



**Tecnológico
de Monterrey**

CAMPUS MONTERREY

**DIVISIÓN DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE GRADUADOS EN INGENIERÍA**

**FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE MANDÍBULA CON POLIETILENO
DE ALTA DENSIDAD POR CONFORMADO INCREMENTAL MONO-
PUNTO**

TESIS

**PRESENTADA COMO REQUISITO PARCIAL PARA
OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE
MAESTRO EN CIENCIAS CON
ESPECIALIDAD EN SISTEMAS DE MANUFACTURA**

JOSÉ ANGEL LOZANO MEDINA

MONTERREY, NL

DICIEMBRE 2017



**Tecnológico
de Monterrey**

CAMPUS MONTERREY

**DIVISIÓN DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE GRADUADOS EN INGENIERÍA**

**FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE MANDÍBULA CON POLIETILENO
DE ALTA DENSIDAD POR CONFORMADO INCREMENTAL MONO-
PUNTO**

TESIS

**PRESENTADA COMO REQUISITO PARCIAL PARA
OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE
MAESTRO EN CIENCIAS CON
ESPECIALIDAD EN SISTEMAS DE MANUFACTURA**

JOSÉ ANGEL LOZANO MEDINA

MONTERREY, NL

DICIEMBRE 2017

DEDICATORIA

Este proyecto de vida, no hubiera sido posible sin el apoyo de mi familia. Dedico con especial cariño, este proyecto de tesis a mis padres José Angel Lozano de los Reyes y Ma. Argelia Medina Garza, quienes creyeron en mí, me guiaron por el buen camino y siempre me impulsaron a lograr los objetivos. Excelentes padres y consejeros de vida.

A mi hermana Gloria Argelia Lozano Medina, con quien he vivido mis años de carrera, maestría y vida profesional, ella quien me aconsejó y me impulsó día a día.

A mis colegas de la maestría, todos aquellos a quienes conocí en mis clases de posgrado, hicimos trabajos en conjunto y formé una buena amistad. Hoy se quedan

A mis compañeros de trabajo, quienes creyeron en este proyecto y entendieron lo importante que fue para mí estudiar el posgrado y tener una vida profesional.

A la Lic. Camila Eloísa Cárdenas del Toro, una gran amiga, a ella quien me apoyó siempre y dedico su tiempo para escucharme, para estudiar y en algunas ocasiones para encausarme en la razón.

AGRADECIMIENTOS

Un especial agradecimiento al Dr. Oscar Martínez Romero, quien en primera instancia creyó en mi capacidad para realizar este trabajo de tesis, me invitó a ser partícipe del grupo de investigación y aceptó ser mi asesor. El objetivo se ha logrado gracias a su tiempo, a su guía y la disposición de trabajar en equipo.

Al Dr. José Manuel Diabb Zavala, un gran especialista en su área, por haberme dado el permiso de utilizar los equipos y los recursos que están bajo su administración para que pudiera realizar mis experimentos.

A la Dra. Xochitl Liliana Valdez Silva, una persona con inigualable sed por el conocimiento, por haber aceptado ser mi asesora clínica y de patología; por haberme enseñado un sinnúmero de temas ajenos a mi especialidad. Este proyecto concluye con éxito gracias a ella.

Al Ing. José Antonio Sandoval Asimbaya, un gran profesionalista y amigo, por haberme ayudado a realizar los experimentos de la tesis y por la capacitación a lo largo de estos meses para familiarizarme con el equipo e instrumentación utilizado en las pruebas. Este proyecto concluye con éxito gracias a él.

Al Tecnológico de Monterrey, prestigiosa institución, por haberme dado la oportunidad de realizar mis estudios de posgrado.

RESUMEN

El proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF, por sus siglas en inglés) es usado para la manufactura de productos personalizados, prototipos funcionales y su aplicación en la fabricación de prótesis metálicas ha sido probada. Sin embargo, el uso de chapa/placa hechas de material termoplástico (como el Polietileno de Alta Densidad) para la manufactura de prótesis por conformado incremental mono-punto es un proceso actualmente bajo investigación y prueba.

En este marco de referencia, el objetivo del presente escrito es presentar el diseño y manufactura de prótesis de mandíbula hecha con placa de Polietileno de Alta Densidad (HDPE, por sus siglas en inglés) fabricadas por el proceso de Conformado Incremental Mono-Punto (SPIF, por sus siglas en inglés) para explicar y justificar su aplicación en la reconstrucción de mandíbula. La geometría real de la mandíbula es adquirida por tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) y manipulada con el objetivo de conseguir el archivo en modelo CAD (DICOM a modelo CAD). De ahí, es que puede generar un planear un tratamiento de reconstrucción de mandíbula y se proponga una aproximación al prototipo de la prótesis antes de la cirugía del paciente.

ABSTRACT

Single Point Incremental Forming (SPIF) process is used to manufacture customized products, functional prototypes and its application to metallic prosthesis manufacturing has been already tested. However, the use of thermoplastic sheets (like HDPE) to manufacturing prosthesis by SPIF is currently in the process of research and evaluation.

In this framework, the objective of the present paper is design and manufacturing of a HDPE mandible prostheses with Single-Point Incremental Forming (SPIF) process to explain and justify the application on mandible reconstruction. The real geometry of a mandible is acquired from a computer tomography (CT) and treated until get a CAD model (DICOM to CAD model). From it, the mandible reconstruction treatment and the prosthesis approach can be planned and prototyped before the surgery.

TABLA DE CONTENIDOS

DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	4
DEDICATORIA.....	6
AGRADECIMIENTOS	7
RESUMEN	8
ABSTRACT	8
TABLA DE CONTENIDOS	9
LISTA DE FIGURAS	17
LISTA DE TABLAS.....	25
LISTA DE GRÁFICAS	26
1. INTRODUCCIÓN.....	27
1.1. Justificación.....	27
1.2. Problemas no resueltos.....	28
1.3. Hipótesis	28
1.4. Objetivo.....	28
1.5. Metodología de trabajo.....	29
1.6. Estado del arte de las Prótesis Maxilofaciales – Mandibulares.....	30
1.6.1. Causas patológicas.....	30
1.6.1.1. Tumores odontogénicos.	30
1.6.1.1.1. Ameloblastoma.....	30
1.6.1.1.2. Mixoma odontógeno.....	31
1.6.1.2. Tumores benignos no odontogénicos.....	31
1.6.1.2.1. Osteoblastoma.	31
1.6.1.2.2. Condroma.....	32
1.6.1.2.3. Osteoma.....	33
1.6.1.3. Neoplasias malignas no odontogénicas.	34
1.6.1.3.1. Osteosarcoma.	34
1.6.1.3.2. Condrosarcoma.....	35
1.6.1.3.3. Carcinoma metastásico.....	36
1.6.1.3.4. Linfoma de Burkitt o no Hodking	37

1.6.1.4.	Lesiones inflamatorias de los maxilares.	38
1.6.1.4.1.	Osteomielitis aguda y crónica (osteítis).....	38
1.6.2.	Clasificación de Maloclusiones.	40
1.6.2.1.	Clasificación de Angle.	40
1.6.2.1.1.	Clase I de Angle.	40
1.6.2.1.2.	Clase II de Angle.	40
1.6.2.1.2.1.	Retrognatia mandibular.	41
1.6.2.1.3.	Clase III de Angle.	42
1.6.2.1.3.1.	Prognatismo mandibular.	42
1.6.3.	Traumatismos Cráneo Faciales.	43
1.6.3.1.	Traumas.	43
1.6.3.1.1.	Fracturas de mandíbula (tercio inferior del rostro).....	43
1.6.3.1.2.	Fractura panfacial.....	43
1.6.3.2.	Clasificación de fracturas mandibulares.	44
1.6.3.2.1.	Fractura de la sínfisis mandibular.....	45
1.6.3.2.2.	Fractura parasinfisaria.....	45
1.6.3.2.3.	Fractura del cuerpo mandibular.....	46
1.6.3.2.4.	Fractura del ángulo mandibular.....	46
1.6.3.2.5.	Fractura de rama mandibular.	47
1.6.3.2.6.	Fractura del cóndilo mandibular.	47
1.6.3.2.7.	Fractura del proceso coronoides.	48
1.6.3.3.	Tratamiento de las fracturas mandibulares.....	48
1.6.3.3.1.	Reducción cerrada o tratamiento ortopédico (Close reduction).....	48
1.6.3.3.2.	Reducción abierta o tratamiento quirúrgico.	49
1.6.4.	Métodos de Diagnóstico para el Estudio Maxilofacial.	50
1.6.4.1.	Articuladores.....	50
1.6.4.2.	Articulador completamente ajustable.....	50
1.6.4.3.	Articulador semi-ajutable.	50
1.6.4.4.	Método de trazado y análisis (Ricketts).	51
1.6.4.5.	Estudios radiográficos.	51
1.6.4.5.1.	Radiografías dentales.....	51

1.6.4.5.2.	Radiografías panorámicas.....	52
1.6.4.5.3.	Radiografía lateral de cráneo.	52
1.6.4.5.4.	CBCT (Cone Beam Computed Tomography).....	53
1.6.4.5.5.	Impresión 3D para la odontología digital.	54
1.6.4.5.5.1.	DMP	54
1.6.4.5.5.2.	CT-Bone.....	55
1.6.4.5.5.3.	Modelos biocompatibles - Dental SG	55
1.6.5.	Tipos de Prótesis Mandibulares.....	56
1.6.5.1.	Placas y miniplacas.	56
1.6.5.2.	Placas simples.....	58
1.6.5.3.	Miniplacas.....	60
1.6.5.4.	Placas de compresión.	61
1.6.5.5.	Placas de reconstrucción.....	62
1.6.5.6.	Prótesis de mandíbula personalizadas.	62
1.6.5.6.1.	Reconstrucción Mandibular con Placas Anatómicas.....	62
1.6.5.6.2.	Prótesis ATM a medida.	63
1.6.5.6.3.	Implante de mandíbula fabricada por una impresora 3D.....	64
1.7.	Estado del arte del proceso de formado de metales.	64
1.7.1.	Comportamiento del material en el formado de metales.....	64
1.7.2.	Esfuerzo de fluencia.	65
1.7.3.	Esfuerzo de fluencia promedio.....	65
1.7.4.	Proceso de formado de metales.	66
1.7.4.1.	Trabajo en caliente.	67
1.7.4.2.	Trabajo en caliente por debajo de la temperatura de recristalización.....	68
1.7.4.3.	Proceso en frío.	69
1.7.5.	Factores que afectan el formado de metales.	69
1.7.5.1.	Sensibilidad a la velocidad de deformación.....	69
1.7.5.2.	Fricción.....	70
1.7.5.3.	Lubricantes.	70
1.7.5.4.	Adherencia.	71
1.7.6.	Clasificación del formado de metales.	71

1.7.6.1. Procesos de trabajo de láminas metálicas.	72
1.7.6.1.1. Doblado.	73
1.7.6.1.1.1. Doblado en V.	73
1.7.6.1.1.2. Doblado de bordes.	74
1.7.6.1.1.3. Formado de bridas.	74
1.7.6.1.1.4. Doble, engargolado y rebordeado.	74
1.7.6.1.1.5. Torcido.	75
1.7.6.1.1.6. Doblado con rodillos.	75
1.7.6.1.1.7. Formado con rodillos.	75
1.7.6.1.2. Estirado (embutido).	76
1.7.6.1.2.1. Reembutido.	77
1.7.6.1.2.2. Embutido inverso.	78
1.7.6.1.2.3. Planchado.	78
1.7.6.1.3. Estampado.	79
1.7.6.1.4. Desplegado.	79
1.7.6.1.5. Corte.	79
1.7.6.1.5.1. Cizallado.	80
1.7.6.1.5.2. Punzonado.	80
1.7.6.1.5.3. Perforado.	81
1.7.6.1.5.4. Corte en trozos.	81
1.7.6.1.5.5. Partición.	81
1.7.6.1.5.6. Ranurado.	82
1.7.6.1.5.7. Perforado múltiple.	82
1.7.6.1.5.8. Muescado y semimuescado.	83
1.7.6.1.5.9. Recorte.	83
1.7.6.1.5.10. Rasurado.	83
1.7.6.1.5.11. Punzonado fino.	84
1.7.6.1.6. Formado por estirado.	84
1.7.6.1.7. Rechazado.	85
1.7.6.1.7.1. Rechazado convencional.	85
1.7.6.1.7.2. Rechazado cortante.	85

1.7.6.1.7.3.	Rechazado de tubos.	86
1.7.6.2.	Procesos de deformación volumétrica.	86
1.7.6.2.1.	Herramientas usadas en el proceso.	87
1.7.6.2.2.	Proceso de Rolado (laminado).	87
1.7.6.2.2.1.	Laminado plano.	87
1.7.6.2.2.2.	Laminado de perfiles.	88
1.7.6.2.2.3.	Laminado de cuerdas.	88
1.7.6.2.2.4.	Laminado de anillos.	88
1.7.6.2.2.5.	Laminado de engranes.	88
1.7.6.2.2.6.	Perforado de rodillos.	88
1.7.6.2.3.	Proceso de Forjado.	89
1.7.6.2.3.1.	Forjado en troquel abierto.	89
1.7.6.2.3.2.	Forjado en troquel impresor (forjado en troquel cerrado).	90
1.7.6.2.3.3.	Forjado sin rebaba (forjado en troquel cerrado real).	91
1.7.6.2.3.4.	Acuñado.	92
1.7.6.2.3.5.	Recortado.	92
1.7.6.2.3.6.	Recalcado.	93
1.7.6.2.3.7.	Estampado (suajeado) con forja y forjado radial.	93
1.7.6.2.3.8.	Forjado con rodillos.	93
1.7.6.2.3.9.	Forjado orbital.	94
1.7.6.2.3.10.	Punzonado.	95
1.7.6.2.3.11.	Forjado isotérmico.	96
1.7.6.3.	Proceso de Extrusión.	96
1.7.6.3.1.	Extrusión directa.	96
1.7.6.3.2.	Extrusión en caliente.	97
1.7.6.3.3.	Extrusión en frío.	97
1.7.6.3.4.	Proceso de extrusión continuo y proceso de extrusión discreto.	97
1.7.6.3.5.	Extrusión por impacto.	98
1.7.6.3.6.	Extrusión hidrostática.	98
1.7.6.4.	Estirado.	98
1.7.6.4.1.	Estirado de barras.	99

1.7.6.4.2.	Estirado de alambres.....	99
2.	Conformado incremental.....	100
3.	Single point incremental forming (SPIF).	104
3.1.	Introducción al conformado incremental mono-punto.....	104
3.2.	Ventajas y desventajas del conformado incremental mono-punto.	105
3.2.1.	Ventajas del conformado incremental mono-punto [49] [50] [51] [52]:	105
3.2.2.	Desventajas del conformado incremental mono-punto [49] [50] [51] [52]:	105
3.3.	Defectos observados en piezas conformadas.....	106
3.4.	Parámetros fundamentales en el proceso de deformación incremental.	107
3.5.	Matriz comparativa de procesos de deformación de lámina.	108
3.6.	Matriz comparativa de ventajas y desventajas de los procesos de deformación de lámina.	109
3.7.	Características clave del conformado incremental [50] [51].	110
3.8.	Herramienta y equipo utilizado en el conformado incremental mono-punto.	110
3.8.1.	Herramienta.	110
3.8.2.	Blankholder.	111
3.8.3.	Equipos para el conformado SPIF.	111
3.9.	Aplicación en el área médica del conformado incremental mono-punto.	111
3.10.	Estudios realizados en SPIF con polímeros.....	114
4.	Selección del material.....	117
4.1.	Biomateriales.	117
4.2.	Polietileno de Alta Densidad (HDPE).	118
4.2.1.	Composición química y estructura del HDPE.	119
4.2.2.	Propiedades del HDPE.	119
4.2.3.	Cristalinidad.	120
4.2.4.	Aplicación en el área médica.	120
5.	Caso clínico para el diseño de la prótesis de mandíbula.	120
5.1.	Caso clínico: Ameloblastoma en la mandíbula.....	120
5.1.1.	Diseño del caso clínico.	120
5.1.1.1.	Motivo de la consulta.	120

5.1.1.2.	Nota de evolución.....	120
5.1.1.3.	Hallazgos clínicos.....	120
5.1.1.3.1.	Examen extra oral.....	121
5.1.1.3.2.	Examen intra oral.....	121
5.1.1.4.	Hallazgos radiográficos.....	121
5.1.1.5.	Reporte histopatológico.....	121
5.1.1.6.	Plan de tratamiento.....	121
5.1.2.	Experimentación.....	122
5.1.3.	Parámetros de estudio.....	122
5.1.4.	Plan experimental - Diseño de experimentos (DoE).....	123
5.1.5.	Generatriz de la pieza y nomenclatura.....	127
5.1.6.	Estrategias para el conformado.....	129
5.1.7.	Metodología de diseño.....	130
5.1.7.1.	Proceso de diseño de la prótesis.....	132
5.1.7.1.1.	DICOM a modelo CAD.....	132
5.1.7.1.2.	Visualización del biomodelo en software 3D.....	133
5.1.7.1.3.	Plan de resección.....	133
5.1.7.1.4.	Propuesta de diseño de la prótesis.....	134
5.1.7.2.	Prototipado.....	134
5.1.7.2.1.	Impresión 3D.....	134
5.1.7.3.	Selección de la estrategia de conformado y elaboración del código G. 135	
5.1.7.4.	Simulación del código G.....	136
5.1.7.5.	Manufactura de prótesis de mandíbula en HDPE.....	137
5.1.8.	Desviación geométrica.....	137
5.1.8.1.	Captura de imagen - Escáner 3D.....	137
5.1.8.2.	Resultados.....	138
5.1.8.3.	Plan de acción.....	141
5.1.8.4.	Resultados.....	142
5.1.8.5.	Recomendaciones finales (parámetro-formabilidad del material)....	143
5.1.9.	Registro de temperatura durante el proceso.....	144

5.1.10.	Medición de espesores.....	146
5.1.11.	Modo de falla.....	147
5.1.12.	Acabado superficial.....	148
5.1.13.	Diseño de la prótesis al día.....	149
8.	Conclusiones.....	151
9.	Contribuciones.....	152
10.	Trabajos futuros.....	152
11.	Referencias.....	153
12.	Anexos.....	159

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1-1 Metodología de trabajo.....	29
Fig. 1-2 Radiografía panorámica de un caso clínico de Ameloblastoma. [3].....	30
Fig. 1-3 Examen físico intrabucal donde se observa un aumento de volumen en región maxilar derecha. Mixoma odontógeno. [4].....	31
Fig. 1-4 Radiografía panorámica. Adelgazamiento y destrucción cortical en la zona mandibular - Osteoblastoma agresivo. [5].....	32
Fig. 1-5 Condroma localizado en el cóndilo del cuerpo mandibular. Incisión en el cóndilo derecho mandibular - Tumor benigno. [6]	33
Fig. 1-6 Osteoma localizado en la cortical lingual del cuerpo mandibular. [7]	33
Fig. 1-7 Paciente con Osteosarcoma de mandíbula, preoperatorio. [8]	35
Fig. 1-8 Aspectos clínico de un Condrosarcoma mandibular. [9]	36
Fig. 1-9 Lesión osteolítica – Metástasis de mandíbula. [10].....	37
<i>Fig. 1-10 (1) Caso clínico, Aspectos clínicos de una aparente masa tumoral localizada en el área premolar de la mandíbula. (2) Radiografía panorámica enfocando la zona premolar de la mandíbula. [11].....</i>	<i>38</i>
Fig. 1-11 Osteítis condensada. [12].....	39
Fig. 1-12 Clase I de Angle. Oclusión ideal. [13].....	40
Fig. 1-13 Clase II de Angle. Mandíbula retrasada. [13]	41
Fig. 1-14 Corrección de la retrognatia. La mandíbula está atrasada respecto al maxilar superior. [14].....	42
Fig. 1-15 Clase III de Angle. Mandíbula adelantada. [13].....	42
Fig. 1-16 Fractura mandibular. Se observa un deslizamiento dentario entre incisivos centrales y pérdida de la continuidad del arco dentario. [15]	43
Fig. 1-17 TC Fractura panfacial. [15].....	44
Fig. 1-18 Diagrama anatómico de las fracturas mandibulares. [16] [17]	44
Fig. 1-19 1) Detalle de la fractura en la zona de la sínfisis mandibular, 2) Ortopantomografía mostrando el detalle de la osteosíntesis de la fractura mandibular. [18].....	45
Fig. 1-20 1) Detalle de la fractura parasinfisiaria, 2) Radiografía de cráneo donde se observa una fractura mandibular parasinfisiaria del lado derecho. [19].....	45
Fig. 1-21 1) Detalle de la fractura del cuerpo mandibular, 2) Radiografía lateral del cráneo donde se observa una fractura del cuerpo mandibular derecho. [20].....	46
Fig. 1-22 Radiografía Panorámica, fractura ángulo mandibular derecho. [15]	46

Fig. 1-23 Radiografía panorámica, fractura ángulo/rama mandibular izquierda. [21]	47
Fig. 1-24 Clasificación de fractura del cóndilo: 1) Fractura Unilateral, 2) Fractura Bilateral. [16]	47
Fig. 1-25 Fractura bicondílea. [22]	48
Fig. 1-26 Fractura condilar y proceso coronoide. [23]	48
Fig. 1-27 Reducción cerrada para fractura de mandíbula. [16]	49
Fig. 1-28 Reducción quirúrgica de la fractura de cuerpo mandibular izquierdo. [15]	49
Fig. 1-29 Articulador completamente ajustable modelo Denar D5A. [24]	50
Fig. 1-30 Articulador semi-ajustable modelo A7Plus-E. [25]	51
Fig. 1-31 Radiografía dental. [28]	52
Fig. 1-32 Radiografía panorámica. [29]	52
Fig. 1-33 Radiografía lateral de cráneo. [30]	53
Fig. 1-34 Visualización 3D, CBCT-Software. Manipulación de archivos DICOM. [31]	53
Fig. 1-35 Software de reconstrucción por tomografía axial computarizada – InVesalius 3.1.1 [32]	54
Fig. 1-36 Puentes dentales. [33]	55
Fig. 1-37 Implante 3D impreso en CT-Bone para el aumento de mandíbula. [34]	55
Fig. 1-38 Representación gráfica de una guía quirúrgica hecha con resina dental SG. [35]	56
Fig. 1-39 1) Trauma, 2) Cirugía reconstructiva, 3) Cirugía ortognática. [36]	57
Fig. 1-40 1) Representación gráfica de una resección de mandíbula, 2) Aplicación de injerto de óseo en una reconstrucción de mandíbula. [36]	57
Fig. 1-41 Representación gráfica de la aplicación quirúrgica de placas simples en la zona maxilofacial inferior. [36]	58
Fig. 1-42 Diferentes tipos de placas sencillas. [16]	58
Fig. 1-43 Ejemplo de placas siendo deformadas por una herramienta especializada. [16]	60
Fig. 1-44 Representación gráfica de un tornillo cónico auto-roscante. [36]	60
Fig. 1-45 Miniplaca de 4 orificios usada en una fractura simple angulada. [36]	61
Fig. 1-46 Ejemplos de una placa de compresión de 8 orificios, recta, no maleable. [36]	61

Fig. 1-47 1) Colocar tornillo en la parte más estrecha del orificio. 2) Hacer girar el tornillo, 3) El movimiento final permita que la cabeza del tornillo embone en la parte más ancha del orificio de la placa de compresión; uniendo así las secciones de hueso. [37].....	61
Fig. 1-48 Representación gráfica de una placa de reconstrucción angulada para mandíbula. [16].....	62
Fig. 1-49 Render de la mandíbula con el diseño final de la placa anatómica (en color morado). [38]	63
Fig. 1-50 Render de la mandíbula con el diseño final de la placa condilar (en color rojo). [38]	63
Fig. 1-51 1) Render con la mandíbula infectada del paciente (en color café), 2) Render del paciente con el diseño final del implante de mandíbula (en color azul). [39]	64
Fig. 1-52 Simulación 3D del diseño de un implante personalizado en titanio. [40] 64	
Fig. 1-53 Curva de esfuerzo-deformación que indica la localización del esfuerzo de fluencia promedio \bar{Y}_f , en relación con la resistencia a la fluencia Y y el esfuerzo de fluencia final Y_f . [X].....	66
Fig. 1-54 Clasificación del conformado de metales.	72
Fig. 1-55 1) Doblado de lámina metálica; 2) en el doblado ocurre elongación a la tensión y a la compresión. [41].....	73
Fig. 1-56 Doblado en V. [41].....	73
Fig. 1-57 Doblado de bordes, 1) antes y 2) después del doblado. [41]	74
Fig. 1-58 Formado de bridas: a) brida recto, b) brida estirado, c) brida contraído. [41]	74
Fig. 1-59 a) Dobleces, b) engargolado, c) rebordeado. [41].....	75
Fig. 1-60 Doblado con rodillos. [41].....	75
Fig. 1-61 Formado en rodillos de una sección continua en canal: 1) rodillos rectos, 2) formado parcial, 3) forma final. [41].....	76
Fig. 1-62 Embutido de una pieza acopada. [41].....	76
Fig. 1-63 Defectos comunes en las piezas embutidas. [41]	77
Fig. 1-64 Reembutido de una copa, 1) inicio del reembutido, 2) final de la carrera. [41]	77
Fig. 1-65 Embutido inverso: 1) inicio, 2) final de la carrera. [41].....	78
Fig. 1-66 Planchado para obtener un espesor más uniforme de la pared en una pieza embutida: 1) inicio del proceso, 2) durante el proceso. [41].....	78

Fig. 1-67 Estampado: a) sección transversal de la configuración del troquel y punzón durante el prensado; b) pieza terminada. [41]	79
Fig. 1-68 Varias formas de desplegado: a) corte, b) y c) dos tipos de corte y formado. [41]	79
Fig. 1-69 Operación de cizallado: a) vista lateral de la operación, b) vista frontal de la cizalla equipada con una cuchilla superior sesgada. [41].....	80
Fig. 1-70 Punzonado. [41]	80
Fig. 1-71 Perforado. [41]	81
Fig. 1-72 Corte en trozos. [41].....	81
Fig. 1-73 Partición. [41]	82
Fig. 1-74 Ranurado. [41]	82
Fig. 1-75 Perforado múltiple. [41]	82
Fig. 1-76 Muescado y semimuescado. [41].....	83
Fig. 1-77 Rasurado. [41].....	83
Fig. 1-78 Punzonado Fino. [41]	84
Fig. 1-79 Formado por estirado : 1) inicio del proceso, 2) troquel formador se presiona sobre el trabajo con una fuerza $F_{troquel}$, ocasionando el estirado y doblado de la lámina sobre la forma. [41]	84
Fig. 1-80 Rechazado convencional: 1) disposición al iniciar el proceso, 2) durante el rechazado, 3) proceso completo. [41]	85
Fig. 1-81 Rechazado cortante: 1) disposición, 2) proceso terminado. [41].....	86
Fig. 1-82 Rechazado de tubo externo. [41]	86
Fig. 1-83 Proceso de laminación, específicamente laminado plano. [41].....	87
Fig. 1-84 Tres tipos de operación de forja ilustrados por diagramas de sección transversal: a) forjado en troquel abierto, b) forjado en troquel impresor, c) forjado sin rebaba. [41].....	89
Fig. 1-85 Varias opciones de forjado en troquel abierto: a) con troqueles convexos, b) con troqueles cóncavos, c) por secciones. [41].....	90
Fig. 1-86 Secuencia en el forjado con troquel impresor: 1) antes del contacto inicial, 2) compresión parcial, 3) cerradura final de los troqueles, ocasionando la formación de rebaba entre las placas del troquel. [41].....	91
Fig. 1-87 Forjado sin rebaba: 1) antes del contacto inicial con la pieza de trabajo, 2) compresión parcial, 3) final de la carrera del punzón y cierre del troquel. [41]..	91
Fig. 1-88 Operación de acuñado: 1) inicio del ciclo, 2) tiempo de compresión, 3) remoción de la pieza terminada. [41]	92

Fig. 1-89 Operación de recorte para remover la rebaba después del forjado con troquel impresor. [41]	92
Fig. 1-90 Operación para formar la cabeza de un perno o similar. El ciclo consiste en: 1) el alambre se alimenta hasta el tope, 2) los troqueles mordaza se cierran apretando el material y el tope se retira, 3) el punzón avanza, 4) toca fondo para formar la cabeza. [41].....	93
Fig. 1-91 Forjado con rodillos. [41]	94
Fig. 1-92 Forjado orbital. [41]	95
Fig. 1-93 Punzonado: 1) antes de la deformación, 2) al completarse el proceso. [41]	95
Fig. 1-94 Extrusión directa. [41].....	96
Fig. 1-95 Varios ejemplos de extrusión por impacto: a) hacia adelante, b) hacia atrás, c) combinación de las dos. [41]	98
Fig. 1-96 Estirado de barras, varillas o alambre. [41]	99
Fig. 2-1 Principio básico del proceso de conformado incremental mono-punto. Placa anclada a la base. 1) Posición de la herramienta con punta esférica justo antes de iniciar el proceso, 2) Inicio del proceso de conformado, 3) La herramienta sigue un patrón pre definido el cual deforma gradualmente la placa, 4) Representación de los pasos incrementales generados por el patrón hasta conseguir la pieza final. [43].....	100
Fig. 2-2 Esquema básico del conformado incremental mono-punto (SPIF) [49].	101
Fig. 2-3 Esquema básica del conformado incremental de dos puntos (TPIF). [49]	101
Fig. 2-4 Esquema básica del conformado incremental hidro-formado (SPIHF). [49]	102
Fig. 2-5 Esquema básico del conformado incremental de dos puntos con una matriz parcial (TPIFPD). [49].....	102
Fig. 2-6 Esquema básico del conformado incremental de dos puntos con una matriz completa (TPIFFD). [49]	103
Fig. 3-1 Principio del conformado incremental mono-punto. [48]	104
Fig. 3-2 Configuración básica del proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF).....	104
Fig. 3-3 Ejemplos de formas y diámetros en la punta de las herramientas. [50] .	110
Fig. 3-4 Representación gráfica de un bankholder típico usado para la sujeción de la chapa.....	111
Fig. 3-5 1) Maquina de control número (CNC), 2) Brazo robótico.	111

Fig. 3-6 Caso clínico real utilizado para la revisión de la metodología para diseñar y conformar prótesis de cráneo: 1) DICOM, 2) DICOM a modelo CAD, estudio de la región donde se realizará la reconstrucción del cráneo, 3) Modelo 3D del cráneo y la aproximación del diseño de la prótesis (en color naranja), 4) Impresión del biomodelo y la presentación de la prótesis final de cráneo.	112
Fig. 3-7 1) Modelo 3D del cráneo y la aproximación del diseño de la prótesis (en color naranja), 2) Diseño de la generatriz, diseño de la estrategia de conformado y fabricación de la pieza, 3) Impresión del biomodelo y la presentación de la prótesis final de cráneo.	112
Fig. 3-8 Modelo 3D del cráneo y la aproximación al diseño de la prótesis (en color naranja).	113
Fig. 3-9 1) Modelo 3D del cráneo y la aproximación al diseño de la prótesis (en color morado), 2) Prototipo de la prótesis.	113
Fig. 3-10 Modelo 3D del Femur, la aproximación del diseño del implante y el diseño 3D de la generatriz para conformar el implante.	113
Fig. 3-11 a) Base original, b) y c) Réplicas de la base dental fabricadas por conformado incremental mono-punto.	114
Fig. 3-12 1) Parte interna, 2) Parte externa de la prótesis personalizada de tobillo.	114
Fig. 3-13 Representación gráfica de la configuración utilizada para el conformado de las piezas. [45]	116
Fig. 3-14 Imágenes de algunas de las formas conformadas en la chapa de polietileno (PE). [44]	116
Fig. 4-1 Varias aplicaciones de diferentes biomateriales compuestos poliméricos. [59]	118
Fig. 4-2 1) Estructura química del Etileno, 2) Polietileno. [61]	119
Fig. 5-1 Representación gráfica de un Amaloblastoma uniuquístico plexiforme localizado en la mandíbula. 1) Vista $\frac{3}{4}$ del biomodelo, 2) Vista lateral izquierda.	122
Fig. 5-2 Representación gráfica de la placa de HDPE de 150x150 mm.	124
Fig. 5-3 Representación gráfica de un “blankholder”: 1) Vista isométrica, 2) Configuración de un “blankholder” durante el proceso de conformado incremental mono-punto.	124
Fig. 5-4 Herramienta con punta esférica.	125
Fig. 5-5 1) CNC vertical marca Kryle® de 3 ejes, 2) Vista frontal del tablero de control de la CNC.	125
Fig. 5-6 Dinamómetro modelo 9257B. [63]	125

Fig. 5-7 Cámara termográfica modelo ImageIR 9300. [64]	126
Fig. 5-8 Escáner manual modelo EXAscan®: 1) Vista superior, 2) Vista frontal. [65]	126
Fig. 5-9 Representación gráfica del diseño y parámetros para el plan experimental – Caso clínico Ameloblastoma de mandíbula.....	128
Fig. 5-10 Vista lateral del diseño de la generatriz y la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma. Medidas en mm- pulgadas.....	128
Fig. 5-11 Diseño y dimensiones de la generatriz con el diseño de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma.	128
Fig. 5-12 Estrategia de conformado 1: 1) conformado cónico de toda la pieza – una pasada (incluye generatriz y prótesis), 2) conformado en zigzag solo en el área de la prótesis – una pasada.	129
Fig. 5-13 Estrategia de conformado 2: 1) conformado cónico de toda la pieza – una pasada (incluye generatriz y prótesis), 2) conformado cónico solo en el área de la prótesis – dos pasadas, 3) conformado para remarcar radios de la prótesis – una pasada, 4) conformado en zigzag solo en el área de la prótesis – una pasada. .	130
Fig. 5-14 representación gráfica de la metodología de diseño para prótesis de mandíbula manufacturadas por conformado incremental mono-punto.	131
Fig. 5-15 1) Imagen radiográfica mediante el uso del software InVesalius® 3.1.1., 2) Modelo 3D del caso clínico.	132
Fig. 5-16 Modelo 3D del caso clínico.	133
Fig. 5-17 1) Área dañada en la mandíbula, 2) Simulación de la resección de mandíbula.....	133
Fig. 5-18 Diseño de la prótesis (en color amarillo).	134
Fig. 5-19 Impresora 3D (polímero) – Stratasys® 3D Printer [66], 2) Impresora 3D (polímero) – Initialize® 3D Printer [67].	134
Fig. 5-20 Impresión 3D en alta resolución (polímero) del biomodelo con la resección de mandíbula. Impresión 3D en calidad intermedia (PLA representado en color verde) del diseño de la prótesis de mandíbula.	135
Fig. 5-21 Estrategia de conformado número 1.	135
Fig. 5-22 1) Inicio de la simulación del proceso, 2) Conformado cónico de toda la pieza (parte 1), 3) Conformado en zigzag del área donde se ubica la prótesis (parte 2), 4) Simulación completa.....	136
Fig. 5-23 1) Configuración de un “blankholder” durante el proceso, 2) Prótesis conformada en la generatriz, 3) Prótesis conformada sin la generatriz.....	137

Fig. 5-24 1) configuración del “blankholder” para el proceso de ingeniería inversa, 2) Escáner manual 3D EXAscan® de Creaform®, 3) Proceso de escaneado manual de los ensayos.	137
Fig. 5-25 1) Acomodo de los “targets” en la superficie de la pieza, 2) Escaneo 3D de la superficie.	138
Fig. 5-26 1) Pieza BOB, 2) Pieza WOW.	141
Fig. 5-27 Segundo estudio - Ensayos utilizando la segunda estrategia de conformado y los parámetros de la pieza BOB (obtenida del primer estudio).	142
Fig. 5-28 1) Pieza BOB y pieza BOB + Estrategia de conformado 2.	142
Fig. 5-29 Cámara termográfica en posición de uso durante el diseño de experimentos, 2) Imágenes del software IRBIS® 3 (adquisición de datos).	144
Fig. 5-30 Estrategia de conformado incremental 1: conformado cónico de toda la pieza.	145
Fig. 5-31 Cambio de color en la pieza BOB, 2) Cambio de color en la pieza WOW.	147
Fig. 5-32 Acabado superficial de la pieza BOB, 2) Acabado superficial de la pieza WOW.	148
Fig. 5-33 Presentación de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma uniuquistico plexiforme. – Diseño Final (pieza BOB + Estrategia de conformado 2).	149
Fig. 5-34 Presentación de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma uniuquistico plexiforme. – Diseño Final (pieza BOB + Estrategia de conformado 2).	150

LISTA DE TABLAS

Tabla 1-1 Placas de reconstrucción. [36]	59
Tabla 1-2 Tornillos cónicos auto-roscantes. [36]	60
Tabla 1-3 Placas de compresión. [36]	62
Tabla 3-1 Tabla con algunos de los principales defectos observados en piezas conformadas.....	106
Tabla 3-2 Matriz comparativa del proceso de deformación de lámina: embutido, estampado, rechazado y conformado incremental.....	108
Tabla 3-3 Matriz comparativa de las ventajas y desventajas entre los proceso de deformación de chapa: embutido, estampado, rechazado y conformado incremental.....	109
Tabla 3-4 Características del conformado incremental: costos, calidad, nivel de producción, velocidad de producción y aplicaciones.....	110
Tabla 3-5 Tabla de resultados de un diseño de experimentos para la caracterización y comportamiento de 5 polímeros bajos la influencia de diferentes parámetros de conformado. [47]	115
Tabla 3-6 Niveles asignados para el DoE con sus respectivos parámetros del proceso. [44].....	116
Tabla 4-1 Listado de polímeros bio-compatibles. [58] [59]	117
Tabla 4-2 Propiedades del HDPE. [62]	120
Tabla 5-1 Parámetros, equipo y herramientas para el diseño de experimentos..	123
Tabla 5-2 Diseño de experimentos – Parámetros principales para el desarrollo de matriz experimental. [45] [52] [53] [58]	123
Tabla 5-3 Nomenclatura de símbolos. [50] [58].....	127
Tabla 5-4 Parámetros fijos de la generatriz.....	127
Tabla 5-5 Combinación de parámetros para el análisis de la desviación geométrica de las piezas.	140
Tabla 5-6 1) Temperatura de las piezas BOB, 2) Temperatura de la piezas WOW.	145
Tabla 5-7 Espesores en 11 puntos – Pieza BOB y pieza BOB + Estrategia de conformado 2.	146

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica. 5-1 Contraste entre el promedio de la temperatura piezas BOB y WOW registrada durante la matriz de experimentos.	144
--	-----

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Justificación.

Un principio básico sobre el tema a discutir es que los defectos que se presentan en la región maxilo-facial pueden tener 3 orígenes: congénitos, patológicos y traumáticos. [1]

Por defectos congénitos, la literatura explica, se incluyen síndromes, los cuales se caracterizan por presentar un conjunto de malformaciones que ocurren debido a alteraciones generadas en la cuarta y octava semana de vida intrauterina, momento en el cual se desarrolla la cara. [1]

Dentro de las patologías dentomaxilares -a mencionarse- en su mayoría causan la destrucción ósea de los maxilares, principalmente de la mandíbula, el cual es el tema a discusión. Siendo uno de los principales tratamientos la cirugía oncológica; así también como el tratamiento quimioterápico dentro de las afecciones neoplásicas malignas.

En la destrucción mandibular dada por los tumores benignos no odontogénicos y tumores odontogénicos usando como tratamiento la resección quirúrgica de ellos, como lo es también en las lesiones inflamatorias de los maxilares causado por bacteremia como lo es en la osteomielitis aguda y crónica (osteitis).

Hoy en día los tratamientos para este tipo de patologías han sido exitosos y se ha recuperado la salud y estabilidad física del paciente; es así que nos veremos a la tarea de diseñar un caso clínico para la simulación de la reconstrucción mandibular por medio de placas de Polietileno de Alta Densidad (HDPE) que repondrán el tejido óseo perdido, cuidando la simetría facial adecuada y obteniendo así una mejora estética del paciente.

Los traumatismos traumofaciales, dentro de lo que invaden el maxilar inferior en cualquier parte de su anatomía, ya sea causados por cualquier tipo de accidente, y la consecuencia sea algún tipo de fractura de las estructuras anatómicas de la mandíbula, será necesaria su fijación dentro de la intervención quirúrgica como tratamiento opcional.

Dentro de los medios de diagnóstico para el estudio maxilofacial para la rehabilitación ósea, por medio de prótesis mandibulares metálicas, nos encontraremos con el uso de aparatos de diagnóstico como los articuladores semi ajustables para el montaje de modelos de estudio, reproducción de los movimientos condilares de la articulación temporomandibular y así tener una representación física de los planos oclusales y sus guías.

La utilización de radiografías panorámicas, lateral de cráneo y de ATM nos ayudarán como método de diagnóstico, así como para el trazado y análisis tanto de las patologías como de las asimetrías maxilofaciales.

Uno de los métodos de estudio más utilizados en la actualidad es el “Cone Beam Computed Tomography” o por sus siglas en inglés “CBCT”, el cual por medio de un software especializado nos da una visualización de la anatomía en 3D, pudiendo observar desde los planos sagitales, tranverales y coronales, lo más parecido a la localización y dimensión de las estructuras dentofaciales. También nos servirá como datos guía para la utilización de impresoras 3D, obteniendo así una reproducción anatómica más certera de los procesos óseos y dentales.

1.2. Problemas no resueltos.

1. Cirugía invasiva.
2. Falta de una completa recuperación estética facial del paciente.
3. En los tratamientos actuales, hay una sustitución de hueso por lo que se debe recobrar la función y estructura de la boca.
4. La personalización de prótesis de mandíbula bajo las necesidades del paciente.
5. El alto costo de personalizar una prótesis de mandíbula.
6. Factor termo ajustable de una prótesis.

1.3. Hipótesis

Con el proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF) se fabricarán prótesis de mandíbula personalizadas en láminas de Polietileno de Alta Densidad (HDPE) de acuerdo a la morfología y a las necesidades de reconstrucción mandibular del paciente; de tal forma que se incorpore a los tratamientos actuales de reconstrucción para lograr la reincorporación del paciente a la sociedad.

1.4. Objetivo

El objetivo final es el diseño y manufactura de una prótesis de mandíbula en una placa de Polietileno de Alta Densidad por medio del proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF).

Los objetivos específicos definidos en el trabajo de investigación son:

1. Diseñar una prótesis funcional de mandíbula.
2. Simular completamente en 3D la reconstrucción de la mandíbula (plan pre-operatorio).
3. Conseguir los parámetros que permitan asegurar la capacidad y calidad del proceso de conformado incremental mono-punto para la fabricación de prótesis de mandíbula.

4. Fabricar prótesis de mandíbula usando máquinas actuales de control numérico verticales.

1.5. Metodología de trabajo

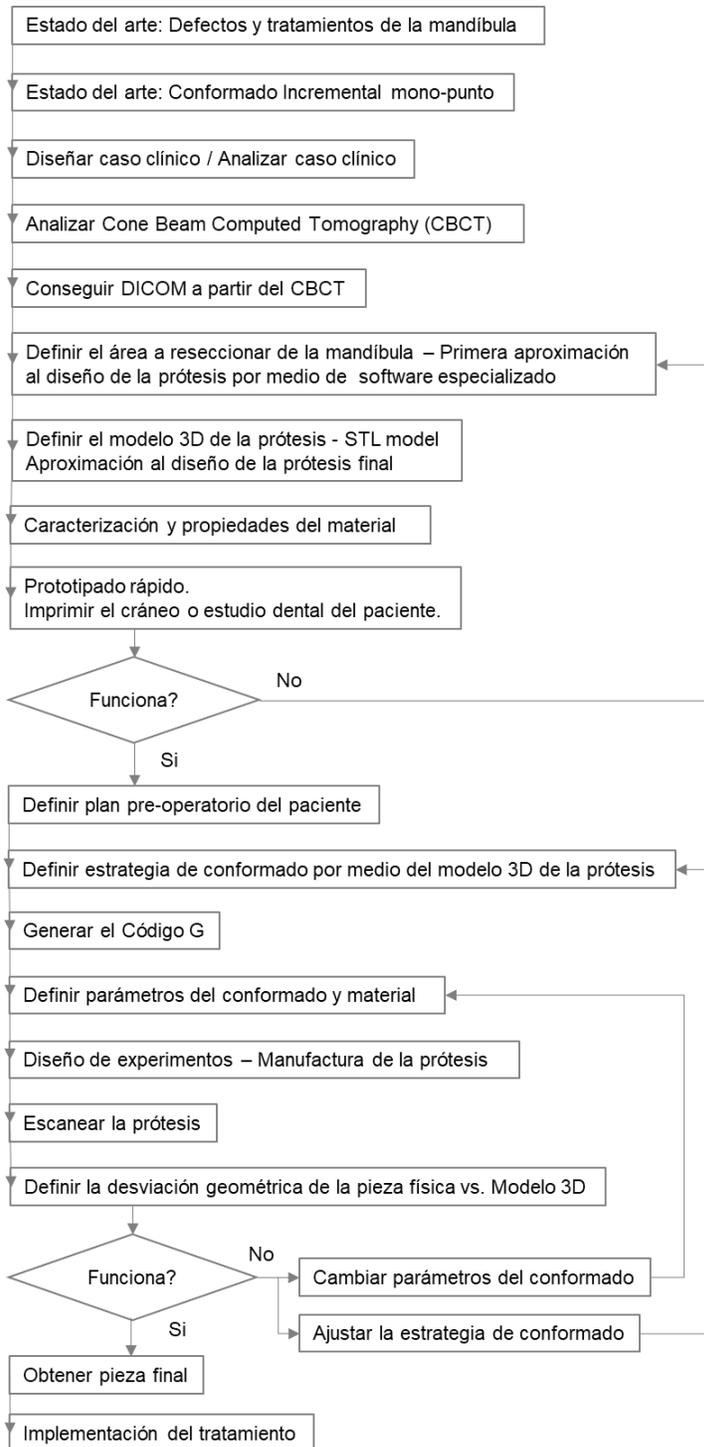


Fig. 1-1 Metodología de trabajo.

1.6. Estado del arte de las Prótesis Maxilofaciales – Mandibulares.

1.6.1. Causas patológicas.

1.6.1.1. Tumores odontogénicos.

1.6.1.1.1. Ameloblastoma.

Es un crecimiento local persistente en el área maxilofacial con capacidad de provocar deformidad notable antes de causar debilitamiento grave y de identificación temprana. [2]

Esta neoplasia se origina en la mandíbula o maxila a partir del epitelio incluido en la formación de los dientes. Las posibles fuentes epiteliales son órgano del esmalte, restos odontógenos (restos de Malassez, restos de Serres), epitelio reducido del esmalte y revestimiento epitelial de los quistes odontógenos, en especial el quiste dentífero. [2]



Fig. 1-2 Radiografía panorámica de un caso clínico de Ameloblastoma. [3]

Características clínicas.

Lesión de adultos en el 4to. Y 5to. Decenio de la vida; en promedio aparece entre los 35 y 45 años. No tiene predilección por sexo y por lo regular es de aparición unilateral. Aparece comúnmente en el área de molares y de la rama de la mandíbula, aunque a veces también puede atacar región de anteriores y premolares. [2]

Los ameloblastomas casi siempre son asintomáticos y se descubren radiográficamente; se presentan como procesos osteolíticos y se pueden evidenciar con un aspecto unilocular o multilocular, es de crecimiento lento (se extiende desde la infancia hasta la edad adulta). [2]

1.6.1.1.2. Mixoma odontógeno.

Es una neoplasia benigna que puede ser infiltrativa y agresiva, y en ocasiones recurrentes. Es de naturaleza mesenquimatosos y en el examen microscópico simula la pulpa dental o de tejido conectivo folicular. [2]



Fig. 1-3 Examen físico intrabucal donde se observa un aumento de volumen en región maxilar derecha. Mixoma odontógeno. [4]

Características clínicas.

Se presenta entre los 10 y los 50 años, con una edad promedio de 30 años; no tiene predilección de sexo y las lesiones aparecen en cualquier sitio de mandíbula y la maxila con igual frecuencia. [2]

Radiográficamente a veces aparece como una anomalía bien circunscrita o difusa multilocular con apariencia de un panal de abeja. [2]

1.6.1.2. Tumores benignos no odontogénicos.

1.6.1.2.1. Osteoblastoma.

Es un tumor benigno de inicio rápido y puede causar dolor. Estas características clínicas pueden conducir al error de confundirlo con tumores malignos de hueso. Aunque se desconoce la causa los informes de regresión de las malformaciones después de biopsia o tratamiento incompleto evidenciaron que el osteoblastoma es un proceso reactivo inusual en el hueso. [2]



Fig. 1-4 Radiografía panorámica. Adelgazamiento y destrucción cortical en la zona mandibular - Osteoblastoma agresivo. [5]

Características clínicas.

Se originan con mayor frecuencia en vertebras y huesos largos del cuerpo, pero en la cabeza y cuello la mandíbula es el sitio más habitual. Las regiones posteriores de la mandíbula es el punto de afección más común y las zonas menos atacadas son en la línea media de la mandíbula, apófisis coronóides y cóndilos. [2]

Se presenta en el 2do. decenio de la vida, siendo más frecuente en hombres que en mujeres, en proporción 2 a 1. [2]

Los signos y síntomas habitualmente es dolor intenso, tumefacción localizada que puede presentarse sola o añadida al dolor habiendo dolor a la palpación, pero sin ulcera en la mucosa. Radiográficamente son variables y consisten en una combinación de patrones radiotransparentes y radiopacos. [2]

1.6.1.2.2. Condroma.

Son tumores benignos compuestos de cartílago maduro de causa desconocida. [2]



Fig. 1-5 Condroma localizado en el cóndilo del cuerpo mandibular. Incisión en el cóndilo derecho mandibular - Tumor benigno. [6]

Características clínicas.

Suele presentarse como una tumefacción dolorosa de evolución lenta. En la mandíbula pueden encontrarse en el cuerpo mandibular y la sínfisis, así como en la apófisis coronoides y el cóndilo. No tiene predilección por sexo y se manifiesta antes de los 50 años de edad. [2]

El aspecto radiográfico es variable. El defecto se identifica por lo general como un área radiotransparente irregular. [2]

1.6.1.2.3. Osteoma.

Son tumores benignos que constan principalmente de hueso maduro, compacto o esponjoso. [2]

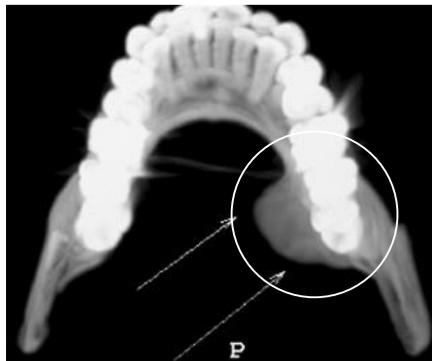


Fig. 1-6 Osteoma localizado en la cortical lingual del cuerpo mandibular. [7]

Características clínicas.

Se identifican más a menudo durante los decenios 2do. A 5to. De la vida, aunque pueden aparecer a cualquier edad; tiene predilección por el sexo femenino cuando tiene aparición en la cavidad bucal. [2]

Nota: Habitualmente son anomalías solitarias, excepto cuando forman parte del Síndrome del Gardner. [2]

Pueden encontrarse en la mandíbula, específicamente en el ángulo mandibular y también en huesos largos y huesos de la cara. Los osteomas periostiales se presentan clínicamente como masas duras, óseas, asintomáticas y de crecimiento lento. Cuando crecen lo bastante puede haber asimetría facial. [2]

Radiográficamente se detectan como una radiopacidad densa bien circunscrita, ya que antes de manifestarse la expansión cortical debe haber un crecimiento extensivo. [2]

Los síntomas pueden referir cefalea, sinusitis recurrente y molestias oftalmológicas, según sea el sitio de la ubicación de la lesión. [2]

1.6.1.3. Neoplasias malignas no odontogénicas.

1.6.1.3.1. Osteosarcoma.

Los osteosarcomas explican casi el 20% de todos los sarcomas. Alrededor del 5%, surgen en la mandíbula. Se originan en varias situaciones clínicas, entre ellas anomalías pre existentes del hueso, como en la enfermedad de Paget, displasia fibrosa, tumor de células gigantes, osteocodroma múltiple, infarto del hueso, osteomielitis crónica y osteogénesis imperfecta.



Fig. 1-7 Paciente con Osteosarcoma de mandíbula, preoperatorio. [8]

Características clínicas.

Mayor predilección por el sexo masculino (62%). En la mandíbula se presenta con una edad promedio de 34 años. En su mayoría el 60%, los osteosarcomas mandibulares se originan en el cuerpo de la mandíbula; los restantes sitios más lesionados incluyen sínfisis, ángulo mandibular, rama ascendente y articulación temporomandibular. [2]

Los osteosarcomas en la mandíbula se presentan más comúnmente con tumefacción y dolor localizado. En algunos casos los dientes se aflojan y desplazan, también hay parestesia debido a la afección del nervio alveolar inferior. [2]

La duración promedio de los síntomas antes del diagnóstico es de 4 a 5 meses. [2]

Los tumores avanzados se pueden visualizar como radiotransparencias carcomidas por polilla o radiopacas irregulares con márgenes mal definidos. En lesiones con mandíbula, radiográficamente se observa con aspecto radiopaco típico de rayo o explosión solar, que se debe a la reacción periostial, pero no es diagnóstico de osteosarcoma. [2]

1.6.1.3.2. Condrosarcoma.

Originados en mandíbula y maxila son sumamente raros: explican cerca del 1% de los condrosarcomas de todo el cuerpo. La experiencia clínica señala que las

neoplasias condrógenas mandibulares bien diferenciadas deben considerarse potencialmente malignas y atenderse en consecuencia. [2]



Fig. 1-8 Aspectos clínico de un Condrosarcoma mandibular. [9]

Características clínicas.

Afectan mayormente el área del maxilar superior (60%) que la mandíbula (40%). Los condrosarcomas mandibulares aparecen más frecuentemente en las regiones de premolares, sínfisis, apófisis coronoides y algunas veces en el condilo. [2]

No hay predilección por sexo. Predominan en la edad adulta y avanzada. Aunque la edad promedio es de 60 años; casi la mitad de los casos aparece en el 3er. Y 4to. decenio de la vida. [2]

Los signos son: tumefacción indolora y expansión de los huesos afectados provocando pérdida de dientes y adaptación defectuosa de prótesis dentales. [2]

El aspecto radiográfico varía desde anomalías radiotransparentes apolilladas solitarias o multiloculares hasta tumoraciones opacas difusas. Muchos contienen densidades moteadas que corresponden a regiones de calcificación y osificación. [2]

1.6.1.3.3. Carcinoma metastásico.

Es la enfermedad maligna más común que afecta a los huesos esqueléticos, cerca del 80% de los casos presenta diseminación metastásica en la mandíbula, 14% en la maxila y 5% en ambos maxilares. [2]

En adultos la propagación a los maxilares procede más a menudo del carcinoma mamario primario en las mujeres y del pulmón en los hombres. La metástasis en la mandíbula puede ser el primer signo de malignidad hasta en 30% de los casos. [2]

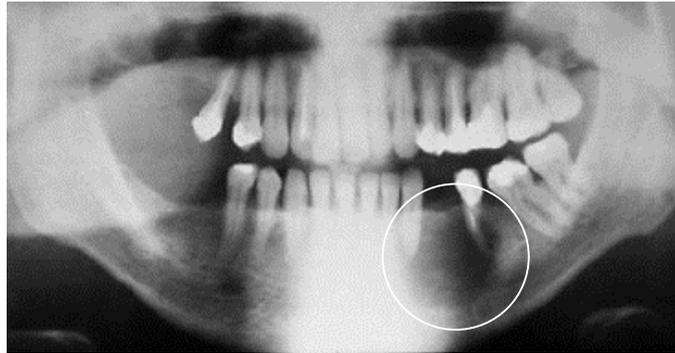


Fig. 1-9 Lesión osteolítica – Metástasis de mandíbula. [10]

Características clínicas.

Se encuentran en grupos de edad avanzada, casi todos en el 5to. a 7mo. decenio de la vida. Edad promedio de 45 años. El mecanismo de diseminación a la mandíbula suele ser hematógeno a partir de la neoplasia visceral primaria o metástasis pulmonares. En la mandíbula la mayor parte de las veces la propagación metastásica ataca la región premolar, molar, ángulo y cuerpo mandibulares. Se puede manifestar como dolor óseo, pérdida dental, parestesia labial, inflamación de hueso, masa gingival y fractura patológica. [2]

Radiográficamente la mayoría de la metástasis mandibular es de anomalía expansible, con bordes mal definidos, radiolúcidos, irregulares y apolillados. [2]

1.6.1.3.4. Linfoma de Burkitt o no Hodking

Es un linfoma endémico en África y aparición esporádica en EUA como un sarcoma de la mandíbula de elevada frecuencia en niños africanos, confirmando su calidad de linfoma maligno.



Fig. 1-10 (1) Caso clínico, Aspectos clínicos de una aparente masa tumoral localizada en el área premolar de la mandíbula. (2) Radiografía panorámica enfocando la zona premolar de la mandíbula. [11]

Características clínicas.

En África explica el 50% de todas las enfermedades malignas de la infancia y en EUA y Europa constituye del 6% al 10% de las tumoraciones malignas de la infancia. [2]

El linfoma africano ataca la mandíbula, maxila y abdomen, con afección extra ganglionar y retroperitoneal, riñones, hígado, ovarios y glándulas endócrinas. [2]

La incidencia de los tumores mandibulares en el linfoma africano se relaciona con la edad de los pacientes; 88% de los menores de 3 años y solo el 25% mayores de 15 años presentan afección mandibular. Una diferencia notable entre la africana y la americana es que se pueden identificar el genoma del virus de Epstein-Barr en 90% de los casos africanos pero un solo 10% de los casos americanos. [2]

Los signos habituales con la lesión mandibular son masa intrabucal expansiva y movilidad dental; se desencadena dolor y parestesia. En grupos americanos, aqueja el dolor dental y también la parestesia del labio. Invade la pulpa dental, sobre todo en los dientes en desarrollo. [2]

Radiográficamente se observa destrucción ósea de aspecto apolillado con márgenes mal definidos y la corteza puede mostrarse expandida, erosionada o perforada, con daño de tejido blando. [2]

1.6.1.4. Lesiones inflamatorias de los maxilares.

1.6.1.4.1. Osteomielitis aguda y crónica (osteítis).

Inflamación aguda y crónica del hueso y la medula ósea de mandíbula y maxilar por extensión de absceso periapical. Las osteomielitis aguda es la lesión física dada en caso de fractura o intervención quirúrgica, también puede ser

provocada por bacterias. Por lo general el factor etiológico es estafilococos y estreptococos. En la osteomielitis crónica es una secuela de la osteomielitis aguda o bien una reacción inflamatoria prolongada de bajo grado, que nunca avanza hasta una fase aguda notable desde el punto de vista clínico. [2]

La localización anatómica, estado inmunitario, estado nutricional, edad del sujeto y factores sistémicos preexistentes, como en la enfermedad de Paget, osteoporosis y drepanocitemia, son otros factores que afectan el cuadro de evolución. [2]

El hueso irradiado durante el tratamiento oncológico de cabeza y cuello es susceptible a las infecciones; debido a la menor vascularización y desnutrición de osteositos, la osteorradionecrosis se presenta casi en 20% de los pacientes sometidos a irradiación local. [2]

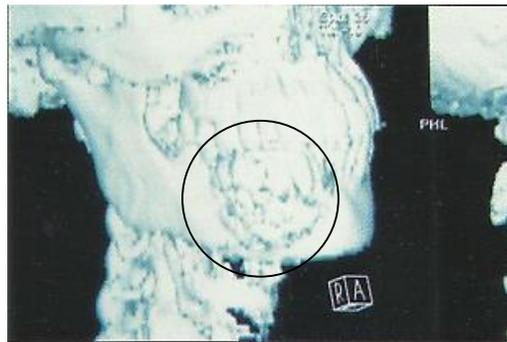


Fig. 1-11 Osteítis condensada. [12]

Características clínicas.

La mandíbula en especial la región molar es la zona más afectada que el maxilar superior. El dolor es la principal característica de este proceso inflamatorio. La pirexia, linfadenopatía dolorosa, leucocitosis, otros signos y síntomas de infección aguda se observan con frecuencia; cuando la mandíbula está afectada, ocurre parestesia del labio inferior. [2]

En la osteomielitis aguda radiográficamente suele estar ausente, con el tiempo aparece focos radiotransparentes difusos e histopatológicamente el espacio de la médula ósea está ocupado por exudado purulento. Las trabéculas óseas muestran actividad osteoblástica reducida e incremento de la resorción ósea. En áreas de necrosis ósea (secuestro), los osteositos se pierden y la médula sufre licuefacción. [2]

En la osteomielitis crónica (osteitis), los microorganismos principales son: estafilococos, estreptococos, bacteriodes, actinomices. La aparición principal es en la región molar de la mandíbula. El dolor suele estar presente, pero varía en intensidad y no se relacionan necesariamente con la extensión de la enfermedad. [2]

Radiográficamente, la osteomielitis crónica aparece como una lesión radiotransparente, algunas veces con zonas focales de opacificación. [2]

1.6.2. Clasificación de Maloclusiones.

1.6.2.1. Clasificación de Angle.

Es la clasificación más utilizada para las maloclusiones, realizada por Edward H. Angle en 1899.

1.6.2.1.1. Clase I de Angle.

Es considerada como la oclusión ideal, consiste en que la cúspide mesiovestibular del primer molar superior permanente ocluye en el surco bucal de los primeros molares inferiores permanentes.

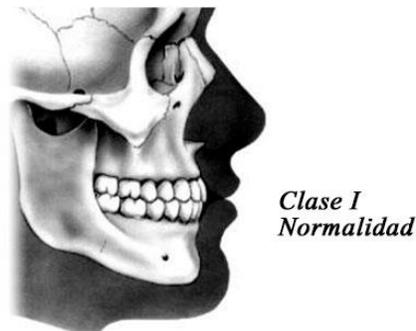


Fig. 1-12 Clase I de Angle. Oclusión ideal. [13]

1.6.2.1.2. Clase II de Angle.

Se presenta cuando la cúspide mesiovestibular del primer molar superior permanente ocluye por delante del surco bucal de los primeros molares inferiores.

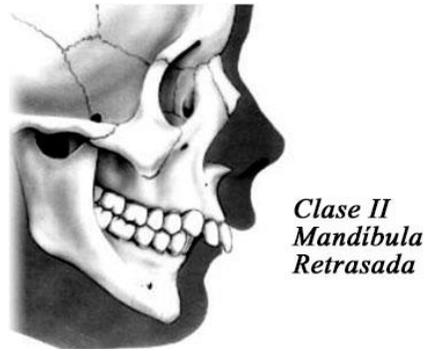


Fig. 1-13 Clase II de Angle. Mandíbula retrasada. [13]

1.6.2.1.2.1. Retrognatia mandibular.

Es una malformación del esqueleto facial que se caracteriza porque la mandíbula se encuentra poco proyectada en el perfil facial y en posición retrasada respecto al maxilar. Este tipo de discrepancia también se denomina en terminología central Clase II esquelética dentro de la clasificación de Angle. [14]

El tratamiento de la retrognatia cuando se debe a un mentón poco proyectado sin tener problema esquelético ni dental en la mandíbula y el maxilar, se corrige el mentón mediante la realización de una mentoplastía. Esta intervención se realiza mediante una incisión intraoral en fondo de saco para realizar la osteotomía y reposicionar el mentón. La fijación del mentón avanzado se realiza mediante una miniplaca de titanio.

Para solucionar una retrognatia causada por un problema esquelético, se recurre a la cirugía ortognática. El objetivo será devolver la armonía del perfil y obtener una oclusión adecuada.

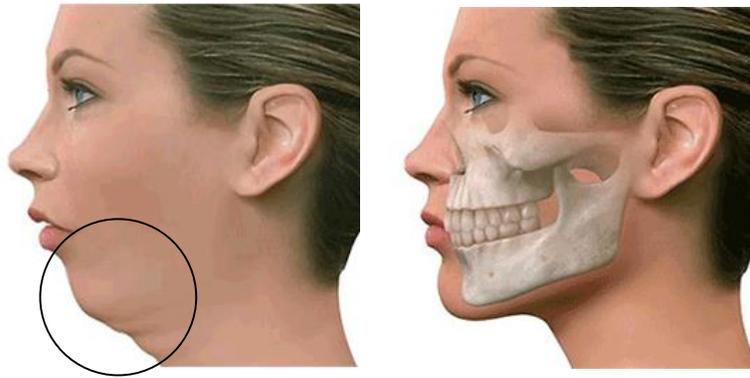


Fig. 1-14 Corrección de la retrognatia. La mandíbula está atrasada respecto al maxilar superior. [14]

1.6.2.1.3. Clase III de Angle.

Es cuando la cúspide mesiovestibular ocluye por detrás del surco bucal del molar inferior.

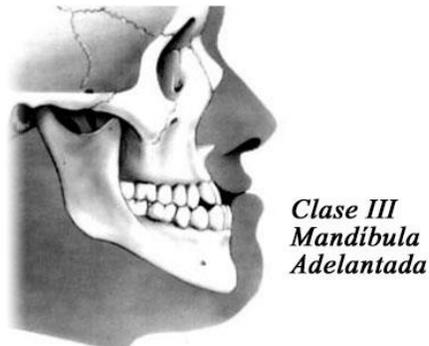


Fig. 1-15 Clase III de Angle. Mandíbula adelantada. [13]

1.6.2.1.3.1. Prognatismo mandibular.

Esta caracterizado por una prominencia de la mandíbula o un déficit del maxilar superior, incluso combinación de ambos; así como una Clase III esquelética. Esto implica que los dientes no cierran de la forma correcta y el perfil muestra un exceso de proyección en la parte inferior del rostro.

El tratamiento para el prognatismo mandibular severo puede ser una combinación de tratamiento de ortodoncia y la cirugía ortognática, así obteniendo una mejor funcionalidad y estética facial.

1.6.3. Traumatismos Cráneo Faciales.

1.6.3.1. Traumas.

1.6.3.1.1. Fracturas de mandíbula (tercio inferior del rostro).

Las fracturas del tercio inferior del rostro corresponden al hueso mandibular, incluyendo sus respectivas piezas dentarias. La literatura menciona que dichas fracturas son las segundas más frecuentes que afectan al esqueleto facial. [15]

Características Clínicas.

Alteración de la oclusión dentaria, pérdida del contorno del arco dentario, laceración de los tejidos gingivales, alteración de la sensibilidad por compromiso del nervio alveolar inferior, presencia de hematomas en el fondo del vestíbulo oral y/o piso de boca y alteración en la dinámica mandibular. [15]



Fig. 1-16 Fractura mandibular. Se observa un deslizamiento dentario entre incisivos centrales y pérdida de la continuidad del arco dentario. [15]

1.6.3.1.2. Fractura panfacial.

Se asocia a fracturas faciales (comprometiendo varias estructuras óseas de la cara) y traumas de alta energía cinética principalmente provocadas por accidentes del tipo automovilístico y en segundo plano por agresiones. [15]

Características clínicas.

Asociación y sumatoria de los signos de las fracturas extendidas de la cara. El estudio radiográfico de elección para este tipo de fractura es la TC (Tomografía Computarizada o Computed Tomography en su traducción al inglés); y el tratamiento es quirúrgico (reducción abierta).

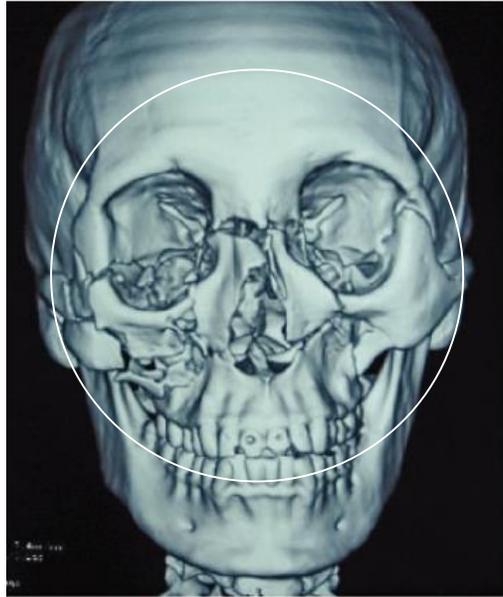


Fig. 1-17 TC Fractura panfacial. [15]

1.6.3.2. Clasificación de fracturas mandibulares.

De acuerdo a la región anatómica afectada del tercio inferior del rostro, las fracturas se clasifican en siete [16]:

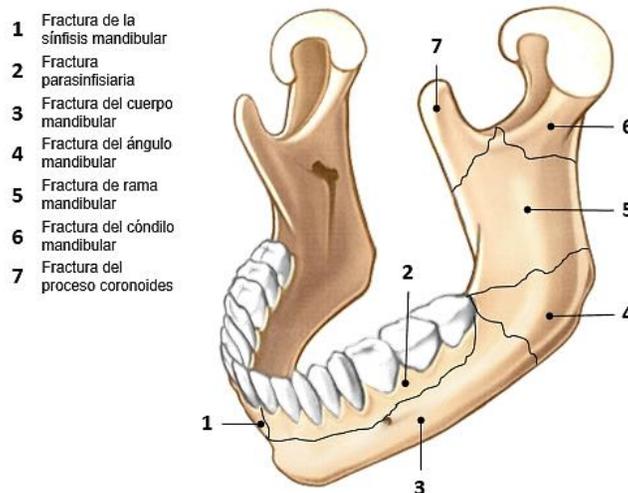


Fig. 1-18 Diagrama anatómico de las fracturas mandibulares. [16] [17]

1.6.3.2.1. Fractura de la sínfisis mandibular.

La fractura se produce en la región de los incisivos centrales, recorre el proceso alveolar hasta del borde inferior mandibular con una dirección relativamente vertical.

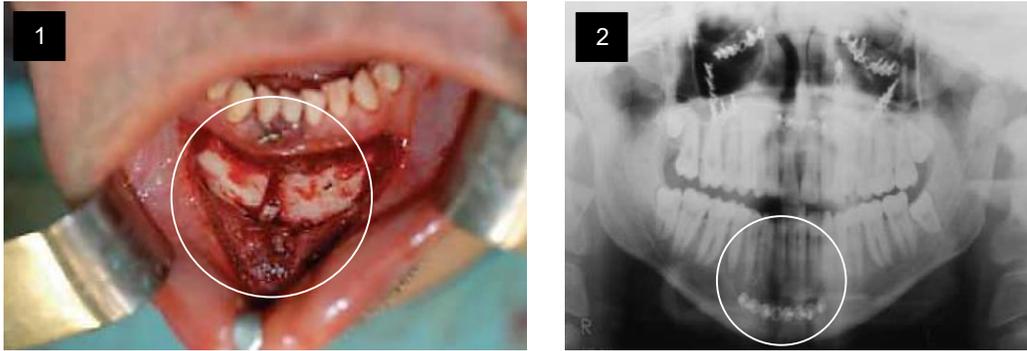


Fig. 1-19 1) Detalle de la fractura en la zona de la sínfisis mandibular, 2) Ortopantomografía mostrando el detalle de la osteosíntesis de la fractura mandibular. [18]

1.6.3.2.2. Fractura parasinfisiaria.

Fractura que ocurre entre el foramen mentoniano y el incisivo lateral mandibular, extendiéndose desde el proceso alveolar hasta el borde inferior mandibular.

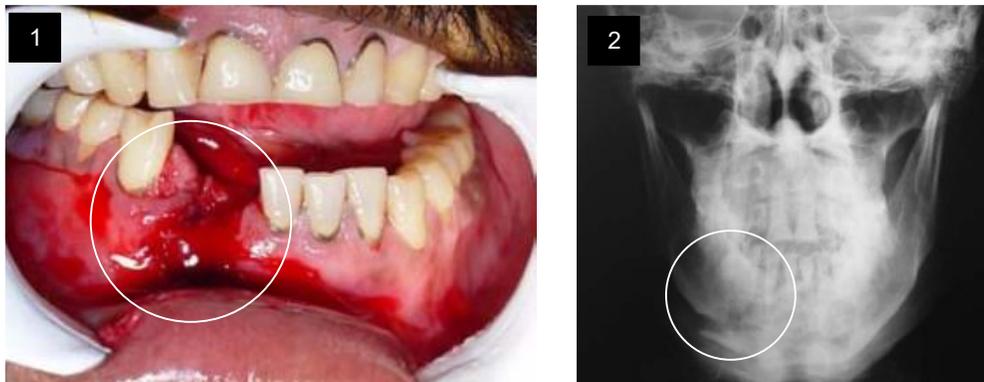


Fig. 1-20 1) Detalle de la fractura parasinfisiaria, 2) Radiografía de cráneo donde se observa una fractura mandibular parasinfisiaria del lado derecho. [19]

1.6.3.2.3. Fractura del cuerpo mandibular.

Fractura en la región comprendida entre el foramen mentoniano a distal del segundo molar.

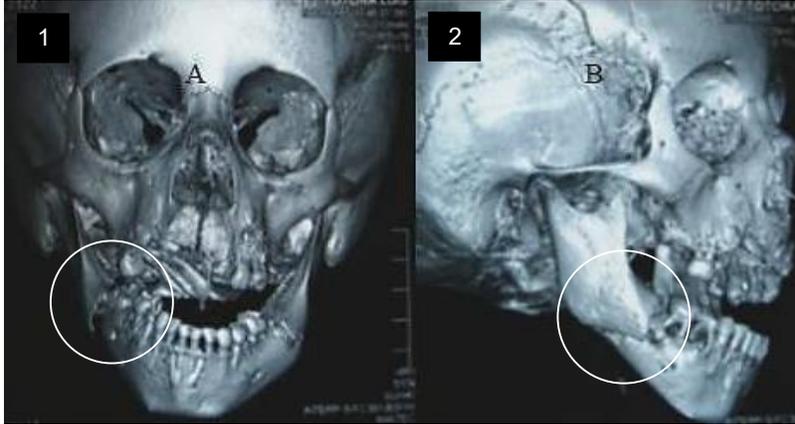


Fig. 1-21 1) Detalle de la fractura del cuerpo mandibular, 2) Radiografía lateral del cráneo donde se observa una fractura del cuerpo mandibular derecho. [20]

1.6.3.2.4. Fractura del ángulo mandibular.

Fractura en la región distal al segundo molar mandibular hasta la proyección distal del plano oclusal hacia la rama mandibular.



Fig. 1-22 Radiografía Panorámica, fractura ángulo mandibular derecho. [15]

1.6.3.2.5. Fractura de rama mandibular.

Fractura que se extiende horizontalmente a través del borde anterior y posterior de la rama o que recorre verticalmente desde la escotadura sigmoidea hasta el borde inferior de la mandíbula.



Fig. 1-23 Radiografía panorámica, fractura ángulo/rama mandibular izquierda. [21]

1.6.3.2.6. Fractura del cóndilo mandibular.

Fractura sobre la escotadura sigmoidea hacia el borde posterior de la rama mandibular. Estas fracturas que comprometen el proceso condilar mandibular pueden ser clasificarse, además, en intra y extracapsular, dependiendo de la relación de la fractura con la cápsula articular.

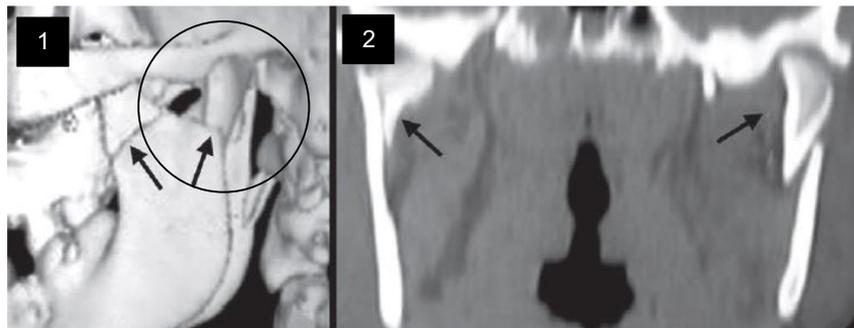


Fig. 1-24 Clasificación de fractura del cóndilo: 1) Fractura Unilateral, 2) Fractura Bilateral. [16]

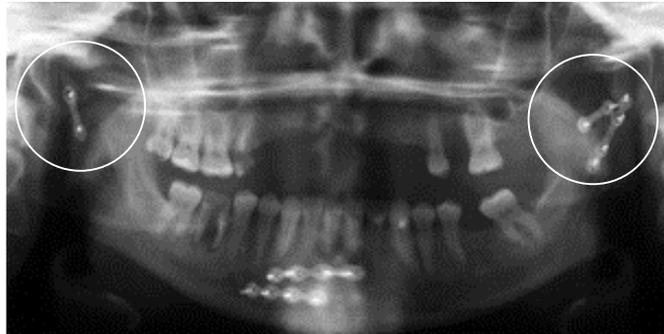


Fig. 1-25 Fractura bicondílea. [22]

1.6.3.2.7. Fractura del proceso coronoides.

Fractura que generalmente se encuentra asociada a otras fracturas mandibulares. No produce alteraciones funcionales, por lo cual su hallazgo es generalmente imagenológico.

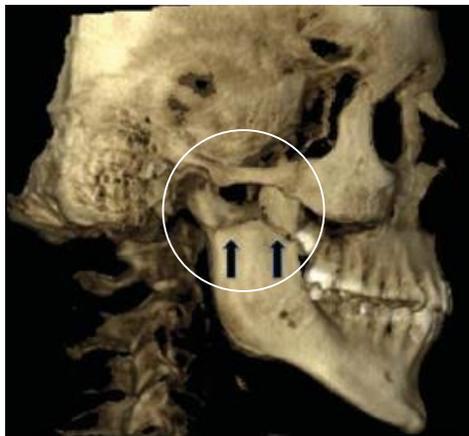


Fig. 1-26 Fractura condilar y proceso coronoide. [23]

1.6.3.3. Tratamiento de las fracturas mandibulares.

1.6.3.3.1. Reducción cerrada o tratamiento ortopédico (Close reduction).

Presenta relativa simplicidad en su procedimiento, bajo costo y es no invasiva. El promedio recomendado de inmovilización para fracturas de mandíbula tratadas bajo este procedimiento es de 6 semanas; el período de inmovilización aumenta para pacientes con mayor edad. [16]

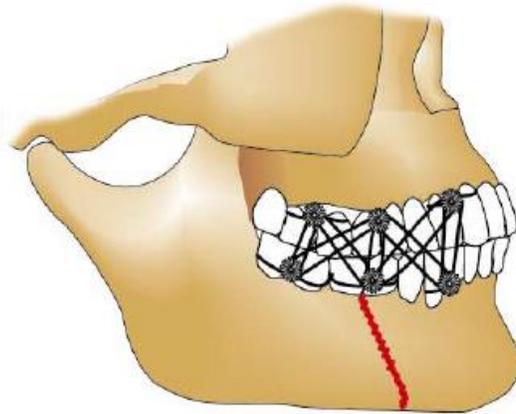


Fig. 1-27 Reducción cerrada para fractura de mandíbula. [16]

1.6.3.3.2. Reducción abierta o tratamiento quirúrgico.

Tratamiento con mejor aproximación y fijación a los fragmentos de la fractura mandibular; es la primera recomendación cuando se presentan los casos de desplazamiento de las fracturas, fracturas múltiples, fracturas asociadas a la cara media, fracturas asociadas con cóndilos, cuando la reducción cerrada está contra indicado, cuando es necesario reincorporar al paciente al trabajo/vida diaria, entre otros. En algunos casos clínicos, la inmovilización (de los fragmentos a causa de un trauma) es el primer paso del tratamiento; posteriormente se utilizan las placas para la fijación de los fragmentos involucrados.



Fig. 1-28 Reducción quirúrgica de la fractura de cuerpo mandibular izquierdo. [15]

1.6.4. Métodos de Diagnóstico para el Estudio Maxilofacial.

1.6.4.1. Articuladores.

Son aparatos de diagnóstico que nos ayudarán a disminuir el tiempo de trabajo con los pacientes en los cuales podemos hacer movimientos exclusivos de la mandíbula ya que son importantes en relación a la ATM, que están limitados por los ligamentos.

1.6.4.2. Articulador completamente ajustable.

Es el instrumento más sofisticado en la odontología para reproducir el movimiento mandibular. Es el más preciso, diseñado para producir todas las caras de los movimientos bordeantes, incluyendo la traslación lateral inmediata y progresiva.

La distancia intercondilar es totalmente ajustable. El registro preciso del movimiento mandibular se puede conseguir una reproducción precisa de él.



Fig. 1-29 Articulador completamente ajustable modelo Denar D5A. [24]

1.6.4.3. Articulador semi-ajustable.

Este tipo de articuladores tienen una precisión relativa para la reproducción del movimiento del ATM.



Fig. 1-30 Articulador semi-ajustable modelo A7Plus-E. [25]

1.6.4.4. Método de trazado y análisis (Ricketts).

Es un análisis global de 11 factores (con enfoque a la ortodoncia) en el que se emplean mediciones específicas para localizar el mentón en el espacio; localizar el maxilar a través de la convexidad de la cara, localizar la dentadura y estudiar el perfil facial. Las principales líneas de referencia son la Horizontal de Franfort, la Línea Nasiolabial y la Vertical Pterigoidea, que es perpendicular a la horizontal de Franfort a nivel de la raíz de la Fisura Pterigomaxilar. [26]

Este método no se limita a analizar la situación actual del paciente, si no que permite predecir los efectos del crecimiento futuro del paciente.

1.6.4.5. Estudios radiográficos.

1.6.4.5.1. Radiografías dentales.

Las radiografías dentales son un tipo de imagen de los dientes y la boca. Los rayos X son una forma de radiación electromagnética de alta energía y penetran el cuerpo para formar una imagen en una película. [27]

Las estructuras que son densas (como las obturaciones de plata o restauraciones metálicas) bloquearán la mayor parte de la energía lumínica de los rayos X. Esto aparecerá de color blanco en la película revelada. Las estructuras que

contienen aire aparecerán de color negro en la película. Los dientes, los tejidos y los líquidos aparecerán como sombras de color gris. [27]



Fig. 1-31 Radiografía dental. [28]

1.6.4.5.2. Radiografías panorámicas.

Conocida también como rayos X panorámicos. Es un examen dental con rayos X bidimensionales (2D), que captura imágenes de la boca entera en una sola toma, incluyendo los dientes, la mandíbula, el maxilar y las estructuras óseas y tejidos circundantes; complementa el estudio de todas las fracturas mandibulares debido a la visión total de la mandíbula.



Fig. 1-32 Radiografía panorámica. [29]

1.6.4.5.3. Radiografía lateral de cráneo.

Es sin duda una de las técnicas radiográficas extra orales más utilizadas en la odontología y de manera muy especial en especialidades como la ortodoncia y la cirugía maxilofacial.

Nos sirve para hacer distintos tipos de trazados cefalómetros, donde podemos obtener un diagnóstico bastante confiable de la situación actual del

paciente y en base a estos resultados se puede diseñar el plan e tratamiento para cada paciente.



Fig. 1-33 Radiografía lateral de cráneo. [30]

1.6.4.5.4. CBCT (Cone Beam Computed Tomography).

Es el escáner 3D que ha revolucionado la toma de imágenes para el diagnóstico de patologías y en la utilización de cirugía bucal. La tomografía computarizada dental de haz cónico (TC) es un tipo especial de rayos X para producir imágenes tridimensionales de los tejidos blandos y dientes, de la trayectoria de los nervios y huesos en una sola exploración.

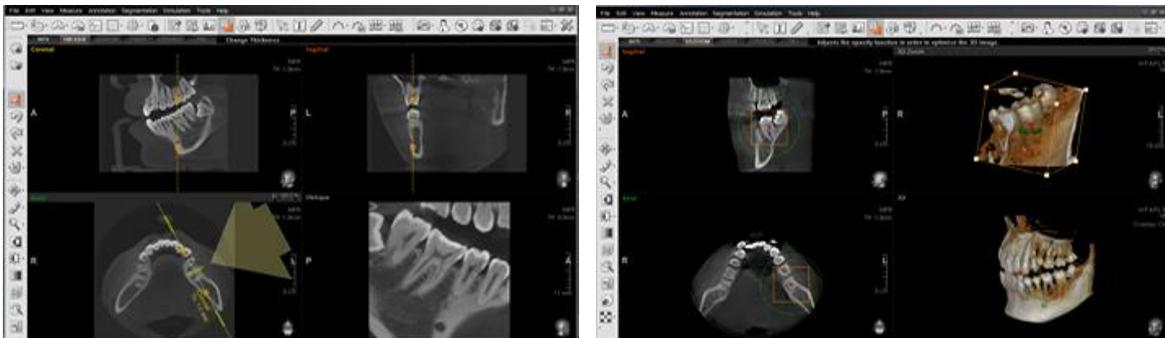


Fig. 1-34 Visualización 3D, CBCT-Software. Manipulación de archivos DICOM. [31]

Para el estudio del caso clínico a desarrollar en esta tesis, se usará el software InVesalius 3.1, el cual está diseñado para la reconstrucción de imagen 3D por tomografía computarizada e imágenes de resonancia magnética; y también permite la exportación de volúmenes 3D para crear modelos anatómicos usando tecnología de ingeniería aditiva (impresoras 3D).

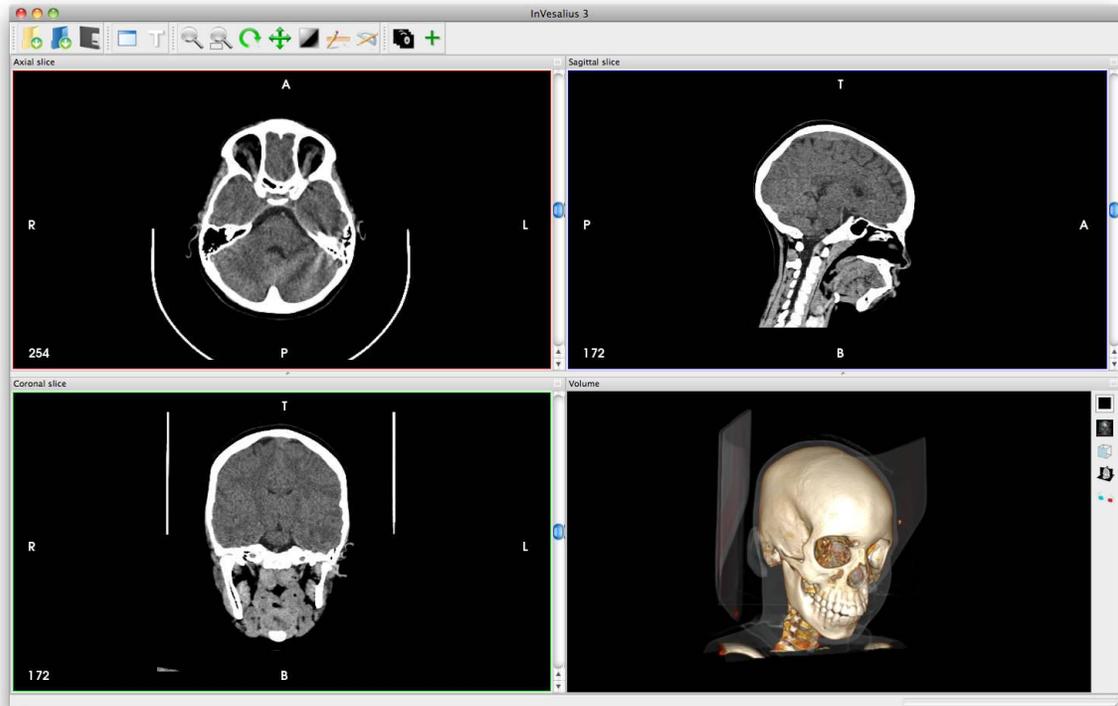


Fig. 1-35 Software de reconstrucción por tomografía axial computarizada – InVesalius 3.1.1 [32]

1.6.4.5.5. Impresión 3D para la odontología digital.

La impresión 3D lleva de eficacia del diseño digital a la etapa de producción. Al combinar el escaneo oral por medio del CBCT, la impresión 3D y el diseño CAD/CAM, los laboratorios dentales pueden producir prótesis fijas, modelos de yeso y una variedad de aparatos odontológicos, eliminando el retraso que provoca el modelado manual.

1.6.4.5.5.1. DMP

La impresión directa de metal (Direct Metal Printing – DMP) reproduce partes con superficies complejas en un solo paso. Dicha aplicación se extiende al área médica y de fabricación de implantes dentales e implantes que reemplazan huesos.



Fig. 1-36 Puentes dentales. [33]

1.6.4.5.5.2. CT-Bone

Los implantes típicos impresos en 3D están fabricados con materiales como el PEEK y el titanio. Se propone el uso del material CT-Bone para la fabricación de implantes cuya propiedad principal del material es que se convierten en hueso por el paciente. Pueden ser diseñadas y fabricadas a la medida.

El proceso de impresión es preciso lo que permite que los implantes embonen perfectamente con los huesos del paciente y la porosidad del implante puede ser controlada.



Fig. 1-37 Implante 3D impreso en CT-Bone para el aumento de mandíbula. [34]

1.6.4.5.5.3. Modelos biocompatibles - Dental SG

El material Dental SG, es una resina biocompatible para la producción de guías quirúrgicas y aplicaciones similares. Las piezas son impresas en 3D.



Fig. 1-38 Representación gráfica de una guía quirúrgica hecha con resina dental SG. [35]

1.6.5. Tipos de Prótesis Mandibulares.

A toda placa de osteosíntesis se le exigen unas propiedades mínimas, fundamentales como la resistencia adecuada (para proporcionar estabilidad), ductilidad suficiente (para permitir el modelado anatómico) y biocompatibilidad (para no producir efectos adversos locales o sistémicos). Los materiales con que se fabrican los implantes para la osteosíntesis son variados; se usan principalmente:

1. Acero inoxidable.
2. Aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno.
3. Titanio puro o aleado: este material y sus aleaciones poseen propiedades mecánicas ideales para la implantología oral.

El concepto de biocompatibilidad es utilizado en la definición de oseointegración, la cual permite que los implantes: (1) tengan un contacto directo con los huesos, (2) fomenten la cicatrización y (3) eviten ser rechazados o creen reacciones negativas en los tejidos. [1]

1.6.5.1. Placas y miniplacas.

Son aplicadas para los tratamientos quirúrgicos en los cuales se involucra fractura, cirugía reconstructiva y cirugía ortognática.

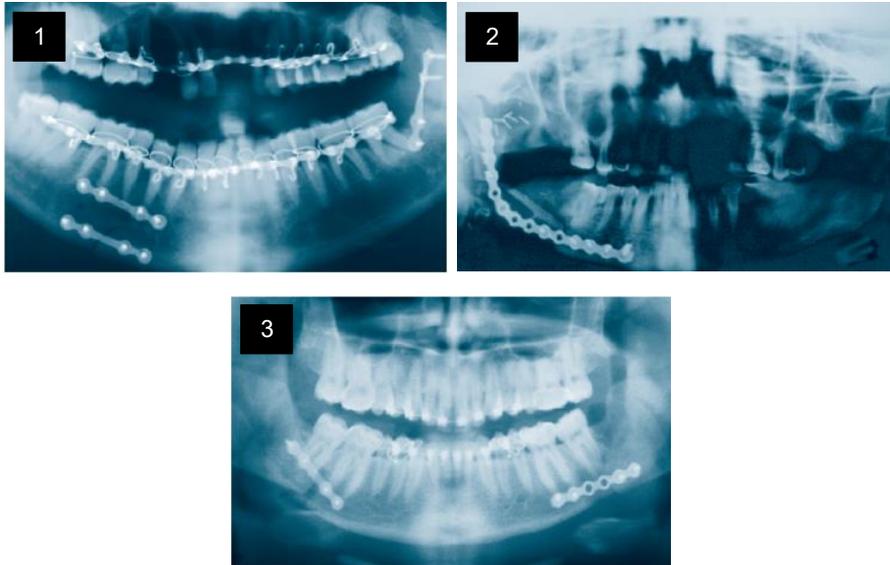


Fig. 1-39 1) Trauma, 2) Cirugía reconstructiva, 3) Cirugía ortognática. [36]

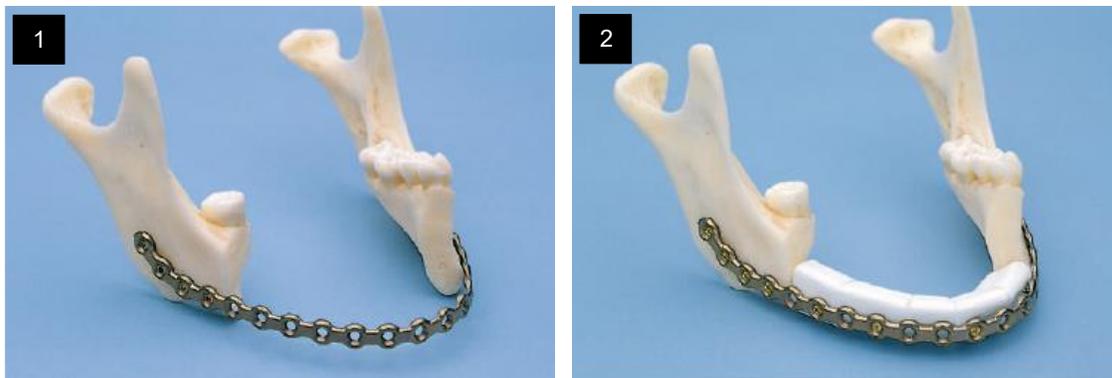


Fig. 1-40 1) Representación gráfica de una resección de mandíbula, 2) Aplicación de injerto de óseo en una reconstrucción de mandíbula. [36]

El uso de placas y miniplacas en las fracturas de mandíbula cuentan con algunas de las siguientes ventajas: fijación estable, permite el retorno rápido del paciente al trabajo, es posible recetar una dieta blanda al paciente, son implementadas en el tratamiento de las diferentes fracturas mandibulares.



Fig. 1-41 Representación gráfica de la aplicación quirúrgica de placas simples en la zona maxilofacial inferior. [36]

1.6.5.2. Placas simples.

Compuestos por acero inoxidable o titanio. Es preferible el uso de tornillos de 2 mm de diámetro por 10 mm de largo cuando se van a usar placas de titanio debido a que presentan mejor rigidez a la fijación. Tanto las placas como los tornillos están hechos del mismo material.

Las placas y miniplacas son pre fabricadas y se encuentran disponibles en diferentes tamaños, formas (rectas, anguladas y curvadas) y espesores (1.0 mm, 1.25 mm, 1.5 mm, 2.0 mm). Su elección, dentro del tratamiento para fracturas de mandíbula, dependerá del sitio y tipo de fractura presente.

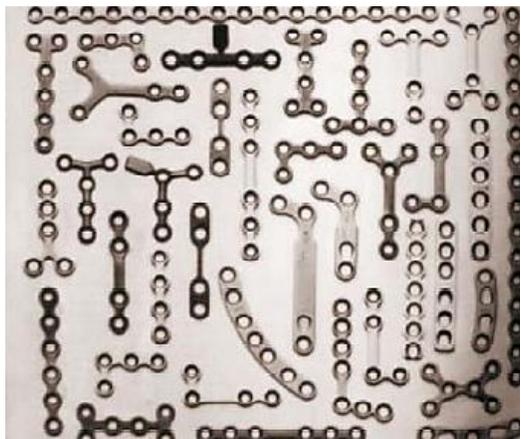


Fig. 1-42 Diferentes tipos de placas sencillas. [16]

Las placas sencillas disponibles son:

Cantidad de orificios	Maleable	Angulada, Doble Angulada Curvada, Doblada	Recta, Cuadrada, Doble, Doble Y, L	Diámetro mínimo del orificio	Orificio con bisel	Segmento de barra intermedia	Espesor
4	N.D.	No	Recta	2.1 mm.	30°	No	0.9 mm
6	N.D.	No	Recta	2.1 mm.	30°	No	0.9 mm
8 a 16	N.D.	No	Recta	2.1 mm.	30°	No	0.9 mm
4 a 6	N.D.	No	Recta	2.1 mm.	30°	Si	0.9 mm
4 a 6	Si	No	Recta	N.D.	N.D.	Si	1.0 mm
4 a 6	No	No	Recta	N.D.	N.D.	Si	1.0 mm
12	No	No	Recta	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
20	No	No	Recta	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
4	No	Curvada	Recta	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
4	No	Doblada	Recta	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
4	Si	No	Cuadrada	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
9 y 12	Si	No	Doble	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
8	Si	No	Cuadrada	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
6	Si	No	Doble Y	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
5	Si	No	L	N.D.	N.D.	No	1.0 mm
6	No	No	Recta	N.D.	N.D.	Si	1.25 mm
12	No	No	Recta	N.D.	N.D.	No	1.25 mm
6x21	No	Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	Varios
3x3	No	Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	Varios
4x4	No	Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	Varios
6x24x6	No	Doble Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	Varios
12 y 20	No	No	Recta	N.D.	N.D.	No	2.0 mm
6x21	No	Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	2.0 mm
4x20x4	No	Doble Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	2.0 mm
5x22x5	No	Doble Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	2.0 mm
6x24x6	No	Doble Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	2.0 mm

Tabla 1-1 Placas de reconstrucción. [36]

Las placas pueden ser deformadas y dobladas para que se adapten a la forma de la capa externa del hueso (imagen siguiente).

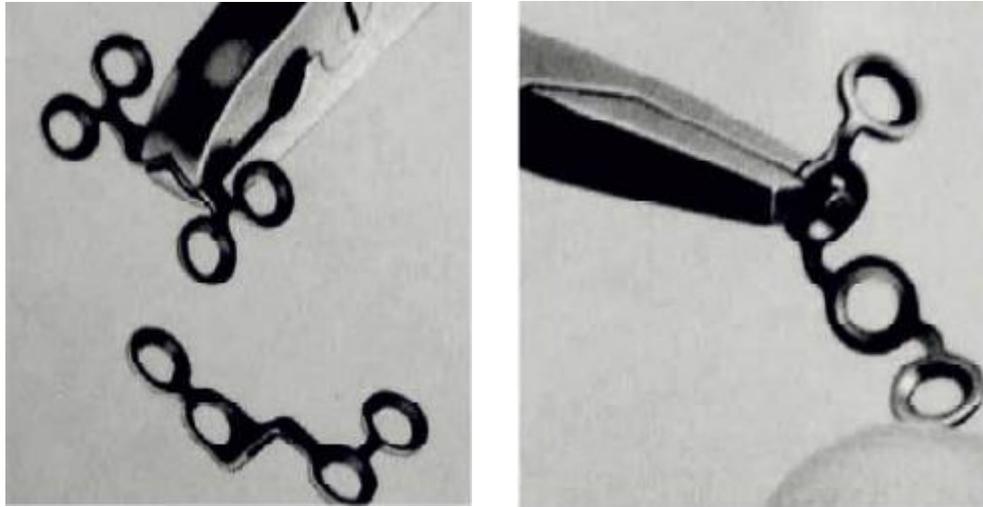


Fig. 1-43 Ejemplo de placas siendo deformadas por una herramienta especializada. [16]

Los tornillos cónicos auto-roscentes disponibles son:

Longitud	Diámetro de la rosca	Diámetro de la cabeza del tornillo	Base de la cabeza con bisel
5 a 15 mm.	2 mm.	2.8 mm.	30°

Tabla 1-2 Tornillos cónicos auto-roscentes. [36]

Nota 1. Una vuelta al tornillo, corresponde a 1 mm. de penetración en el hueso.

Nota 2. La broca que hará los orificios en el hueso tiene un diámetro de 1.6 mm (0.4 mm más pequeña que el diámetro de la rosca del tornillo).



Fig. 1-44 Representación gráfica de un tornillo cónico auto-roscante. [36]

1.6.5.3. Miniplacas.

Las miniplacas son utilizadas para la fijación de la fractura, tanto en mandíbulas dentadas como en las no dentadas.



Fig. 1-45 Miniplaca de 4 orificios usada en una fractura simple angulada. [36]

1.6.5.4. Placas de compresión.

Los diseños de estas placas incluyen al menos 2 pares de orificios (biselados) con una forma similar a la de una pera. Para que las placas desempeñen su función, el orificio con mayor diámetro debe posicionarse cerca de la fractura; posteriormente se inserta el tornillo en la parte más estrecha del orificio (localizado cerca de la fractura), se hace girar el tornillo para que el movimiento final permita que la cabeza del tornillo descansa en la parte más ancha del orificio. Esta acción es lo que provoca que las secciones de la mandíbula lesionadas se unan.



Fig. 1-46 Ejemplos de una placa de compresión de 8 orificios, recta, no maleable. [36]

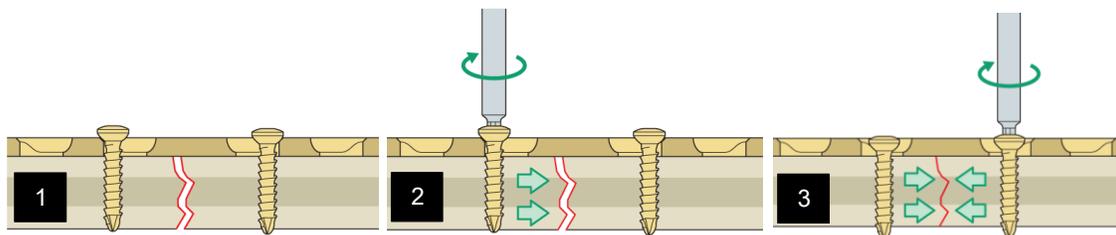


Fig. 1-47 1) Colocar tornillo en la parte más estrecha del orificio. 2) Hacer girar el tornillo, 3) El movimiento final permita que la cabeza del tornillo embone en la parte más ancha del orificio de la placa de compresión; uniendo así las secciones de hueso. [37]

Las placas de compresión disponibles son:

Cantidad de orificios	Maleable	Angulada, Curvada, Doblada	Recta, Cuadrada, Doble, Doble Y, L	Diámetro mínimo del orificio	Orificio con bisel	Segmento de barra intermedia	Espesor
4, 6, 8	No	No	Recta	N.D.	N.D.	Si	1.25 mm
5	No	No	Recta	N.D.	N.D.	No	1.25 mm
6 y 8	No	Angulada	Recta	N.D.	N.D.	No	1.25 mm
5 y 7	No	Curvada	Recta	N.D.	N.D.	No	1.25 mm

Tabla 1-3 Placas de compresión. [36]

1.6.5.5. Placas de reconstrucción.

Estas placas permiten la absorción de las cargas funcionales, una pronta movilidad de la mandíbula (a pesar de la extensión de la fractura), preserva la longitud y la fuerza del arco mandibular.



Fig. 1-48 Representación gráfica de una placa de reconstrucción angulada para mandíbula. [16]

1.6.5.6. Prótesis de mandíbula personalizadas.

1.6.5.6.1. Reconstrucción Mandibular con Placas Anatómicas.

Son diseñadas y fabricadas a la medida del paciente. Se toma como base la simetría del lado sano para reconstrucción mandibular (con mandibulectomía parcial o total).



Fig. 1-49 Render de la mandíbula con el diseño final de la placa anatómica (en color morado). [38]

1.6.5.6.2. Prótesis ATM a medida.

Las prótesis para la Articulación Tempomandibular pueden ser diseñadas y fabricadas a la medida del paciente. Pueden ser unilaterales o bilaterales. Son recomendadas como tratamiento para tumores, casos de fractura (trauma), enfermedades congénitas, etc.

Placa condilar en titanio sinterizado, diseñada y fabricada a medida de 2.5mm de perfil; componente condilar con acabado espejo para el contacto con la parte de la cavidad glenoidea.

Componente de la cavidad glenoidea fabricado en Titanio sinterizado y polietileno de ultra alto peso molecular ASTM F648.

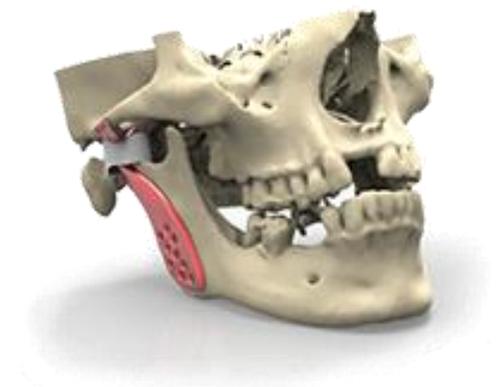


Fig. 1-50 Render de la mandíbula con el diseño final de la placa condilar (en color rojo). [38]

1.6.5.6.3. Implante de mandíbula fabricada por una impresora 3D.

Tratamiento usado: cirugía invasiva para reemplazar completamente la mandíbula natural por un implante impreso en 3D (Additive Laser Melting Technology). La pieza se diseñó utilizando software 3D, se creó utilizando polvo de titanio impreso y se recubrió de biocerámica para evitar que el paciente rechazara el implante.

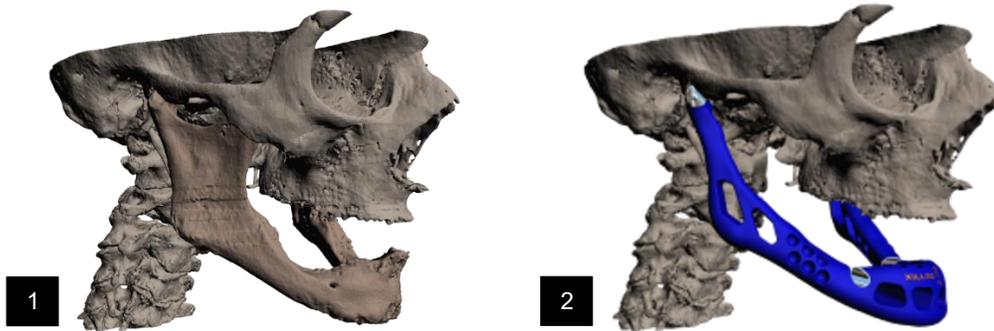


Fig. 1-51 1) Render con la mandíbula infectada del paciente (en color café), 2) Render del paciente con el diseño final del implante de mandíbula (en color azul). [39]

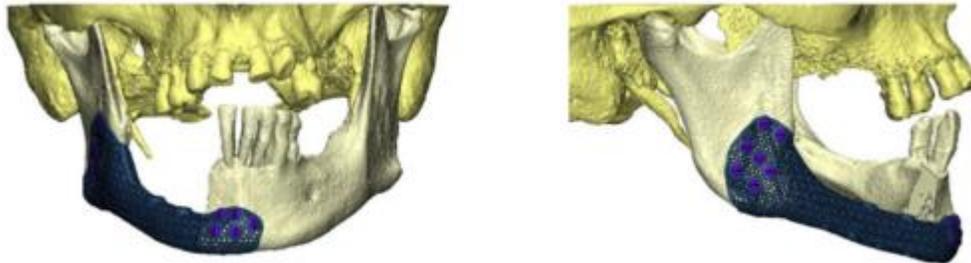


Fig. 1-52 Simulación 3D del diseño de un implante personalizado en titanio. [40]

Ventajas que ofrecen las impresoras 3D para la confección de implantes: fabricación de las piezas en pocas horas, el peso de la pieza impresa en titanio (107 gramos) es relativamente similar a la mandíbula natural, prótesis a medida.

1.7. Estado del arte del proceso de formado de metales.

1.7.1. Comportamiento del material en el formado de metales.

La literatura menciona que, la curva de esfuerzo-deformación ofrece una visión que permite comprender el comportamiento de los metales durante su deformación. [41]

La curva de esfuerzo-deformación para la mayoría de los metales se divide en una región elástica y una región plástica. La región plástica es de interés dentro del proceso de formado de metales, debido a que el material se deforma plástica y permanentemente.

En la región plástica, el comportamiento del metal se expresa por la curva de fluencia:

$$\sigma = K \epsilon^n$$

K = coeficiente de resistencia, MPa (lb/in^2).

n= exponente de endurecimiento por deformación.

σ = esfuerzo real.

ϵ = deformación real.

La curva de fluencia es generalmente válida como una relación que define el comportamiento plástico de un metal en el trabajo en frío. [41]

1.7.2. Esfuerzo de fluencia.

La curva de fluencia describe:

1. La relación esfuerzo-deformación en la región donde tiene lugar el formado del metal.
2. Indica el esfuerzo de fluencia del metal, la propiedad de resistencia que determinan las fuerzas y la potencia requerida para realizar una operación particular de formado.

Cuando la mayoría de los metales se deforman a temperatura ambiente, aumentan su resistencia debido al endurecimiento por deformación. El esfuerzo requerido para seguir deformando el material debe incrementarse para contrarrestar el incremento en la resistencia.

1.7.3. Esfuerzo de fluencia promedio.

La literatura explica que, es el valor promedio de los esfuerzos sobre la curva esfuerzo-deformación desde el comienzo de la deformación hasta el valor final (máximo) que ocurre durante este proceso; este valor se determina integrando la ecuación a la curva de fluencia entre cero y el valor final de la deformación que define el valor de interés. [41]

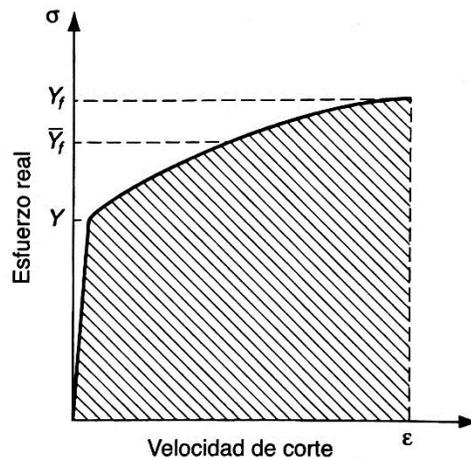


Fig. 1-53 Curva de esfuerzo-deformación que indica la localización del esfuerzo de fluencia promedio \bar{Y}_f , en relación con la resistencia a la fluencia Y y el esfuerzo de fluencia final Y_f . [X]

Se presenta la ecuación:

$$\bar{Y}_f = \frac{K \epsilon^n}{1 + n}$$

\bar{Y}_f = esfuerzo de fluencia promedio, MPa (lb/in^2).

ϵ = máximo valor de deformación durante el proceso de deformación.

K = coeficiente de resistencia, MPa (lb/in^2).

n = exponente de endurecimiento por deformación.

Los valores K y n dependen de la temperatura.

1.7.4. Proceso de formado de metales.

El principal objetivo del proceso de formado es el moldeo de metales; se aplica un esfuerzo de compresión para deformar plásticamente el metal [41], conservando su masa y su volumen. Dicho proceso involucra una deformación plástica, lo cual significa que el material una vez transformado, no vuelve a su forma y dimensiones originales.

Para lograr deformar o moldear exitosamente un metal, este debe contar con ciertas propiedades, como lo son una alta ductilidad y una baja resistencia a la fluencia; dichas propiedades las afecta la temperatura de trabajo [41] a la cual esté sometido tanto el material como la herramienta de trabajo.

Tanto la resistencia como el endurecimiento por deformación se reducen a altas temperaturas; la ductilidad se incrementa a altas temperaturas; cualquier operación de deformación se puede alcanzar a temperaturas elevadas con fuerza y potencia menores. [41]

Debido a la temperatura, se hace una distinción para el trabajo de formar los metales:

1. Trabajo en caliente.
2. Trabajo en caliente por debajo del punto de recristalización.
3. Trabajo en frío (formado en frío).

1.7.4.1. Trabajo en caliente.

Involucra la deformación plástica del material a una temperatura mayor a la de la recristalización. Debido a la temperatura, se establece que la estructura granular del material cambia.

La temperatura de recristalización de un metal es aproximadamente la mitad de su punto de fusión en la escala absoluta. En el formado en caliente, la recristalización ocurre inmediatamente después del proceso de deformado o al enfriarse la pieza de trabajo (debido a las altas temperaturas). [41]

Ventajas del proceso de conformado en caliente:

1. Permite una mayor deformación plástica (en comparación con el proceso de conformado en frío o temperatura ambiente).
2. El material tiene menor resistencia a la cedencia, baja resistencia a la fluencia y una alta ductilidad (depende del metal con el que se esté trabajando).
3. En comparación con el proceso en frío, éste permite que el material sea deformado con menor fuerza y potencia.
4. No produce fortalecimiento de la pieza.

5. Permite la eliminación de poros y zonas de baja resistencia del material (parte de la estructura de los metales).
6. Ideal para la fabricación de piezas grandes.
7. Debido a que el proceso –específicamente- determina el uso de metales, es una solución al problema de fracturas en metales que son tratados mediante el proceso de conformado en frío.

Desventajas del proceso de conformado en caliente:

1. La precisión dimensional baja.
2. Incremento de temperatura de trabajo en algunas regiones de la pieza, causando una posible fusión en estas regiones.
3. Las máquinas y/o herramientas involucradas en la deformación de los metales están sometidos a altas temperaturas, lo que sugiere un desgaste, por consiguiente, el proceso involucra un grado de mantenimiento.
4. Requiere energía térmica (el trabajo en frío presenta un ahorro en costos de hornos y combustible).
5. Rápida oxidación de la superficie de trabajo (incrustaciones).
6. El acabado superficial se compromete (la calidad es inferior en comparación con el conformado en frío).

1.7.4.2. Trabajo en caliente por debajo de la temperatura de recristalización.

Involucra la deformación plástica del material por debajo de la temperatura de recristalización debido a la menor resistencia y endurecimiento por deformación, así como mayor ductilidad del metal. [41]

Ventajas del proceso de formado a temperaturas medias comparado con el trabajo en frío:

1. Menor fuerza y menor requerimiento de potencia.
2. Se puede eliminar o reducir el trabajo de recocido del metal.
3. Es posible desempeñar trabajos con un nivel de complejidad alto.

1.7.4.3. Proceso en frío.

Involucra la deformación plástica del material a una temperatura ambiente o incluso menor, debido a la aplicación de un esfuerzo mayor a la resistencia de cedencia del metal. [41]

Ventajas del proceso de formado en frío comparado con el trabajo en caliente:

1. Precisión dimensional alta, lo que provoca tolerancias más estrechas.
2. Se obtiene una mayor dureza en las partes deformadas (mejora la resistencia a la deformación).
3. Mejor acabado superficial en comparación con el conformado en caliente.
4. El flujo de granos durante la deformación brinda la oportunidad de obtener propiedades direccionales convenientes en el producto resultante.
5. Mayor velocidad de producción debido a que no se necesita calor o un incremento en la temperatura de trabajo (se ahorran costos de hornos y combustible).

Desventajas del proceso de conformado en frío comparado con el trabajo en caliente:

1. El proceso se encuentra limitado a la formación de partes (menor deformación plástica del material).
2. Se requiere mayor potencia y fuerza para desempeñar las operaciones.
3. El proceso puede sufrir de aparición de grietas en el material (depende de las propiedades del metal con el que se esté trabajando).
4. El proceso requiere mayor esfuerzo debido a que el material cuenta con una resistencia a la cedencia, resistencia a la fluencia y la ductilidad original (mayor resistencia a la cedencia, al fluencia y menor ductilidad en comparación con el proceso de conformado en caliente).

1.7.5. Factores que afectan el formado de metales.

1.7.5.1. Sensibilidad a la velocidad de deformación.

Es el efecto de la velocidad de deformación sobre las propiedades de resistencia del material (relación deformación-velocidad). [41]

En muchas operaciones de formado, la velocidad de deformación es igual a la velocidad de cualquier elemento móvil del equipo usado para la operación.

En operaciones de trabajo en caliente, el esfuerzo de fluencia depende de la velocidad de deformación. Es importante en el trabajo en caliente porque la resistencia a la deformación del material aumenta drásticamente con el incremento de la velocidad de deformación. En el trabajo en frío, la velocidad de deformación puede tener un efecto mínimo en el esfuerzo de fluencia.

1.7.5.2. Fricción.

La fricción en el formado de metales surge debido al estrecho contacto (altas presiones) entre las superficies de la herramienta y el material de trabajo.

Desventajas de la fricción en operaciones de formado de metales:

1. Retarda el flujo del metal de trabajo, ocasionando esfuerzos residuales y defectos potenciales en el producto.
2. Es necesario el incremento de fuerza y potencia para desempeñar la operación.
3. Se presenta un desgaste en la herramienta de trabajo, provocando defectos potenciales en el producto y una baja vida útil de la herramienta.
4. En ocasiones, es necesario aplicar lubricantes para reducir los efectos de la fricción sobre las superficies de trabajo.

1.7.5.3. Lubricantes.

El uso de lubricantes ayuda a reducir la adherencia, la fuerza, la potencia y el desgaste de la herramienta de trabajo (reduce el calor en la herramienta).

Lubricantes usados en operaciones de trabajo en frío:

1. Aceites minerales.
2. Grasas.
3. Aceites grasos.
4. Emulsiones en agua.
5. Jabones.

Lubricantes usados en operaciones de trabajo en caliente:

1. Aceites minerales.
2. Grafito (para el forjado).
3. Vidrio (para extrusión en caliente de aleaciones de acero).

1.7.5.4. Adherencia.

Es la tendencia de la superficie de trabajo y la superficie de la herramienta a pegarse una a la otra en lugar de deslizarse. Este fenómeno ocurre cuando el coeficiente de fricción llega a ser lo suficientemente grande; en las operaciones de formado de metales es recurrente y es un problema prominente en el proceso de rolado.

1.7.6. Clasificación del formado de metales.

Los procesos de formado de metales se clasifican en [41]:

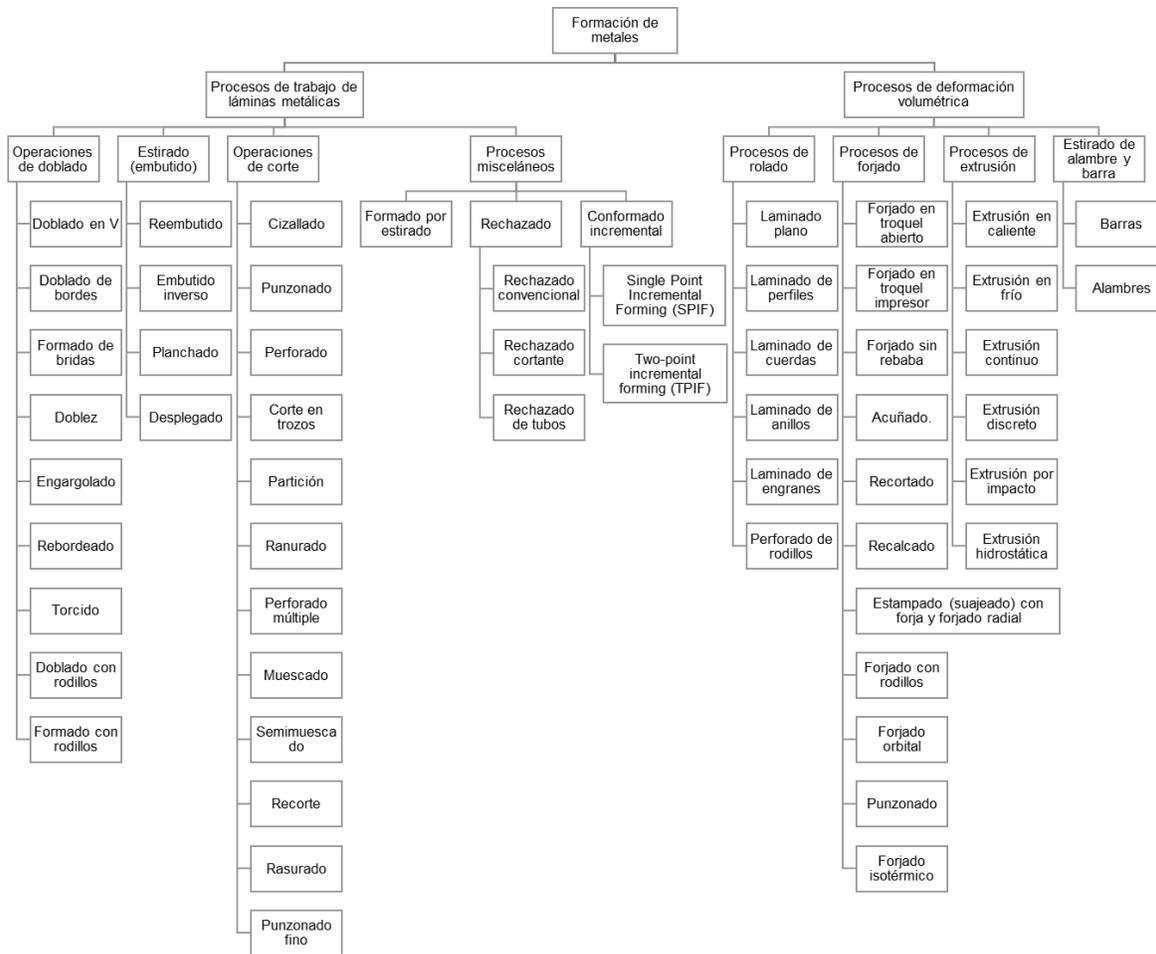


Fig. 1-54 Clasificación del conformado de metales.

1.7.6.1. Procesos de trabajo de láminas metálicas.

Este proceso involucra operaciones de formado y deformación en frío (excepto cuando el material es grueso, frágil o la deformación es significativa). Una que, el prensado es una operación común en el trabajo de placas y láminas metálicas debido a que las máquinas utilizadas para realizar el trabajo son llamadas prensas y se utilizan herramientas llamadas punzón (porción positiva) y troquel (porción negativa). La pieza obtenida de la operación del laminado metálico es llamada estampado. [41]

El material metálico siempre debe presentarse en forma de láminas o placas para poder deformarlo en frío y bajo los siguientes conceptos (el espesor y/o calibre del material se encuentra estrechamente ligado a la capacidad de deformarlo mediante las operaciones de formado):

1.7.6.1.1. Doblado.

Proceso que implica la deformación de una lámina o placa de metal para que adopte un ángulo respecto a un eje recto. Durante la operación, el material que se encuentra dentro del plano o eje neutral se comprime, mientras que el material que se encuentra por fuera del plano neutral se estira; la operación produce que las fibras externas del material estén sometidas a tensión, mientras que las fibras interiores están sometidas a compresión. [41]

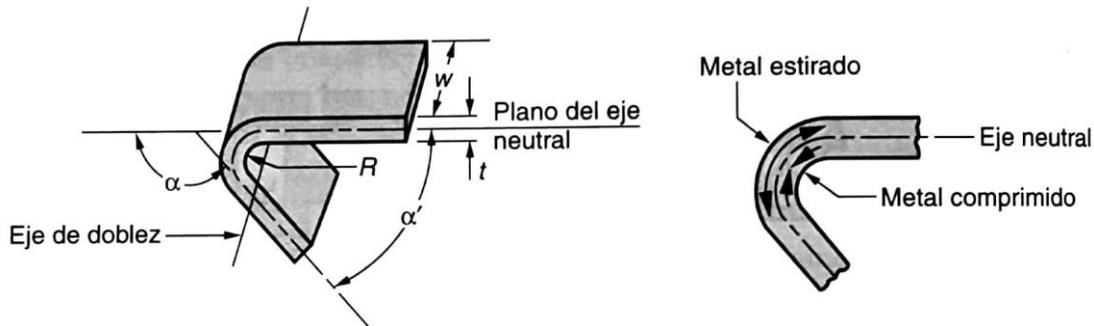


Fig. 1-55 1) Doblado de lámina metálica; 2) en el doblado ocurre elongación a la tensión y a la compresión. [41]

1.7.6.1.1.1. Doblado en V.

Proceso de doblado en el cual la lámina de metal se dobla entre un punzón y un troquel en forma de V. [41]

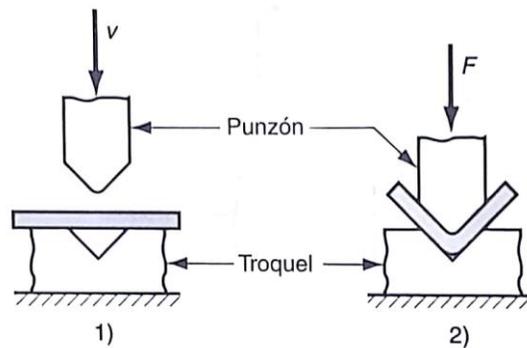


Fig. 1-56 Doblado en V. [41]

1.7.6.1.1.2. Doblado de bordes.

Proceso de doblado en el cual se utiliza una placa de presión la cual ejerce una fuerza de sujeción al material o pieza de trabajo contra el troquel, mientras que el punzón fuerza la pieza para doblarla sobre el borde del troquel. [41]

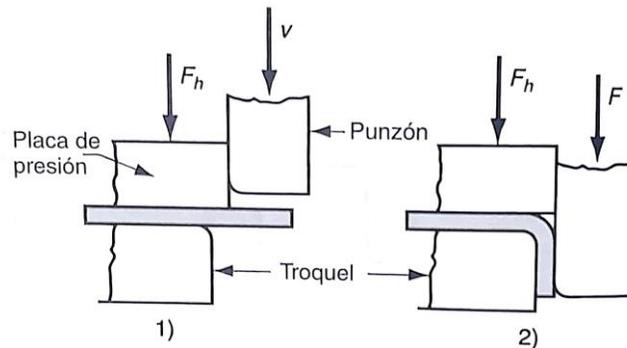


Fig. 1-57 Doblado de bordes, 1) antes y 2) después del doblado. [41]

1.7.6.1.1.3. Formado de bridas.

Operación de doblado adicional, el cual el filo de la lámina de metal se dobla a un ángulo de 90° para darle rigidez a la pieza. [41]

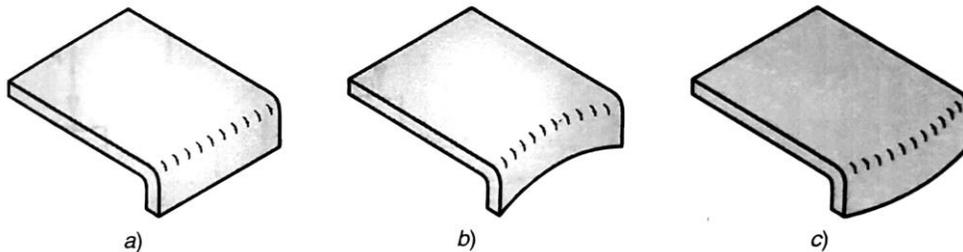


Fig. 1-58 Formado de bridas: a) brida recta, b) brida estirada, c) brida contraída. [41]

1.7.6.1.1.4. Dobleces, engargolado y rebordeado.

Operación en la cual se dobla el borde de la lámina sobre sí misma. El engargolado es un proceso en el cual se ensamblan dos bordes de láminas metálicas. El rebordeado es una operación la cual tienen como objetivo formar un rizo en el borde la pieza de trabajo. [41]

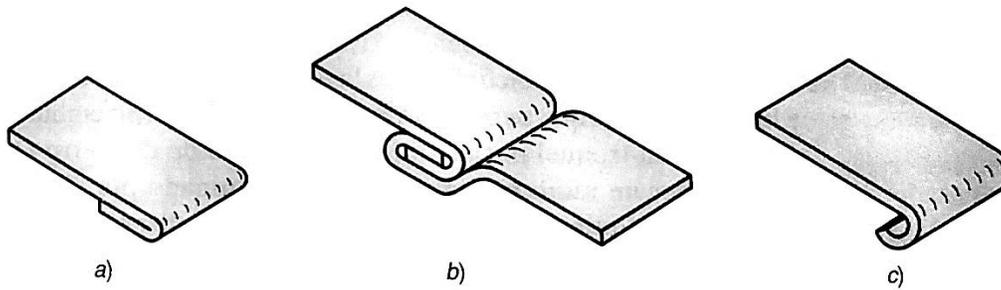


Fig. 1-59 a) Doblez, b) engargolado, c) rebordeado. [41]

1.7.6.1.1.5. Torcido.

Operación en la cual la lámina de metal se sujeta a una carga de torsión, causando así una torcedura sobre la longitud de la lámina. [41]

1.7.6.1.1.6. Doblado con rodillos.

Operación en la cual se fabrican piezas grandes de lámina metálica en secciones curvas por medio de rodillos. Se hace pasar el material entre los rodillos, los cuales presentan una configuración que forma el radio de curvatura deseado en la pieza de trabajo. [41]

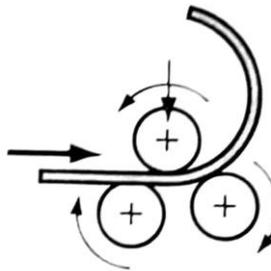


Fig. 1-60 Doblado con rodillos. [41]

1.7.6.1.1.7. Formado con rodillos.

Proceso continuo de doblado progresivo en el cual se usan rodillos opuestos para producir secciones largas de material. Algunos de los productos fabricados por este proceso son canales, canaletas, tuberías, tubos con costura, secciones estructurales, etc. [41]

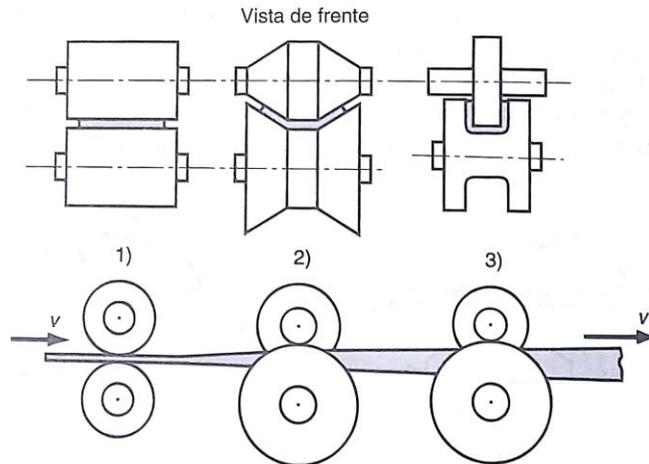


Fig. 1-61 Formado en rodillos de una sección continua en canal: 1) rodillos rectos, 2) formado parcial, 3) forma final. [41]

1.7.6.1.2. Estirado (embutido).

Proceso que implica la transformación de láminas planas de metal en una forma hueca o cóncava; se coloca la lámina sobre un dado, se aplica presión mediante el uso de un punzón. La pieza final adopta la forma de la cavidad del dado y el punzón. Algunos ejemplos de productos obtenidos con este proceso son latas de bebidas, casquillos, lavabos, piezas automotrices, utensilios para la cocina, etc. [41]

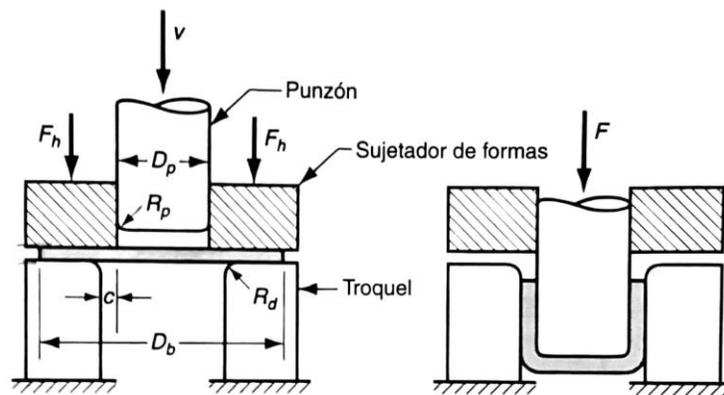


Fig. 1-62 Embutido de una pieza acopada. [41]

Para lograr una dimensión satisfactoria de una pieza embutida cilíndrica, se necesita el diámetro correcto de la forma inicial, para evitar que falte material que complete la pieza y evitar el excedente de material (desperdicio innecesario). [41]

Algunos defectos en las piezas embutidas son:

- a) Arrugamiento en la brida o pestaña.
- b) Arrugamiento en la pared.
- c) Desgarramiento.
- d) Orejeado.
- e) Rayado superficial.

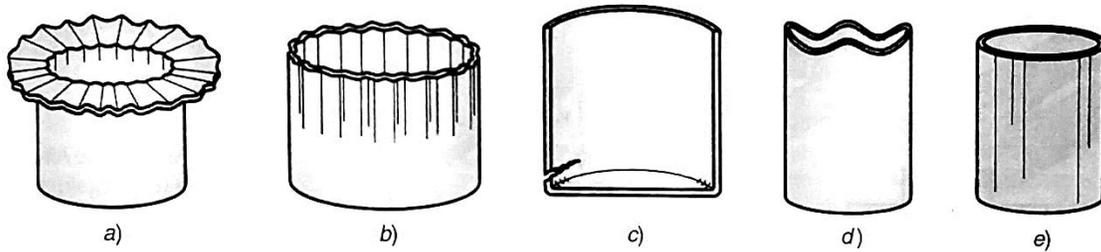


Fig. 1-63 Defectos comunes en las piezas embutidas. [41]

1.7.6.1.2.1. Reembutado.

Operación recomendada cuando el diseño de la pieza requiere una relación de embutido demasiado grande que impida formar la pieza en un solo paso. Cualquier otro paso posterior al primer embutido, se considera reembutado. [41]

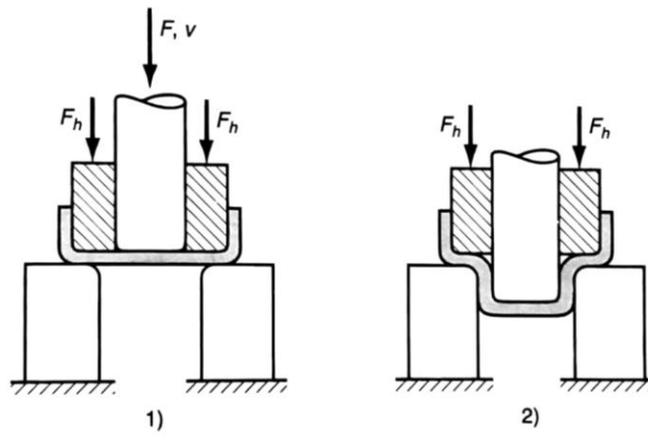


Fig. 1-64 Reembutado de una copa, 1) inicio del reembutado, 2) final de la carrera. [41]

1.7.6.1.2.2. Embutido inverso.

Operación en la cual la pieza embutida se coloca hacia abajo en el troquel y una segunda operación de embutido produce una configuración nueva. En este proceso, la pieza presenta menor endurecimiento por deformación en comparación con el embutido común. [41]

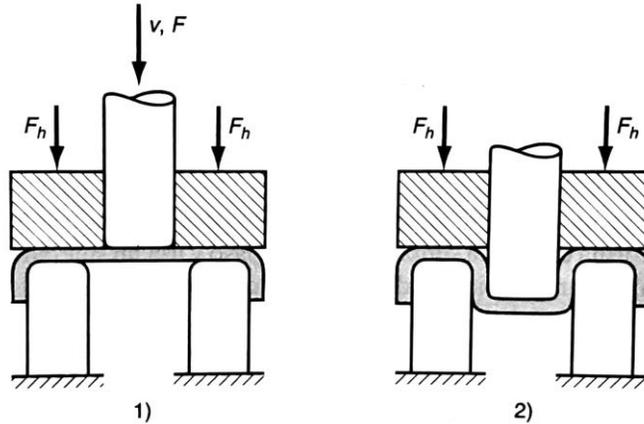


Fig. 1-65 Embutido inverso: 1) inicio, 2) final de la carrera. [41]

1.7.6.1.2.3. Planchado.

Embutido profundo en el cual el material es sometido a compresión (en su espesor) debido a la acción del punzón y el troquel. El planchado hace que los espesores de las paredes de la pieza cilíndrica sean uniformes y por tanto la pieza embutida sea más larga y se eficientiza el uso del material. [41]

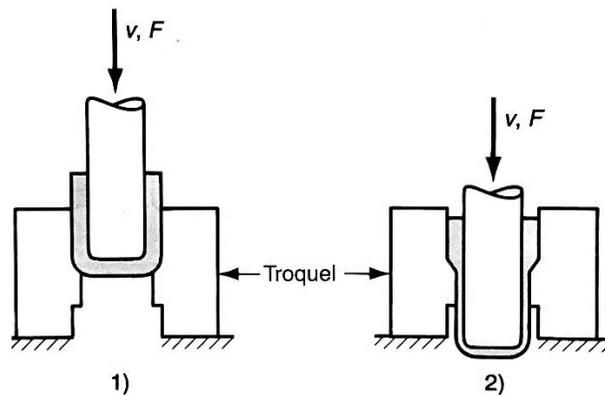


Fig. 1-66 Planchado para obtener un espesor más uniforme de la pared en una pieza embutida: 1) inicio del proceso, 2) durante el proceso. [41]

1.7.6.1.3. Estampado.

Operación de formado usada para crear indentaciones en la lámina, como letras o costillas de refuerzo. En este proceso, el punzón contiene los contornos positivos y el troquel los negativos. [41]

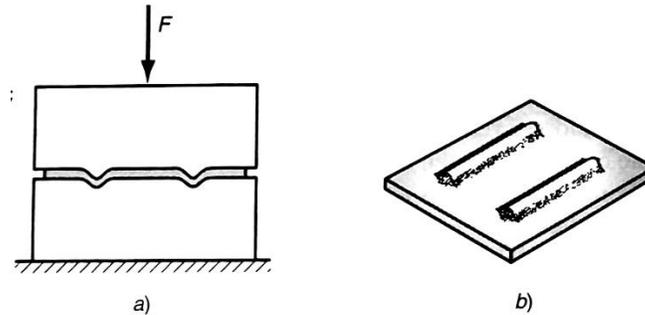


Fig. 1-67 Estampado: a) sección transversal de la configuración del troquel y punzón durante el prensado; b) pieza terminada. [41]

1.7.6.1.4. Desplegado.

Operación combinada de corte y doblado en un solo paso para separar parcialmente el metal de la lámina. [41]

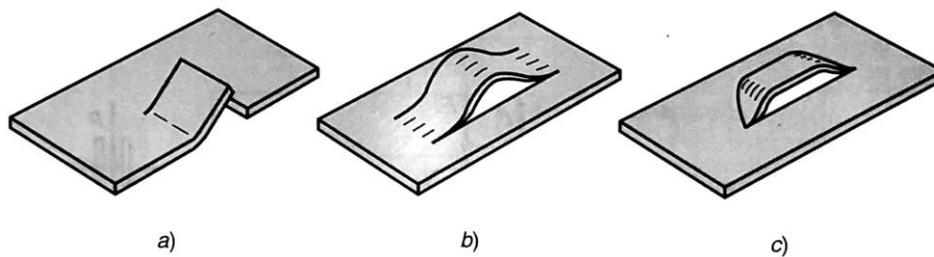


Fig. 1-68 Varias formas de desplegado: a) corte, b) y c) dos tipos de corte y formado. [41]

1.7.6.1.5. Corte.

Proceso que implica solamente el corte de láminas metálicas (no se considera como un proceso de deformación), para cortar un perímetro o hacer agujeros en una pieza; el material y/o la pieza de trabajo se corta mediante el uso de máquinas llamadas prensas. Las herramientas que se usan para el trabajo se llaman punzón y troquel. [41]

1.7.6.1.5.1. Cizallado.

Operación de corte de una lámina de metal a lo largo de una línea recta entre dos bordes de corte. Es utilizado comúnmente para reducir grandes láminas a secciones más pequeñas. [41]

El trabajo lo desempeña una máquina llamada cizalla de potencia.

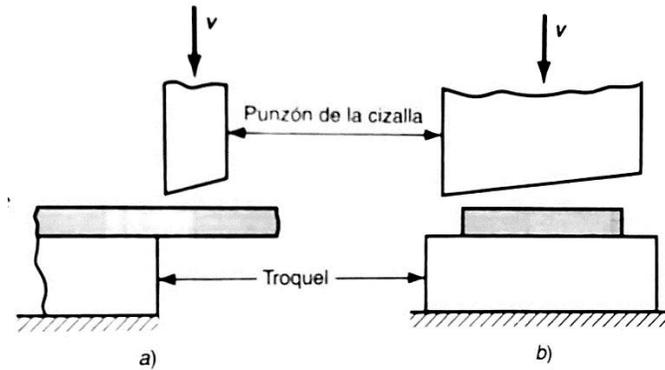


Fig. 1-69 Operación de cizallado: a) vista lateral de la operación, b) vista frontal de la cizalla equipada con una cuchilla superior sesgada. [41]

1.7.6.1.5.2. Punzonado.

Operación de corte de una lámina de metal a lo largo de una línea cerrada en un solo paso para separar la pieza del material circundante. [41]

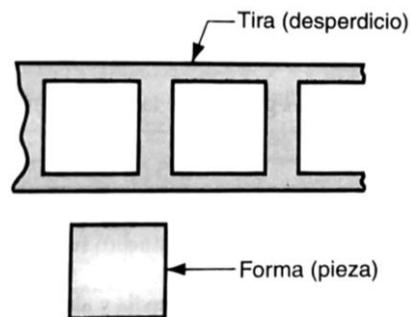


Fig. 1-70 Punzonado. [41]

1.7.6.1.5.3. Perforado.

Operación de corte de una lámina de metal; la(s) pieza(s) que se separa(n) o corta(n) se desecha(n) (pedacería), obteniendo la pieza final (material remanente). [41]

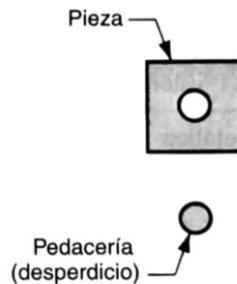


Fig. 1-71 Perforado. [41]

1.7.6.1.5.4. Corte en trozos.

Operación de corte en el que las piezas se separan de una tira de lámina metálica cortando los troqueles opuestos de la pieza en secuencia; cada corte genera una pieza nueva. [41]

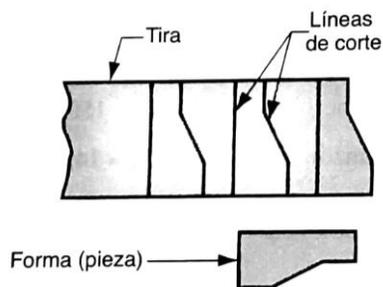


Fig. 1-72 Corte en trozos. [41]

1.7.6.1.5.5. Partición.

Operación de corte en la cual se obtienen piezas usando un punzón con dos bordes que coinciden con los lados opuestos de la pieza. Es este proceso se genera un desperdicio debido a la partición entre las piezas finales. [41]

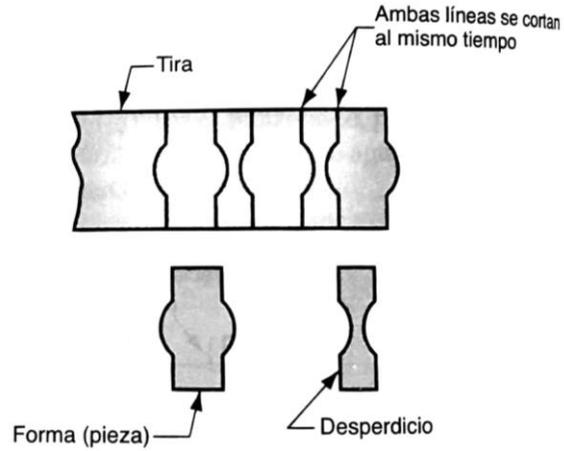


Fig. 1-73 Partición. [41]

1.7.6.1.5.6. Ranurado.

Operación de punzonado en el cual se corta un agujero rectangular. [41]

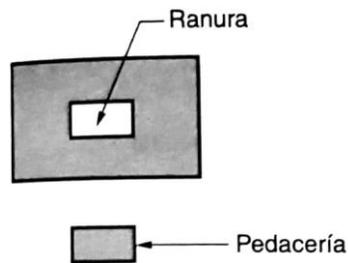


Fig. 1-74 Ranurado. [41]

1.7.6.1.5.7. Perforado múltiple.

Operación de perforación múltiple y simultánea de varios agujeros en la lámina de metal. [41]

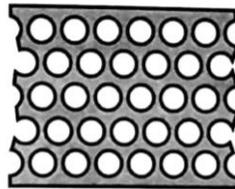


Fig. 1-75 Perforado múltiple. [41]

1.7.6.1.5.8. Muescado y semimuescado.

El muescado es una operación de corte en una porción lateral de la lámina o tira de metal. El semimuescado es una operación de corte que recorta una porción del metal en el interior de la lámina de metal. [41]

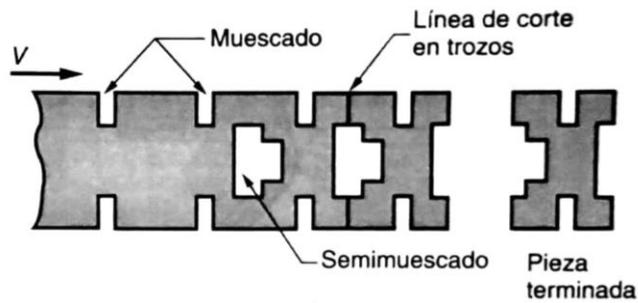


Fig. 1-76 Muescado y semimuescado. [41]

1.7.6.1.5.9. Recorte.

Operación de corte que se realiza a una pieza ya deformada para eliminar el exceso de metal y fijar su tamaño. [41]

1.7.6.1.5.10. Rasurado.

Operación de corte y acabado realizado en un espacio muy pequeño. [41]

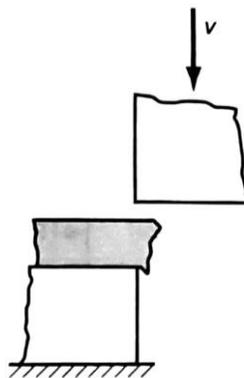


Fig. 1-77 Rasurado. [41]

1.7.6.1.5.11. Punzonado fino.

Operación de cizallado usada para cortar piezas con tolerancias estrechas y para obtener bordes rectos y lisos en un solo paso. [41]

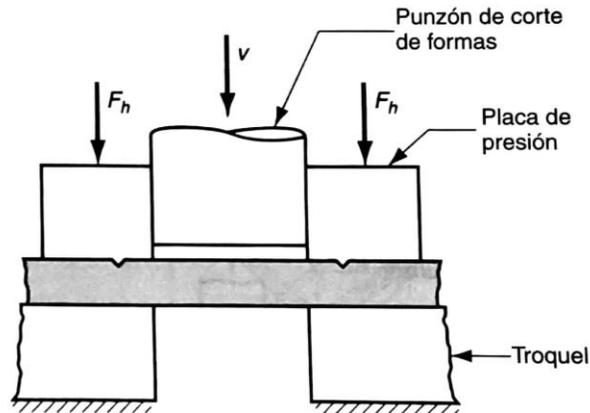


Fig. 1-78 Punzonado Fino. [41]

1.7.6.1.6. Formado por estirado.

Proceso de deformación de láminas metálicas en la cual la lámina se sujeta por una o más mordazas en cada extremo, luego se restira y dobla simultáneamente con un troquel positivo que contiene la forma deseada. Este método es usado en la industria aérea y aeroespacial para producir económicamente grandes piezas de lámina metálica en cantidades moderadas. [41]

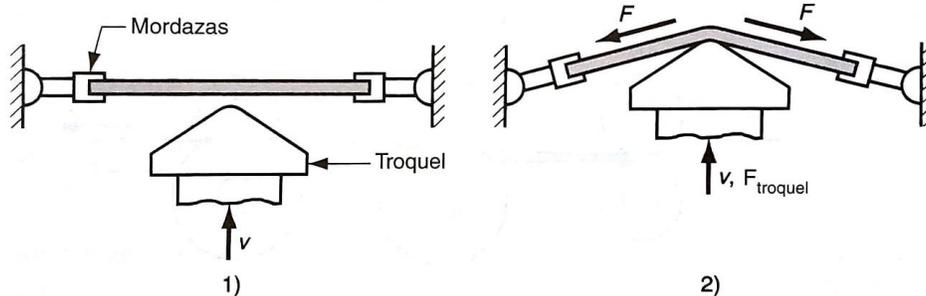


Fig. 1-79 Formado por estirado : 1) inicio del proceso, 2) troquel formador se presiona sobre el trabajo con una fuerza $F_{troquel}$, ocasionando el estirado y doblado de la lámina sobre la forma. [41]

1.7.6.1.7. Rechazado.

Proceso de formado de metal en el cual se da forma a una parte de simetría axial sobre un mandril mediante una herramienta redondeada. Dicha herramienta redondeada aplica presión muy localizada para deformar el trabajo por medio de movimientos axiales o radiales sobre la superficie de la pieza. Los productos obtenidos de este proceso pueden ser copas, conos, tubos, etc. [41]

1.7.6.1.7.1. Rechazado convencional.

Proceso en el cual un disco de lámina se sostiene en el extremo de un mandril rotatorio que tiene la forma interior deseada para la pieza final, mientras que la herramienta o rodillo deforma el metal contra el mandril. El espesor del metal permanece sin cambios respecto al espesor de la pieza inicial. El diámetro de la forma debe ser algo más grande que el diámetro de la pieza resultante. [41]

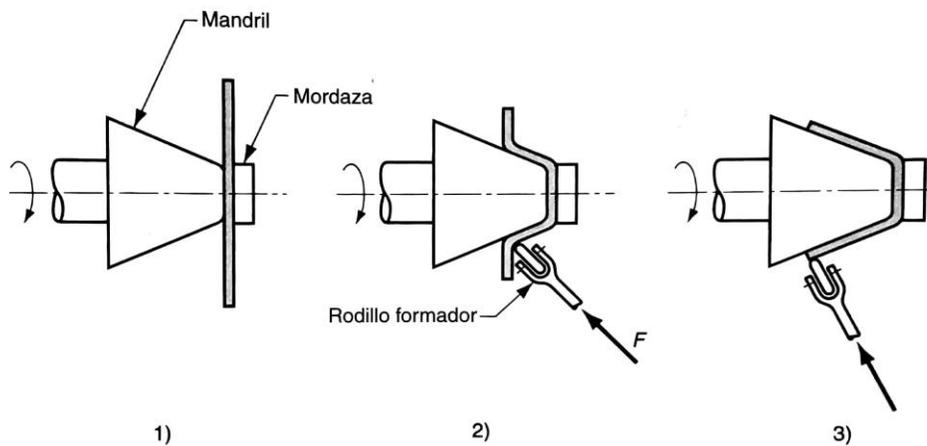


Fig. 1-80 Rechazado convencional: 1) disposición al iniciar el proceso, 2) durante el rechazado, 3) proceso completo. [41]

1.7.6.1.7.2. Rechazado cortante.

Proceso en el cual se forma la pieza sobre el mandril por medio de un proceso de deformación cortante; el diámetro exterior del material permanece constante y el espesor de la pared se reduce (adelgazamiento del metal). Este proceso puede fabricar piezas grandes para la industria aeroespacial. [41]

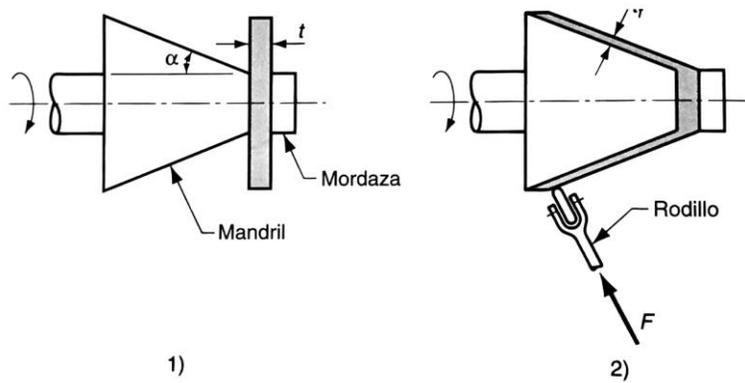


Fig. 1-81 Rechazado cortante: 1) disposición, 2) proceso terminado. [41]

1.7.6.1.7.3. Rechazado de tubos.

Proceso utilizado para reducir el espesor de las paredes y aumentar la longitud de un tubo mediante la aplicación de un rodillo al trabajo sobre un mandril cilíndrico. [41]

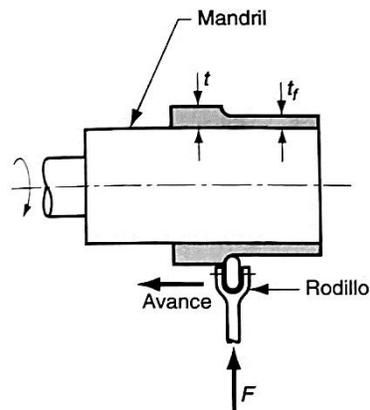


Fig. 1-82 Rechazado de tubo externo. [41]

1.7.6.2. Procesos de deformación volumétrica.

El material (con su forma y arreglo inicial) es sometido a deformaciones significativas y grandes cambios de formas. La relación entre área superficial y el volumen de trabajo es muy pequeña. [41]

1.7.6.2.1. Herramientas usadas en el proceso.

La literatura menciona que, para trabajar con los materiales, se utilizan principalmente rodillos cilíndricos, troqueles y pistones. [41]

1.7.6.2.2. Proceso de Rolado (laminado).

Proceso de deformación por compresión; se hace pasar las placas de metal entre 2 rodillos opuestos giratorios los cuales trabajan sobre el material estirándolo y comprimiéndolo a la vez. Se obtiene una reducción en el espesor del material por fuerzas de compresión. [41]

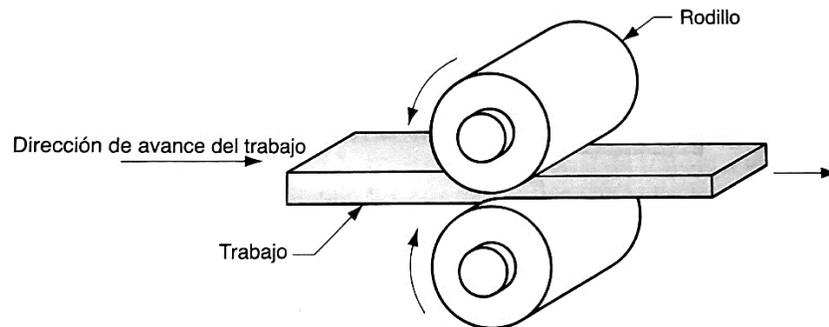


Fig. 1-83 Proceso de laminación, específicamente laminado plano. [41]

El laminado en caliente se caracteriza frecuentemente por una condición llamada adherencia, en la cual la superficie caliente del material de trabajo se pega a los rodillos sobre el arco de contacto; esta condición ocurre a menudo en el laminado de aceros y aleaciones para alta temperatura cuando ocurre la adherencia el coeficiente de fricción puede ser tan alto como 0.7.

1.7.6.2.2.1. Laminado plano.

Involucra el laminado de planchas, tiras, láminas y placas, pieza de trabajo de sección transversal rectangular con un ancho mayor que el espesor.

En el laminado plano, se presiona el trabajo entre dos rodillos de manera que su espesor se reduce a una cantidad llamada draft. Además de reducir el espesor, el laminado incrementa usualmente el ancho del material de trabajo. Esto se llama

esparcido y tiende a ser más pronunciado con bajas relaciones entre ancho y espesor, así como con bajos coeficientes de fricción. [41]

1.7.6.2.2.2. Laminado de perfiles.

El proceso se realiza pasando el material de trabajo a través de rodillos que tienen impreso el reverso de la forma deseada. [41]

En el laminado y perfiles, el material de trabajo se forma para generar un contorno en la sección transversal. Los productos hechos por este procedimiento incluyen perfiles de construcción como vigas en I, en L y canales en U.

1.7.6.2.2.3. Laminado de cuerdas.

El laminado de cuerda se usa para formar cuerdas en piezas cilíndricas mediante su laminación entre dos troqueles. Es el proceso comercial más importante para producción masiva de componentes con cuerdas externas, por ejemplo, pernos y tornillos. [41]

1.7.6.2.2.4. Laminado de anillos.

El laminado de anillos es un proceso de deformación que lamina las paredes gruesas de un anillo para obtener anillos de paredes más delgadas, pero de un diámetro mayor.

Conforme el anillo de paredes gruesas se comprime, el material se alarga, ocasionando que el diámetro del anillo se agrande. Ejemplo, llantas de acero para ruedas de ferrocarril y cinchos para tubos. [41]

1.7.6.2.2.5. Laminado de engranes.

Proceso de formado en frío que produce ciertos engranes. La industria Automotriz es un importante usuario de estos productos. [41]

1.7.6.2.2.6. Perforado de rodillos.

Es un proceso especializado de trabajo en caliente para hacer tubos sin costuras de paredes gruesas. [41]

1.7.6.2.3. Proceso de Forjado.

Proceso de deformación por compresión; se comprime la pieza de trabajo entre dos troqueles usando impacto (usando una máquina llamada martinete de forja) o presión gradual (usando una máquina llamada prensa de forjado), es así como se imprime la forma del troquel en el material. Este proceso puede trabajarse tanto en caliente como en frío. [41]

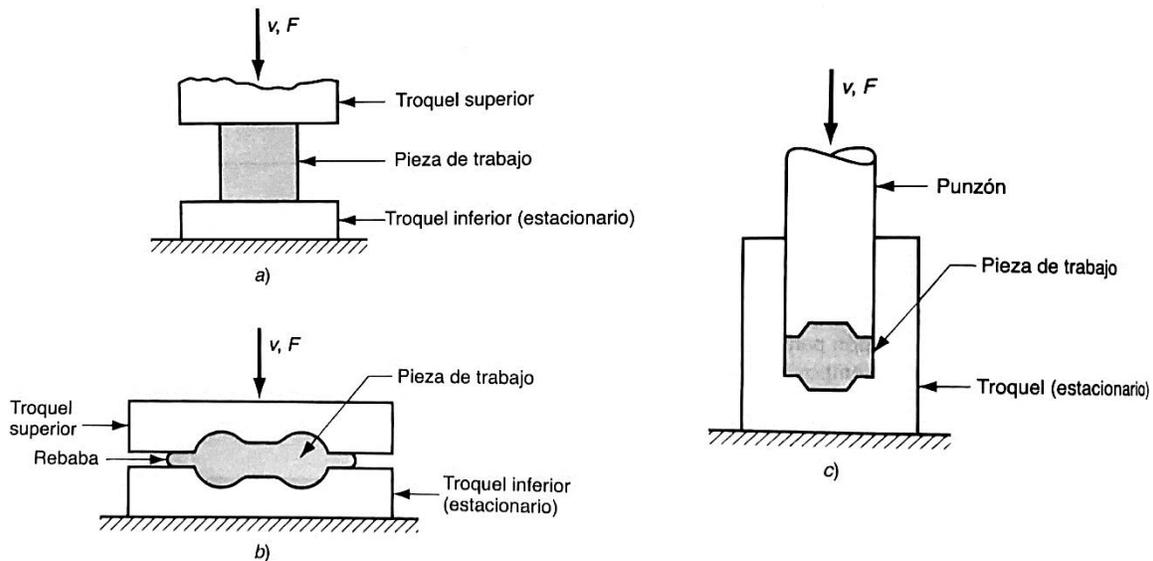


Fig. 1-84 Tres tipos de operación de forja ilustrados por diagramas de sección transversal: a) forjado en troquel abierto, b) forjado en troquel impresor, c) forjado sin rebaba. [41]

Bajo este proceso, se fabrican componentes de alta resistencia para la industria automotriz (cigüeñales, engranes, bielas), aeroespacial (componentes estructurales, piezas para turbina y motores de propulsión) y otras aplicaciones. El forjado en frío es utilizado para obtener componentes con alta resistencia, debido al endurecimiento por deformación del componente. [41]

1.7.6.2.3.1. Forjado en troquel abierto.

Proceso en el cual el trabajo se comprime entre dos troqueles planos, permitiendo que el metal fluya sin restricciones en una dirección lateral respecto a las superficies del troquel. [41]

Las operaciones se pueden realizar utilizando troqueles convexos, troqueles cóncavos y por secciones.

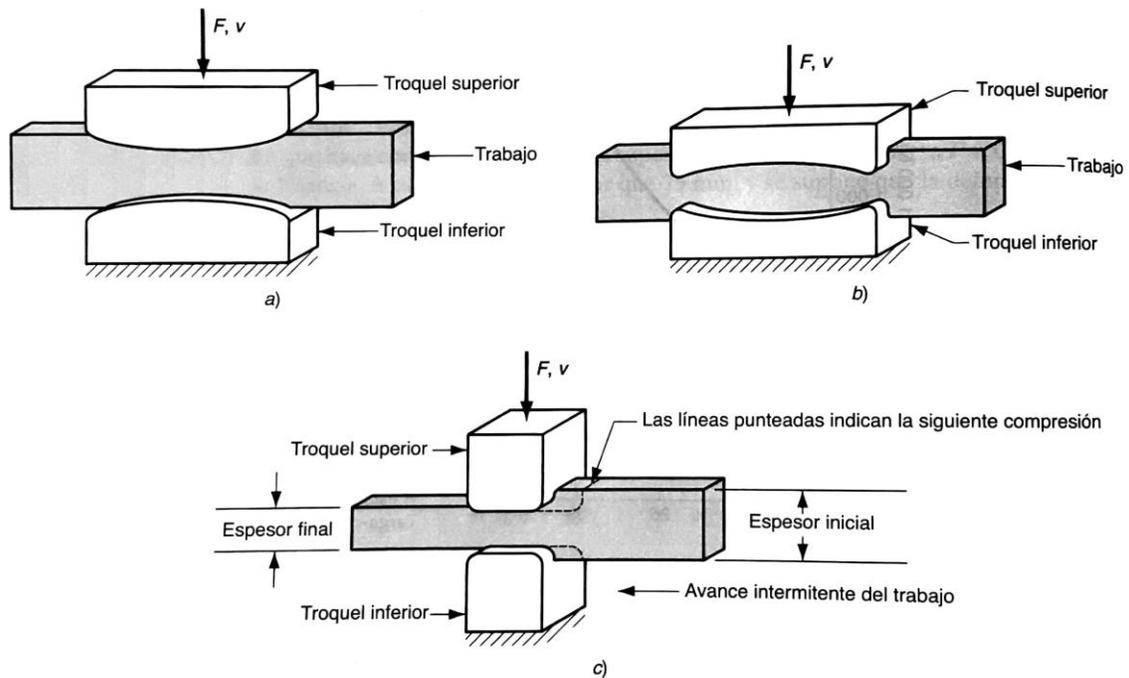


Fig. 1-85 Varias opciones de forjado en troquel abierto: a) con troqueles convexos, b) con troqueles cóncavos, c) por secciones. [41]

En la industria del acero, el proceso de forjado en troquel abierto produce formas rudimentarias como grandes lingotes cuadrados para convertirlos en secciones redondas.

1.7.6.2.3.2. Forjado en troquel impresor (forjado en troquel cerrado).

Proceso en el cual la figura del troquel se imprime sobre la superficie de trabajo por el efecto de la compresión de la herramienta (durante la operación). Esta operación da como resultado, el flujo de una parte del material más allá del troquel (excede el contorno del troquel), lo cual se conoce como rebaba (exceso de metal) y debe ser removido posteriormente para conseguir la pieza final. [41]

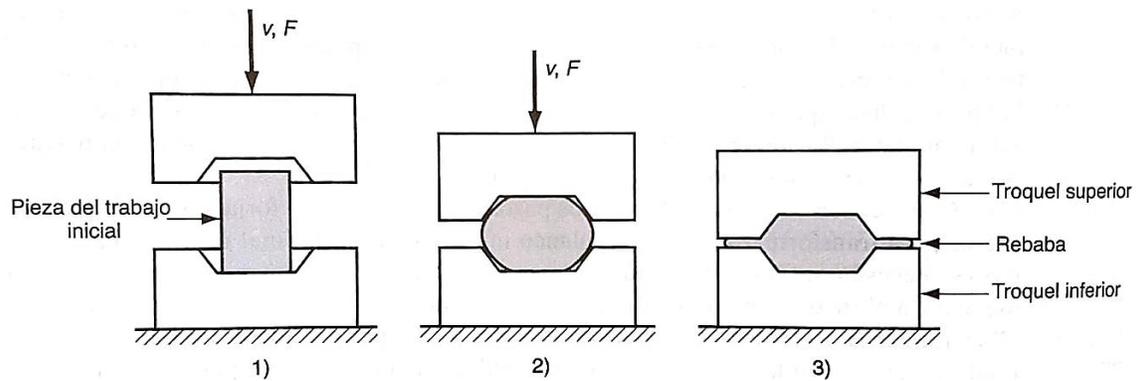


Fig. 1-86 Secuencia en el forjado con troquel impresor: 1) antes del contacto inicial, 2) compresión parcial, 3) cerradura final de los troqueles, ocasionando la formación de rebaba entre las placas del troquel. [41]

1.7.6.2.3.3. Forjado sin rebaba (forjado en troquel cerrado real).

Proceso en el cual la figura del troquel se imprime sobre la superficie de trabajo por el efecto de la compresión de la herramienta sin crear rebaba (o excedentes); el troquel restringe completamente el material de trabajo dentro de la cavidad. [41]

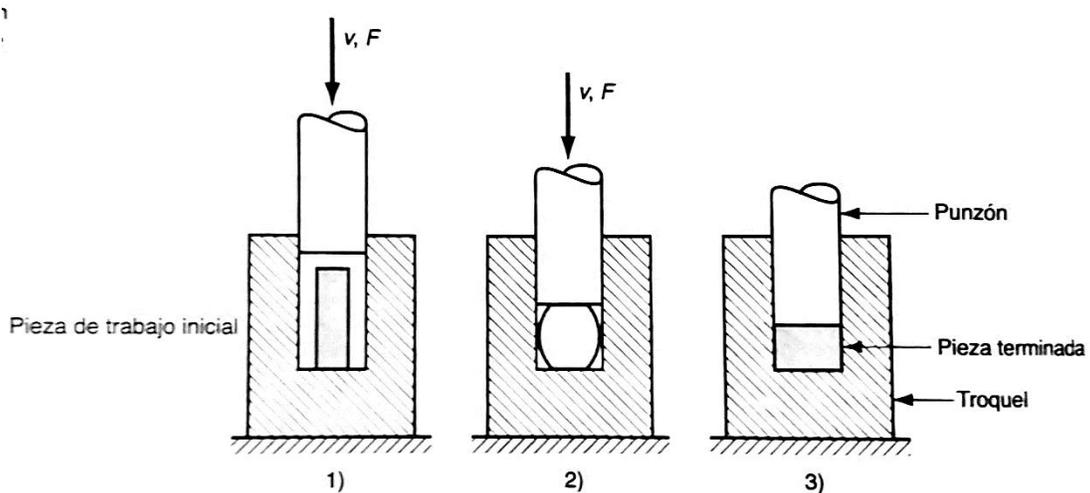


Fig. 1-87 Forjado sin rebaba: 1) antes del contacto inicial con la pieza de trabajo, 2) compresión parcial, 3) final de la carrera del punzón y cierre del troquel. [41]

El forjado sin rebaba involucra el control del volumen de material de trabajo, debido a que éste debe ser igual al volumen de la cavidad del troquel; por esta naturaleza es que el proceso es capaz de manufacturar piezas geométricas simples y simétricas.

1.7.6.2.3.4. Acuñaado.

Forjado sin rebaba que permite la impresión a detalle del troquel superior e inferior sobre la pieza de trabajo. Ejemplo, acuñación de monedas. [41]

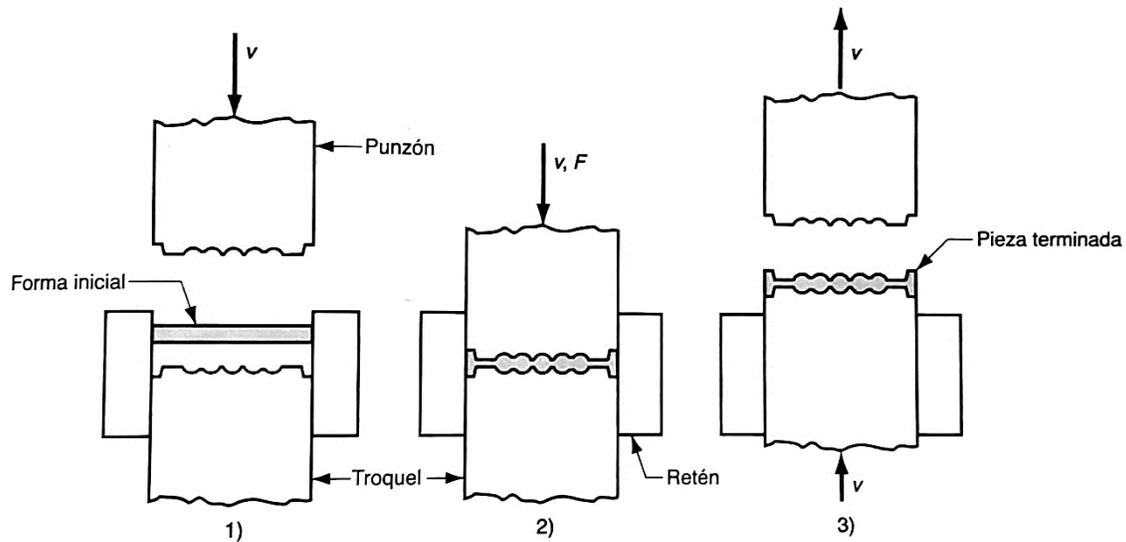


Fig. 1-88 Operación de acuñación: 1) inicio del ciclo, 2) tiempo de compresión, 3) remoción de la pieza terminada. [41]

1.7.6.2.3.5. Recortado.

Operación con el objetivo de remover la rebaba de la pieza de trabajo en el forjado con troquel impresor. Puede realizarse por cizallamiento y en casos necesarios se puede hacer por medio del esmerilado o aserrado. [41]

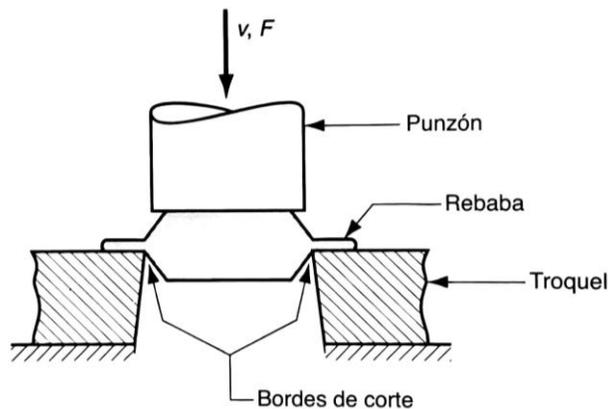


Fig. 1-89 Operación de recorte para remover la rebaba después del forjado con troquel impresor. [41]

1.7.6.2.3.6. Recalcado.

Es una operación de deformación en la cual la pieza de trabajo cilíndrica aumenta su diámetro y reduce su longitud. Puede llevarse a cabo en troquel abierto o en troquel cerrado. Algunos ejemplos de productos obtenidos bajo esta operación son clavos, pernos y productos similares.

El proceso es alimentado por barras o alambres; se forma las cabezas con extremos de las barras y luego se corta la pieza a la longitud deseada. [41]

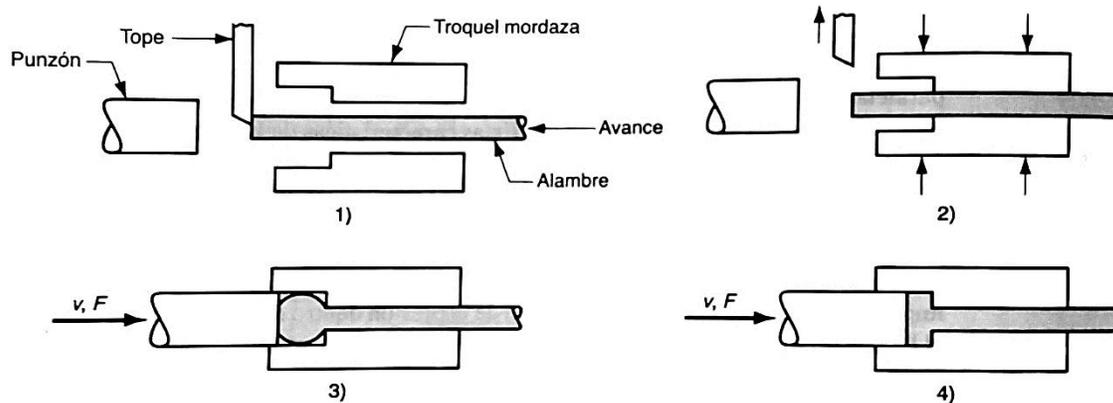


Fig. 1-90 Operación para formar la cabeza de un perno o similar. El ciclo consiste en: 1) el alambre se alimenta hasta el tope, 2) los troqueles mordaza se cierran apretando el material y el tope se retira, 3) el punzón avanza, 4) toca fondo para formar la cabeza. [41]

1.7.6.2.3.7. Estampado (suajado) con forja y forjado radial.

Ambos son procesos para reducir el diámetro de un tubo o barra sólida. El estampado puede trabajarse con troqueles rotatorios que golpean la pieza de trabajo para crear una sección ahusada.

El forjado radial es un proceso para reducir el diámetro de un tubo o barra sólida; se utilizan troqueles que no giran alrededor de la pieza de trabajo (es la pieza la que gira dentro de los troqueles). [41]

1.7.6.2.3.8. Forjado con rodillos.

Proceso de deformación usado para reducir la sección transversal de una pieza de trabajo cilíndrica o rectangular. Se usan una serie de rodillos opuestos con canales que igualan la forma requerida por la pieza final. [41]

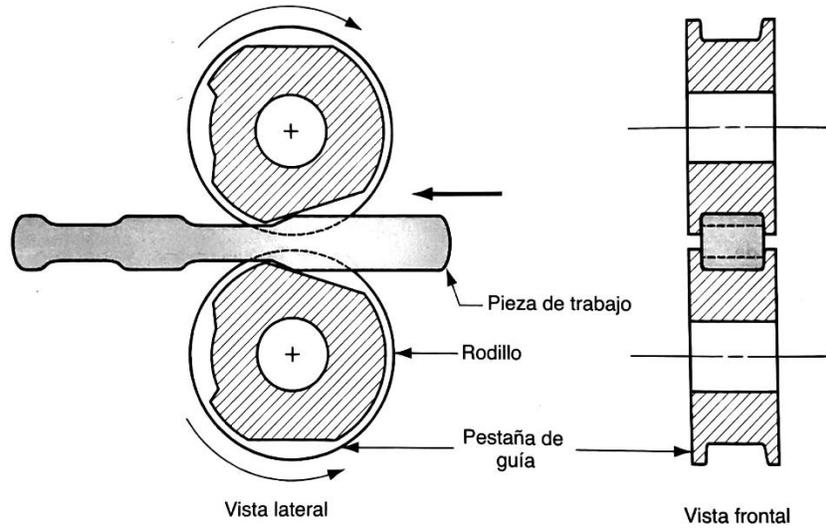


Fig. 1-91 Forjado con rodillos. [41]

1.7.6.2.3.9. Forjado orbital.

Proceso de deformación que utiliza un troquel superior en forma de cono que presiona y gira simultáneamente sobre la pieza de trabajo; el troquel inferior cuenta con una cavidad donde el material está bajo compresión. [41]

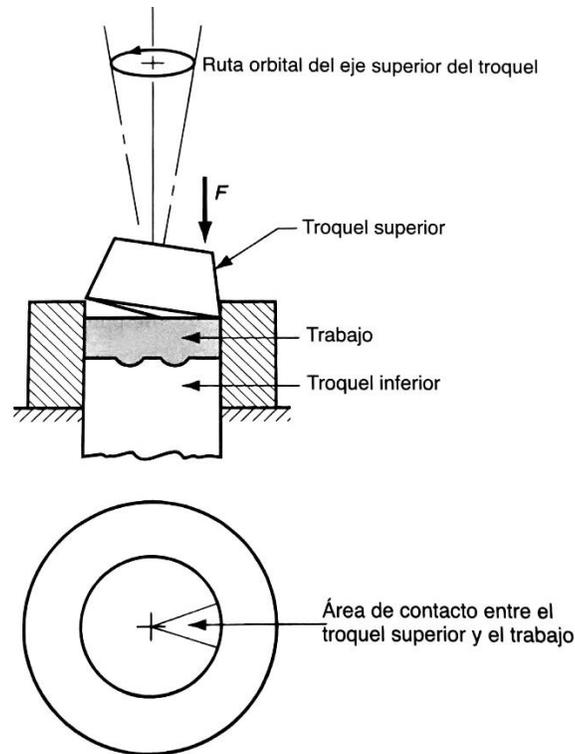


Fig. 1-92 Forjado orbital. [41]

1.7.6.2.3.10. Punzonado.

Proceso de deformación el cual prensa una forma endurecida de acero sobre un bloque de acero suave (mediante el uso de una prensa hidráulica). Es común en la manufactura de moldes para moldeo de plásticos y fundición de troqueles. [41]

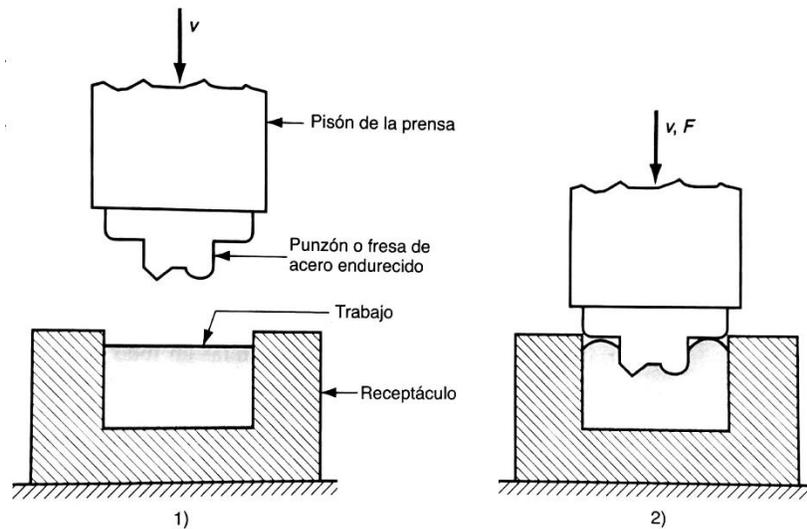


Fig. 1-93 Punzonado: 1) antes de la deformación, 2) al completarse el proceso. [41]

1.7.6.2.3.11. Forjado isotérmico.

Proceso en el cual los troqueles están sometidos a temperaturas elevadas durante la deformación de la pieza de trabajo (algunas veces se lleva acabo al vacío para evitar la oxidación del material del troquel). Es usado para forjar metales como el titanio, superaleaciones y piezas complejas. [41]

1.7.6.3. Proceso de Extrusión.

Proceso de deformación por compresión; se hace pasar el metal por una abertura de un troquel (dado) tomando la forma transversal de éste. [41]

Ventajas del proceso de extrusión:

1. Se puede extruir una gran variedad de formas (configuración geométrica transversal).
2. Se puede extruir en frío o en caliente; cada una puede mejorar la estructura del grano y las propiedades de resistencia.
3. Pueden usarse tolerancias estrechas.
4. En algunos casos, es posible generar poco o no tener desperdicio de material.

1.7.6.3.1. Extrusión directa.

El material (metal) es cargado en un recipiente, un pistón fuerza la salida del material (fluye) a través de una o varias aberturas en un troquel al extremo opuesto del recipiente. [41]

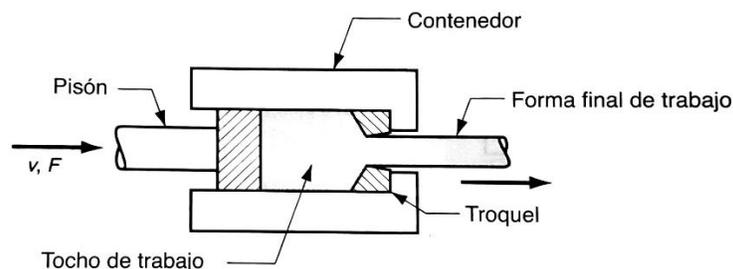


Fig. 1-94 Extrusión directa. [41]

1.7.6.3.2. Extrusión en caliente.

Proceso que involucra el calentamiento previo del material de trabajo a una temperatura por encima de su temperatura de cristalización. [41]

Ventajas:

1. Reduce la resistencia y aumenta la ductilidad del metal.
2. Reducción de fuerza en el pistón (máquina-herramienta).

Los materiales comunes usados en esta operación son: aluminio (también usado en la extrusión en frío), cobre, magnesio, zinc, estaño, aleaciones de acero.

1.7.6.3.3. Extrusión en frío.

Proceso de extrusión por debajo de la temperatura de recristalización. [41]

Ventajas:

1. Mayor resistencia del material (endurecimiento por deformación).
2. Tolerancias estrechas.
3. No es necesario calentar el material de trabajo.
4. Mejor acabado superficial (en comparación con la extrusión en caliente).
5. No hay oxidación en la superficie de los materiales (máquina-herramienta).
6. Son posibles altas velocidades de producción.

1.7.6.3.4. Proceso de extrusión continuo y proceso de extrusión discreto.

El proceso de extrusión continuo opera por un período indefinido de tiempo, produciendo secciones muy largas en un solo ciclo. [41]

El proceso de extrusión discreto genera una sola pieza por ciclo.

1.7.6.3.5. Extrusión por impacto.

En este proceso, un punzón golpea a la pieza de trabajo. Se realiza a altas velocidades y carreras más cortas que la extrusión convencional. [41]

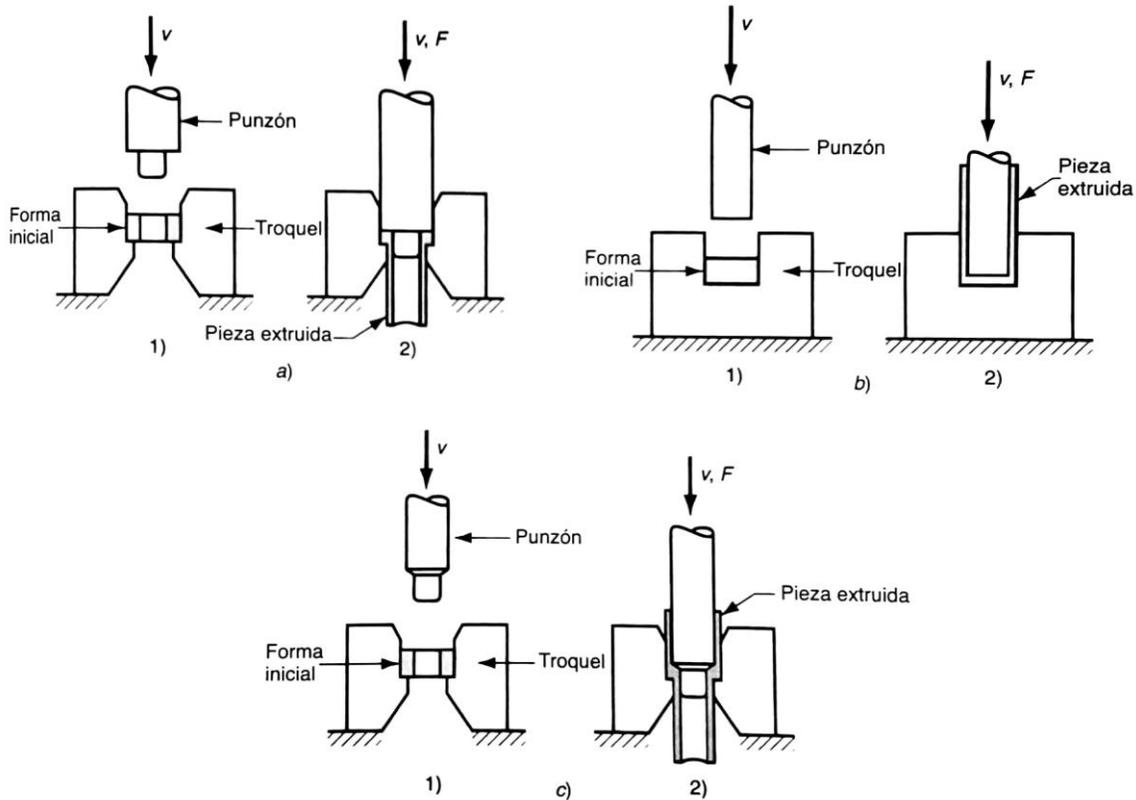


Fig. 1-95 Varios ejemplos de extrusión por impacto: a) hacia adelante, b) hacia atrás, c) combinación de las dos. [41]

1.7.6.3.6. Extrusión hidrostática.

Proceso cuyo objetivo es reducir la fricción que hay entre el material de trabajo, el contenedor y la abertura del troquel; se coloca un fluido y el material de trabajo dentro del recipiente, se acciona al pistón provocando que el fluido empuje el material a través de la abertura del troquel (reducción de fricción). [41]

1.7.6.4. Estirado.

Proceso de formado; se hace pasar un alambre o barra a través de la abertura de un troquel para reducir el diámetro del material. Se obtiene una reducción en el diámetro del material. [41]

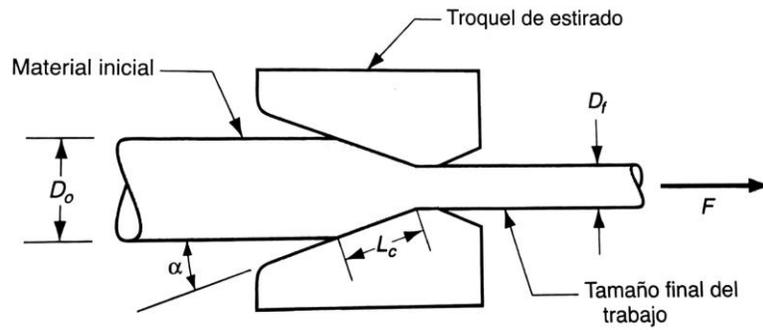


Fig. 1-96 Estirado de barras, varillas o alambre. [41]

1.7.6.4.1. Estirado de barras.

Enfocado en el estirado de barras y varillas de diámetro grande; se realiza generalmente como una operación de estirado simple (el material se jala a través de la abertura del troquel). [41]

1.7.6.4.2. Estirado de alambres.

El alambre (a partir de rollos) se estira y se hace pasar a través de una serie de troqueles (de 4 a 12 troqueles); se puede realizar bajo un estirado continuo debido a que los rollos de alambre pueden soldarse a punto. [41]

2. Conformado incremental.

Los procesos de conformado incremental están destinados a la producción de piezas con geometrías complejas a partir de chapas metálicas (en nuevas aplicaciones se están utilizando polímeros). La fabricación de las piezas se logra a través de la generación de sucesivas trayectorias (operación crítica) y pequeñas deformaciones plásticas sobre la chapa, hasta que la suma de las pequeñas deformaciones configure la forma deseada. [42]

La literatura no dicta que, el proceso de deformación incremental consiste en deformar la chapa metálica mediante una herramienta esférica la cual está en contacto con el material. Esta, sigue la trayectoria de un programa hecho mediante un software especializado (CAM).

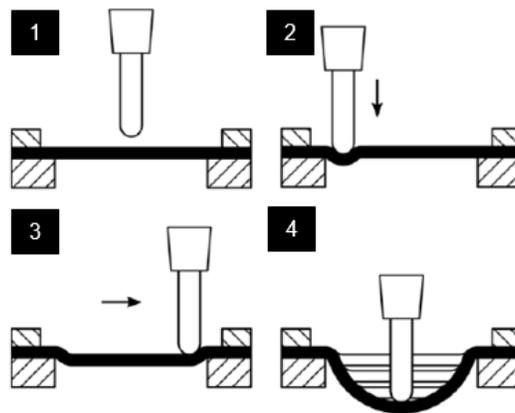


Fig. 2-1 Principio básico del proceso de conformado incremental mono-punto. Placa anclada a la base. 1) Posición de la herramienta con punta esférica justo antes de iniciar el proceso, 2) Inicio del proceso de conformado, 3) La herramienta sigue un patrón pre definido el cual deforma gradualmente la placa, 4) Representación de los pasos incrementales generados por el patrón hasta conseguir la pieza final. [43]

La literatura nos dicta [49], que hay dos clasificaciones para el proceso de conformado incremental:

1) Conformado convencional (CISF):

Es este proceso se deforma progresiva y puntualmente una chapa (metal o polímero) usando una herramienta con punta esférica controlada por una máquina de control numérico (CNC). No hay otra(s) herramienta(s) que deforme(n) el material a la figura deseada (ej. contra molde, troquel). El conformado convencional se divide a su vez en:

a) Conformado incremental mono-punto (SPIF).

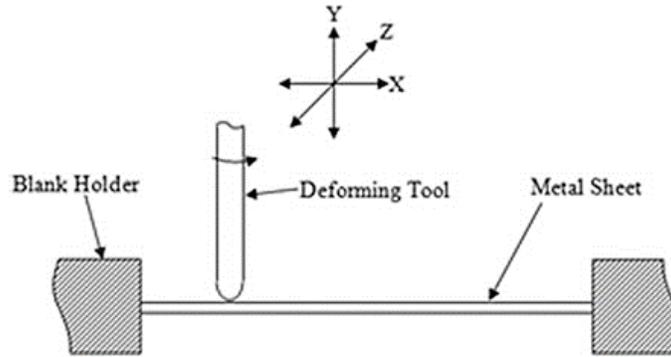


Fig. 2-2 Esquema básico del conformado incremental mono-punto (SPIF) [49].

b) Conformado incremental de dos puntos (TPIF).

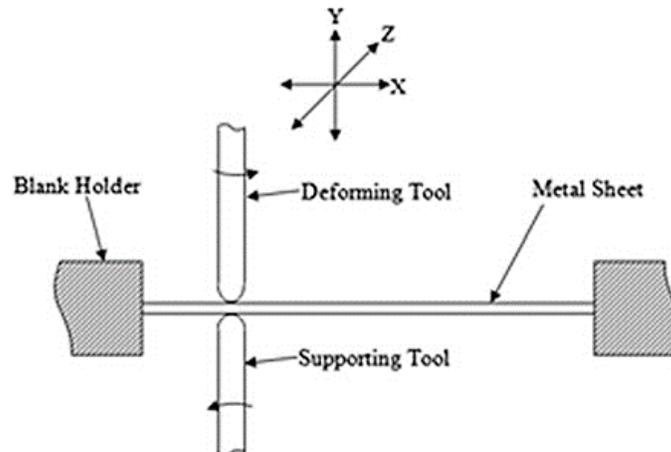


Fig. 2-3 Esquema básico del conformado incremental de dos puntos (TPIF). [49]

2) Conformado híbrido (HISF):

Se deforma progresiva y puntualmente una chapa (metal o polímero) usando una herramienta con punta esférica controlada por una máquina de control numérico (CNC), mientras que del otro lado de la chapa se encuentra soportada por un líquido hidráulico presurizado, un contra-molde o un troquel para conseguir la figura y tamaño de pieza deseada. El conformado híbrido se divide a su vez en:

a) Conformado incremental hidro-formado (SPIHF).

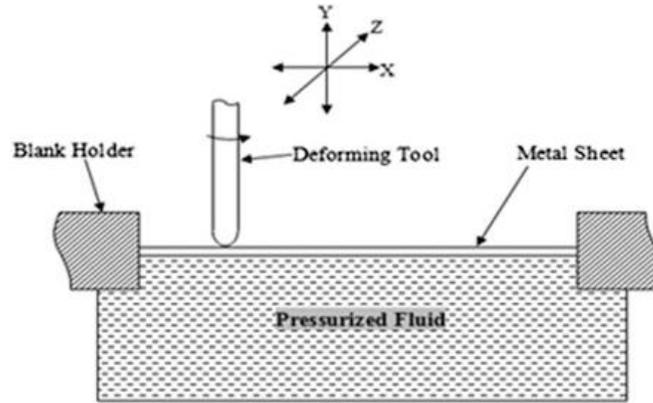


Fig. 2-4 Esquema básica del conformado incremental hidro-formado (SPIHF). [49]

b) Conformado incremental de dos puntos con una matriz parcial (TPIFPD).

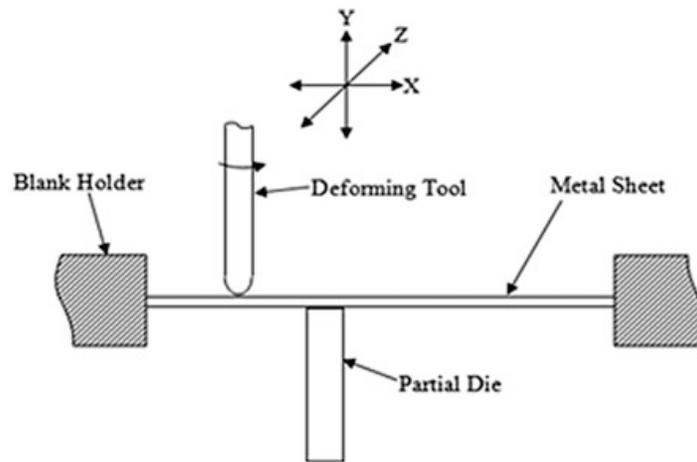


Fig. 2-5 Esquema básico del conformado incremental de dos puntos con una matriz parcial (TPIFPD). [49]

c) Conformado incremental de dos puntos con una matriz completa (TPIFFD).

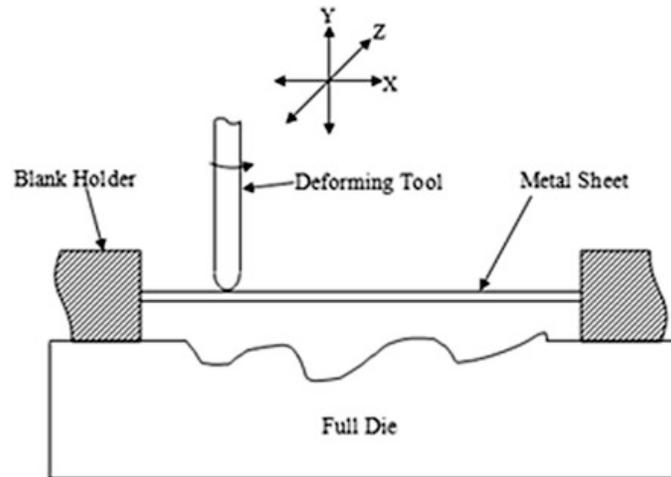


Fig. 2-6 Esquema básico del conformado incremental de dos puntos con una matriz completa (TPIFFD). [49]

2.1. Conformado incremental – Deformación positiva.

Proceso de conformado (por deformación) en la cual la herramienta está en contacto con la superficie externa de la geometría; el marco realiza su carrera de descenso a la vez que la herramienta presiona la chapa metálica.

Permite fabricar piezas con precisión en la parte externa de la geometría debido a que se controlan las dimensiones y tolerancias (cuando es esta la superficie la que interesa tener controlada). [46]

2.2. Conformado incremental – Deformación negativa.

Proceso de conformado (por deformación) en la cual la herramienta está en contacto con la superficie interna de la geometría; la herramienta sigue una trayectoria, penetrando progresivamente en la chapa metálica, dejando una geometría en su paso. La geometría final en este proceso, no es igual (no cumple) al diseño en CAD deseado, por lo que se sugieren realizar operaciones extra, como el escalado o la compensación en el modelo 3D, para poder fabricar una pieza cuya geometría sea óptima para la cual fue diseñada.

Permite fabricar piezas con precisión en la parte interna de la geometría debido a que se controlan las dimensiones y tolerancias (cuando es esta la superficie la que interesa tener controlada). [46]

3. Single point incremental forming (SPIF).

3.1. Introducción al conformado incremental mono-punto.

El proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF por sus siglas en inglés), consiste en el uso de una herramienta con punta esférica, la cual sigue un patrón pre establecido (llamado código G) manejada por un centro de maquinado CNC para deformar periféricamente y progresivamente una placa o chapa (hecha de metal o bien algún polímero) hasta conseguir la figura final del producto o pieza deseado, sin la necesidad de utilizar alguna configuración de troquel o punzón. [47]

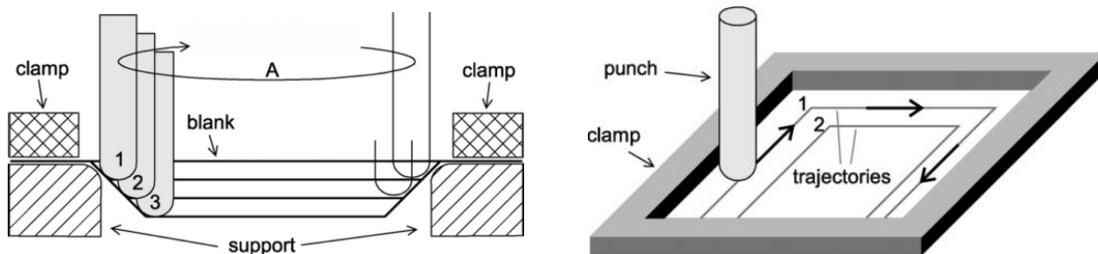


Fig. 3-1 Principio del conformado incremental mono-punto. [48]

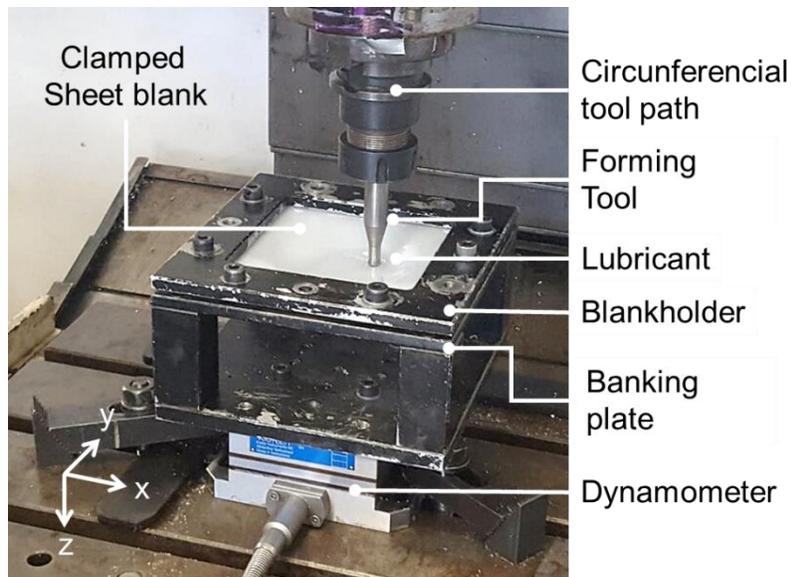


Fig. 3-2 Configuración básica del proceso de conformado incremental mono-punto (SPIF).

3.2. Ventajas y desventajas del conformado incremental mono-punto.

3.2.1. Ventajas del conformado incremental mono-punto [49] [50] [51] [52]:

1. Es un proceso rentable en caso de series reducidas de componentes especiales y prototipos.
2. Reduce los costos de uso máquina-herramienta, debido a que, en comparación con otros procesos de formado de metales (en los cuales utilizan matrices, troqueles, punzones, etc), este proceso solo necesita de una herramienta simple de soporte.
3. Fabricación de prototipos funcionales y de bajo costo.
4. Las piezas manufacturadas por conformado incremental pueden ser de chapa/placa metálica o bien de chapa/placa de polímero.
5. Se pueden fabricar piezas biocompatibles con el cuerpo humano.
6. Se pueden fabricar piezas con geometría compleja.
7. Se pueden utilizar software CAD/CAM comerciales para el proceso.
8. Se puede utilizar maquinas CNC verticales y brazos robóticos comerciales para el proceso.
9. El acabado superficial de la pieza puede mejorarse con el cambio de herramienta y parámetros de conformado.
10. El proceso en general es silencioso.

3.2.2. Desventajas del conformado incremental mono-punto [49] [50] [51] [52]:

1. Baja asertividad dimensional de las piezas.
2. En polímeros sucede el efecto de la recuperación del material a la deformación (conocida como springback en inglés).
3. La formalidad de las piezas es susceptible a la velocidad de deformación.
4. Moderado acabado superficial.
5. En ocasiones, el conformado incremental necesita de la aplicación de calor para mejorar la formabilidad del material.
6. Se requiere continua inspección durante la fabricación de piezas para asegurar la capacidad y calidad del proceso.

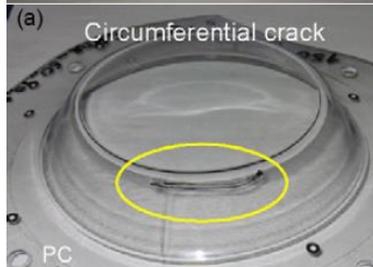
3.3. Defectos observados en piezas conformadas.

Defectos detectados en piezas manufacturadas por conformado incremental monopunto:

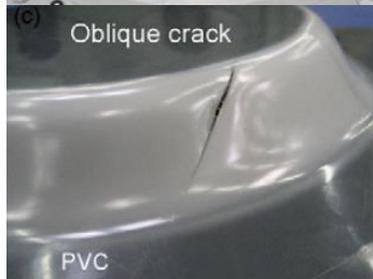
1. Arrugas [44]



2. Grieta en la circunferencia. [45]



3. Grieta oblicua. [45]



4. Desgarro de la pared por adelgazamiento en el espesor del material [43]



5. Defecto por colisión con la herramienta. [43]

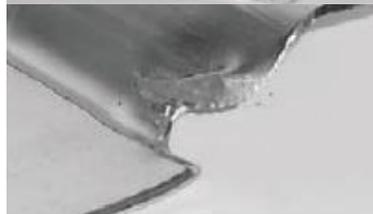


Tabla 3-1 Tabla con algunos de los principales defectos observados en piezas conformadas.

3.4. Parámetros fundamentales en el proceso de deformación incremental.

1. Geometría a desarrollar.
2. Trayectoria de la herramienta.
3. Tipo de herramienta.
4. Dimensiones de la herramienta.
5. Paso incremental (Step over).
6. Velocidad de avance de la herramienta.
7. Velocidad de rotación de la herramienta.
8. Espesor de la chapa/placa.
9. Chapa/placa metálica.
 - a. Acero inoxidable austenítico.
 - i. Buenas propiedades estructurales.
 - ii. Resistencia a la corrosión.
 - b. Acero convencional.
 - c. Aluminio.
 - d. Titanio.
 - i. Biocompatible.
 - ii. Lijero.
 - iii. Utilizado en la reconstrucción de cráneo-maxilofacial (craneoplastia aloplástica), base de implantes dentales, prótesis externas temporales e instrumentación quirúrgica.
 - iv. Ejemplo: TA1 Titanio puro, Grado 2.
10. Chapa/placa polimérica.
 - a. Policarbonato (PC).
 - i. No biocompatible.
 - b. Cloruro de Polivinilo (PVC).
 - i. Nonbiocompatible.
 - c. Polipropileno (PP).
 - i. No biocompatible.
 - ii. Buena formabilidad para el proceso SPIF.
 - iii. Alta temperatura de fusión.
 - d. Tereftalato de Polietileno (PET).
 - e. Poliamida (PA).
 - f. Polimetacrilato de metilo (PMMA).
 - g. Polieteretercetona (PEEK).
 - i. Biocompatible.
 - h. Hidroxapatita.
 - i. Promueve la integración de los implantes en el cuerpo.
 - i. Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE).
 - i. Biocompatible.
 - ii. Buena formabilidad para el proceso SPIF.
 - iii. Alta temperatura de fusión.

- j. Polycaprolactone (PCL).
 - i. Biocompatible.
- k. Polioximetileno (POM).
- l. Ácido polilactico (PLA)

3.5. Matriz comparativa de procesos de deformación de lámina.

	Estirado (Embutido)	Estampado	Rechazado	Conformado incremental
Costos	<ul style="list-style-type: none"> • Inversión en maquina y la herramienta depende del diseño del producto. • Alto costo de máquina-herramienta cuando el volumen de producción es bajo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Inversión en maquina y la herramienta depende del diseño del producto. • Alto costo de máquina-herramienta cuando el volumen de producción es bajo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Inversión en maquina y la herramienta depende del diseño del producto. • Alto costo de máquina-herramienta cuando el volumen de producción es bajo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Inversión en maquina y la herramienta . • Bajo costo de máquina-herramienta cuando el volumen de producción es bajo.
Calidad	<ul style="list-style-type: none"> • Buena calidad superficial. • Espesores controlados. • Dimensiones controladas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alta calidad superficial. • Espesores controlados. • Dimensiones controladas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alta calidad superficial. • Espesores controlados (excepto en el rechazado cortante y rechazado de tubos). • Dimensiones controladas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Moderada calidad superficial. • Variabilidad en espesores (depende de la geometría de la pieza). • Variabilidad dimensional.
Nivel de Producción	<ul style="list-style-type: none"> • Alto volumen de producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alto volumen de producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alto volumen de producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • Bajo volumen de producción. • Piezas únicas (diseño personalizado).
Velocidad de producción	<ul style="list-style-type: none"> • Moderada velocidad (puede tomar desde segundos hasta algunos minutos). 	<ul style="list-style-type: none"> • Alta velocidad (segundos). 	<ul style="list-style-type: none"> • Moderada velocidad (puede tomar desde segundos hasta algunos minutos). 	<ul style="list-style-type: none"> • Baja velocidad (puede tomar minutos hasta horas).
Aplicaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Empaque de alimentos y bebidas. • Automotriz, férreo, marítimo, aeroespacial. • Electrodomésticos. • Utensilios domésticos. • Mobiliario. 	<ul style="list-style-type: none"> • Automotriz. • Productos de consumo masivo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Automotriz, aeroespacial. • Productos de consumo masivo. • Utensilios domésticos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Rapid manufacturing: Automotriz, férreo, marítimo, aeroespacial. • Aplicaciones biomédicas, biomecánicas. • Arquitectónico. • Dental.

Tabla 3-2 Matriz comparativa del proceso de deformación de lámina: embutido, estampado, rechazado y conformado incremental.

3.6. Matriz comparativa de ventajas y desventajas de los procesos de deformación de lámina.

	Estirado (Embutido)	Estampado	Rechazado	Conformado incremental
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Endurecimiento de la pieza por deformación. • Espesores de las paredes de la pieza uniformes. • Buen acabado superficial de la pieza. • No requiere de aplicación de lubricantes en la superficie del material durante la producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • Endurecimiento de la pieza por deformación. • Espesores de las paredes de la pieza uniformes. • Buen acabado superficial de la pieza. • Alto volumen de producción debido a la reproducibilidad de la pieza. • Alta velocidad de producción. • Alta automatización del proceso. • No requiere aplicación de calor. • No requiere de aplicación de lubricantes en la superficie del material durante la producción. • Tolerancias más bajas en comparación con los demás procesos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Endurecimiento de la pieza por deformación. • Espesores de las paredes de la pieza uniformes. • Buen acabado superficial de la pieza. • No requiere de aplicación de lubricantes en la superficie del material durante la producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • No requiere de alta producción para ser rentable. • Capacidad de fabricar piezas con alta complejidad geométrica en poco tiempo (minutos). • Requiere de menor inversión de herramienta. • Se pueden crear prototipos funcionales mediante este proceso. • La piezas pueden fabricarse con chapa metálica y/o chapa de polímero. • El proceso puede fabricar piezas biocompatibles para el cuerpo humano. • Se pueden usar los sistemas CAD/CAM actuales para maquinar las piezas.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere de alta producción para ser rentable. • Inversión en máquina-herramienta bajo un diseño espacial: un punzón y un troquel. • La máquina-herramienta requiere mantenimiento preventivo. • No se pueden generar piezas por debajo de los 90° en un solo paso. • Defectos creados sobre la pieza debido a la velocidad de producción. 	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere de alta producción para ser rentable. • Inversión en máquina-herramienta bajo un diseño espacial: un punzón y un troquel. • La máquina-herramienta requiere mantenimiento preventivo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere de alta producción para ser rentable. • Inversión en máquina-herramienta bajo un diseño espacial: un mandril. • Solo puede generar piezas de simetría axial. • La máquina-herramienta requiere mantenimiento preventivo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alta recuperación del material (springback). • Sensibilidad a la velocidad de deformación. • Necesidad de uso de lubricantes durante la producción. • Espesores variables. • Baja velocidad de producción. • Moderada automatización del proceso. • Moderada calidad superficial. • En ocasiones, requiere de aplicación de calor. • Requiere del control del proceso para asegurar la reproducibilidad de las piezas.

Tabla 3-3 Matriz comparativa de las ventajas y desventajas entre los procesos de deformación de chapa: embutido, estampado, rechazado y conformado incremental.

3.7. Características clave del conformado incremental [50] [51].

	Conformado incremental
Costos	<ul style="list-style-type: none">• Inversión en maquina y la herramienta .• Bajo costo de máquina-herramienta cuando el volumen de producción es bajo.
Calidad	<ul style="list-style-type: none">• Moderada calidad superficial.• Variabilidad en espesores (depende de la geometría de la pieza).• Variabilidad dimensional.
Nivel de Producción	<ul style="list-style-type: none">• Bajo volumen de producción.• Piezas únicas (diseño personalizado)
Velocidad de producción	<ul style="list-style-type: none">• Baja velocidad (puede tomar minutos hasta horas).
Aplicaciones	<ul style="list-style-type: none">• Rapid manufacturing: Automotriz, férreo, marítimo, aeroespacial.• Aplicaciones biomédicas, biomecánicas.• Arquitectónico.• Dental.

Tabla 3-4 Características del conformado incremental: costos, calidad, nivel de producción, velocidad de producción y aplicaciones.

3.8. Herramienta y equipo utilizado en el conformado incremental mono-punto.

3.8.1. Herramienta.

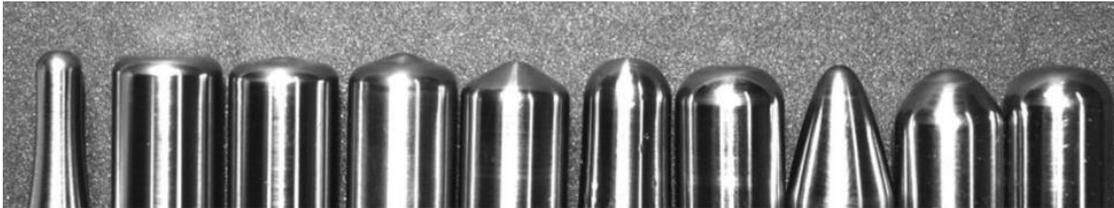


Fig. 3-3 Ejemplos de formas y diámetros en la punta de las herramientas. [50]

3.8.2. Blankholder.

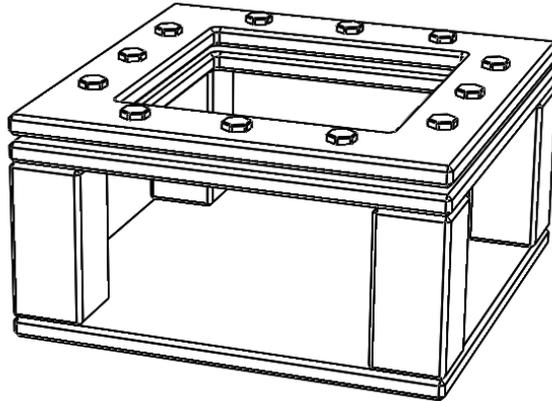


Fig. 3-4 Representación gráfica de un blankholder típico usado para la sujeción de la chapa.

3.8.3. Equipos para el conformado SPIF.



Fig. 3-5 1) Máquina de control número (CNC), 2) Brazo robótico.

3.9. Aplicación en el área médica del conformado incremental mono-punto.

a) Implante de cráneo – Propuesta de diseño y prototipo en HDPE.

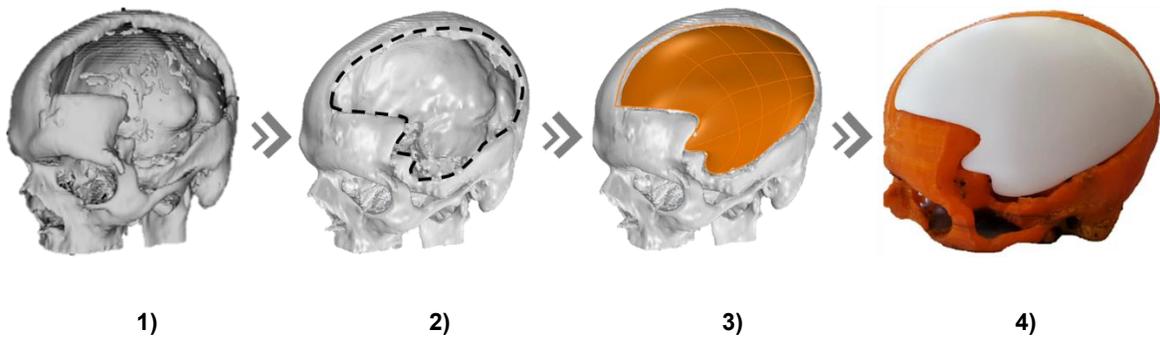


Fig. 3-6 Caso clínico real utilizado para la revisión de la metodología para diseñar y conformar prótesis de cráneo: 1) DICOM, 2) DICOM a modelo CAD, estudio de la región donde se realizará la reconstrucción del cráneo, 3) Modelo 3D del cráneo y la aproximación del diseño de la prótesis (en color naranja), 4) Impresión del biomodelo y la presentación de la prótesis final de cráneo.



Fig. 3-7 1) Modelo 3D del cráneo y la aproximación del diseño de la prótesis (en color naranja), 2) Diseño de la generatriz, diseño de la estrategia de conformado y fabricación de la pieza, 3) Impresión del biomodelo y la presentación de la prótesis final de cráneo.

El caso clínico, permitió revisar y comprobar la metodología de trabajo para el desarrollo de prótesis de cráneo por conformado incremental mono-punto.

Parámetros definidos para el conformado de la prótesis:

1. *Material de la chapa: HDPE*
2. *Diámetro de la herramienta (mm.): 8 mm*
3. *Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 0 rpm*
4. *Paso incremental Δz (mm): 0.25 mm*
5. *Velocidad de la mesa f (mm/min): 3000 mm/min*
6. *Conformado: cónico*
7. *Lubricante: Mineral parafínico*
8. *Estrategia de conformado: conformado cónico (generatriz más prótesis, 1 pasada) + zigzag (zona de la prótesis, 1 pasada)*

b) Implante de cráneo – Fabricado en PCL. [53]

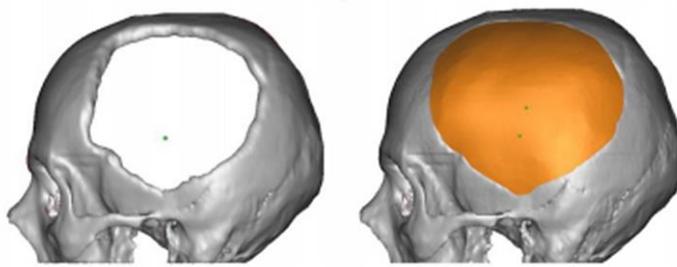
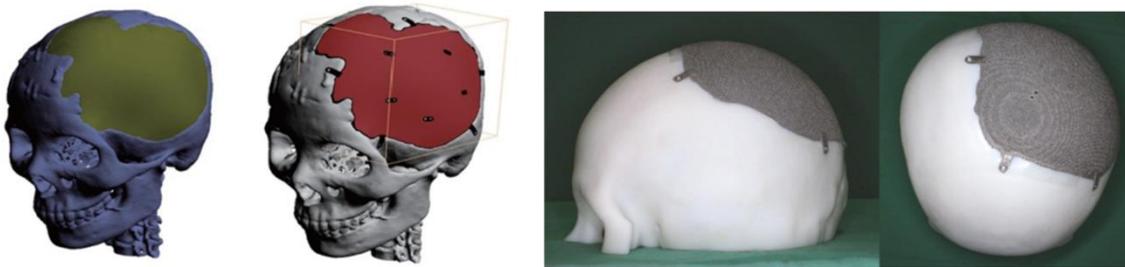


Fig. 3-8 Modelo 3D del cráneo y la aproximación al diseño de la prótesis (en color naranja).

c) Implante de cráneo – Fabricado en Titanio. [54]



1)

2)

Fig. 3-9 1) Modelo 3D del cráneo y la aproximación al diseño de la prótesis (en color morado), 2) Prototipo de la prótesis.

d) Implante unicondilar de rodilla – Fabricado en UHMWPE. [55]

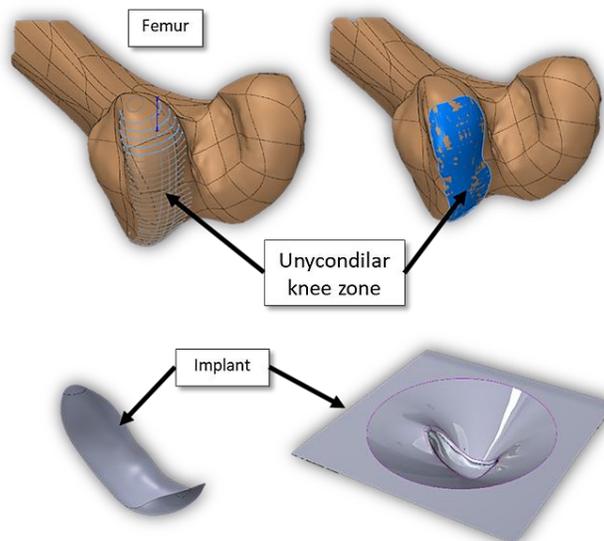


Fig. 3-10 Modelo 3D del Femur, la aproximación del diseño del implante y el diseño 3D de la generatriz para conformar el implante.

e) Base dental – Fabricado en Acero Inoxidable. [56]



Fig. 3-11 a) Base original, b) y c) Réplicas de la base dental fabricadas por conformado incremental mono-punto.

f) Prótesis de tobillo – Fabricado en Aluminio. [57]



Fig. 3-12 1) Parte interna, 2) Parte externa de la prótesis personalizada de tobillo.

3.10. Estudios realizados en SPIF con polímeros

La literatura nos brinda diferentes estudios realizados a polímeros durante el proceso de conformado incremental. Algunos estudios son:

1. Diseño de experimentos para evaluar la formabilidad de una serie de polímeros, incluyendo materiales bio-compatibles y no bio-compatibles, considerando una lista de parámetros que influyen en el proceso. [47]

Polímero	Bio-compatible / No bio-compatible
a) Cloruro de Polivinilo (PVC).	No bio-compatible.
b) Policarbonato (PC).	No bio-compatible.

c) Polipropileno (PP).	No bio-compatible.
d) Polycaprolactone (PCL).	Bio-compatible.
e) Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE).	Bio-compatible.

SPIF experimental results.

Test	Materials	Spindle speed S (rpm)	Maximum depth (mm)	Maximum angle (°)	Failure?
1	PVC	Free	42.5	89.5	YES
2		2000	43	90	Twisting without fracture
3	PC	Free	29	79.8	YES
4		2000	32.5	82.5	YES
5	PCL	Free	43	90	Small cracks and twisting
6		2000	43	90	Small cracks
7	PP	Free	43	90	NO
8		2000	43	90	NO
9	UHMWPE	Free	43	90	NO
10		2000	43	90	NO

Tabla 3-5 Tabla de resultados de un diseño de experimentos para la caracterización y comportamiento de 5 polímeros bajos la influencia de diferentes parámetros de conformado. [47]

2. Conformado incremental en polímeros. Investigación donde se evalúa la posibilidad de fabricar piezas de baja costo y baja producción por conformado incremental mono-punto (SPIF). [45]

Dentro del diseño de experimentos, se consideraron los siguientes polímeros:

- a) Polioximetileno (POM).
- b) Polietileno (PE).
- c) Poliamida (PA).
- d) Cloruro de Polivinilo (PVC).
- e) Policarbonato (PC).

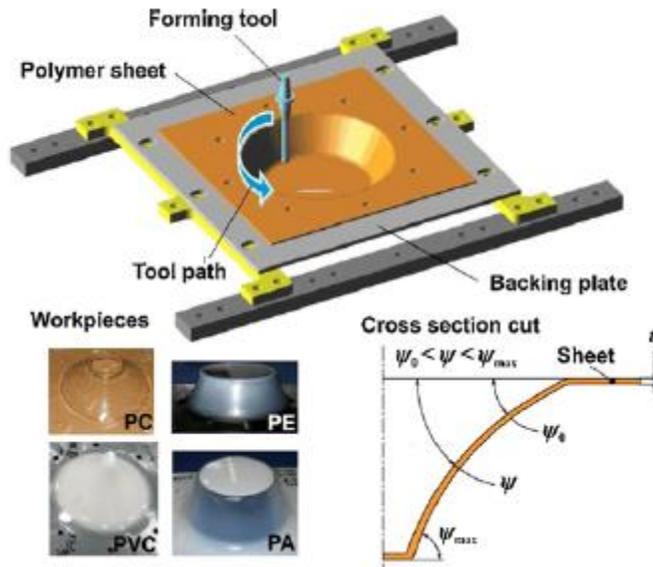


Fig. 3-13 Representación gráfica de la configuración utilizada para el conformado de las piezas. [45]

3. Conformado incremental mono-punto en polímeros. Investigación donde se realizan diseño de experimentos para observar la influencia que tienen los parámetros en la formabilidad del material. Se consideró trabajar con generatrices con diferentes ángulos de pared respecto a la profundidad de la pieza final. Para los experimentos se utilizaron chapas de polietileno (PE). [44]

Source	Low level	High level
Step size (mm)	0.2	1
Tool size (mm)	6	12
Feed rate (mm/min)	1000	3000
Spindle speed (rpm)	200	700

Tabla 3-6 Niveles asignados para el DoE con sus respectivos parámetros del proceso. [44]



Fig. 3-14 Imágenes de algunas de las formas conformadas en la chapa de polietileno (PE). [44]

4. Selección del material.

4.1. Biomateriales.

La biocompatibilidad es un término descriptivo que indica la capacidad de un material para desempeñarse con una apropiada respuesta en un anfitrión, sin afectarle a éste sus funciones. En términos simples es la armonía entre los biomateriales y el tejido vivo. [59]

Los biomateriales son materiales de origen natural o artificial los cuales se utilizan para reconstruir, sustituir, reemplazar, reparar funciones o tejido vivo del cuerpo humano.

Se pueden emplear biomateriales para la fabricación de implantes (suturas, placas óseas, reemplazo de articulaciones, ligamentos, injertos vasculares, válvulas cardíacas, lentes intraoculares, implantes dentales, entre otros) utilizados para reemplazar y/o restaurar la función de tejidos u órganos traumatizados o degenerado, para ayudar en la curación, para mejorar alguna función, para corregir alguna malformación del cuerpo con el objetivo de mejorar la calidad de vida de los pacientes. [59]

HDPE	Polietileno de alta densidad	PET	Polietileno de tereftalato
KF	Klevar	PGA	Ácido poliglicólico
LCP	Polímero líquido cristalino	PHB	Ácido polihidroxibutírico
LDPE	Polietileno de baja densidad	PHEMA	Polihidroxietilmetacrilato
MMA	Metilmetacrilato	PLA	Ácido poli láctico
PA	Poliacetal	PLDLA	Poli(L-DL- ácido láctico)
PBT	Polibutileno de tereftalato	PLLA	Poli(L- ácido láctico)
PC	Policarbonato	PMA	Polimetilacrilato
PCL	Policopralactona	PMMA	Polimetilmetacrilato
PE	Polietileno	Polyglactin	Copolímero de PLA y PGA
PEA	Polietilacrilato	PP	Polipropileno
PEEK	Poliéter éter cetona	PS	Polisulfona
PEG	Polietilenglicol	PTFE	Politetrafluoroetileno
PELA	Copolímero de ácido láctico y polietilenglicol	PU	Poliuretano
UHMWPE	Polietileno de ultra alto peso molecular	PVC	Policloruro de vinilo

Tabla 4-1 Listado de polímeros bio-compatibles. [58] [59]

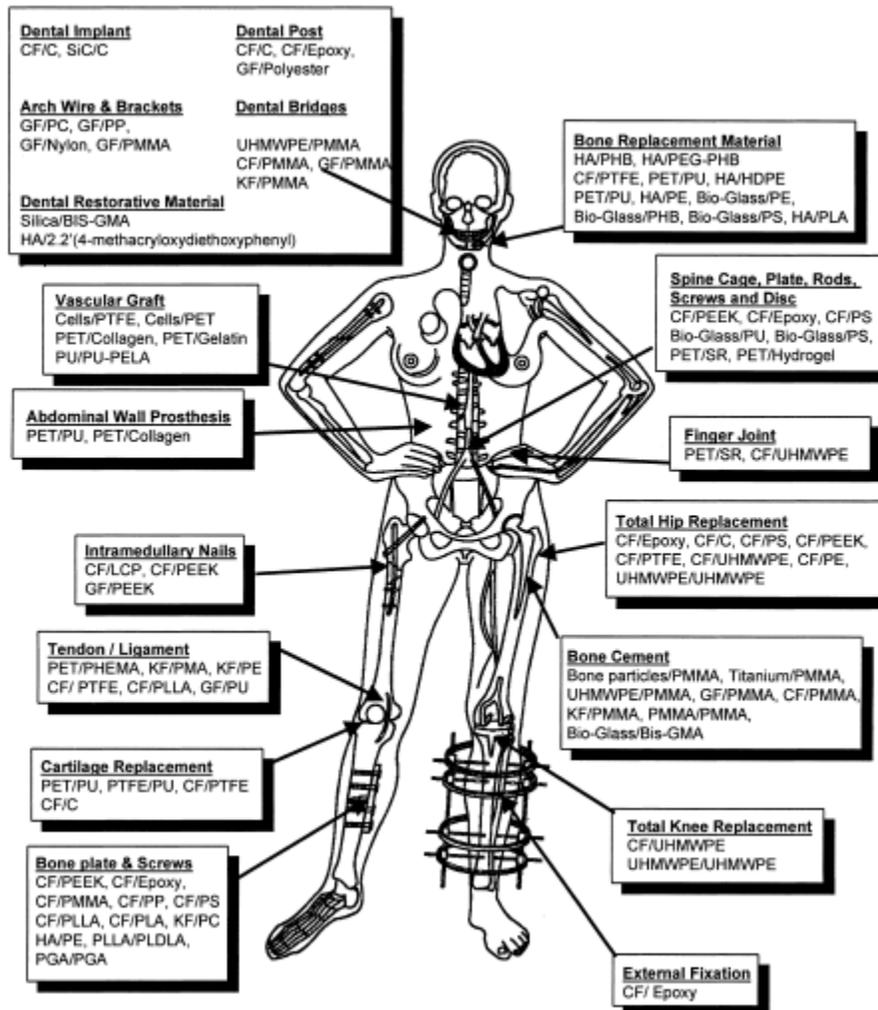


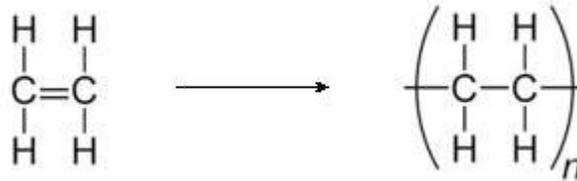
Fig. 4-1 Varias aplicaciones de diferentes biomateriales compuestos poliméricos. [59]

4.2. Polietileno de Alta Densidad (HDPE).

El polietileno es un material termoplástico conformado por unidades repetitivas de etileno; presenta un alto grado de cristalinidad, es muy opaco y de aspecto ceroso, es rígido, duro y presenta fácil procesamiento.

Tiene una elevada cristalinidad debido a su poca ramificación, y por tanto hay poca distancia entre macromoléculas vecinas haciendo que este polietileno tenga una elevada densidad y resistencia que le da el nombre high-density-poly-Ethylene. Se trata de un plástico con elevada dureza, pero tiene una baja resistencia al impacto y a la elongación.

4.2.1. Composición química y estructura del HDPE.



1)

2)

Fig. 4-2 1) Estructura química del Etileno, 2) Polietileno. [61]

4.2.2. Propiedades del HDPE.

Propiedades generales	
Densidad:	0.952 - 0.965 g/cm^3
Grado de cristanilidad:	70-80%
Temperatura mínima de utilización:	(-82) - (-72) °C.
Temperatura máxima de utilización:	113 - 129 °C
Reciclabilidad:	<p>Es un material reciclable.</p>  <p>HDPE</p> <p>Símbolo de reciclaje para el HDPE.</p>
Propiedades mecánicas	
Módulo elástico:	1.07 - 1.09 GPa
Coefficiente de Poisson:	0.41 - 0.427
Resistencia mecánica a la compresión:	18.6 - 24.8 MPa
Resistencia mecánica a la flexión:	30.9 - 43.4 MPa
Resistencia mecánica a la tracción:	22.1 - 31 MPa
Tenacidad a fractura (K _{Ic}):	1.52 - 1.82 MPa·m ^{1/2}
Propiedades térmicas	
Temperatura de fusión:	130 - 137 °C
Propiedades químicas	
Resistencia a los ácidos:	Es muy resistente a ácidos débiles, pero menos resistente a ácidos fuertes.

Resistencia a los álcalis:	Tiene elevada resistencia tanto a álcalis fuertes como débiles.
Resistencia a los disolventes orgánicos:	Tiene una resistencia media a los disolventes orgánicos.
Absorción de agua:	Resistencia muy pobre frente la oxidación a 500°C.
Resistencia al ozono:	Es bastante resistente a la radiación ultravioleta.

Tabla 4-2 Propiedades del HDPE. [62]

4.2.3. Cristalinidad.

4.2.4. Aplicación en el área médica.

En base a la literatura, se define que el polietileno de alta densidad (HDPE) es un material bio-compatible; utilizado como material de reemplazo óseo, empleado en el tratamiento y reemplazo de articulación de cadera y rodilla. [59] También empleado en la fabricación de implantes para la reconstrucción maxilofacial. [60]

5. Caso clínico para el diseño de la prótesis de mandíbula.

5.1. Caso clínico: Ameloblastoma en la mandíbula.

5.1.1. Diseño del caso clínico.

5.1.1.1. Motivo de la consulta.

Paciente con aparente aumento de volumen.

5.1.1.2. Nota de evolución.

Paciente masculino de 30 años de edad que acude a la consulta del departamento de cirugía maxilofacial presentando aumento de volumen del lado izquierdo de la cara el cual el paciente refiere que empezó a aparecer hace aproximadamente 10 años.

5.1.1.3. Hallazgos clínicos.

5.1.1.3.1. Examen extra oral.

Clínicamente presenta aumento de volumen de la región posteroinferior izquierda de la cara hasta la zona del ángulo de la mandíbula y zona submandibular en su parte media y posterior.

5.1.1.3.2. Examen intra oral.

El paciente presenta movilidad dentaria de tipo II de segundo premolar, primer molar y segundo molar inferior izquierdo. Se observa aumento de volumen desde la encía marginal hasta el fondo de saco y desde el segundo premolar hasta zona retromolar de consistencia dura a la palpación.

5.1.1.4. Hallazgos radiográficos.

Se mandó realizar CBCT panorámico en el cual se observa una masa que abarca la zona del reborde alveolar del segundo premolar inferior izquierdo hasta la zona retromolar incluyendo el cuerpo de la mandíbula y su reborde inferior hasta el ángulo de la mandíbula observándose como una masa de procesos osteolíticos con apariencia de panal de abeja.

5.1.1.5. Reporte histopatológico.

Amaloblastoma unicuístico plexiforme.

5.1.1.6. Plan de tratamiento.

1. Resección quirúrgica radical de la lesión.
2. Preservación de los tejidos blandos.
3. Reconstrucción inmediata por medio de prótesis mandibular de HDPE, para reposición de tejido óseo perdido.
4. Indicar medicación antimicrobiana y AINES.
5. Retiro de puntos en ocho días y citas de seguimiento para cicatrización.
6. Rehabilitación odontológica con prótesis parcial removible para sustitución de tejido dentario perdido.
7. Observar al paciente durante cuatro años para descartar recurrencia.

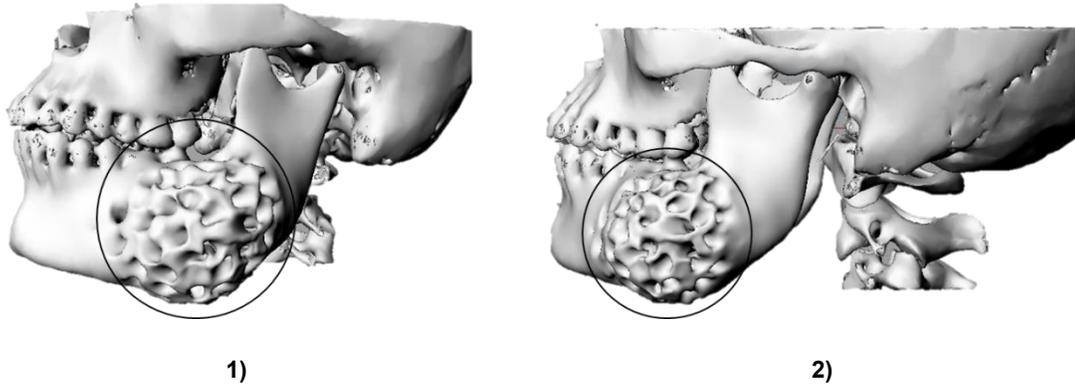


Fig. 5-1 Representación gráfica de un Ameloblastoma unicistico plexiforme localizado en la mandíbula. 1) Vista $\frac{3}{4}$ del biomodelo, 2) Vista lateral izquierda.

5.1.2. Experimentación.

Se realizó una revisión de literatura para delimitar cuales son los experimentos y/o pruebas más comunes dentro del proceso de conformado incremental mono-punto en metales y polímeros; dicho proceso es relativamente nuevo y no se ha estandarizado (norma de prueba estandarizada), por lo que se sugiere enfocarse solo en aquellas pruebas (relevantes) realizadas a polímeros para delimitar los parámetros que influyen en el conformado de las piezas. [58]

5.1.3. Parámetros de estudio.

Se considera para el diseño de experimentos (DoE), el diseño de una generatriz con parámetros fijos como lo sería el diámetro inicial de 100 mm, con un ángulo de pared inicial de 45° , espesor de la chapa de HDPE de 3.17 mm (estándar). El parámetro fijo del proceso de conformado serían el paso incremental (Δz) de 0.25 mm. Los parámetros variables serían el diámetro del punzón (\emptyset) de 8 mm y 10 mm; la velocidad de avance de la mesa (f) de 1,500 mm/min y 3,000 mm/min; y velocidad de la herramienta (ω) de 0 rpm, 1,500 rpm y 3,000 rpm.

Diseño de Experimentos – Pruebas

Parámetro	Descripción		
Material	HDPE	Velocidad de giro de la herramienta (ω)	0 rpm. 1500 rpm. 3000 rpm.
Espesor del material (t)	3.175 mm.	Altura del paso incremental (Δz)	0.25 mm.
Tratamiento superficial	Ninguno	Velocidad de la mesa de trabajo (f)	1500 mm/min. 3000 mm/min.
Lubricante líquido usado durante el proceso: (aplicado en cada ensayo)	Aceite minareal parafínico	Dinamómetro: (empleado para la captura de fuerzas)	Kistler 9257B LabView
Máquina CNC vertical	CNC Kryle, modelo VMC 535. 3 axis	Cámara termográfica: (empleada para la captura de temperatura)	InfraTec - Model. ImageIR 9300
Patrón de conformado	Cónico / Paso incremental eje-Z		
Díámetro de la herramienta (\emptyset)	8 mm. 10 mm.		

Tabla 5-1 Parámetros, equipo y herramientas para el diseño de experimentos.

5.1.4. Plan experimental - Diseño de experimentos (DoE).

Los parámetros que se definen para la fase de experimentación son los siguientes:

Parámetros variables				Parámetros fijos			
Herramienta	Parámetros del maquinado - CNC			HDPE	Generatriz		
Díámetro \emptyset (mm.)	Paso incremental Δz (mm.)	Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm)	Velocidad de la mesa (mm/min)	Espesor del material t (mm.)	Díámetro inicial (mm.)	Radio Rf (mm.)	Ángulo inicial ψ inicial
8	0.25	0	1500	3.175	100	80	45°
		3000	3000				
10	0.25	0	1500	3.175	100	80	45°
		3000	3000				

Tabla 5-2 Diseño de experimentos – Parámetros principales para el desarrollo de matriz experimental. [45] [52] [53] [58]

Se definen un total de 12 combinaciones de parámetros variables para el diseño de experimentos; cada combinación contará con 3 ensayos con el objetivo de proveer de resultados con valor estadístico. [58]

El material seleccionado es placa de HDPE natural con espesor de 3.175 mm (estándar) adquirido con un proveedor local. Las propiedades del HDPE se

encuentran en la Tabla 4-2. Las dimensiones de las placas utilizadas para todas las pruebas es de 150 mm x 150 mm. [58]

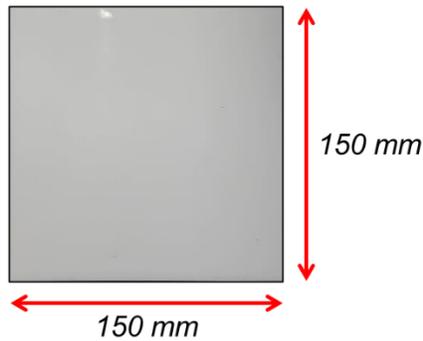


Fig. 5-2 Representación gráfica de la placa de HDPE de 150x150 mm.

Para evitar el movimiento y vibración de las placas de HDPE durante el proceso de conformado, se implementa el uso de un marco metálico conocido como “blankholder”, el cual, a su vez, se ancla a la mesa de trabajo de la máquina CNC.

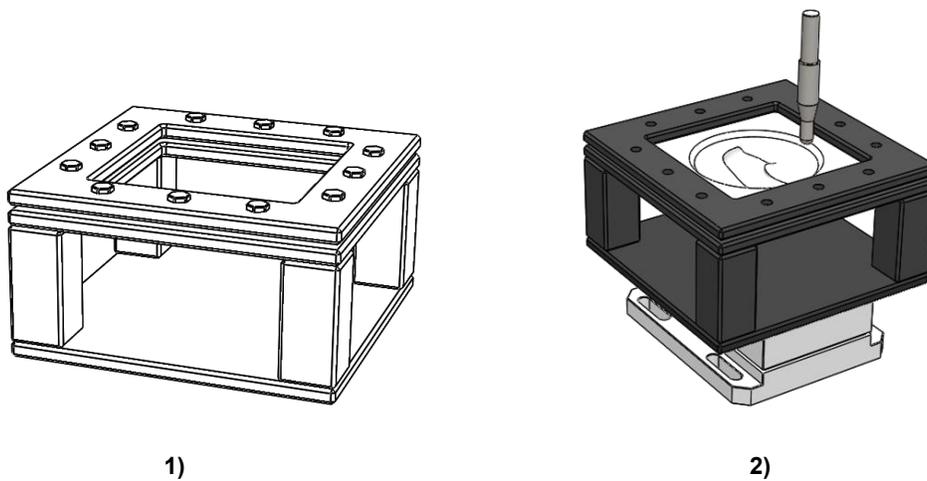


Fig. 5-3 Representación gráfica de un “blankholder”: 1) Vista isométrica, 2) Configuración de un “blankholder” durante el proceso de conformado incremental mono-punto.

Las herramientas con punta esférica, fabricadas en acero DC01 [58], cuentan con los diámetros de 8 mm y 10 mm. La máquina de control numérico, brindada por el Tecnológico de Monterrey, es una CNC vertical marca Kryle® de 3 ejes, modelo VMC 535.



Fig. 5-4 Herramienta con punta esférica.



1)



2)

Fig. 5-5 1) CNC vertical marca Kryle[®] de 3 ejes, 2) Vista frontal del tablero de control de la CNC.

Se considera la medición de fuerzas de conformado ortogonales (F_x , F_y , F_z) para su estudio en trabajos futuros; para dicha actividad se utilizará un dinamómetro marca Kistler[®], modelo 9257B.



Fig. 5-6 Dinamómetro modelo 9257B. [63]

Se capturará la temperatura generada por el contacto entre la herramienta y la superficie del material para denotar si hay una influencia entre la temperatura y la formabilidad del material; para dicha actividad se utilizará una cámara termográfica marca InfraTec®, modelo ImageIR 9300.



Fig. 5-7 Cámara termográfica modelo ImageIR 9300. [64]

Se medirá la desviación geométrica de un ensayo por combinación para definir aquellos parámetros que permitan obtener la mejor pieza (asertividad geométrica) en comparación con el diseño CAD; para la actividad de escanear las piezas conformadas, se utilizará un escáner manual 3D, marca *Creaform*®, modelo *EXAscan*®; para la manipulación y visualización de la superficie escaneada de la pieza se utilizará el software especializado *VXelements*® (*Creaform*®), versión 2.1 SR3. Para el análisis de desviación geométrica, se importarán los archivos (obtenidos del proceso de escaneado 3D) al software de modelación *SolidWorks*® 2017-2018 (*Dassault Systemes*®), con el visualizador (plug-in) *Geomagic*® for *SolidWorks*®.



Fig. 5-8 Escáner manual modelo EXAscan®: 1) Vista superior, 2) Vista frontal. [65]

Se medirán los espesores de aquellas piezas que presenten menor desviación geométrica para analizar el adelgazamiento del material y sus efectos en las fallas que lleguen a presentarse. [58] Para esta actividad se utilizará un vernier digital comercial.

En todas las pruebas, se aplicará sobre la superficie de la placa un lubricante definido como aceite mineral parafínico. Dicha aplicación sirve para disminuir la temperatura generada por la fricción entre la herramienta y el material.

5.1.5. Generatriz de la pieza y nomenclatura.

La nomenclatura utilizada para efectos prácticos durante el desarrollo del plan experimental es:

Parámetros	Símbolo
Velocidad de herramienta (rpm)	ω
Velocidad de avance de la mesa (min/min)	f
Diámetro de la herramienta (mm)	\emptyset
Espesor de la placa (mm)	t
Ángulo de la pared	ψ
Ángulo inicial de la pared	ψ_{inicial}
Ángulo final de la pared	ψ_{final}
Radio de la generatriz (mm)	R_f
Profundidad (mm)	D_p
Espesor final de la placa (mm)	t_{final}
Paso incremental (mm)	Δz

Tabla 5-3 Nomenclatura de símbolos. [50] [58]

Se diseñó una generatriz para el plan experimental la cual está definida por los siguientes parámetros fijos:

Diámetro inicial (mm.)	Radio R_f (mm.)	Ángulo inicial ψ_{inicial}
100	80	45°

Tabla 5-4 Parámetros fijos de la generatriz.

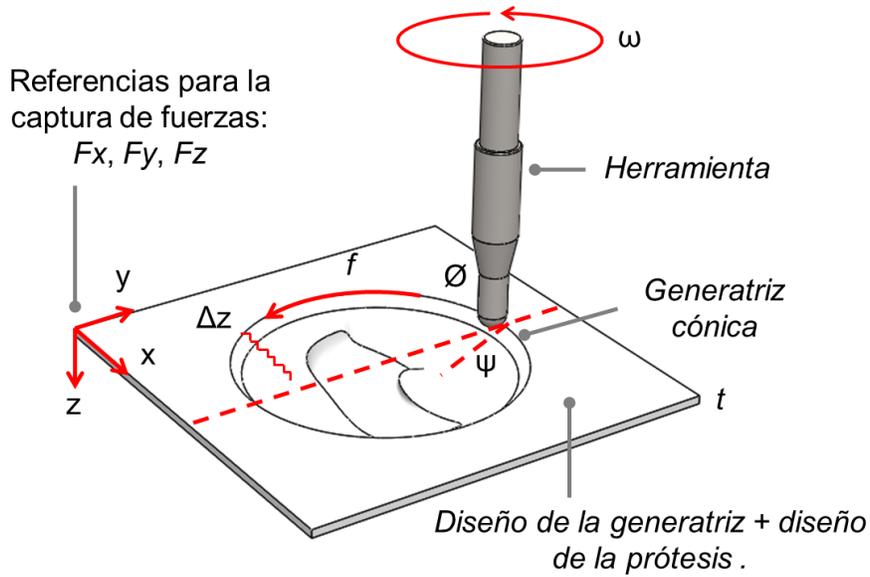


Fig. 5-9 Representación gráfica del diseño y parámetros para el plan experimental – Caso clínico Ameloblastoma de mandíbula.

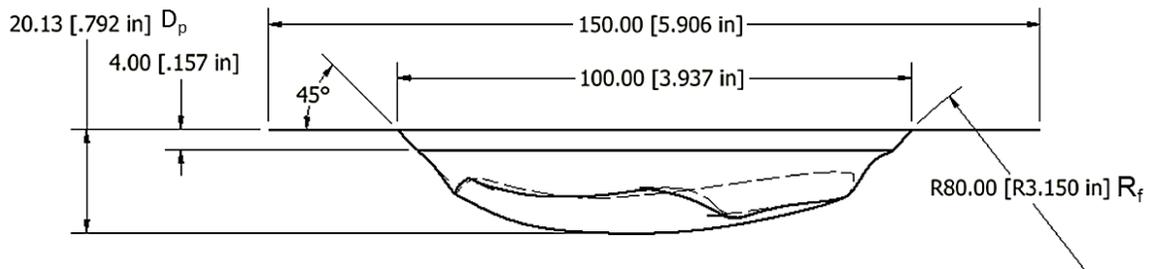


Fig. 5-10 Vista lateral del diseño de la generatriz y la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma. Medidas en mm-pulgadas.

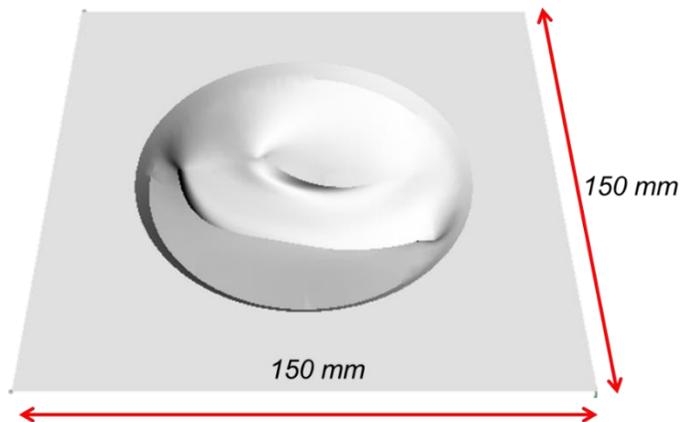


Fig. 5-11 Diseño y dimensiones de la generatriz con el diseño de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma.

5.1.6. Estrategias para el conformado.

La literatura nos brinda una referencia para la selección de las estrategias de conformado que permitan obtener las mejores piezas, considerando mejorar la asertividad geométrica y la reducción del “springback”. [45] [58]

Se proponen dos estrategias:

1. Estrategia 1

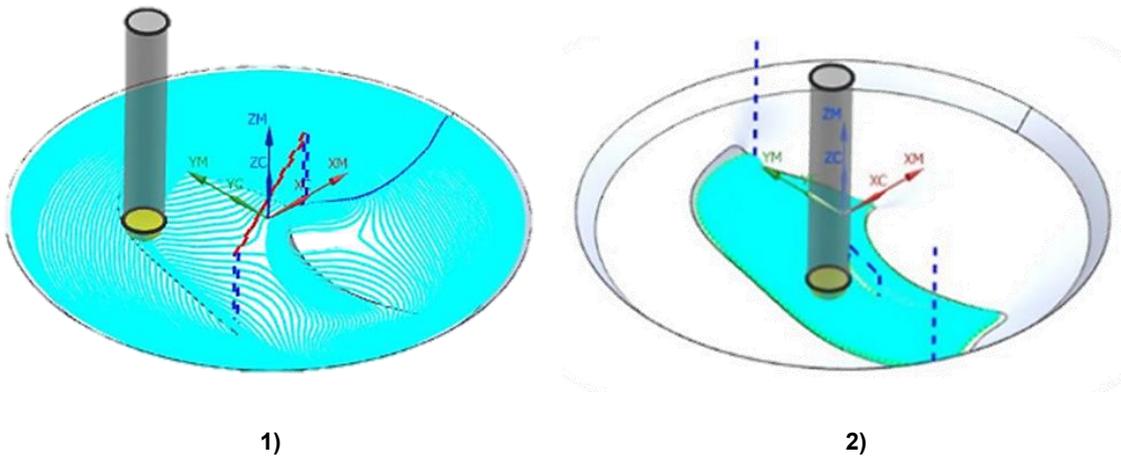
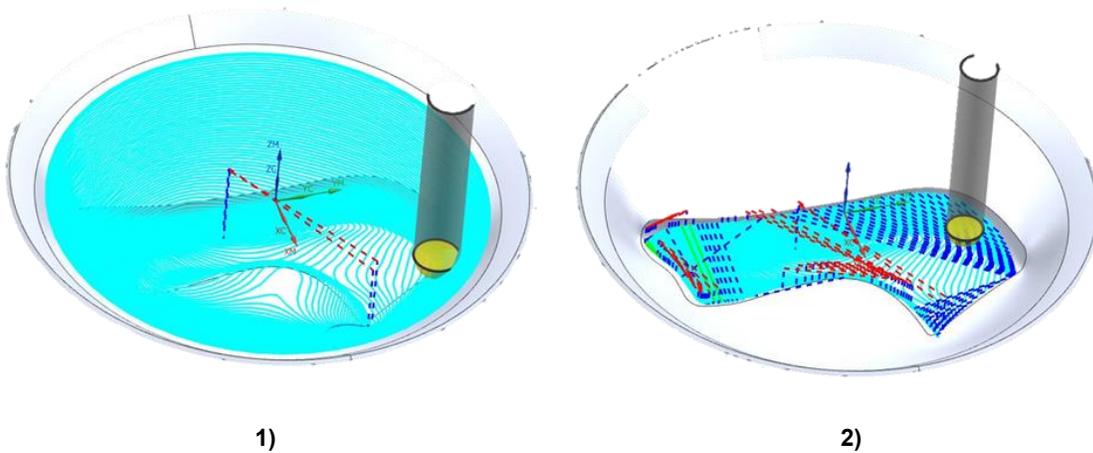
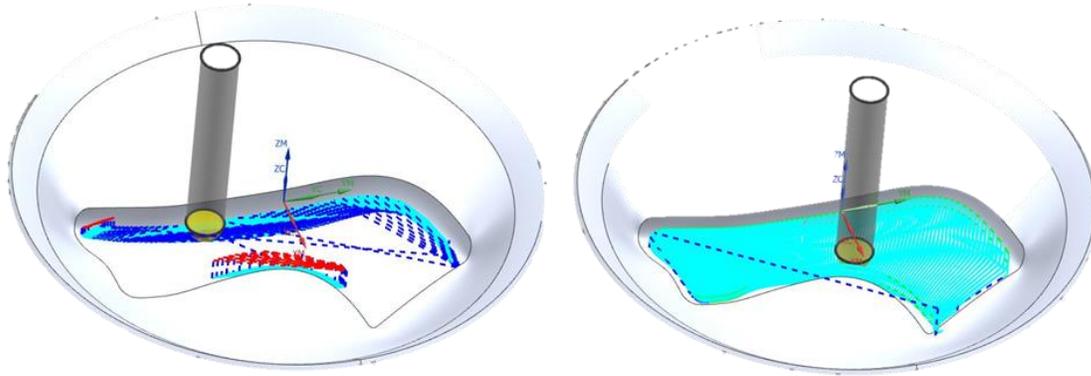


Fig. 5-12 Estrategia de conformado 1: 1) conformado cónico de toda la pieza – una pasada (incluye generatriz y prótesis), 2) conformado en zigzag solo en el área de la prótesis – una pasada.

2. Estrategia 2





3)

4)

Fig. 5-13 Estrategia de conformado 2: 1) conformado cónico de toda la pieza – una pasada (incluye generatriz y prótesis), 2) conformado cónico solo en el área de la prótesis – dos pasadas, 3) conformado para remarcar radios de la prótesis – una pasada, 4) conformado en zigzag solo en el área de la prótesis – una pasada.

Para el desarrollo del plan experimental, se inicia con la estrategia de conformado 1 en base al trabajo realizado en la tesis de posgrado con título “Fabricación de implante unicondilar de rodilla con polietileno de ultra alto peso molecular por conformado incremental mono-punto”. [58]

5.1.7. Metodología de diseño.

En base a la literatura y la aproximación del conformado incremental mono-punto con el diseño de implantes y prótesis [53][54][55][56][57][58], se propone el siguiente método para el diseño de prótesis de mandíbula:

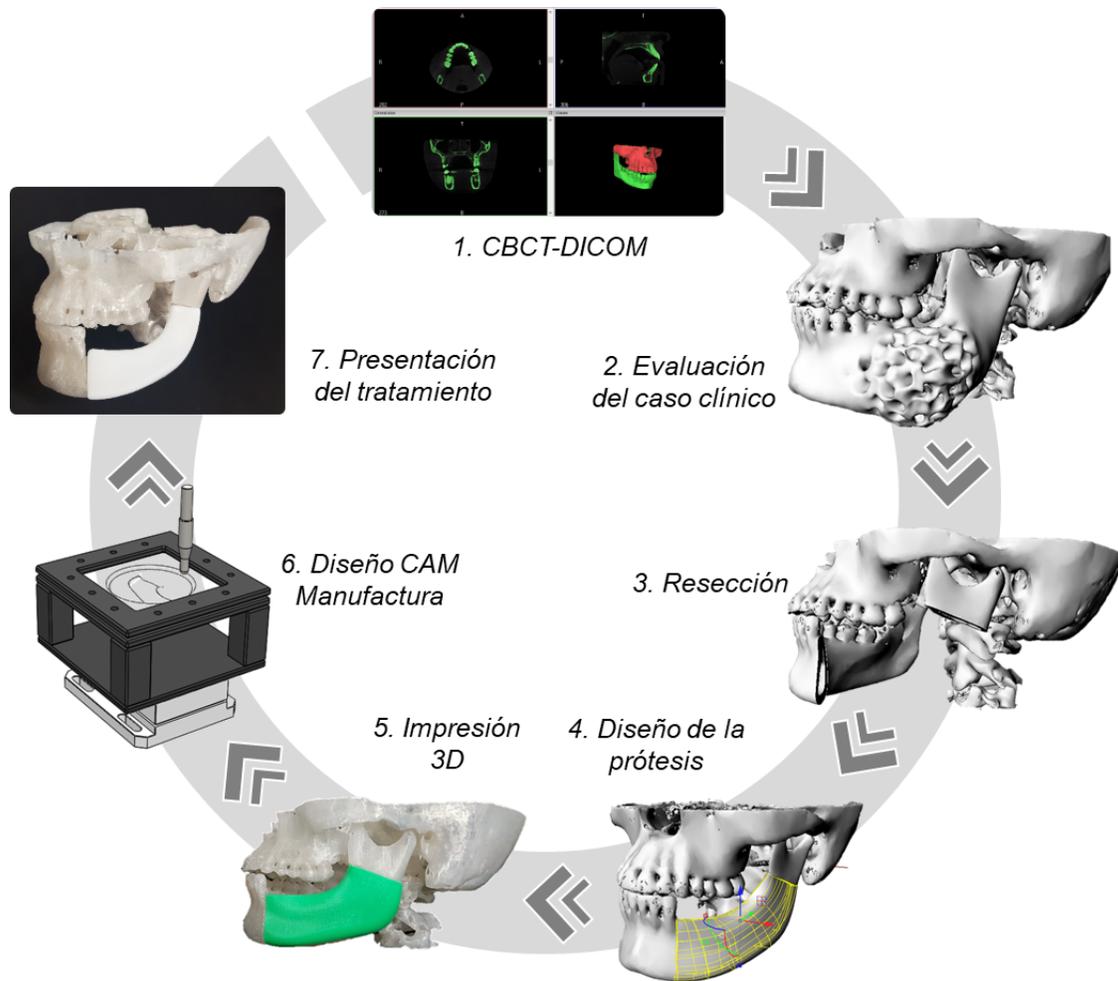


Fig. 5-14 representación gráfica de la metodología de diseño para prótesis de mandíbula manufacturadas por conformado incremental mono-punto.

1. Visualizar la imagen médica del caso clínico (DICOM, tomografía axial computarizada) desde el software especializado *InVesalius*® 3.1.1. (*software libre*). Se utiliza dicho software para obtener el archivo con extensión .stl el cuál importaremos más adelante en un software de modelación de superficies especializado.
2. Importar el archivo con extensión .stl al software *Rhinceros*® 5 SR2 para visualizar y manipular el objeto 3D (bio-modelo).
3. Delimitar la sección dañada en la mandíbula. Se simula la resección del área dañada para el plan pre-operatorio.
4. Proponer diferentes diseños de prótesis que ayuden al tratamiento y reconstrucción de la mandíbula.
5. Una vez delimitada el área de reconstrucción de la mandíbula y el diseño de la prótesis, imprimir en polímero el bio-modelo y la prótesis (representada en

- color verde). En esta fase se requiere de una validación del equipo multidisciplinario para continuar con el proceso de manufactura del prototipo.
6. Diseñar la generatriz que permita conformar la pieza; se utilizaron 2 softwares de modelación *Autodesk Inventor*® 2017 y *Rhinoceros*® 5 SR2. En esta fase, se genera un código G a partir del diseño de la generatriz; se utilizó el software CAD/CAM *Siemens NX*® 2016. Se debe validar el código G mediante el uso de un simulador para evitar problemas al momento de fabricar el prototipo (un código G con errores puede dañar el quipo, causar interrupciones en el proceso e incluso dañar la pieza); se utilizó el software *CNC Simulator Pro*® para validar o rechazar el código G.
 7. Se manufactura y presenta el diseño de la prótesis manufacturada por conformado incremental mono-punto (prototipo).

Nota. El prototipo debe ser validado geoméricamente para delimitar la influencia de los parámetros en el conformado incremental.

5.1.7.1. Proceso de diseño de la prótesis.

5.1.7.1.1. DICOM a modelo CAD.

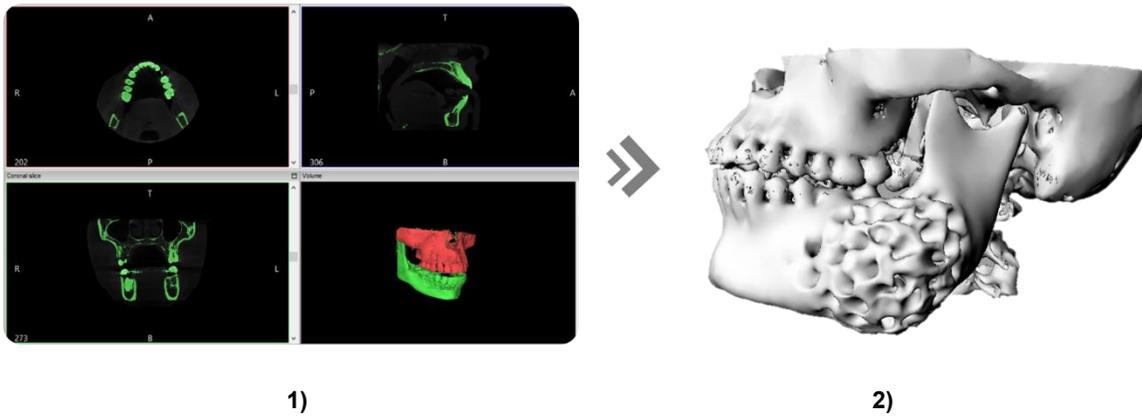


Fig. 5-15 1) Imagen radiográfica mediante el uso del software *InVesalius*® 3.1.1., 2) Modelo 3D del caso clínico.

El objetivo de esta fase es la visualización y exportación de la imagen radiográfica mediante el uso del software *InVesalius*® a un software de modelación 3D (preferentemente especializado para manipular superficies y mayas).

5.1.7.1.2. Visualización del biomodelo en software 3D.

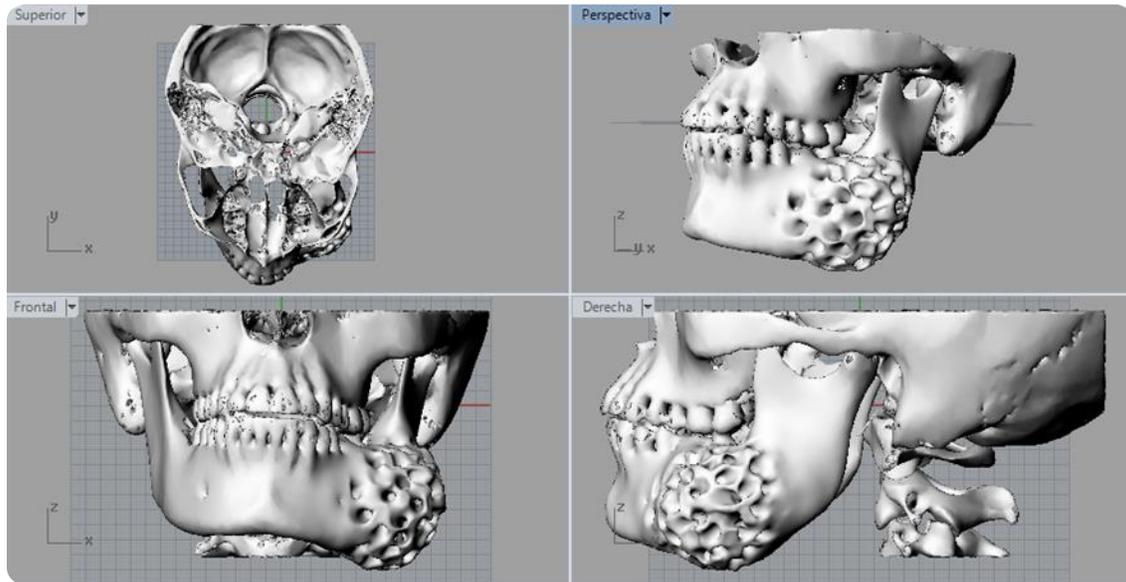


Fig. 5-16 Modelo 3D del caso clínico.

Se importa y manipula el modelo 3D del caso clínico utilizando el software especializado *Rhinoceros® 5 SR2*.

5.1.7.1.3. Plan de resección.

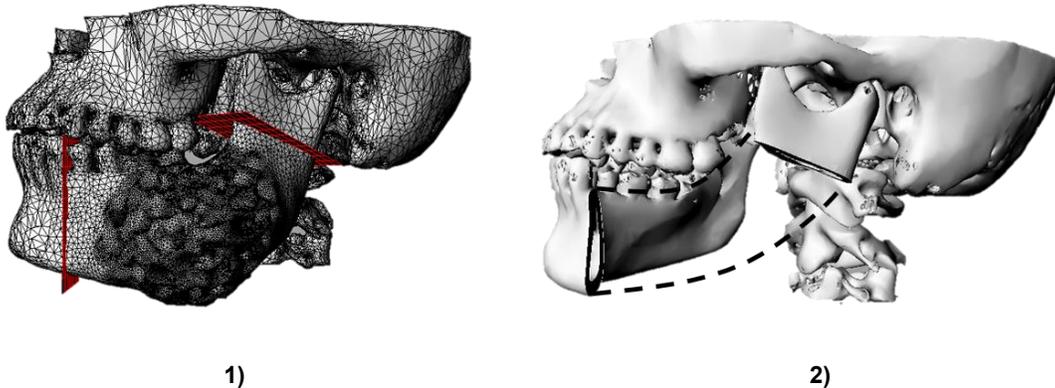


Fig. 5-17 1) Área dañada en la mandíbula, 2) Simulación de la resección de mandíbula.

Se delimita el área dañada en la mandíbula, para posteriormente simular la resección de hueso utilizando el software especializado *Rhinoceros® 5 SR2*; se generan los inputs del plan pre-operatorio y dimensiones de lo que será la prótesis de mandíbula.

5.1.7.1.4. Propuesta de diseño de la prótesis.

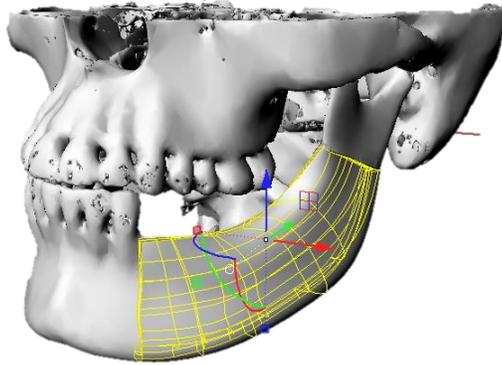


Fig. 5-18 Diseño de la prótesis (en color amarillo).

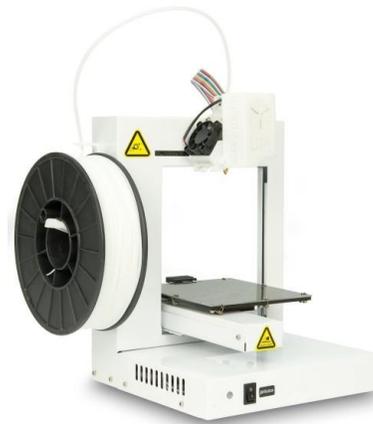
Se hacen las propuestas de diseño para delimitar el alcance del proceso al fabricar las piezas. Se utilizó el software de modelación *Rhinoceros*® 5 SR2 para el diseño de la superficie de la prótesis, posteriormente se exportó el diseño al *Autodesk Inventor*® 2017 para crear el sólido que permita aproximar el espesor de la pieza final.

5.1.7.2. Prototipado.

5.1.7.2.1. Impresión 3D.



1)



2)

Fig. 5-19 Impresora 3D (polímero) – *Stratasys*® 3D Printer [66], 2) Impresora 3D (polímero) – *Initialize*® 3D Printer [67].



Fig. 5-20 Impresión 3D en alta resolución (polímero) del biomodelo con la resección de mandíbula. Impresión 3D en calidad intermedia (PLA representado en color verde) del diseño de la prótesis de mandíbula.

Se acude a la ingeniería aditiva para imprimir en 3D el bio-modelo y la prótesis mandibular. Esta aproximación permite validar el diseño de la prótesis en conjunto con la simulación de la resección.

5.1.7.3. Selección de la estrategia de conformado y elaboración del código G.

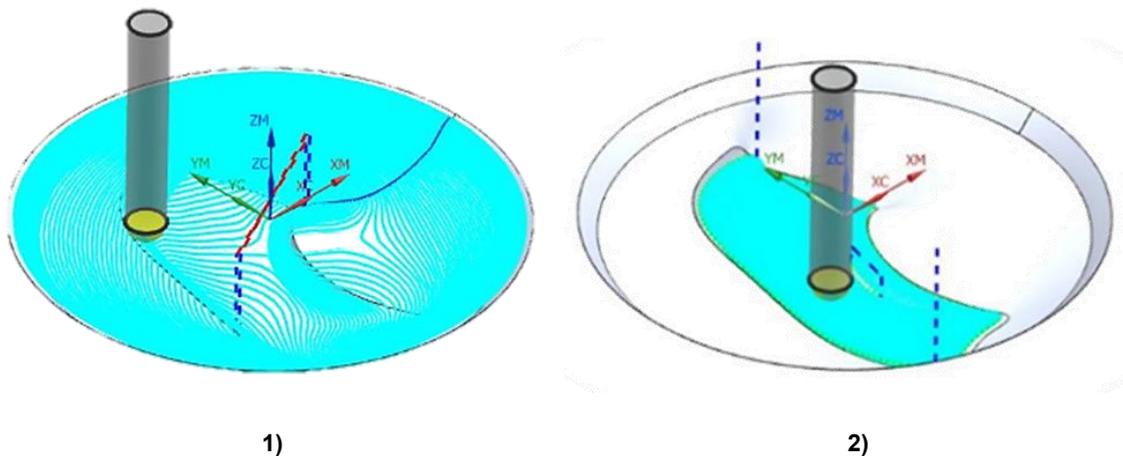


Fig. 5-21 Estrategia de conformado número 1.

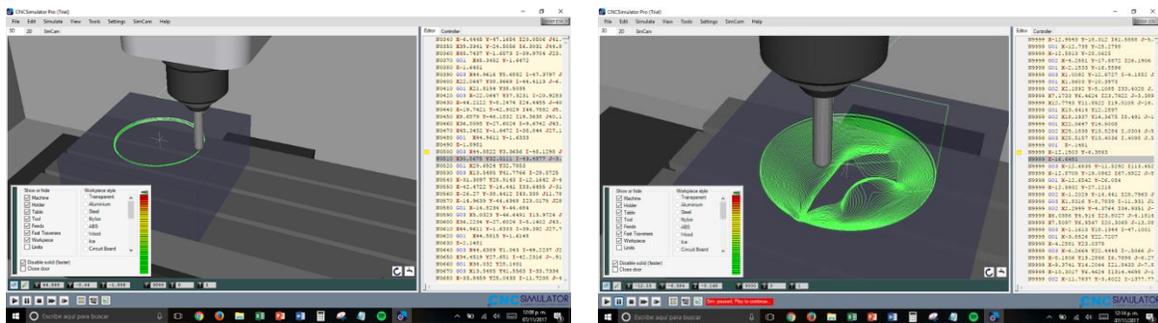
Se diseña la generatriz con la prótesis que nos permita manufacturar las piezas por conformado incremental, para dicha actividad utilizaremos *Autodesk Inventor® 2017* en conjunto con *Rhinoceros® 5 SR2*.

Utilizaremos la estrategia de conformado número 1 para el inicio del plan experimental.

A partir del diseño de la generatriz con la prótesis, se desarrolla el código G mediante el uso de un software CAD/CAM; para este trabajo se utilizó el software *Siemens NX*[®].

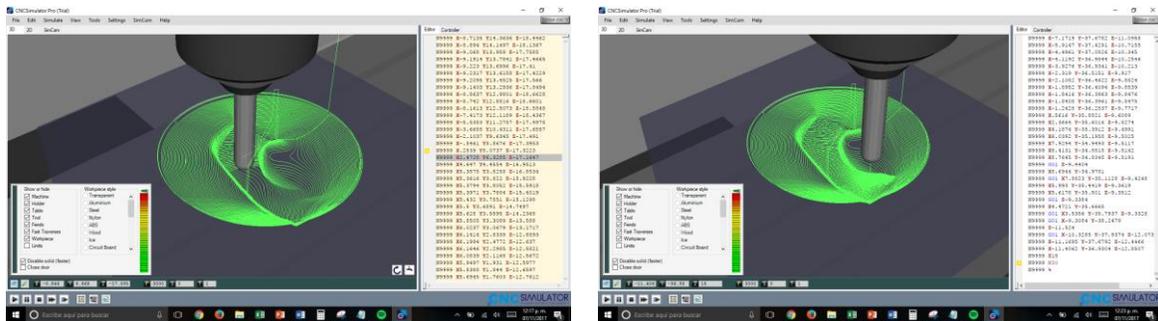
5.1.7.4. Simulación del código G.

Antes de importar el código G y trabajar directamente con la máquina de control numérico, se recomienda simular el trabajo que realizará la herramienta para fabrica las piezas protésicas. Para esto, se utilizó el software *CNC Simulator Pro*[®].



1)

2)



3)

4)

Fig. 5-22 1) Inicio de la simulación del proceso, 2) Conformado cónico de toda la pieza (parte 1), 3) Conformado en zigzag del área donde se ubica la prótesis (parte 2), 4) Simulación completa.

5.1.7.5. Manufactura de prótesis de mandíbula en HDPE.

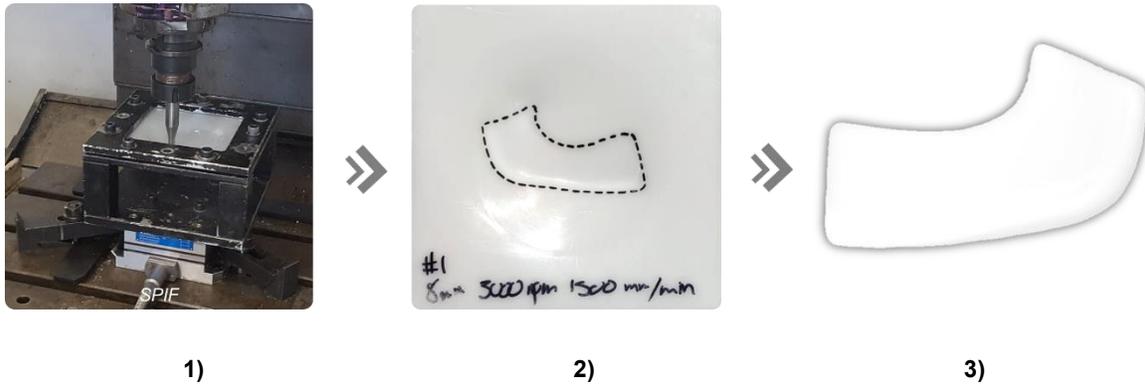


Fig. 5-23 1) Configuración de un “blankholder” durante el proceso, 2) Prótesis conformada en la generatriz, 3) Prótesis conformada sin la generatriz.

Se manufactura el prototipo de la prótesis en HDPE; consideramos el uso del “blankholder”. La prótesis quedará en la parte más profunda de la pieza por lo que se debe eliminar el exceso (generatriz) de material.

5.1.8. Desviación geométrica.

5.1.8.1. Captura de imagen - Escáner 3D.

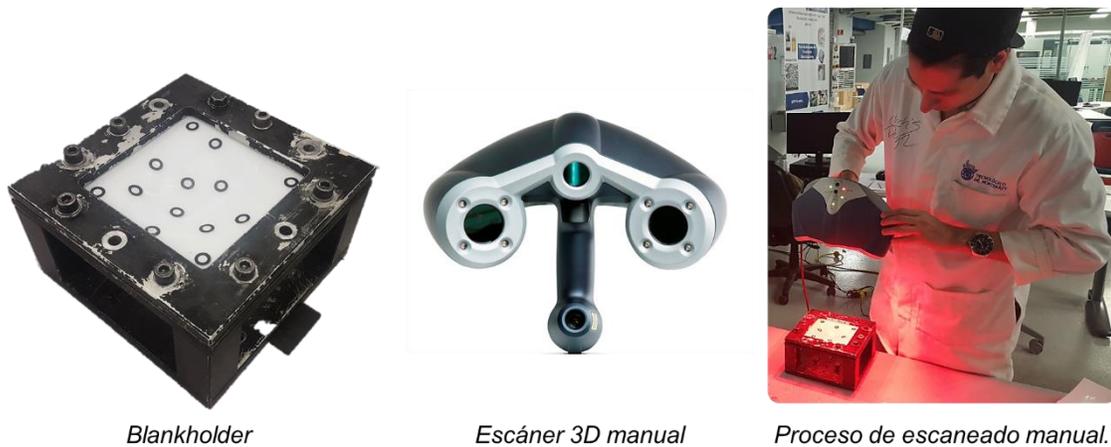


Fig. 5-24 1) configuración del “blankholder” para el proceso de ingeniería inversa, 2) Escáner manual 3D EXAscan® de Creaform®, 3) Proceso de escaneado manual de los ensayos.

Se escaneó 1 ensayo por parámetro para delimitar cuál es la mejor combinación de parámetros de conformado que permitan tener la pieza con mejor

asertividad geométrica en comparación con el modelo 3D de la generatriz y la prótesis.

El proceso consistió en anclar las piezas conformadas (diferentes ensayos) al “blankholder” para que adopten la forma en la que fueron procesadas. Debido a que la superficie del material es reflejante, se recomienda la aplicación de una capa delgada de talco (comercial) sobre la superficie de las piezas a escanear. El escáner y el software VXelements® necesitan de “targets” para asegurar la captura de la superficie, ver la *Fig. 5-25* para ver la sugerencia del acomodo de los “targets” en la superficie de las piezas conformadas.

Nota. Primero se aplica talco y posteriormente se colocan los “targets” en la superficie de la pieza.

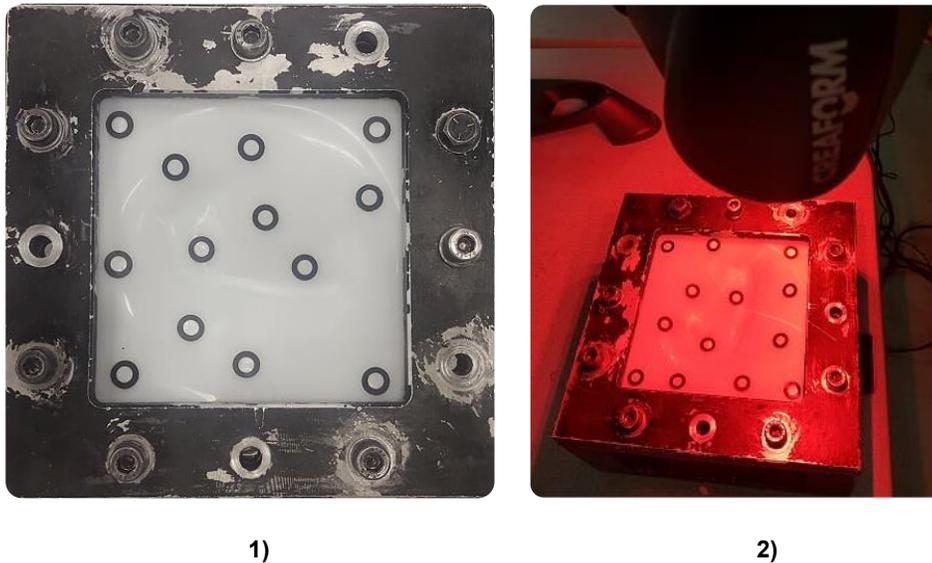


Fig. 5-25 1) Acomodo de los “targets” en la superficie de la pieza, 2) Escaneo 3D de la superficie.

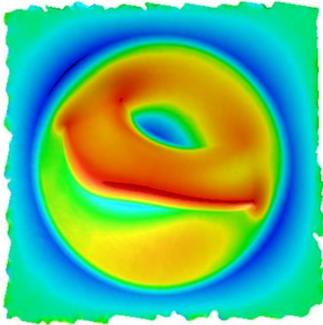
5.1.8.2. Resultados.

Se escanearon 12 ensayos los cuales representan una combinación de parámetros de conformado para analizar su desviación geométrica en comparación con el modelo 3D original del diseño de la generatriz y la prótesis mandibular.

El software VXelements® analiza los datos capturados por el escáner para crear una representación 3D de la superficie de la pieza; en realidad crea un objetivo del tipo maya. Se exportaron los archivos a *SolidWorks® 2017-2018 (Dassault Systemes®)*, con el visualizador (plug-in) *Geomagic® for SolidWorks®*, para el análisis de la desviación de la superficie de los ensayos comparado con el diseño original de la generatriz y la prótesis. El proceso es sencillo, se hace empatar (en

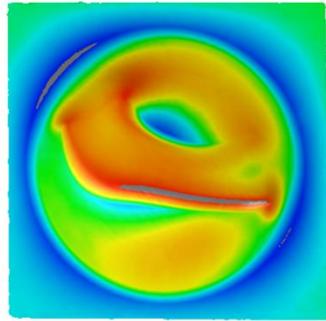
base a referencias) la maya generada por el escáner 3D con el modelo 3D original para visualizar la desviación geométrica.

Spindle speed ω (rpm): 0 rpm



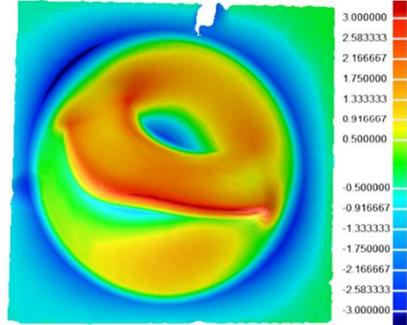
1)

Spindle speed ω (rpm): 1500 rpm



2)

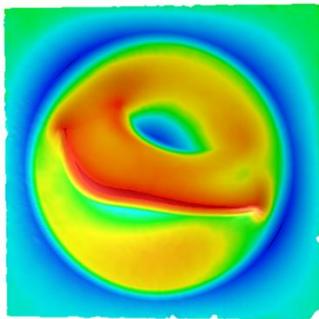
Spindle speed ω (rpm): 3000 rpm (BOB)



3)

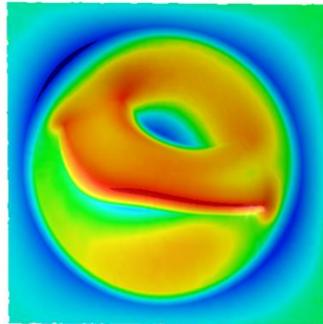


Spindle speed ω (rpm): 0 rpm



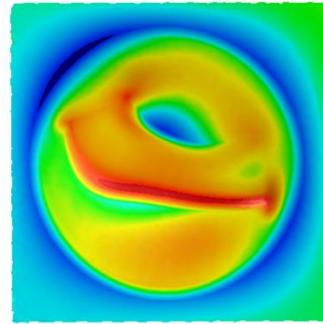
4)

Spindle speed ω (rpm): 1500 rpm

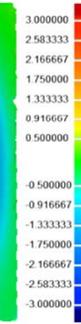


5)

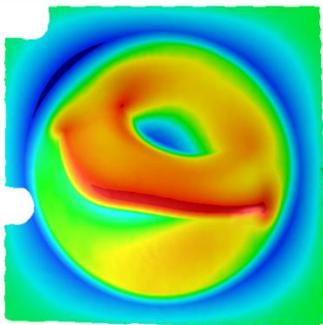
Spindle speed ω (rpm): 3000 rpm



6)

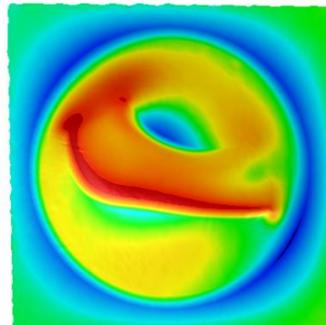


Spindle speed ω (rpm): 0 rpm



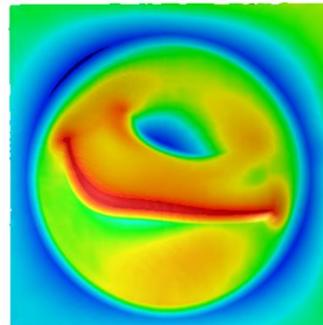
7)

Spindle speed ω (rpm): 1500 rpm

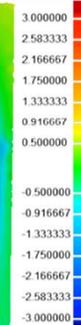


8)

Spindle speed ω (rpm): 3000 rpm



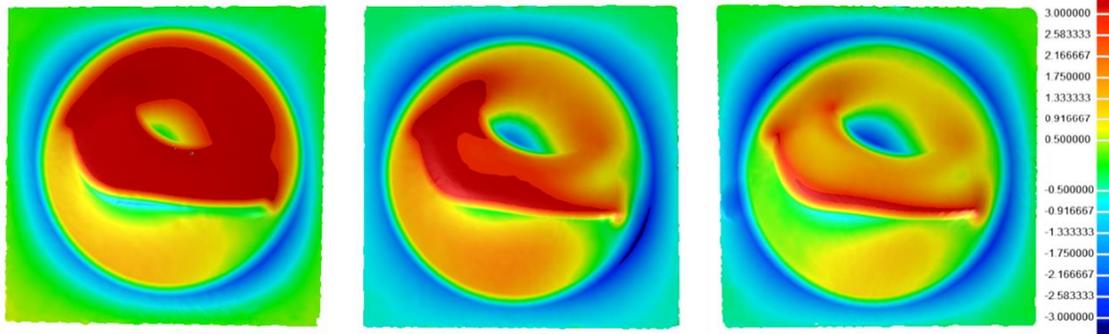
9)



Spindle speed ω (rpm): 0 rpm (WOW)

Spindle speed ω (rpm): 1500 rpm

Spindle speed ω (rpm): 3000 rpm



10)

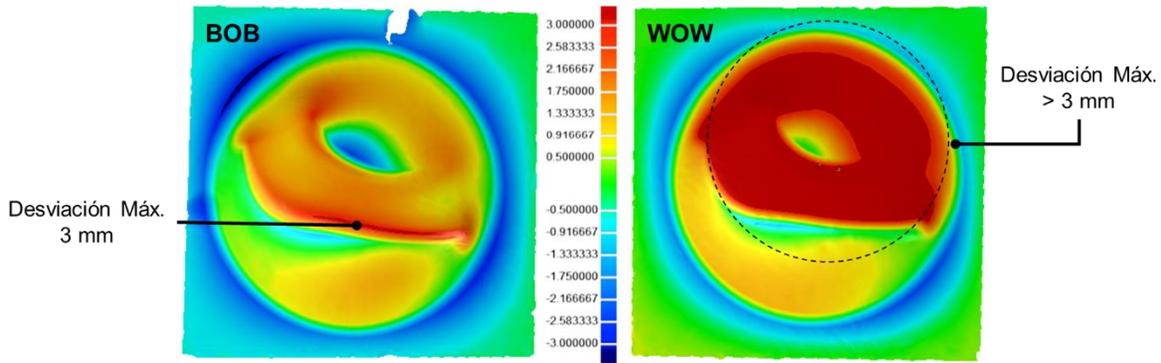
11)

12)

No. de Ensayo	Paso incremental Δz (mm)	Diámetro de la herramienta \varnothing (mm)	Velocidad de giro de la mesa de trabajo f (mm/min)	Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm)	Comentarios
1	0.25	8	1500	0	
2				1500	
3				3000	Pieza BOB
4			3000	0	
5				1500	
6				3000	
7		10	1500	0	
8				1500	
9				3000	
10			3000	0	Pieza WOW
11				1500	
12				3000	

Tabla 5-5 Combinación de parámetros para el análisis de la desviación geométrica de las piezas.

Después del análisis de todos los ensayos, se selecciona la pieza con mejor asertividad geométrica a la que llamaremos “BOB” (Best of the Best) y la pieza con la mayor desviación geométrica a la que llamaremos “WOW” (Worst of the Worst). El objetivo es hacer un contraste visual entre la mejor y la peor pieza; esto ayudará a detonar las acciones correctivas para mejorar la asertividad geométrica de las piezas (mejorar la formabilidad en base al cambio de parámetros).



1) 2)
Fig. 5-26 1) Pieza BOB, 2) Pieza WOW.

Parámetros pieza BOB:

Estrategia de conformado 1
Diámetro de la herramienta \varnothing (mm.): 8 mm
Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 3000 rpm
Paso Incremental Δz (mm): 0.25 mm
Velocidad de giro de la mesa f (mm/min): 1500 mm/min

Parámetros pieza WOW:

Estrategia de conformado 1
Diámetro de la herramienta \varnothing (mm.): 10 mm
Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 0 rpm
Paso Incremental Δz (mm): 0.25 mm
Velocidad de giro de la mesa f (mm/min): 3000 mm/min

La pieza BOB cuenta con una desviación máxima de 3 mm, mientras que la pieza WOW excede de los 3 mm en una gran parte de su superficie. Es evidente la recuperación del material conocida como “springback”.

5.1.8.3. Plan de acción.

Para mejorar la asertividad geométrica de las piezas, se proponen los siguientes cambios:

1. Compensar la desviación (springback) desde el diseño de la generatriz y la prótesis.
2. Crear una matriz de experimentos para conformar la prótesis a diferentes alturas.
3. Utilizar la segunda estrategia de conformado para una nueva matriz de experimentos.

Se ha seleccionado el uso de la segunda estrategia de conformado en conjunto con los parámetros de la pieza BOB para el nuevo diseño de experimentos. Ver Fig. 5-13. Se genera un nuevo código G con las características de la segunda estrategia de conformado. Se corren 3 ensayos para posteriormente ser escaneados con el objetivo de crear un nuevo análisis geométrico. Esto delimitará si el proceso mejoró o empeoró el conformado de las prótesis.

5.1.8.4. Resultados.

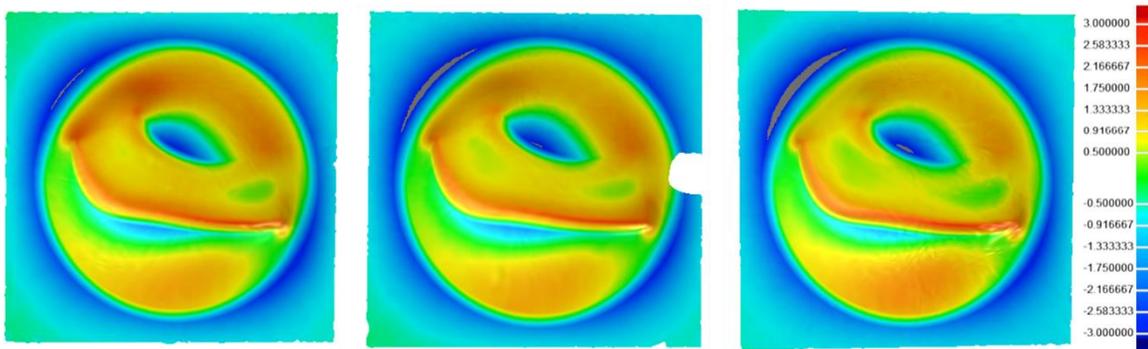
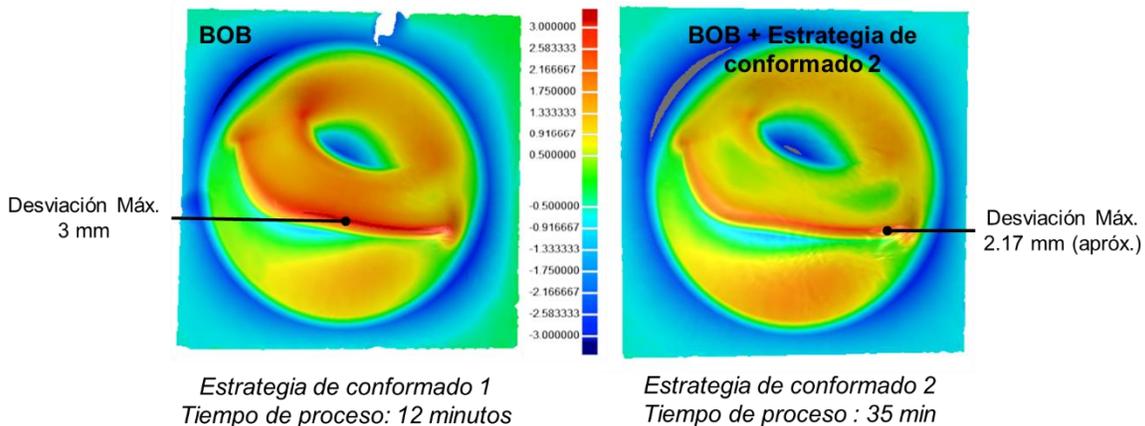


Fig. 5-27 Segundo estudio - Ensayos utilizando la segunda estrategia de conformado y los parámetros de la pieza BOB (obtenida del primer estudio).



1) 2)
Fig. 5-28 1) Pieza BOB y pieza BOB + Estrategia de conformado 2.

Se corre un nuevo análisis geométrico, se selecciona la pieza con mejor asertividad geométrica del primer análisis a la que llamaremos “BOB” (Best of the Best) y la compararemos con la mejor pieza del segundo estudio (segunda estrategia de conformado) a la que llamaremos “BOB + Estrategia de conformado 2”. El objetivo es hacer un contraste visual entre la mejor del primer estudio y la mejor pieza del segundo estudio, esto ayudará a definir si el proceso mejoró o empeoró para obtener piezas con el mayor grado de asertividad geométrica (mejorar la formabilidad en base al cambio de parámetros).

La pieza BOB cuenta con una desviación máxima de 3 mm, mientras que la pieza BOB + Estrategia de conformado 2 cuenta con una desviación máxima aproximada a los 2.17 mm. Por lo que se determina que el uso de la segunda estrategia de conformado ayuda al proceso para obtener piezas con mejor asertividad geométrica. Se puede observar que incluso en algunas áreas de la pieza

del segundo estudio tienen menor desviación geométrica en comparación con la pieza BOB.

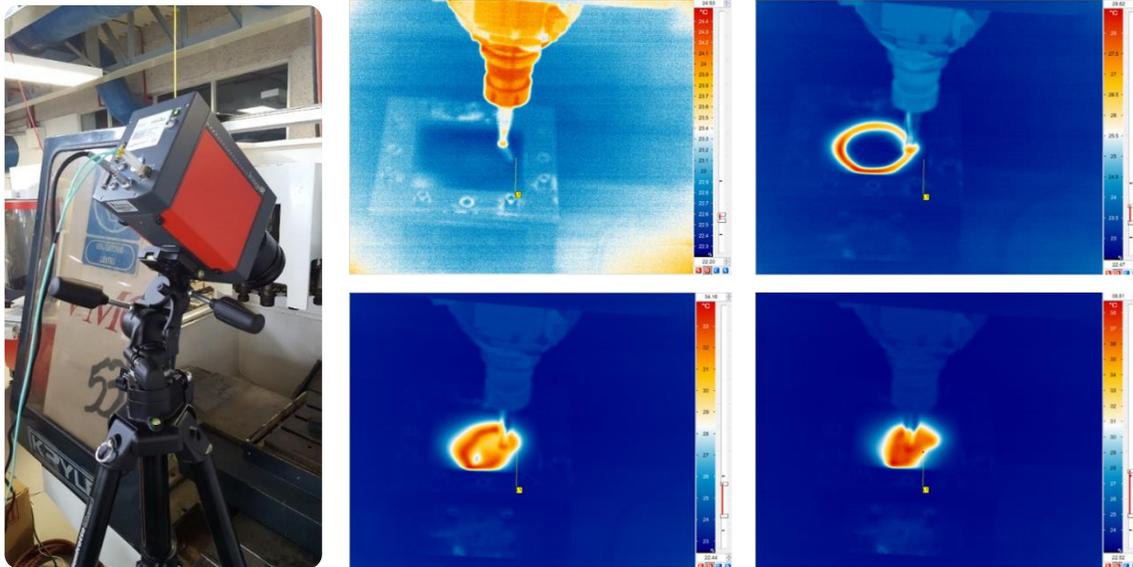
Es evidente que el proceso sigue siendo afectado por la recuperación del material conocida como "springback".

5.1.8.5. Recomendaciones finales (parámetro-formabilidad del material).

En base a los resultados de los dos estudios anteriores realizados en placas de HDPE, se hacen las siguientes recomendaciones para la mejora en la asertividad geométrica de la pieza y para los trabajos futuros:

1. Utilizar los siguientes parámetros de conformado:
 - a. *Estrategia de conformado 2*
 - b. *Diámetro de la herramienta \varnothing (mm.): 8 mm*
 - c. *Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 3000 rpm*
 - d. *Paso Incremental Δz (mm): 0.25 mm*
 - e. *Velocidad de giro de la mesa f (mm/min): 1500 mm/min*
2. Compensar la desviación (springback) desde el diseño de la generatriz y la prótesis para eliminar la desviación geométrica de 2.17 mm.
3. Crear una matriz de experimentos para conformar la prótesis a diferentes alturas.

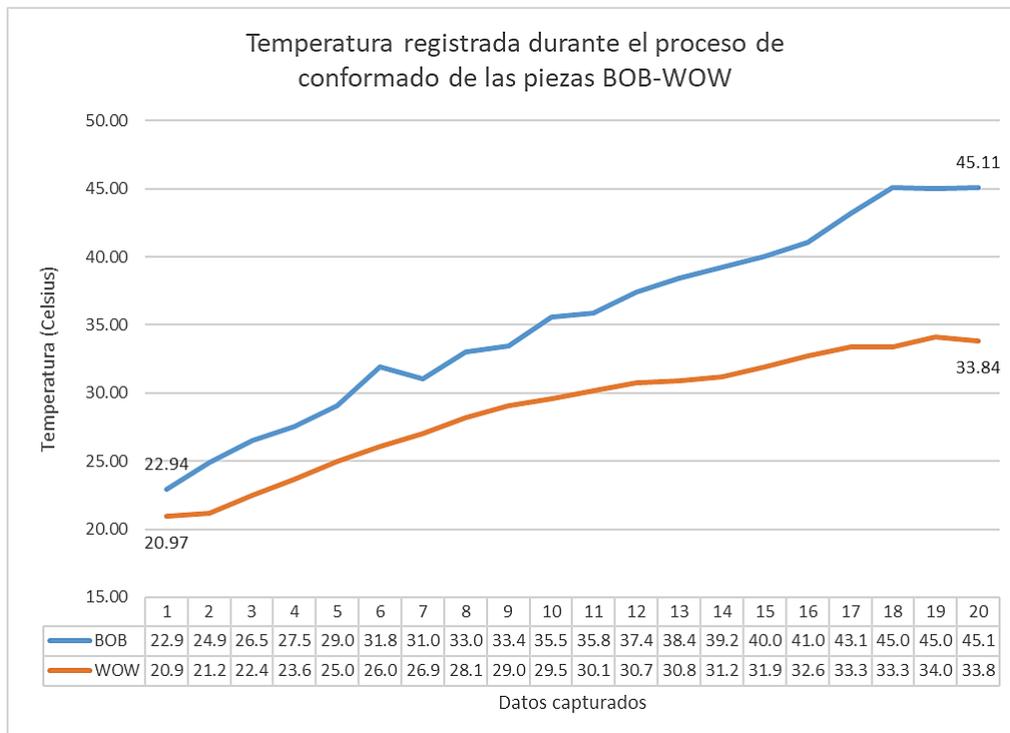
5.1.9. Registro de temperatura durante el proceso.



1)

2)

Fig. 5-29 Cámara termográfica en posición de uso durante el diseño de experimentos, 2) Imágenes del software IRBIS® 3 (adquisición de datos).



Gráfica. 5-1 Contraste entre el promedio de la temperatura piezas BOB y WOW registrada durante la matriz de experimentos.

Parámetros de Conformado - BOB					Parámetros de Conformado - WOW				
8 mm, 3000 rpm, 1500 mm/min					10 mm, 0 rpm, 3000 mm/min				
	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Temp. Avg.		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Temp. Avg.
1	22.50	22.85	23.47	22.94	1	20.99	20.88	21.03	20.97
2	24.61	24.97	25.14	24.91	2	21.04	21.22	21.34	21.20
3	25.95	26.86	26.70	26.50	3	22.41	22.41	22.64	22.49
4	26.84	27.83	27.92	27.53	4	23.57	23.68	23.8	23.68
5	27.92	29.02	30.22	29.05	5	24.76	25.12	25.11	25.00
6	30.87	34.88	29.91	31.89	6	25.86	26.11	26.17	26.05
7	31.66	31.64	29.85	31.05	7	26.8	27.1	27.06	26.99
8	32.45	32.78	33.76	33.00	8	28.09	28.41	27.99	28.16
9	33.98	33.19	33.27	33.48	9	28.94	29.68	28.53	29.05
10	35.52	36.42	34.75	35.56	10	29.35	30.13	29.29	29.59
11	35.73	36.34	35.59	35.89	11	30.14	30.5	29.81	30.15
12	38.08	37.47	36.74	37.43	12	30.68	31.01	30.6	30.76
13	39.74	38.22	37.33	38.43	13	30.85	30.92	30.82	30.86
14	40.12	39.82	37.72	39.22	14	31.24	31.18	31.23	31.22
15	41.39	41.16	37.63	40.06	15	32.08	31.95	31.82	31.95
16	42.24	42.63	38.23	41.03	16	32.58	32.85	32.64	32.69
17	45.64	45.20	38.73	43.19	17	33.36	33.26	33.5	33.37
18	46.73	48.83	39.66	45.07	18	33.23	33.16	33.67	33.35
19	47.04	47.54	40.44	45.01	19	34.01	33.97	34.27	34.08
20	47.29	47.72	40.32	45.11	20	34.23	34.04	33.26	33.84

1) 2)
 Tabla 5-6 1) Temperatura de las piezas BOB, 2) Temperatura de la piezas WOW.

En la literatura mencionan que, el aumento o aplicación de la temperatura durante el proceso de conformado mejora la formabilidad de las piezas; en base a lo anterior, a los resultados en la desviación geométrica y el registro de la temperatura de los ensayos BOB y WOW, se define que para el diseño de la prótesis mandibular con placa de HDPE, el aumento en la velocidad de giro de la herramienta – 3,000 rpm – y la velocidad de la mesa de trabajo – 1,500 mm/min – mejora la formabilidad de la pieza final.

La referencia se hace con base en el aumento de temperatura de la pieza debido al contacto (fricción) que existe entre la herramienta y el material; mayor velocidad de giro de la herramienta = mayor fricción = aumento en la formabilidad de las piezas conformadas en placas de HDPE.

Nota. El registro de temperatura de los ensayos, se realizó solo en la primera etapa del conformado de la estrategia 1: conformado cónico de toda la pieza. Ver Fig. 5-29.

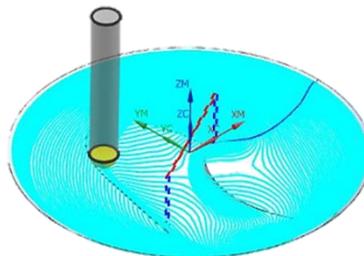
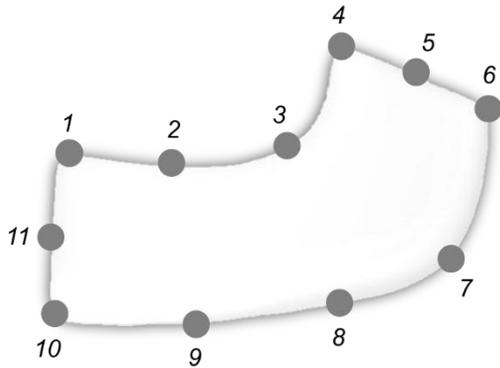


Fig. 5-30 Estrategia de conformado incremental 1: conformado cónico de toda la pieza.

5.1.10. Medición de espesores.



Punto	Prótesis mandibular - HDPE			
	BOB		BOB + Estrategia 2	
Nominal	Espesor	Reducción	Espesor	Reducción
1	2.98	6%	2.98	6%
2	3.12	2%	3.10	2%
3	2.99	6%	3.08	3%
4	2.84	11%	2.81	11%
5	2.76	13%	2.80	12%
6	2.54	20%	2.68	16%
7	2.99	6%	2.95	7%
8	3.14	1%	3.11	2%
9	3.12	2%	3.11	2%
10	2.62	17%	2.48	22%
11	2.94	7%	2.91	8%
Promedio	2.91	8%	2.91	8%
Max.	3.14	20%	3.11	22%
Min.	2.54	1%	2.48	2%
D. Estándar	0.20	6%	0.20	6%

Tabla 5-7 Espesores en 11 puntos – Pieza BOB y pieza BOB + Estrategia de conformado 2.

A partir del análisis en los espesores de la mejor pieza del primer estudio en comparación con la mejor pieza del segundo estudio, se determina que ambas estrategias de conformado provocan la misma reducción en el espesor del material, incluso la reducción del espesor en los puntos (críticos) no. 6 y no. 10 cuentan con una reducción en el espesor similar en ambos ensayos.

Se sugiere, enfocarse en los puntos no. 6 y no. 10 para hacer un ajuste desde el diseño de la prótesis que permita disminuir la reducción en el espesor.

5.1.11. Modo de falla.



1)

2)

Fig. 5-31 Cambio de color en la pieza BOB, 2) Cambio de color en la pieza WOW.

Durante el desarrollo de la matriz de experimentos, no se obtuvieron piezas con fallas visibles.

A simple vista todas las piezas, tanto del primer estudio como del segundo estudio, presentan decoloración en una zona específica debido a un cambio en la estructura y a las propiedades mecánicas del material (recristalización). Lo anterior se debe a que el ángulo de la pared de la prótesis en la zona donde se aprecia el cambio de color es cercano a los 90° , por lo que la herramienta al deformar las placa de HDPE es la que provoca dicho modo de falla.

Se sugiere, para trabajos futuro: 1) pruebas de tensión y pruebas cíclicas para delimitar el comportamiento de la pieza cuando se le aplica fuerza; 2) considerar un rediseño (incluyendo la compensación) para crear una prótesis con ángulos de pared lo más alejado a los 90° (un diseño más amigable con el proceso de conformado incremental).

5.1.12. Acabado superficial.



1)

2)

Fig. 5-32 Acabado superficial de la pieza BOB, 2) Acabado superficial de la pieza WOW.

Visualmente se aprecia que la herramienta con punta esférica de 8 mm, marca más la superficie de las piezas en comparación con la herramienta de 10 mm.

Se sugiere para trabajos futuros: 1) un estudio de rugosidad para las 12 combinaciones de parámetros (primera estrategia de conformado) y un ensayo representativo del segundo estudio (segunda estrategia de conformado). El objetivo sería contar con los datos que permitan determinar cuáles son los parámetros que arrojan piezas con mayor rugosidad debido a que las prótesis actuales, cuentan con una rugosidad que propicia la osteointegración y la adherencia de la hidroxiapatita (recubrimiento biocerámico) la cual propicia la biocompatibilidad de implantes y prótesis (la rugosidad es parte clave de este punto). [59] [60]

5.1.13. Diseño de la prótesis al día.



Fig. 5-33 Presentación de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma unicístico plexiforme. – Diseño Final (pieza BOB + Estrategia de conformado 2).



Fig. 5-34 Presentación de la prótesis para la reconstrucción de mandíbula afectada por Ameloblastoma unicístico plexiforme. – Diseño Final (pieza BOB + Estrategia de conformado 2).

Parámetros:

Estrategia de conformado 2

Diámetro de la herramienta \varnothing (mm.): 8 mm

Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 3000 rpm

Paso Incremental Δz (mm): 0.25 mm

Velocidad de giro de la mesa f (mm/min): 1500 mm/min

8. Conclusiones.

1. Se ha definido una metodología de diseño funcional para el prototipado y fabricación de prótesis de mandíbula por conformado incremental.
2. Es posible conjuntar el diseño industrial, cirugía y reconstrucción maxilofacial, cirugía dental, ingeniería inversa, ingeniería aditiva y el proceso de conformado incremental mono-punto para crear un método funcional.
3. La metodología de trabajo es capaz de:
 - a. Simular completamente en 3D el tratamiento de reconstrucción de mandíbula (plan pre-operatorio).
 - b. Proporciona los “inputs” para el plan pre-operatorio del equipo multidisciplinario.
 - c. Se puede manufacturar prótesis con geometría compleja.
4. Es posible emplear el método de trabajo utilizando equipo, herramienta y software actuales (comerciales) para la fabricación de prótesis personalizadas hechas de Polietileno de Alta Densidad.
5. Se fijan 4 parámetros para el conformado incremental óptimos para asegurar la formabilidad de las piezas (con un nivel de desviación de 2.175 mm) hechas con placas de HDPE – 3 mm de espesor:
 - a. Paso incremental Δz (mm): 0.25 mm
 - b. Diámetro de la herramienta: 8 mm
 - c. Velocidad de giro de la mesa de trabajo de f (mm/min): 1500 mm/min
 - d. Velocidad de giro de la herramienta ω (rpm): 3000 rpm
6. Se probaron dos estrategias de conformado; la estrategia que mejor funcionó para la asertividad geométrica es la que cuenta con cuatro fases; durante el desarrollo de la matriz de experimentos le llamamos: estrategia de conformado 2. Ver Fig. 5-13.
7. Se manufacturó una prótesis final con una desviación geométrica de 2.175 mm, considerando los parámetros y estrategia de conformado antes mencionados. Son necesarias las siguientes acciones:
 - a. Rediseñar la prótesis considerando los siguientes puntos:
 - i. Compensación para eliminar la desviación geométrica (springback).
 - ii. Diseño con ángulos de pared lo más alejado a los 90° para evitar el modo de falla: recristalización del material (un diseño más amigable con el proceso de conformado incremental).

- iii. Enfocarse en los puntos no. 6 y no. 10 del análisis de espesores para realizar un ajuste geométrico que permita disminuir la reducción en el espesor creado por el proceso.

9. Contribuciones.

1. Se hizo la primera aproximación del proceso de conformado incremental mono-punto para la manufactura de prototipos y piezas protésicas de mandíbula. Actualmente no hay literatura que soporte un marco de investigación relacionado a esta aplicación en el área médica. Es así que se considera a este trabajo de investigación, como la introducción del SPIF al área de reconstrucción y cirugía maxilofacial.
2. Metodología funcional de trabajo para la reconstrucción de mandíbula por medio de simulación completa 3D del tratamiento propuesto (plan pre-operatorio).
3. Metodología funcional para diseñar y fabricar prótesis personalizadas con placas de polietileno de alta densidad – HDPE (comerciales) de acuerdo a las necesidades del paciente.

10. Trabajos futuros.

1. Diseño y prueba de una nueva estrategia de conformado que asegure la asertividad geométrica de la pieza.
2. Estudio de la recuperación elástica del HDPE para predecir la desviación geométrica.
3. Crear una matriz de experimentos para conformar la prótesis a diferentes alturas con la finalidad de conocer el porcentaje de recuperación elástica del material.
4. Pruebas cíclicas de tensión a la prótesis física con la finalidad de conocer el tiempo de vida funcional de la pieza.
5. Realizar un estudio de rugosidad-parámetro de conformado (12 combinaciones), debido a que las prótesis actuales, cuentan con una rugosidad que propicia la osteointegración y la adherencia de la hidroxiapatita (mejora la biocompatibilidad de implantes y prótesis).

11. Referencias.

- [1] Jankielewicz, I. (2003), Prótesis Buco-Maxilo-Facial... (agregar cuidado), Sociedad Latinoamericana de Rehabilitación de la Cara y Prótesis Buco-Maxilo-Facial.
- [2] Regezi, J.A., Sciubba, J.J. (2000), Patología Bucal: Correlaciones clinicopatológicas, México DF, México. McGraw-Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V.
- [3] Ameloblastoma, obtenido de <https://radiopaedia.org/cases/ameloblastoma-5>, Noviembre 2017.
- [4] I, J. V. L., James, A., li, P., & Fernández, C. (2009). Mixoma odontogénico Odontogenic myxoma, 46(3), 62–69.
- [5] Pontual, M. L. A., Pontual, A. A., Gempel, R. G., Campos, L. R. M., Costa, A. de L. L., & Godoy, G. P. (2014). Aggressive multilocular osteoblastoma in the mandible: A rare and difficult case to diagnose. *Brazilian Dental Journal*, 25(5), 451–456. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300220>
- [6] True chondroma of the mandibular condyle: A rare case, Figure 5 - Intraoperative picture, obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4293851/>, Noviembre 2017
- [7] Sociedad Española de Cirugía Oral y Maxilofacial., I., Llorente Pendás, S., Rodríguez Recio, C., Junquera Gutiérrez, L. M., & Vicente Rodríguez, J. C. De. (2006). Osteomas cráneo-faciales: presentación de 3 casos y revisión de la literatura. *Revista Española de Cirugía Oral Y Maxilofacial*, 28(5), 301–306. Retrieved from http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1130-05582006000500005
- [8] LAS HERAS F, R., FERNÁNDEZ G, F., CAPDEVILLE F, F., VELOSO O, M., HARBST S, H., MÜLLER, B., & MADRID M, A. (2011). Osteosarcomas de la región de cabeza y cuello TT - Osteosarcoma of the head and neck area. Analysis of 12 patients. *Revista Chilena de Cirugía*, 63(5), 468–472. <https://doi.org/10.4067/S0718-40262011000500005>
- [9] Costa, E. M. C., Lucas, B. L., Silva, M. R., Vilarinho, R. H., de Faria, P. R., & Loyola, A. M. (2009). Mandibular periosteal (juxtacortical) chondrosarcoma. *Brazilian Dental Journal*, 20(5), 428–433. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402009000500013>
- [10] Cordero, K. (2017). Metástasis en la mandíbula: presentación de un caso clínico Metástasis en la mandíbula: presentación de un caso nico Mandible metastasis : a case report, (September).
- [11] Roseana De Almeida Freitas, S., Souza, S., Veras Barros, L., & Quinderé, L. B. (2008). Oral Burkitt's Lymphoma -Case Report. *Brazilian Journal of*

Otorhinolaryngology Rev Bras Otorrinolaringol Brazilian Journal of Otorhinolaryngology, 7474(743), 458–61. Retrieved from <http://www.rborl.org.br>

[12] Karjodkar, F., Khanna, S., (2004). Condensing Osteitis of the Mandible : An Unusual Case Report. The Journal of Indian Academy of Oral Medicina & Radiology. 52-54. Retrieved from <http://www.jiaomr.in/article.asp?issn=0972-1363;year=2004;volume=16;issue=1;spage=52;epage=54;aulast=Karjodkar;type=0>

[13] Clasificación de Angle, obtenido de <https://www.odontologos.mx/odontologos/noticias/2630/clasificacion-angle>, Noviembre 2017.

[14] Cirugía Ortognática: Cirugía de corrección de las deformidades dentofaciales, obtenido de <http://maxilodexeus.com/cirurgia-ortognatica/retrognatia-mandibular/>, Noviembre 2017.

[15] Pedemonte, T., M, C. U., Cirugía, D. De, Facial, M., & Las, C. (2016). Traumatología Máxilo Facial: Diagnóstico Y Tratamiento Maxilo Facial Traumatology : Diagnosis and Treatment, 22(5), 607–616.

[16] Balaji, S. (2007). Textbook of oral and maxillofacial surgery. Elsevier.

[17] Mandíbula, obtenido de <http://www.centralx.es/p/imagen/mandibula>, Noviembre 2017.

[18] Muñoz I Vidal, J., García Gutiérrez, J. J., & Gabilondo Zubizarreta, F. J. (2009). Organización en el tratamiento del traumatismo panfacial y de las fracturas complejas del tercio medio. Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana, 35(1), 43–54.

[19] Manuel, R., Navas, A., Guadalupe, M., & Mendoza, M. (2009). Artemisa Reporte de caso clínico, 5(503), 38–41.

[20] Maxilofacial Especialista en Cirugía Oral Maxilofacial Especialista en Radiología Oral Maxilofacial, O., Alvarado-Monge, C., Ventura-Ponce, H., Cecilia Ruiz-Imbert, A., & Miranda-Castillo, E. (2014). Reporte de Caso / Case Report Manejo de complicación de fractura mandibular en un paciente pediátrico con dentición decidua Management of a complicated mandibular fracture in a pediatric patient with primary dentition, 24(4), 270–277.

[21] The comprehensive AOCMF classification System: Mandible Fractures-Level 2 Tutorial, Figure 4 - Imaging: Panorama X-ray. Description: Fracture confined within the body region, including the transition zone with the symphysis region on the right side, and second fracture located within the angle/ramus region on the left side., obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4251718/>, Noviembre 2017

[22] Goizueta-Adame, C. C., Pastor-Zuazaga, D., Agüero-de Dios, E., & Sebastián-López, C. (2012). Osteosíntesis intraoral asistida por endoscopia en las fracturas del proceso condilar de la mandíbula: Revisión de 53 casos. Revista Española de Cirugía Oral Y Maxilofacial, 34(4), 156–165. <https://doi.org/10.1016/j.maxilo.2012.02.002>

[23] Findik, Y., Aksoy, M., Aydin, Ma., & Baykul, T. (2014). Unusual Unilateral Fracture of the Condylar and Coronoid Processes of the Mandible. *Journal of Clinical Imaging Science*, 4(2), 3. <https://doi.org/10.4103/2156-7514.141909>

[24] Full Adjustable Articulator - Denar D5A, obtenido de <https://whipmix.com/products/denar-d5a/>, Noviembre 2017.

[25] Articuladores y Arcos Faciales, obtenido de <http://www.bioart.com.br/produtos.php?codigo=7&idioma=esp&produto=Articuladores%20y%20Arcos%20Faciales>, Noviembre 2017.

[26] Ricketts, R. M., Bench, R. W., Gugino, C. F., Hilgers, J. J., Schulhof, R. J. (1983). *Técnica bioprogresiva de Ricketts*, México DF, México. Editorail Médica Panamericana, S.A.

[27] U.S. National Library of Medicine. (2017). Radiografías dentales. 8 de diciembre 2017, de National Institutes of Health Sitio web: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003801.htm>

[28] Intra-oral Imaging Systems, obtenido de http://www.vatechglobal.com/front/f_html/imaging_detail.html?item_idx=55, Noviembre 2017.

[29] 3D Imaging Systems , obtenido de http://www.vatechglobal.com/front/f_html/imaging_detail.html?item_idx=51, Noviembre 2017.

[30] 3D Imaging Systems, obtenido de http://www.vatechglobal.com/front/f_html/imaging_detail.html?item_idx=25, Noviembre 2017.

[31] 3D Software, obtenido de http://www.vatechglobal.com/front/f_html/software_detail.html?item_idx=35, Noviembre 2017.

[32] InVesalius 3, obtenido de <https://www.cti.gov.br/en/invesalius>, Noviembre 2017.

[33] Servicio de diseño y fabricación odontológica, obtenido de <https://es.3dsystems.com/dental>, Noviembre 2017.

[34] CT-Bone: Real bone from the 3D printer, obtenido de <http://www.xilloc.com/ct-bone/>, Noviembre 2017.

[35] Equipos digitales: Impresoras 3D, obtenido de <https://implant-system.avinent.com/es/producto/impresoras-3d>, Noviembre 2017.

[36] Self-tapping, L., Self-drilling, L., Self-tapping, L., Self-tapping, L., Biologics, D., & Products, S. (n.d.). 2 . 0 mm Mandible Locking Plate System . Advanced plating system for trauma , microvascular reconstruction , and orthognathic surgery . System, 971.

[37] Ricardo Cienfuegos, Carl-Peter Cornelius, Edward Ellis III, George Kushner. (2017). Compression plating. 8 de Diciembre 2017, de AO Foundation Sitio web:

https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?BackMode=true&bone=CMF&contentUrl=%2Fsrg%2Fpopup%2Fadditional_material%2F91%2FS30_compression_plating.jsp&popupStyle=diagnosis&segment=Mandible&soloState=true#JumpLabelNr1

[38] Reconstrucción ósea maxilofacial, obtenido de <https://osteophoenix.com/reconstruccion-osea-maxilofacial/#>, Noviembre 2017.

[39] The world's first 3D printed total jaw reconstruction, obtenido de <http://www.xilloc.com/patients/stories/total-mandibular-implant/>, Noviembre 2017.

[40] Qassemyar, Q., Assouly, N., Temam, S., & Kolb, F. (2017). Use of a three-dimensional custom-made porous titanium prosthesis for mandibular body reconstruction. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(10), 1248–1251. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.06.001>

[41] Groover, M.P. (2007), *Fundamentos de la Manufactura Moderna*, México DF, México. McGraw-Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V.

[42] Afonso, D., Sousa, R. A. De, & Torcato, R. (2016). Defining Design Guidelines for Single Point Incremental Forming - Rules to a good design of container and tunnel like parts manufactured by incremental forming. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/316167386_Defining_design_guidelines_for_single_point_incremental_forming_-_rules_to_a_good_design_of_container_and_tunnel_like_parts_manufactured_by_incremental_forming

[43] Afonso, D., Sousa, R. A. De, & Torcato, R. (2017). Incremental Forming of Tunnel Type Parts. *Procedia Engineering*, 183, 137–142. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.04.036>

[44] Le, V. S., Ghiotti, A., & Lucchetta, G. (2008). Preliminary studies on single point incremental forming for thermoplastic materials. *International Journal of Material Forming*, 1(SUPPL. 1), 1179–1182. <https://doi.org/10.1007/s12289-008-0191-0>

[45] Martins, P. A. F., Kwiatkowski, L., Franzen, V., Tekkaya, A. E., & Kleiner, M. (2009). Single point incremental forming of polymers. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 58(1), 229–232. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2009.03.095>

[46] Sellés, Miguel Ángel, Samuel Caballero, Miguel Ángel Peydró, and Elena Pérez. 2012. "Incremental Como." : 1–15.

[47] Bagudanch, I., Centeno, G., Vallengano, C., & Garcia-Romeu, M. L. (2017). Revisiting formability and failure of polymeric sheets deformed by Single Point Incremental Forming. *Polymer Degradation and Stability*, 144, 366–377. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2017.08.021>

[48] W. C. Emmens, G. Sebastiani, and A. H. van den Boogaard, "The technology of Incremental Sheet Forming—A brief review of the history," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 210, no. 8, pp. 981–997, 2010.

- [49] Kumar, Y., & Kumar, S. (2015). Advances in Material Forming and Joining, 29–47. <https://doi.org/10.1007/978-81-322-2355-9>
- [50] Jeswiet, J., Adams, D., Doolan, M., McAnulty, T., & Gupta, P. (2015). Single point and asymmetric incremental forming. *Advances in Manufacturing*, 3(4), 253–262. <https://doi.org/10.1007/s40436-015-0126-1>
- [51] Micari, F., Ambrogio, G., & Filice, L. (2007). Shape and dimensional accuracy in Single Point Incremental Forming: State of the art and future trends. *Journal of Materials Processing Technology*, 191(1–3), 390–395. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2007.03.066>
- [52] Le, V. S., Ghiotti, A., & Lucchetta, G. (2008). Preliminary studies on single point incremental forming for thermoplastic materials. *International Journal of Material Forming*, 1(SUPPL. 1), 1179–1182. <https://doi.org/10.1007/s12289-008-0191-0>
- [53] Bagudanch, I., Lozano-Sánchez, L. M., Puigpinós, L., Sabater, M., Elizalde, L. E., Elías-Zúñiga, A., & Garcia-Romeu, M. L. (2015). Manufacturing of Polymeric Biocompatible Cranial Geometry by Single Point Incremental Forming. *Procedia Engineering*, 132(December), 267–273. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.12.494>
- [54] Cho, H. R., Roh, T. S., Shim, K. W., Kim, Y. O., Lew, D. H., & Yun, I. S. (2015). Skull Reconstruction with Custom Made Three-Dimensional Titanium Implant. *Archives of Craniofacial Surgery*, 16(1), 11. <https://doi.org/10.7181/acfs.2015.16.1.11>
- [55] Saúl Rubio Rivera. (2016). Fabricación de implante unicondilar de rodilla con polietileno de ultra alto peso molecular por conformado incremental mono-punto (Tesis de Maestría). Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey. Monterrey, Nuevo León, México.
- [56] Milutinovic, M., Lendel, R., Potran, M., Vilotic, D., Skakun, P., & Plancak, M. (2014). Application of Single Point Incremental Forming for manufacturing of denture base. *Journal for Technology of Plasticity*, 39(2), 15–24.
- [57] Gulati, V., Kathuria, S., & Katyal, P. (2015). A Paradigm to Produce Customized Ankle Support Using Incremental Sheet Forming. *Journal of Engineering and Technology*, 5(1), 14. <https://doi.org/10.4103/0976-8580.149474>
- [58] Saúl Rubio Rivera. (2016). Fabricación de implante unicondilar de rodilla con polietileno de ultra alto peso molecular por conformado incremental mono-punto (Tesis de Maestría). Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey. Monterrey, Nuevo León, México.
- [59] Ramakrishna, S, J Mayer, E Wintermantel, and Kam W Leong. 2001. “Biomedical Applications of Polymer-Composite Materials : A Review.” 61.
- [60] Frodel, J L, and S Lee. 1998. “The Use of High-Density Polyethylene Implants in Facial Deformities.” *Archives of otolaryngology--head & neck surgery* 124: 1219–23.

[61] Polímeros: materiales modernos, obtenido de <http://corinto.pucp.edu.pe/quimicageneral/contenido/82-polimeros.html>, Noviembre 2017.

[62] Polietileno de alta densidad. Diciembre 06, 2017, de Universidad de Barcelona
Sitio web: <http://www.ub.edu/cmematerials/es/content/polietileno-de-alta-densidad>

[63] Kistler® 9257B Triaxial Force Sensor Load Cell, obtenido de <https://www.hofstragroup.com/product/kistler-9257b-triaxial-force-sensor-load-cell/>, Noviembre 2017.

[64] Infrared camera ImageIR® 9300 Series, obtenido de <http://www.infratec-infrared.com/thermography/infrared-camera/imageirr-9300-series.html>, Noviembre 2017.

[65] Solutions, M. (2009). The Portable 3D Scanners for Industrial Applications.

[66] Fortus 360/400mc – Stratasys 3D Printer, obtenido de <https://www.cati.com/3d-printing/stratasys-production-series-3d-printers/fortus-360mc-stratasys-3d-printer/>, Diciembre 2017

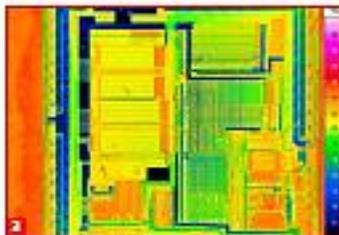
[67] Up Plus 2 3D Printer, obtenido de <https://go-3dprint.com/product/up-plus-2-3d-printer-white/>, Diciembre 2017.

12. Anexos.

12.1. Cámara termográfica modelo ImageIR 9300.

ImageIR® 9300

High-end Thermography Camera



- 1) ImageIR® 9300 with microscopic lens
- 2) Controlling and acquisition software for facility protection
- 3) Microscopic thermography

INFRA TEC.

Europe's leading specialist for infrared sensors and measurement technology

Cooled FPA photon detector with (1,280 × 1,024) IR pixels

Opto-mechanical MikroScan with up to (2,560 × 2,048) IR pixels

Full-frame rate up to 106 Hz, GigE Vision Interface

Snapshot detector, internal trigger interface

Extremely short integration times in the microsecond range

Pixel size with microscopic lens up to 2 µm

Thermal resolution up to 0.025 K



www.InfraTec.eu

www.InfraTec-Infrared.com

Made in Germany

12.2. Dinamómetro modelo 9257B.

Force

KISTLER
measure, analyze, innovate.

Multicomponent Dynamometer

Type 9257B

-5 ... 10 kN, Top Plate 100x170 mm

Quartz three-component dynamometer for measuring the three orthogonal components of a force. The dynamometer has a great rigidity and consequently a high natural frequency. Its high resolution enables the smallest dynamic changes in large forces to be measured.

- Universal applicable
- For cutting force measurements
- Stable and reliable

Description

The dynamometer consists of four three-component force sensors fitted under high preload between a baseplate and a top plate. Each sensor contains three pairs of quartz plates, one sensitive to pressure in the z direction and the other two responding to shear in the x and y directions respectively. The force components are measured practically without displacement.

The outputs of the four built-in force sensors are connected inside the dynamometer in a way to allow multicomponent measurements of forces and moments to be performed. The eight output signals are available at the 9-conductor flange socket.

The four sensors are mounted ground-insulated. Therefore ground loop problems are largely eliminated.

The dynamometer is rustproof and protected against penetration of splashwater and cooling agents. Together with the connecting cable Type 1687B5/1689B5 and Type 1677A5/1679A5 it corresponds to the protection class IP67.

A special thermal isolation coating is integrated in the top plate which renders the dynamometer largely insensitive to temperature influences.

Application Examples

- Dynamic and quasi-static measurement of the three orthogonal components of a force
- Measuring cutting force when turning, milling, grinding etc. In conjunction with the calibrated partial ranges the high sensitivity and low threshold allow exact measurements on small tools and when grinding.
- Measurements on scale models in wind channels



Technical Data

Range	F_x, F_y, F_z	kN	-5 ... 5*
	F_x for F_x and $F_y < 0.5 F_x$	kN	-5 ... 10 [†]
Calibrated partial range 1	F_x, F_y	N	0 ... 500
	F_z	N	0 ... 1 000
Calibrated partial range 2	F_x, F_y	N	0 ... 50
	F_z	N	0 ... 100
Overload	F_x, F_y, F_z	kN	-7.5/7.5
	F_x for F_x and $F_y < 0.5 F_x$	kN	-7.5/15
Threshold		N	<0.01
Sensitivity	F_x, F_y	pC/N	-7.5
	F_z	pC/N	-3.7
Linearity, all ranges		%FSO	±1
Hysteresis, all ranges		%FSO	±0.5
Cross talk		%	±2
Rigidity	G_x, G_y	kN/µm	>1
	G_z	kN/µm	>2
Natural frequency	f_x, f_y, f_z	kHz	>3.5*
Natural frequency	f_x, f_y	kHz	>2.3*
(mounted on flanges)	f_z	kHz	>3.5*
Operating temperature range		°C	0 ... 70
Capacitance	F_x, F_y, F_z	pF	≈220
Insulation resistance (20 °C)		Ω	>10 ¹²
Ground insulation		Ω	>10 ⁹
Protection class EN60529			IP67 [‡]
Weight		kg	7.3
Clamping area	mm		100x170
Connection			Fischer flange, 9 pol. neg.

* Application of force inside and max. 25 mm above top plate area

[†] Range for turning, application of force at point A

[‡] With connecting cable Types 1687B5, 1689B5, 1677A5, 1679A5

* Without tool holder Type 3403

9257B_0100-1516-1.09

This information corresponds to the current state of knowledge. Kistler reserves the right to make technical changes. Liability for consequential damage resulting from the use of Kistler products is excluded.

©2009, Kistler Group, Eulachstrasse 22, 8408 Winterthur, Switzerland
Tel. +41 52 224 11 11, Fax +41 52 224 14 14, info@kistler.com, www.kistler.com

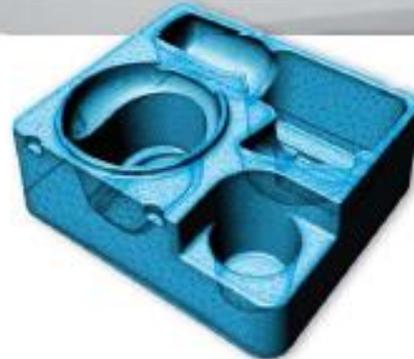
Page 1/4

12.3. Escáner manual modelo EXAscan®.



REVERSE ENGINEERING / STYLING, DESIGN AND ANALYSIS

- 3D scan-to-CAD
- Styling and design modifications
- Re-built CAD modifications
- Class A surfacing
- Vehicle design & styling
- Aftermarket part design
- Digital models and mock-ups
- Clay model digitizing
- Custom part design
- Packaging design
- Rapid prototyping / 3D printing
- Finite element analysis (FEA)



QUALITY CONTROL / INSPECTION

- Non-contact inspection
- Part-to-CAD inspection
- Geometric dimensioning and tolerancing (GD&T)
- First article inspection
- Production compliance inspection
- Supplier quality inspection
- Tool testing and adjustment
- Die and mold inspection
- Casting inspection
- Aircraft component inspection
- Vehicle inspection

REVERSE ENGINEERING / STYLING, DESIGN AND ANALYSIS

- 3D scan-to-CAD (high standard)
- Class A surfacing
- Die and mold design
- Mechanical design
- Tooling and jig design
- Maintenance, repair and overhaul (MRO)

12.4. Software especializado VXelements® (Creaform®).



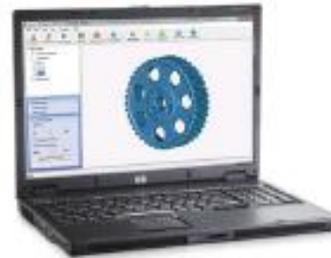
VXelements™

The Handyscan 3D scanners come with VXelements, the all-in-one 3D data acquisition software that powers its entire fleet of 3D scanning and measurement technologies. It gathers all the essential elements and tools into a uniform, user-friendly and intuitive working environment.

VXscan is entirely dedicated to the acquisition and optimization of 3D scanning data. It delivers high performance for that specific task, yet it is simple and user-friendly enough to suit any user's experience level.

VXelements Express™

The UNiscan™, the Handyscan 3D line-up entry-level model, comes with VXelements Express. This simplified, easier to use and learn version of VXelements has been developed to match and maximize the UNiscan's capabilities.



ACCESSORIES

Included

All

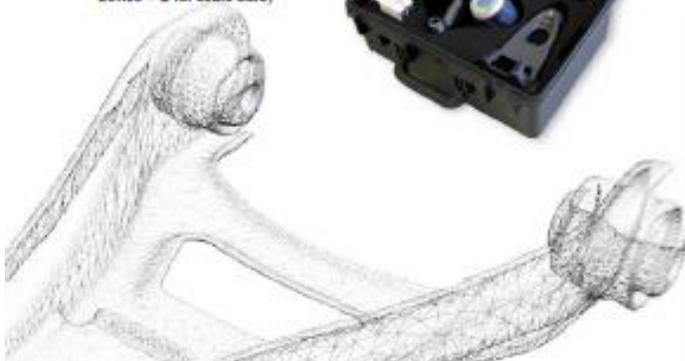
- Carrying case
- Calibration plate
- Ergonomic support
- FireWire cable
- FireWire adapter (ExpressCard 54 mm)
- Power supply
- 5 x 500 positioning targets
- 1-year warranty on parts and labour

MAXscan (Photogrammetry):

- Magnetic reference cross (1)
- Scale bars, 1340 mm (2)
- 150 adhesive coded targets (no 2-150)
- 2 carrying cases (1 for scanning device + 1 for scale bars)

Optional

- Certified laptop computer
- Field Pack (for outdoors, in-the-field scanning)
- Target applicator
- Magnetic, reusable scanning positioning targets



CREAFORM CUSTOMER SERVICE



When you purchase a Handyscan 3D laser scanner, Creaform backs you up with the CreaCare customer service program. We offer readily available, multilingual technical support on all continents, ensured by knowledgeable, proactive and committed product specialists.

We find it important to help you simplify your work, increase your efficiency and make the most out of your Handyscan 3D scanner. That is why all Creaform technologies come with a free CreaCare maintenance plan and annual calibration for the first year. To keep you on the technological edge, you can also choose to get instant downloading access to every new release of VXelements (and the VXscan module). If you wish, you can ask that a qualified metrologist or applications engineer comes over to your place to help you get started with your 3D scanner, and to train you and/or your staff on your specific applications.

Last but not least, Creaform's client service agents follow-up with each and every client to make sure that they are satisfied with their Handyscan 3D, and that they know exactly who to contact in case of a problem. And if anything should happen, we guarantee quick and reliable servicing.