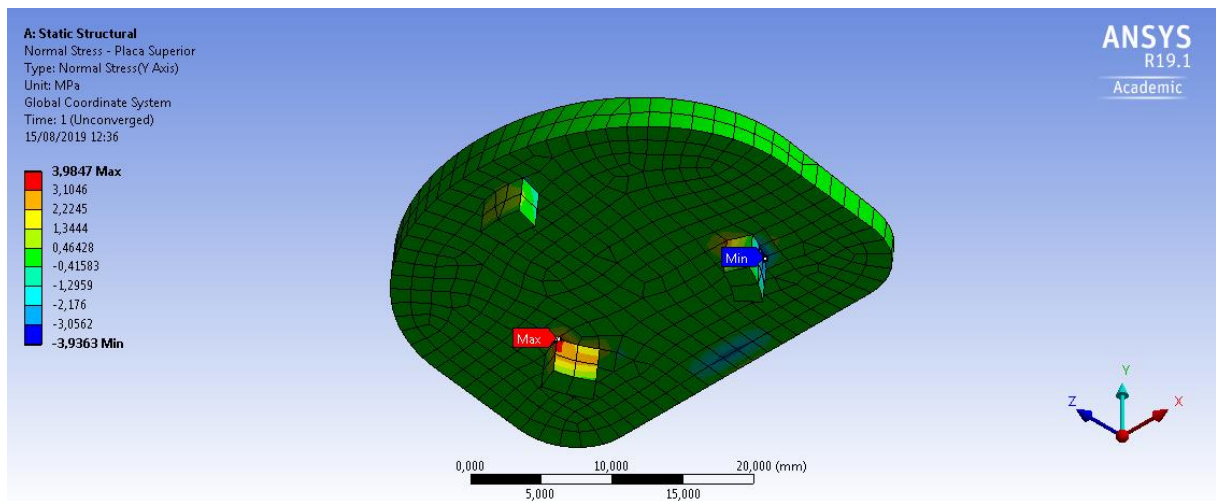


Figura 85: Dret extensió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

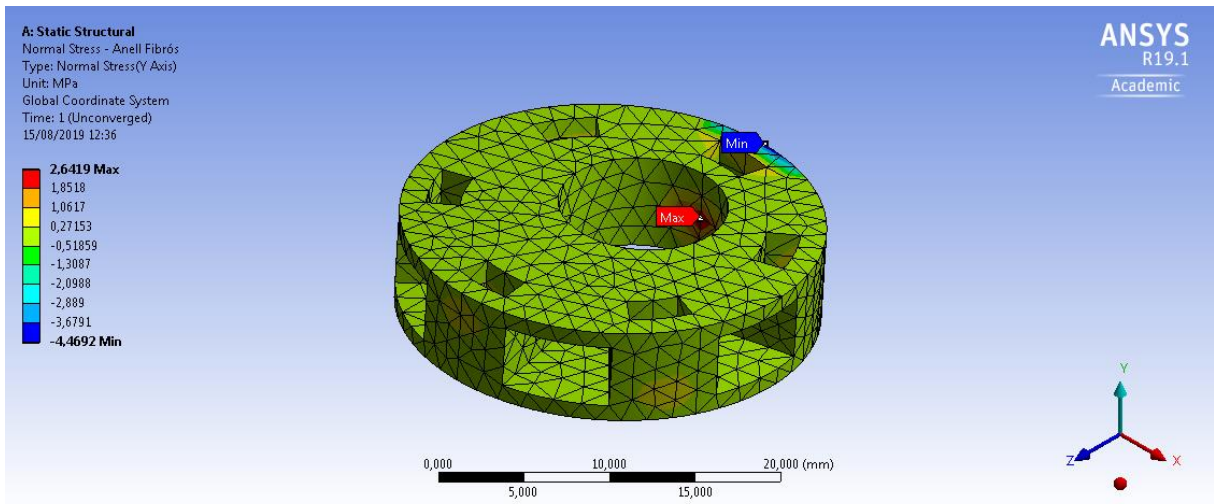


Figura 86: Dret extensió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.5.3. Esforços Tallants Cas 5

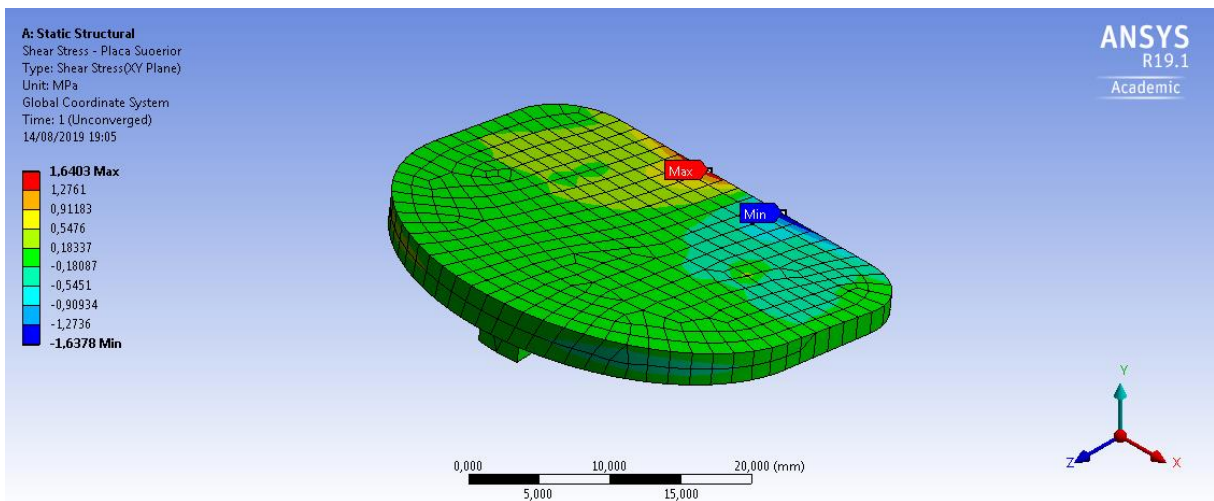


Figura 87: Dret extensió sense càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)



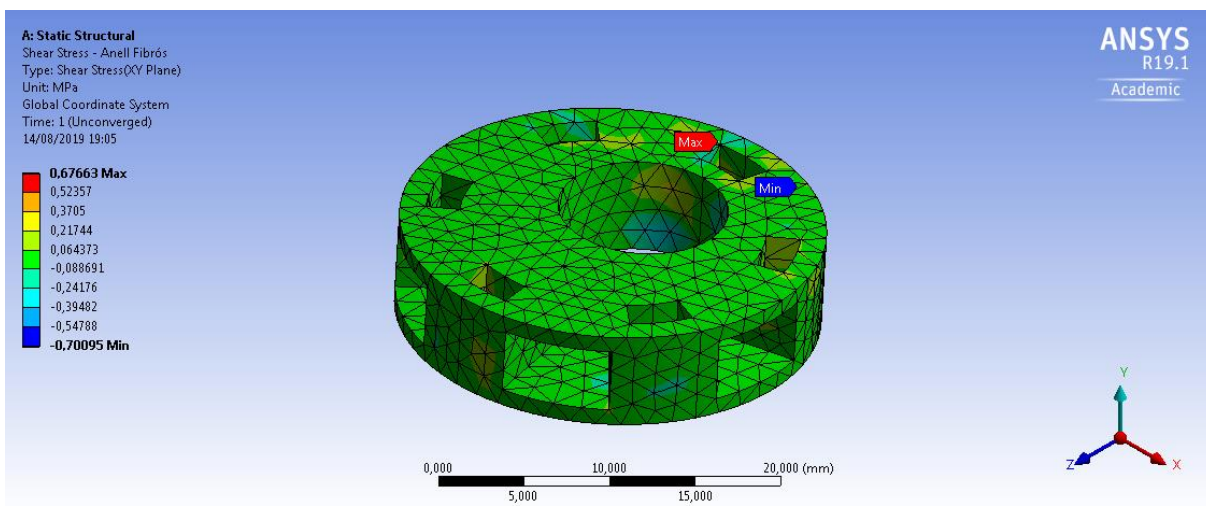


Figura 88: Dret extensió sense càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.6 Cas 6: Assegut

### B.6.1. Deformacions Cas 6

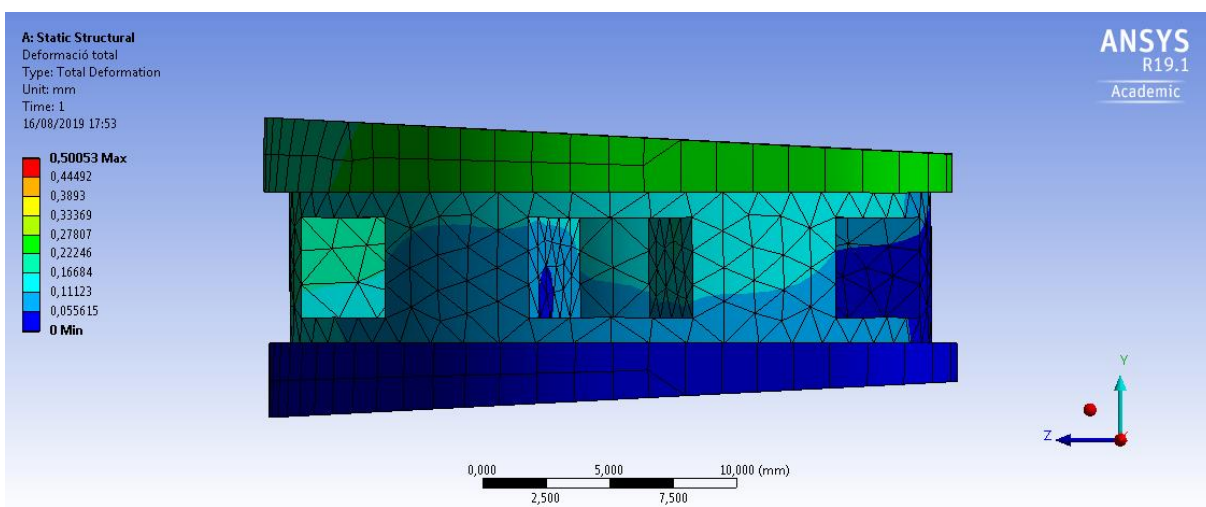


Figura 89: Assegut - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

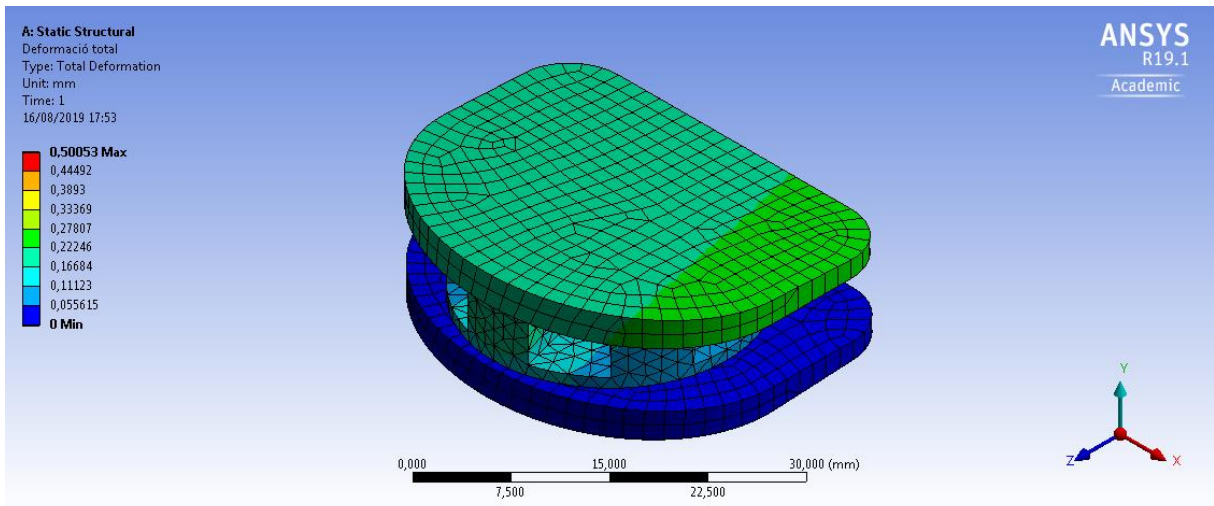


Figura 90:Assegut-Simulació Deformació total–Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

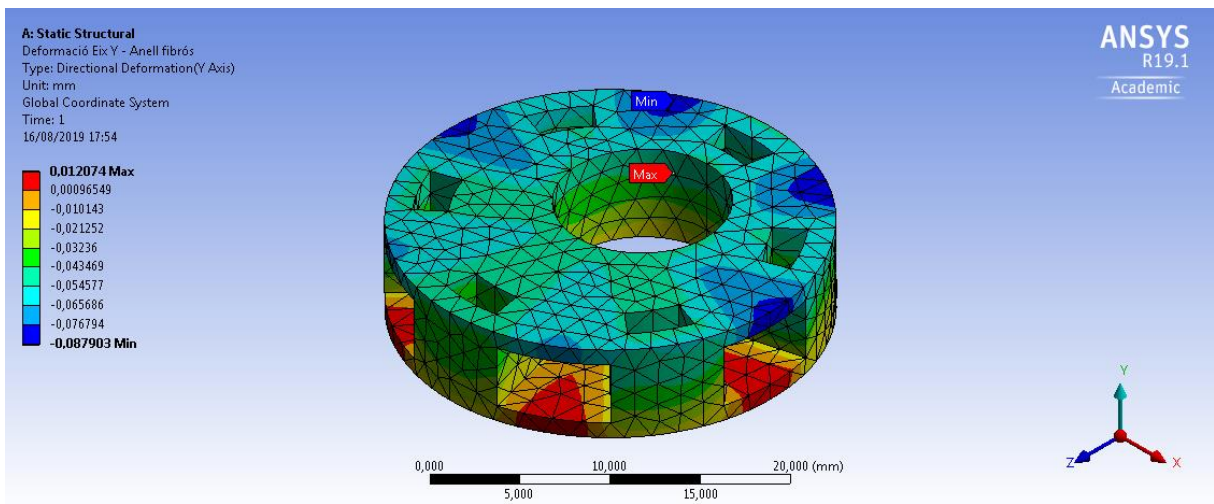


Figura 91: Assegut - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.6.2. Esforços Normals Cas 6

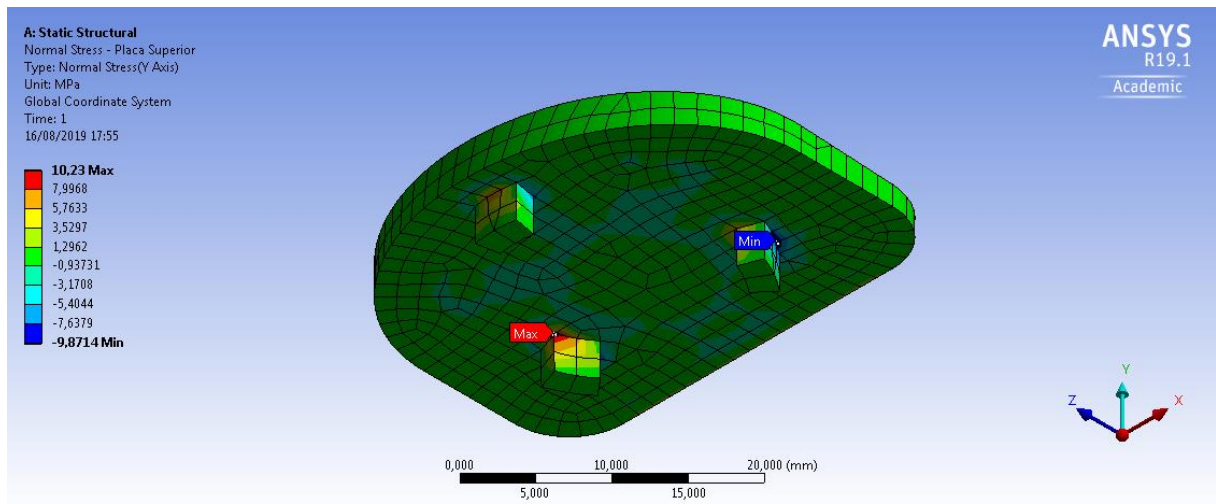


Figura 92: Assegut– Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

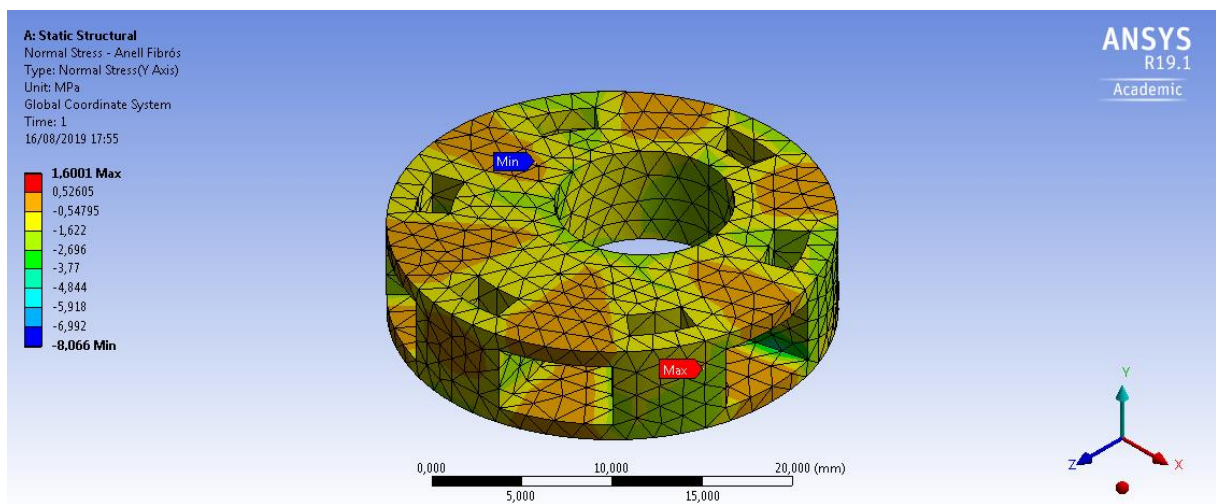


Figura 93:Assegut–Simulació Esforç normal–Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.6.3. Esforços Tallants Cas 6

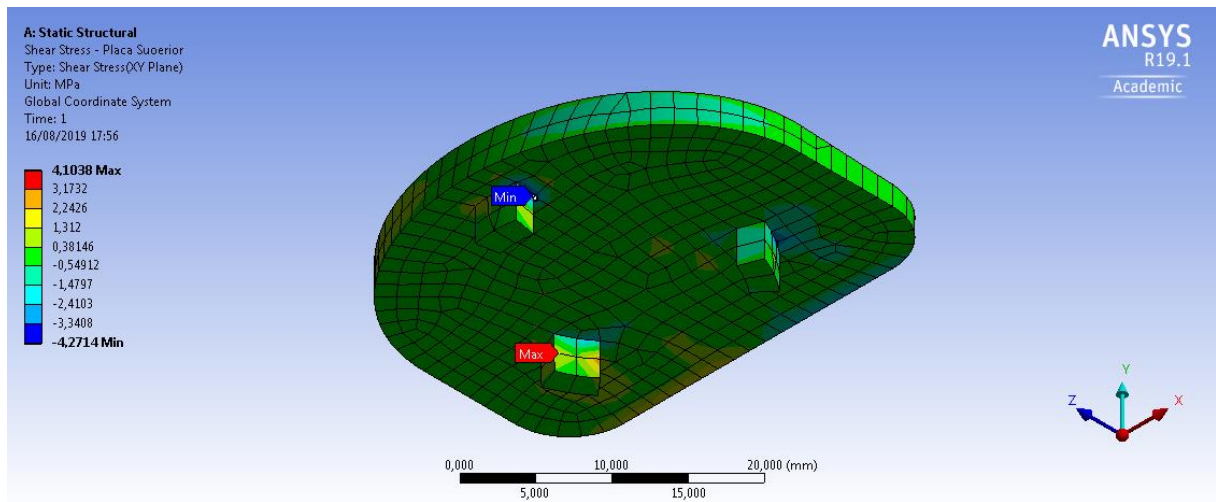


Figura 94: Assegut – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

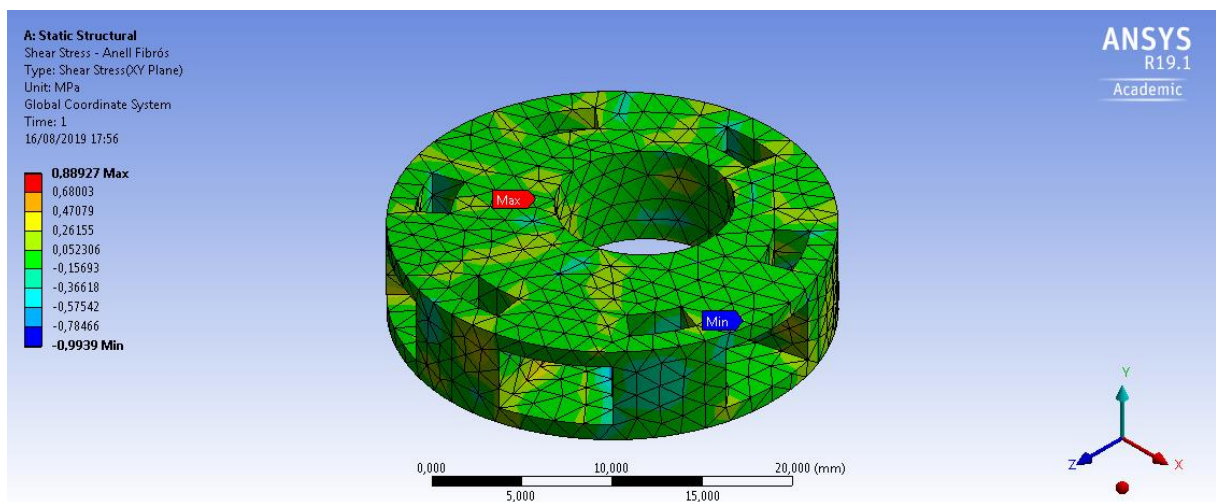


Figura 95: Assegut – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.7 Cas 7: Assegut flexió amb càrrega

### B.7.1. Deformacions Cas 7

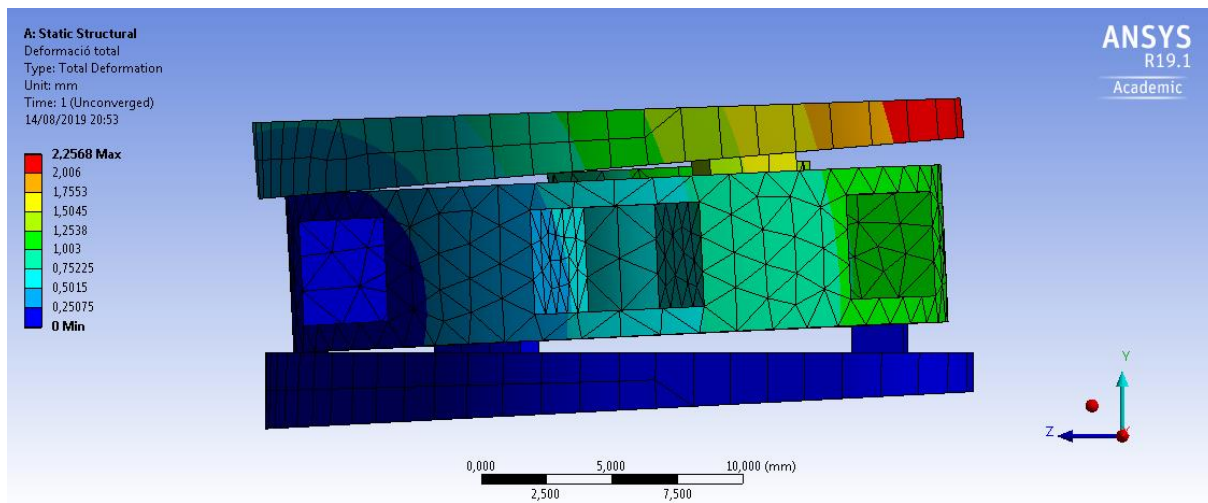


Figura 96: Assegut flexió amb càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)

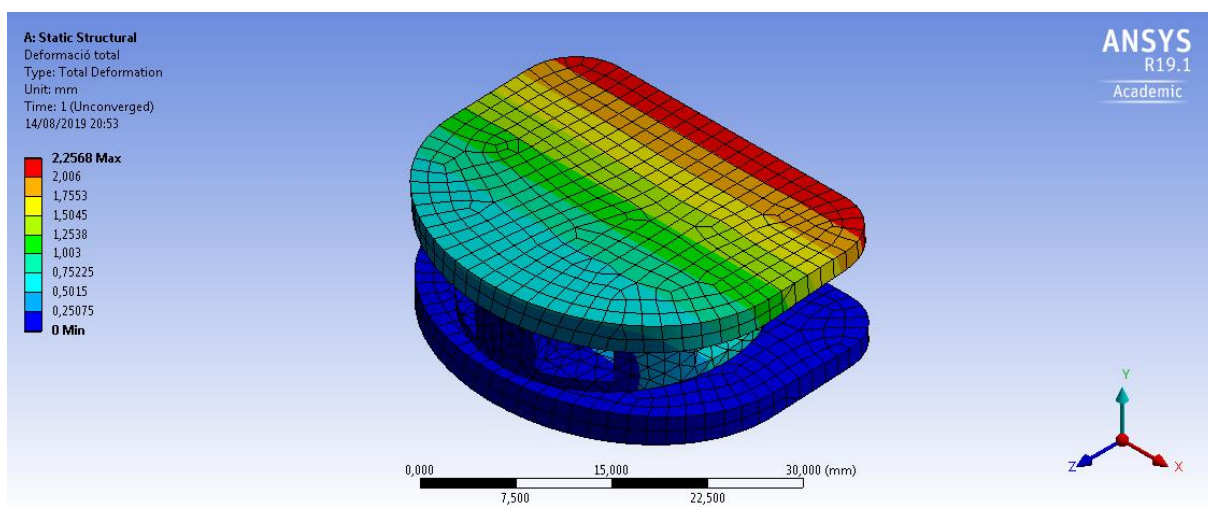


Figura 97: Assegut flexió amb càrrega- Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

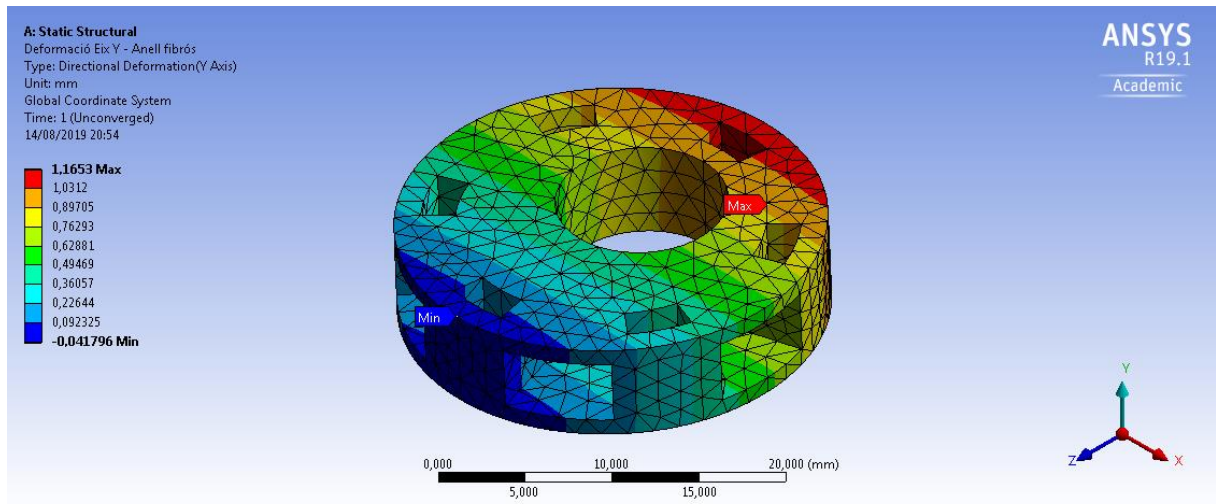


Figura 98: Assegut flexió amb càrrega- Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.7.2. Esforços Normals Cas 7

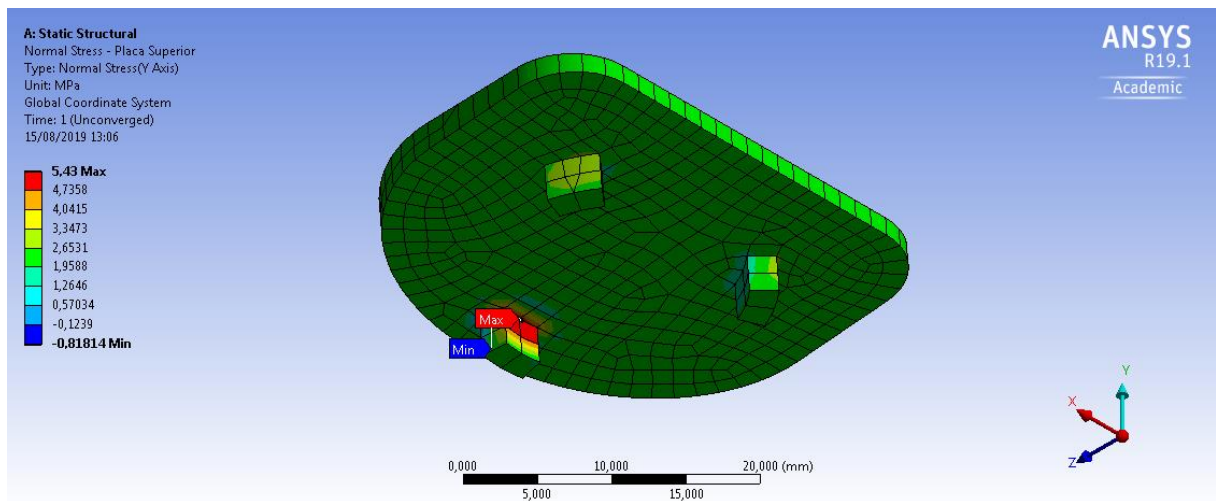


Figura 99: Assegut flexió amb càrrega- Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

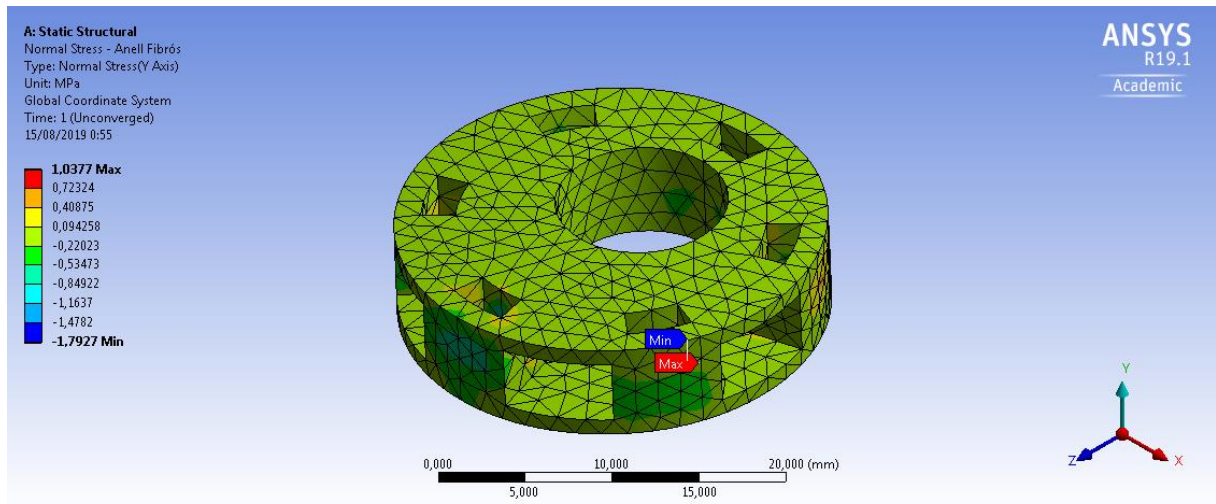


Figura 100: Assegut flexió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.7.3. Esforços Tallants Cas 7

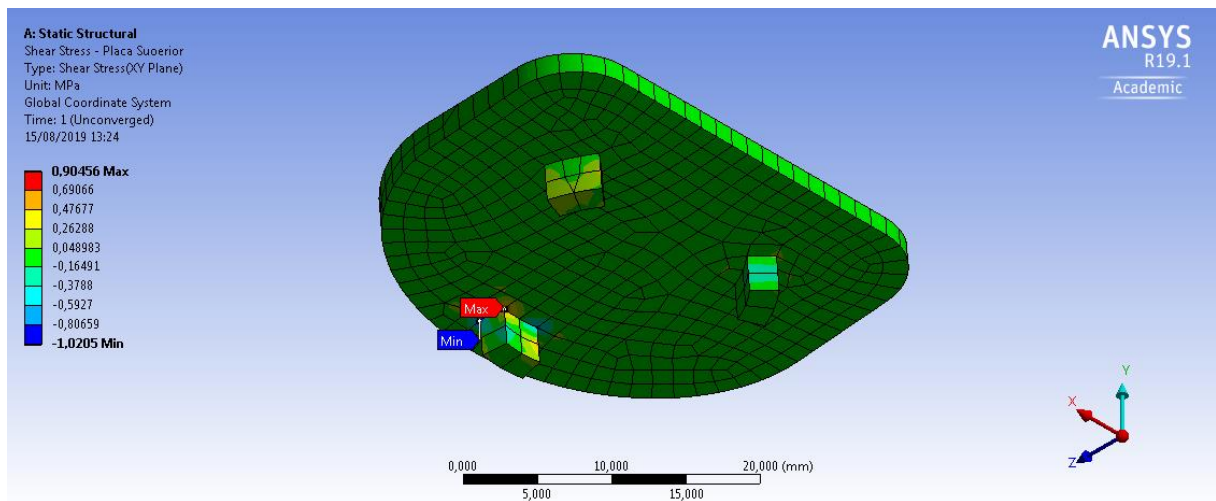


Figura 101: Assegut flexió amb càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

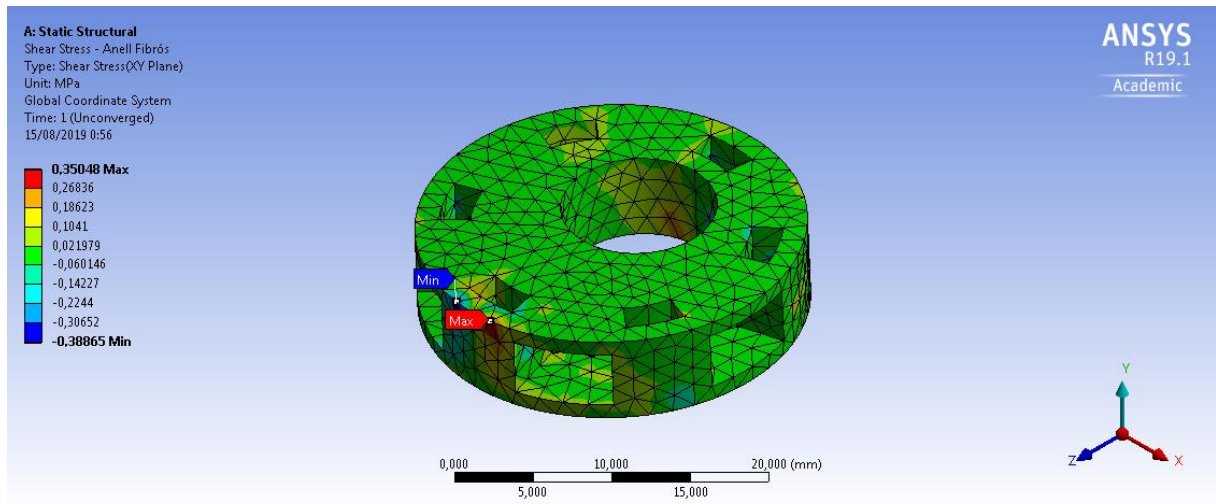


Figura 102: Assegut flexió amb càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.8 Cas 8: Assegut flexió sense càrrega

### B.8.1. Deformacions Cas 8

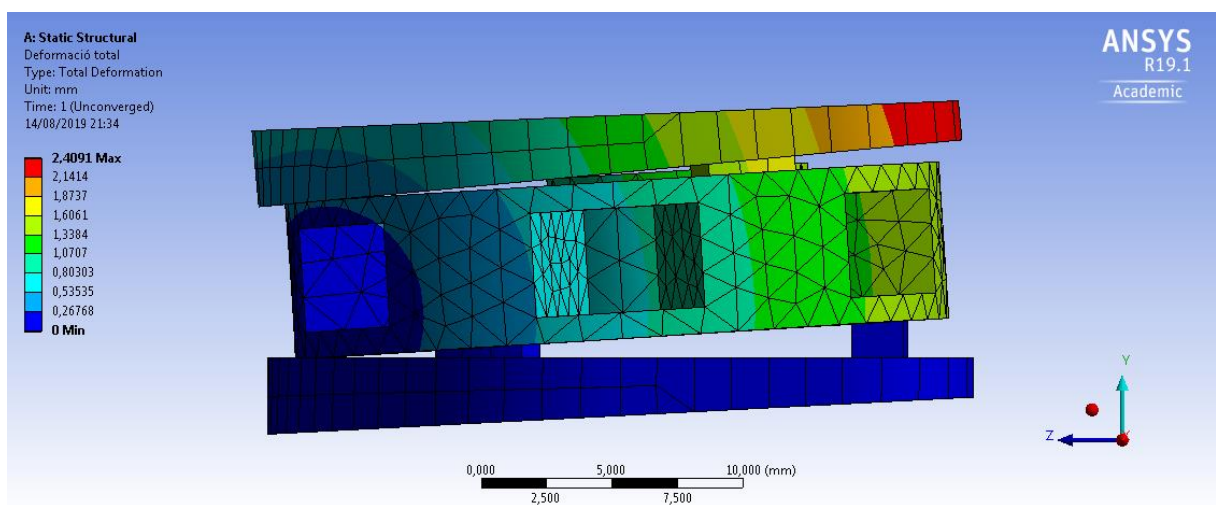


Figura 103: Assegut flexió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista perfil Conjunt (Elaboració pròpia)



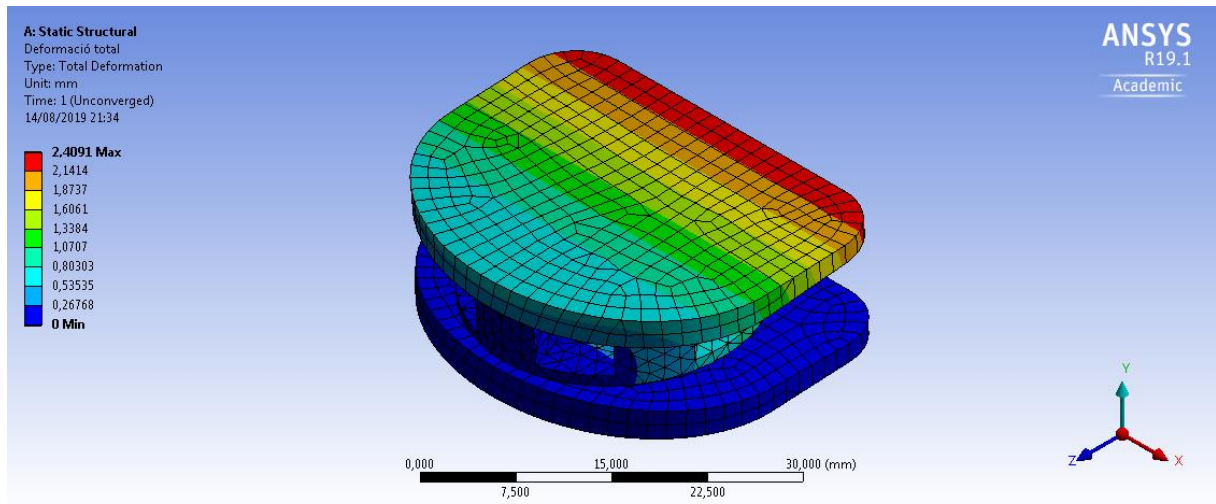


Figura 104: Assegut flexió sense càrrega- Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

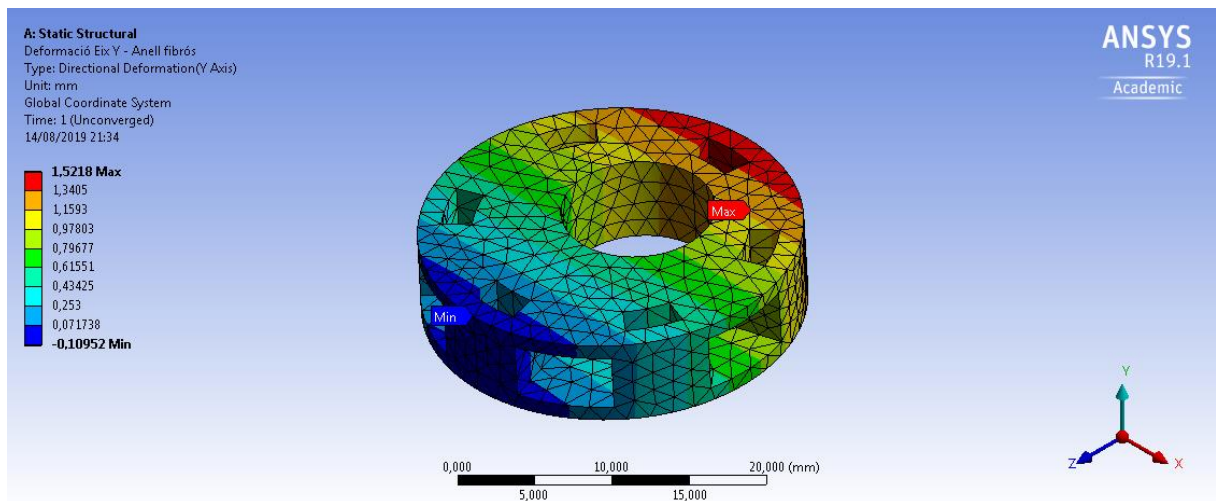


Figura 105: Assegut flexió sense càrrega- Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.8.2. Esforços Normals Cas 8

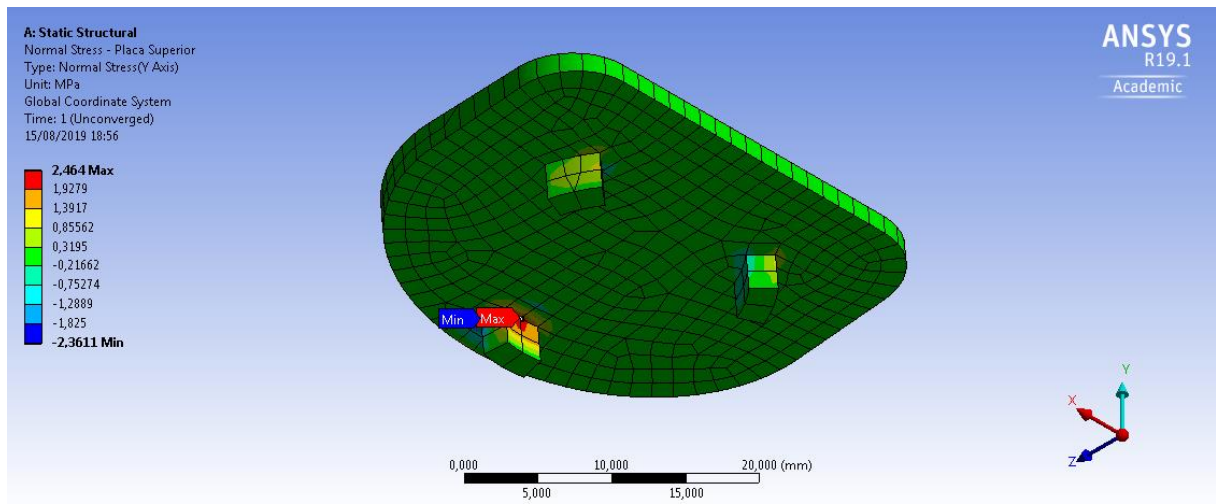


Figura 106: Assegut flexió amb càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

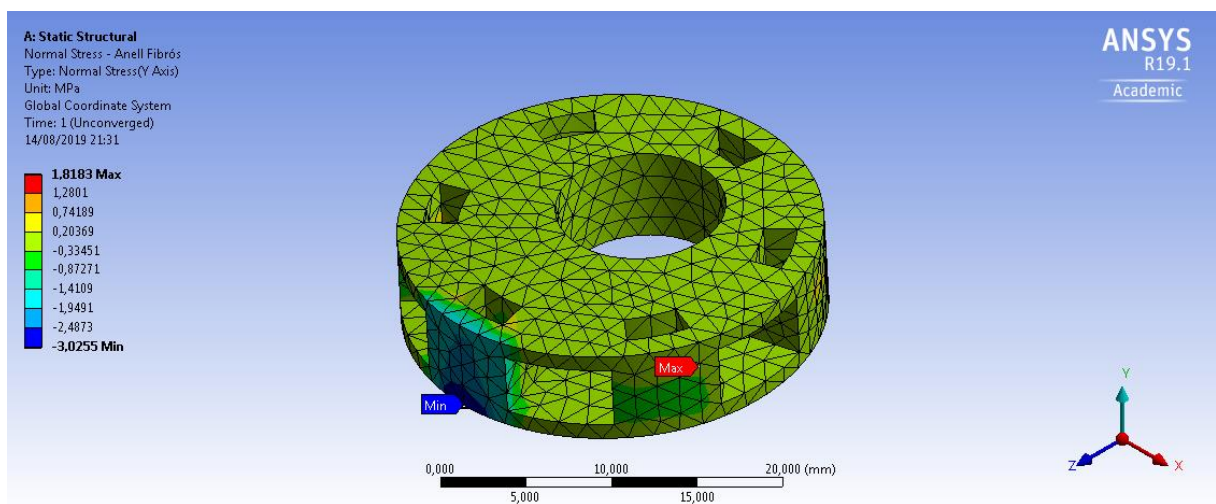


Figura 107: Assegut flexió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.8.3. Esforços Tallants Cas 8

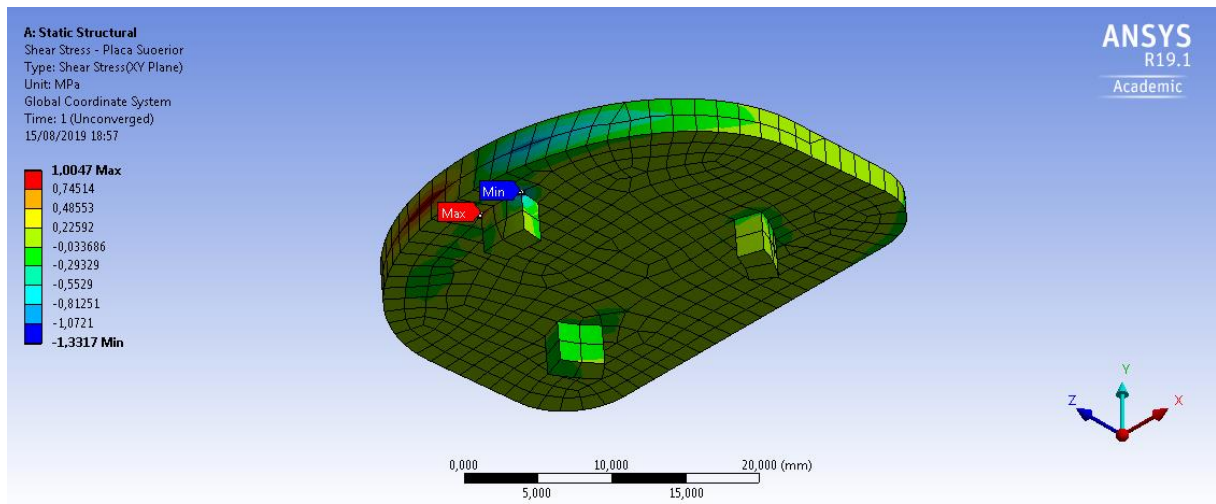


Figura 108: Assegut flexió sense càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

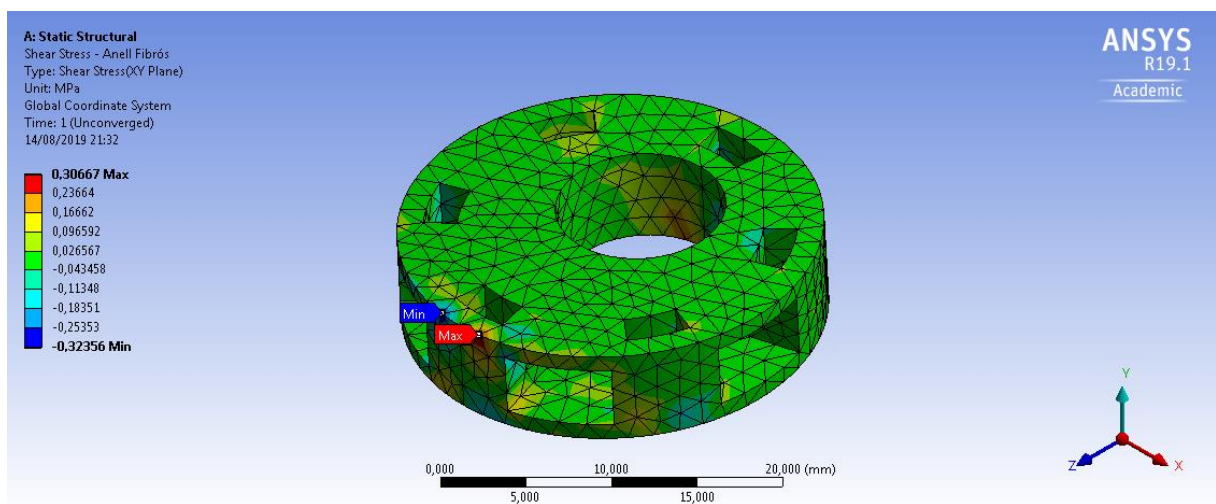


Figura 109: Assegut flexió sense càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.9 Cas 9 i 10: Flexió lateral

### B.9.1. Deformacions Cas 9

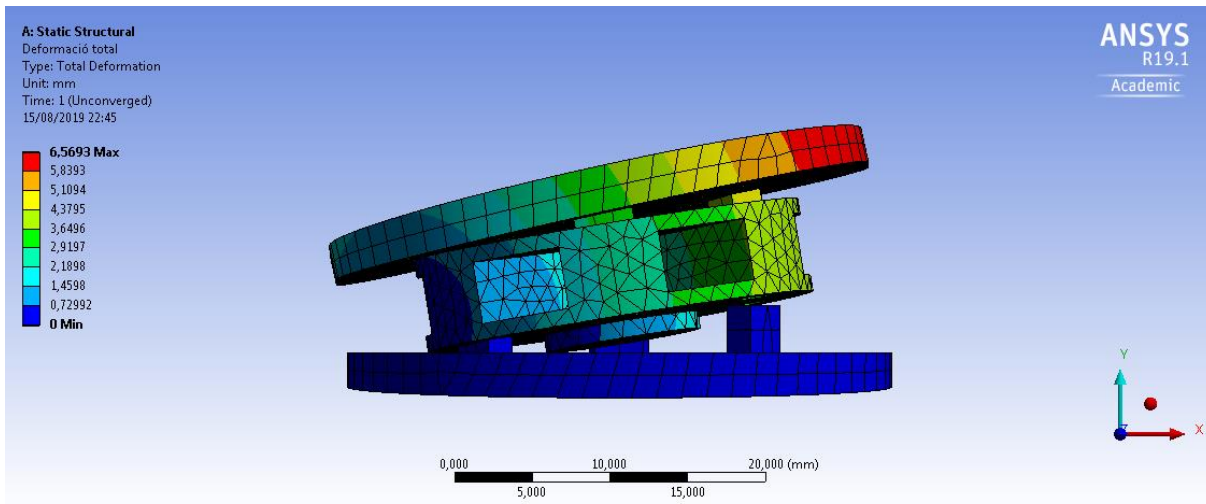


Figura 110: Flexió lateral - Simulació Deformació total – Vista alçat Conjunt (Elaboració pròpia)

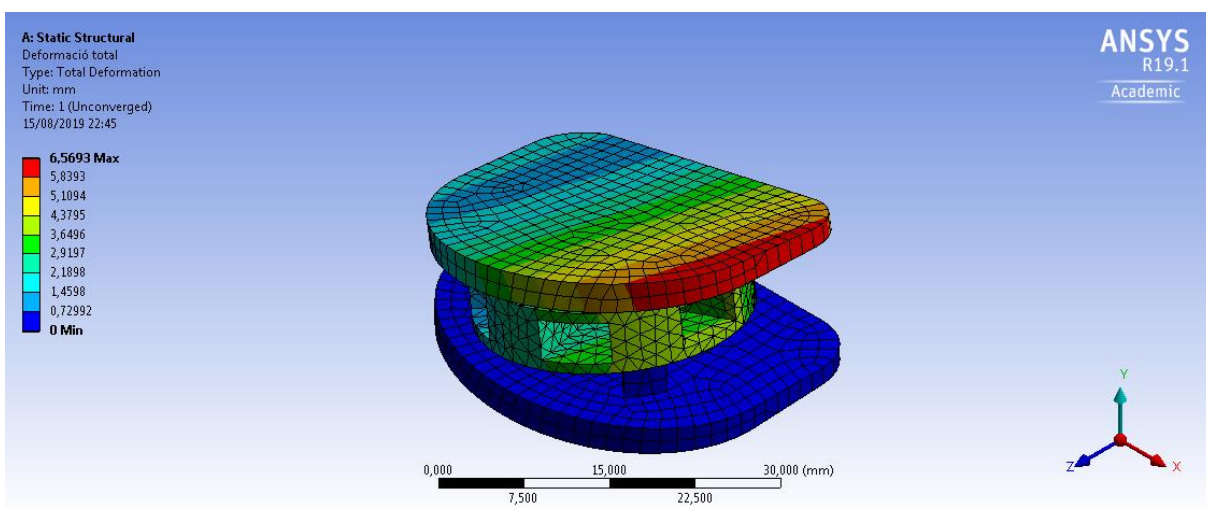


Figura 111: Flexió lateral - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

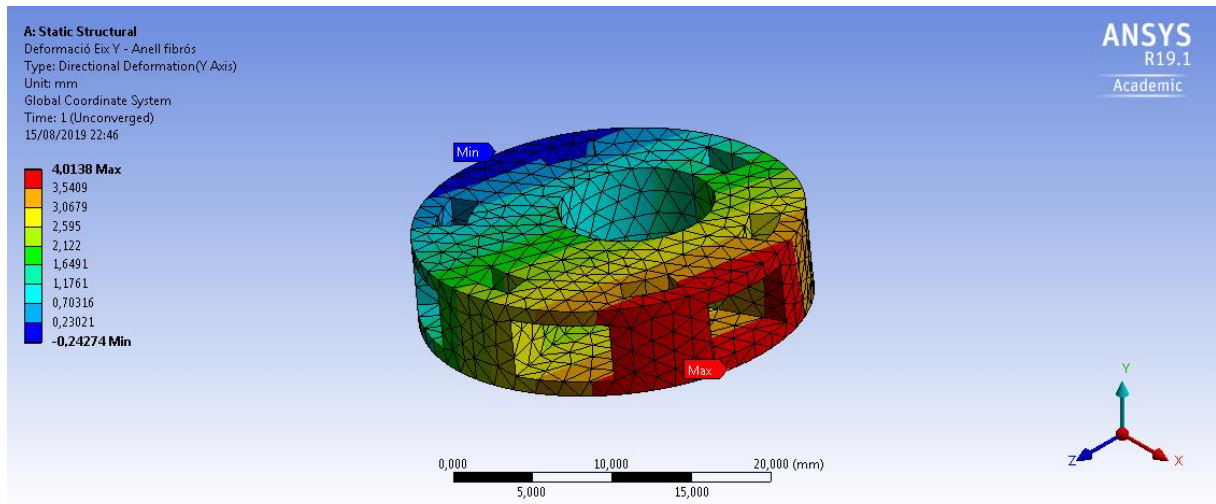


Figura 112: Flexió lateral - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.9.2. Esforços Normals Cas 9

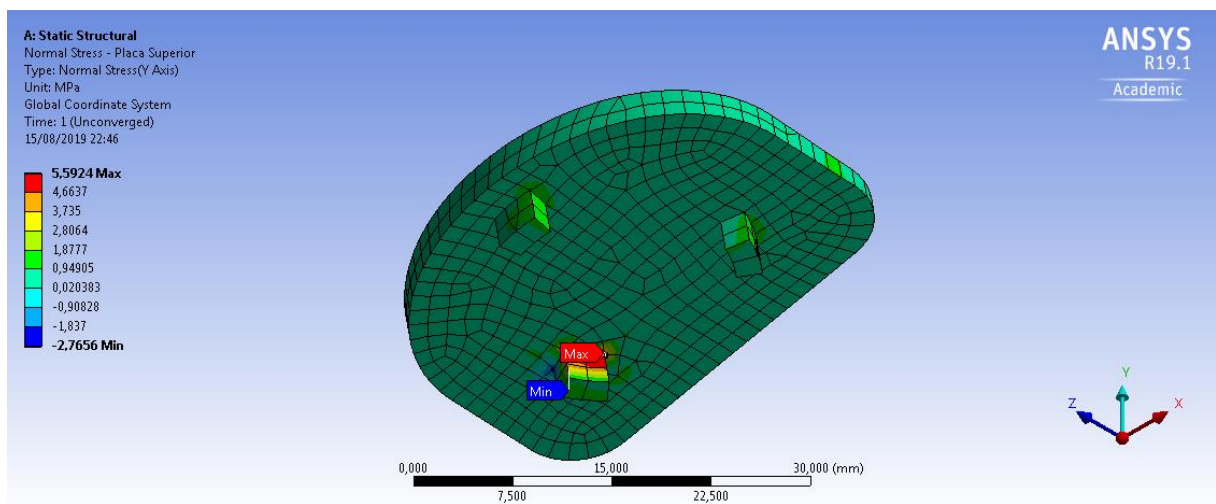


Figura 113: Flexió lateral – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

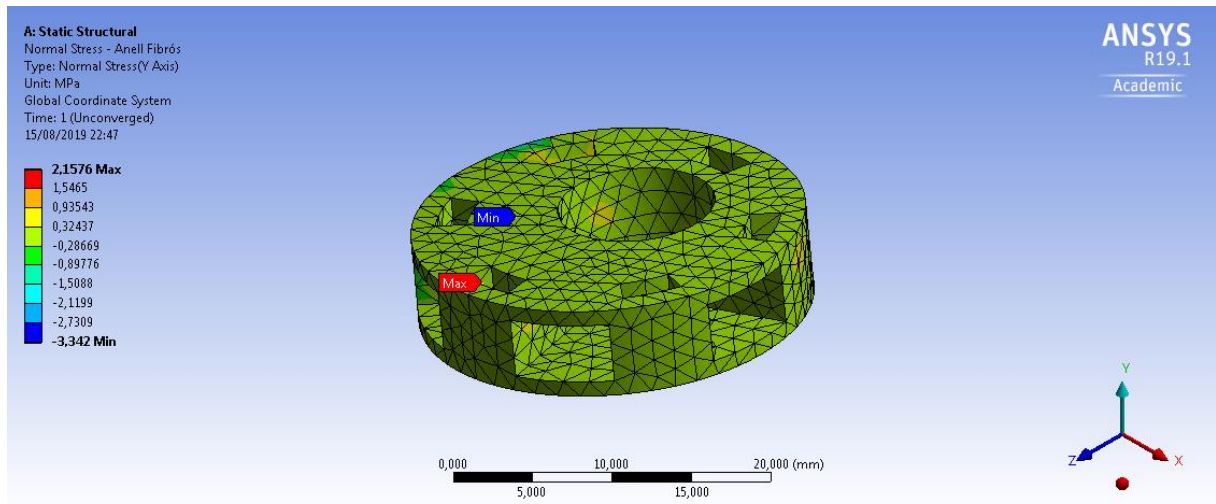


Figura 114: Flexió lateral – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.9.3. Esforços Tallants Cas 9

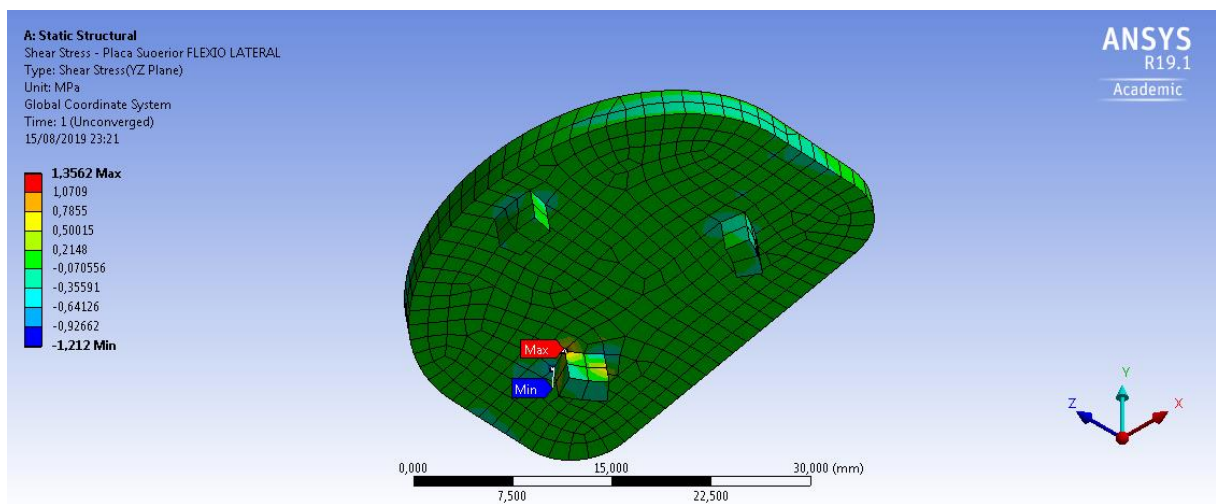


Figura 115: Flexió lateral – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

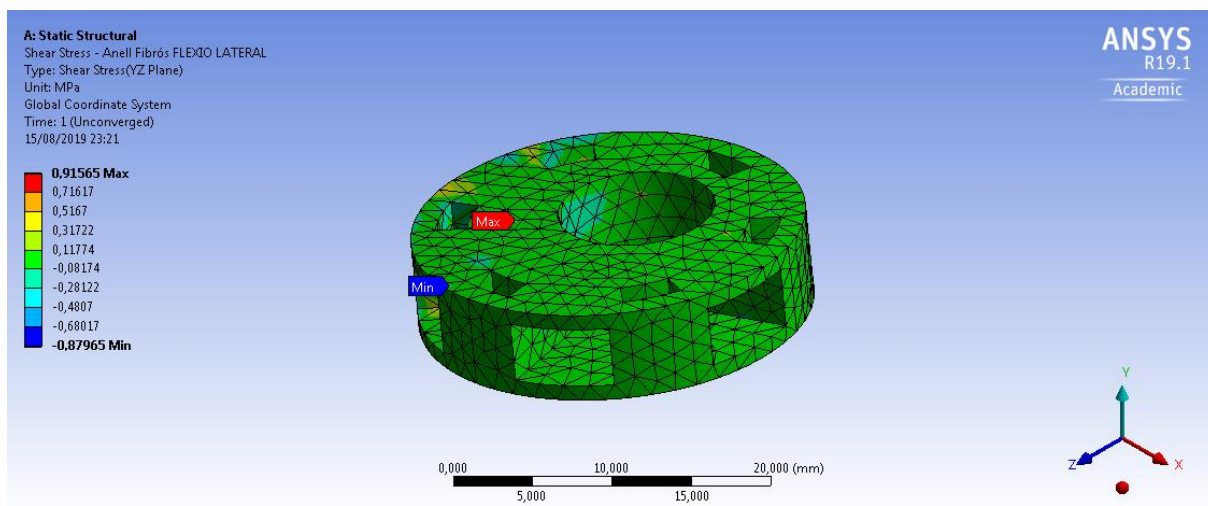


Figura 116: Flexió lateral – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## B.10 Cas 11: Torsió sense càrrega

### B.10.1. Deformacions Cas 11

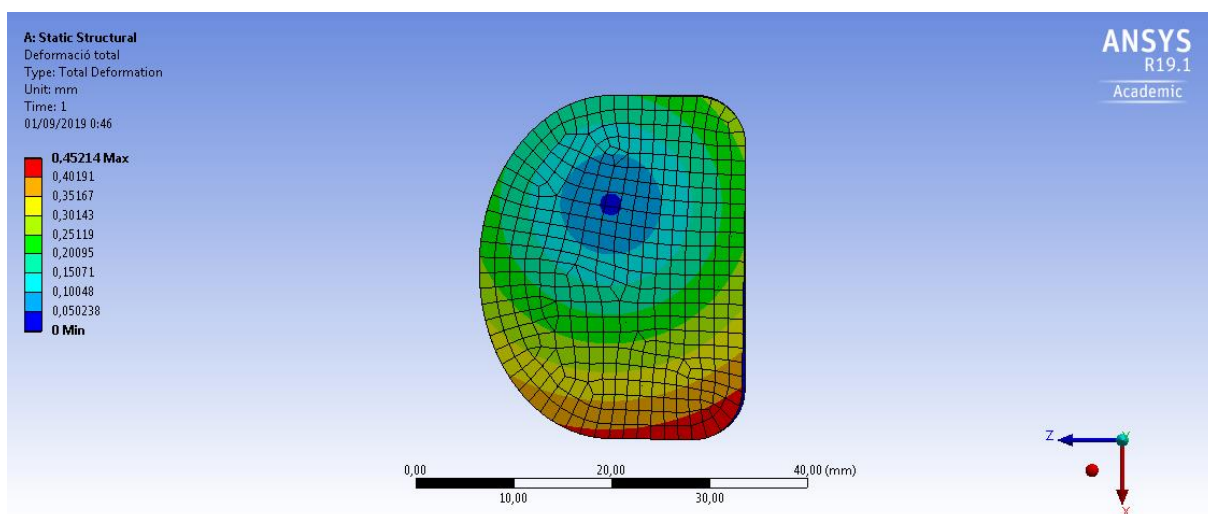


Figura 117: Torsió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista planta Conjunt (Elaboració pròpia)

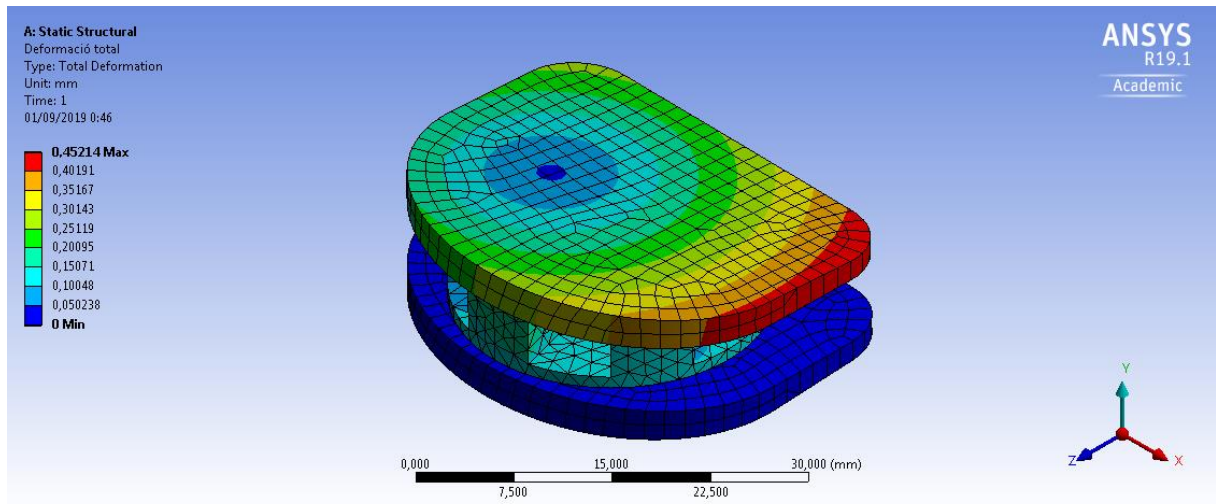


Figura 118: Torsió sense càrrega - Simulació Deformació total – Vista isomètrica Conjunt (Elaboració pròpia)

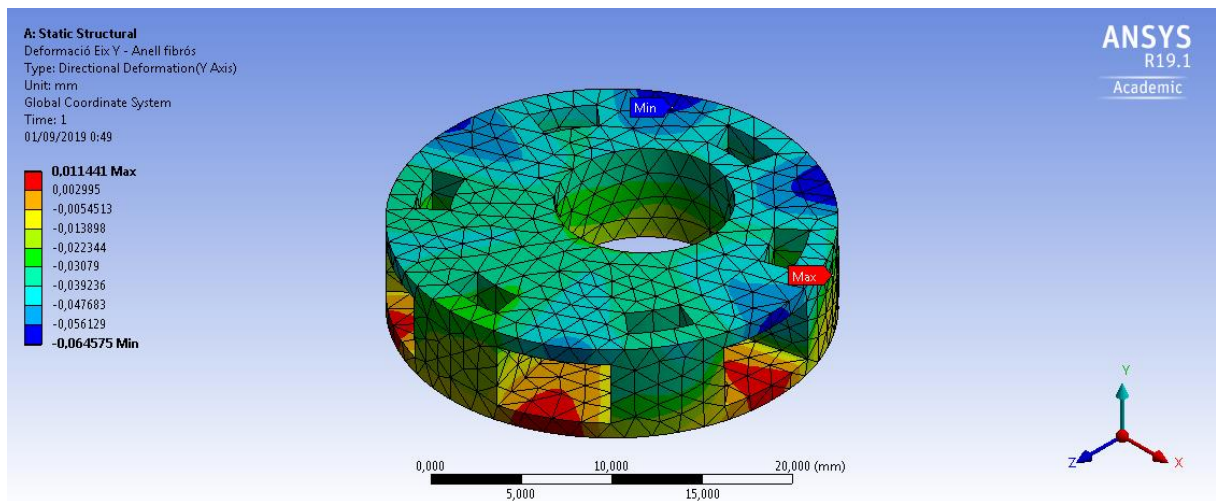


Figura 119: Torsió sense càrrega - Simulació Deformació eix Y – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)



### B.10.2. Esforços Normals Cas 11

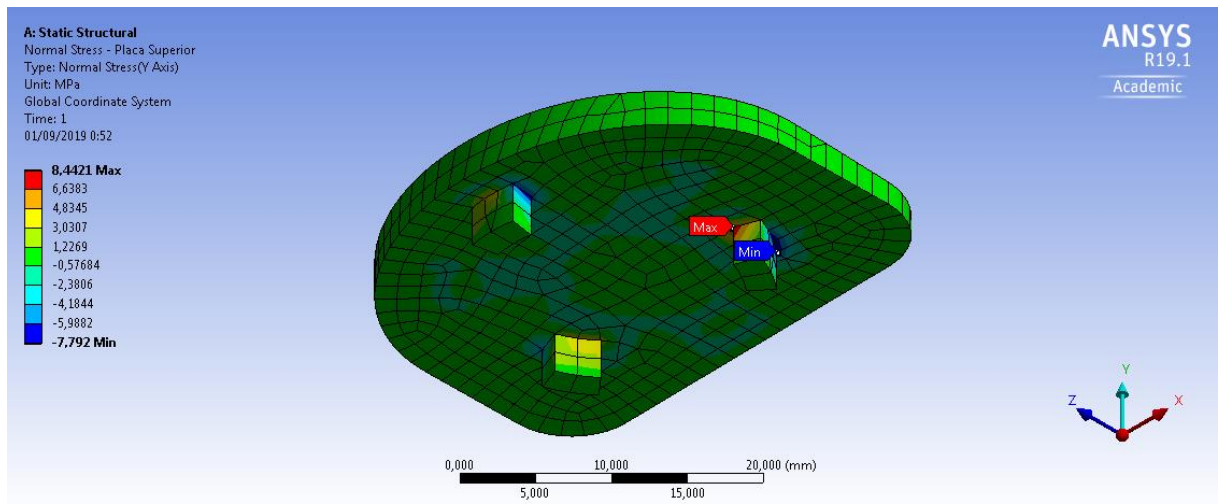


Figura 120: Torsió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

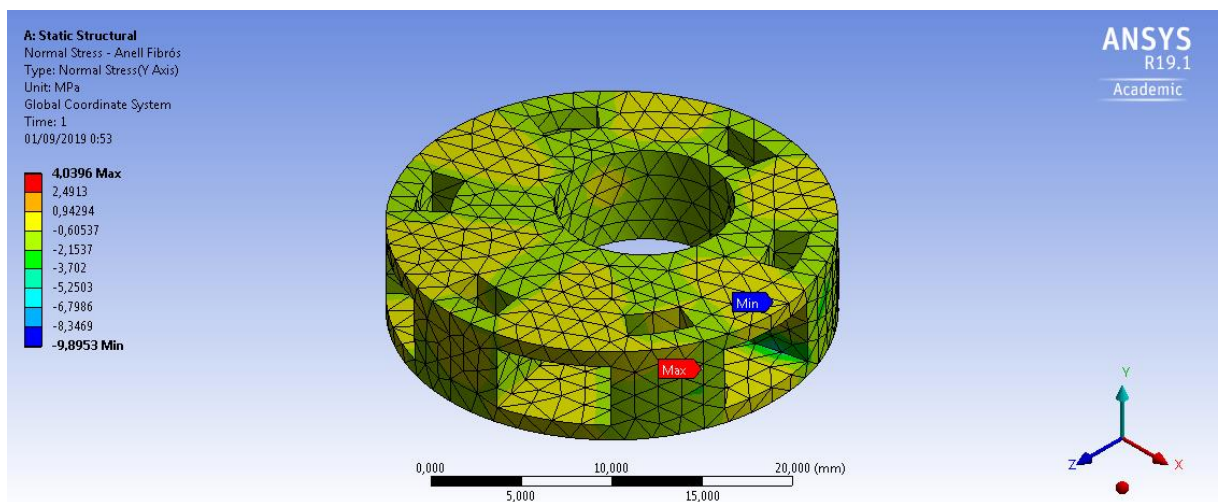


Figura 121: Torsió sense càrrega – Simulació Esforç normal – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

### B.10.3. Esforços Tallants Cas 11

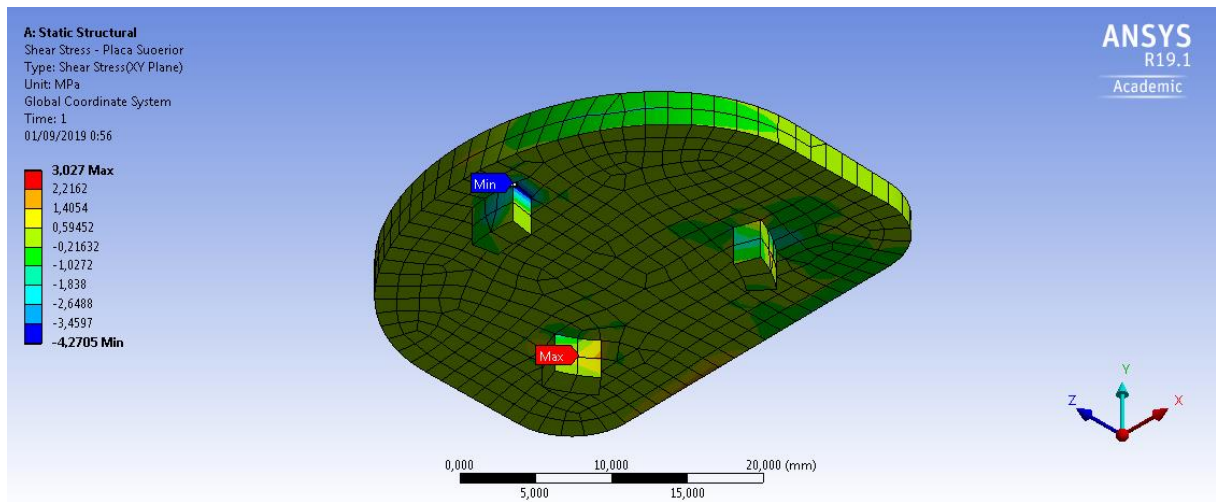


Figura 122: Torsió sense càrrega – Simulació Esforç Tallant – Vista isomètrica Placa superior (Elaboració pròpia)

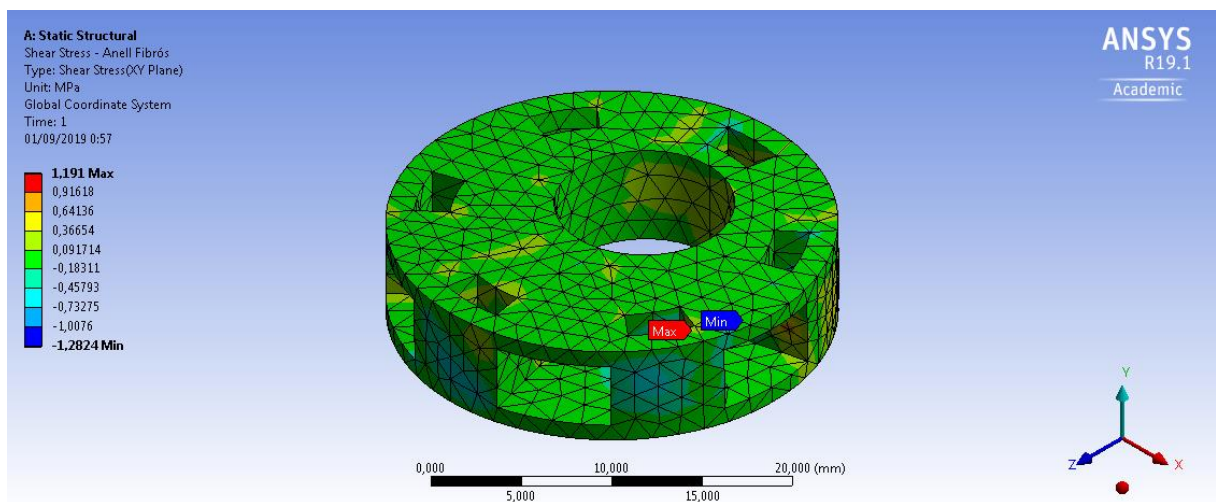


Figura 123: Torsió sense càrrega – Simulació Esforç tallant – Vista isomètrica Anell fibrós (Elaboració pròpia)

## ANNEX C. PROPIETATS DELS MATERIALS UTILITZATS

### C.1 Goma de Silicona (SI)

Details of "Silicone rubber (SI) Assignment" <span style="float: right;">⌵</span>	
<b>General</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
<b>Definition</b>	
Material Name	Silicone rubber (SI)
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Reference Temperature	By Environment
Suppressed	No
<b>Common Material Properties</b>	
Density	1,12e-06 kg/mm <sup>3</sup>
Young's Modulus	
Thermal Conductivity	0,00024500 W/mm·°C
Specific Heat	1,07e+06 mJ/kg·°C
Tensile Yield Strength	8,9700 MPa
Tensile Ultimate Strength	8,9700 MPa
Nonlinear Behavior	True
Full Details	Click To View Full Details

Taula 24: Propietats de la Silicona simulada (Ansys Workbench)

### C.2 Aliatge de Titani

Details of "Titanium Alloy Assignment" <span style="float: right;">⌵</span>	
<b>General</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	2 Bodies
<b>Definition</b>	
Material Name	Titanium Alloy
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Reference Temperature	By Environment
Suppressed	No
<b>Common Material Properties</b>	
Density	4,62e-06 kg/mm <sup>3</sup>
Young's Modulus	96000 MPa
Thermal Conductivity	0,021900 W/mm·°C
Specific Heat	5,22e+05 mJ/kg·°C
Tensile Yield Strength	930,00 MPa
Tensile Ultimate Strength	1070,0 MPa
Nonlinear Behavior	False
Full Details	Click To View Full Details

Taula 25: Propietats de l'aliatge de Titani simulat (Ansys Workbench)

### C.3 Polietilè de Baixa Densitat (LDPE)

Details of "Polyethylene, low density (LDPE) Assignment"	
<b>General</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
<b>Definition</b>	
Material Name	Polyethylene, low density (LDPE)
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Reference Temperature	By Environment
Suppressed	No
<b>Common Material Properties</b>	
Density	9,24e-07 kg/mm <sup>3</sup>
Young's Modulus	221,00 MPa
Thermal Conductivity	0,00033500 W/mm·°C
Specific Heat	1,88e+06 mJ/kg·°C
Tensile Yield Strength	11,400 MPa
Tensile Ultimate Strength	18,700 MPa
Nonlinear Behavior	False
Full Details	<a href="#">Click To View Full Details</a>

Taula 26: Propietats del Polietilè de Baixa Densitat simulat (Ansys Workbench)