



**FACULDADE DE TECNOLOGIA SENAI CIMATEC  
PÓS - GRADUAÇÃO EM CONFORMAÇÃO E UNIÃO DE MATERIAIS**

**RAONI BARRETO DE OLIVEIRA**

**NOVA ABORDAGEM PARA FABRICAÇÃO DE IMPLANTES  
DE TITÂNIO PURO (CP TI) DE ALTA RESISTÊNCIA  
ATRAVÉS DE EXTRUSÃO GRADUAL**

Salvador  
2015

**RAONI BARRETO DE OLIVEIRA**

**NOVA ABORDAGEM PARA FABRICAÇÃO DE IMPLANTES  
DE TITÂNIO PURO (CP TI) DE ALTA RESISTÊNCIA  
ATRAVÉS DE EXTRUSÃO GRADUAL**

Trabalho de Conclusão do Curso apresentado ao curso de Pós-Graduação em Conformação e União de Materiais da Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC como requisito final para a obtenção do título de Especialista.

Orientador: Dr. Eng. Charles Chemale Yurgel

Co-Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Santiago Coelho

Salvador

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC

O48n Oliveira, Raoni Barreto de

Nova abordagem para fabricação de implantes de titânio puro (Cp Ti) de alta resistência através de extrusão gradual / Raoni Barreto de Oliveira. – Salvador, 2015.

41 f. : il. color.

Orientador: Prof. Dr. Charles Chemale Yurgel.

Coorientador: Prof. Dr. Rodrigo Santiago Coelho.

Monografia (Especialização em Conformação e União de Materiais) – Programa de Pós-Graduação, Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC, Salvador, 2015.

Inclui referências.

1. Titânio puro. 2. Deformação plástica severa. 3. Gradiente de materiais. 4. Extrusão. I. Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC. II. Yurgel, Charles Chemale. III. Coelho, Rodrigo Santiago. IV. Título.

CDD: 620.112

## **AGRADECIMENTOS**

Esse trabalho foi desenvolvido durante um treinamento de capacitação no Instituto Fraunhofer IWU na Alemanha, parte do programa Jovens Talentos do Instituto SENAI de Inovação em Conformação e União de Materiais. Dessa forma, gostaria de expressar meus agradecimentos:

Aos professores e orientadores que fizeram parte dessa jornada, assim como aos idealizadores do programa.

À recepção e orientação por parte do Instituto Fraunhofer IWU, e em especial ao meu supervisor Dr. Ing- Markus Bergmann.

Ao Dr. Eng. Charles Chemale Yurgel, pelas orientações neste trabalho.

A todos os colegas do SENAI CIMATEC e do curso de Pós-graduação pelo apoio e companheirismo.

## RESUMO

Métodos convencionais de *severe plastic deformation* (SPD), como *equal channel angular pressing* (ECAP) e *high pressure torsion* (HPT), vêm sendo usados para melhora das propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro. Essas técnicas impõem uma deformação relativamente homogênea em todo o volume to material processado. Com isso, as propriedades mecânicas geradas devido ao refinamento de grão do processo são uniformemente distribuídas ao longo da peça de trabalho. Uma nova técnica, conhecida como *gradation extrusion*, vêm sendo desenvolvida com o objetivo de produzir um gradiente de deformação na peça através de uma configuração que integra SPD com extrusão por impacto. Esse método permite criar um volume próximo a superfície do material com microestrutura ultra refinada e com o tamanho médio de grão decrescente na direção radial da barra extrudada. Essa característica pode ser relacionada com as propriedades mecânicas do material, produzindo uma alta resistência mecânica devido ao volume ultra refinado próximo à superfície e uma boa ductilidade devido ao núcleo menos refinado. Essas propriedades são de grande relevância para a aplicação na fabricação de implantes dentários, onde a boa ductilidade do núcleo é importante para a conformação posterior da geometria interna, ao mesmo tempo em que uma alta resistência mecânica é requerida devido à própria aplicação. O objetivo desse trabalho é investigar o comportamento do titânio puro durante o processamento da *gradation extrusion* e seus resultados. Uma simulação numérica do processo foi desenvolvida para a análise, e a deformação plástica efetiva no material foi avaliada evidenciando um grande gradiente de deformação e atingindo um elevado valor no volume mais externo do componente, dessa forma revelando o alto potencial para melhoria da relação entre resistência mecânica e ductilidade.

**Palavras-chave:** titânio puro; deformação plástica severa; gradiente de materiais, extrusão

## ABSTRACT

*Conventional Severe Plastic Deformation (SPD) processes, such as equal channel angular pressing (ECAP) and high pressure torsion (HPT), have been used for mechanical improvement of commercially pure titanium. These techniques usually impose a relative homogeneous deformation range to the whole material volume. In this way, the mechanical properties generated due to the grain refinement from the process are uniformly distributed throughout the work piece. A new technique, known as Gradation Extrusion, has been developed with the objective to produce a deformation gradient on the piece through a process chain that integrates SPD forming and impact extrusion. This method allows to create a fine-grained structure volume near the surface where the grain size decreases on the radial direction of the extruded bar. This feature could be related to the material properties, providing to the material a high mechanical strength due to the volume near the surface and a relative good ductility due to the less refined core. These properties are interesting for dental implants manufacturing application, where ductility is needed for the inner shape forming at the same time that the application requires a general high mechanical strength. This work aims to investigate the material processing making a first characterization of the titanium behavior within the Gradation Extrusion. A numerical simulation was developed to assist the investigation, and the effective plastic strain of the material was evaluated evidencing a large deformation gradient and achieving a high value in the outer volume of the component, thereby revealing the high potential for improving the relationship between strength and ductility.*

**Key-words:** *pure titanium; severe plastic deformation; material gradation; extrusion*

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1. Propriedades Mecânicas do cpTi, Ti-6Al-4V e do Osso .....	20
Tabela 2. Composição do Titânio Grau 1 .....	29
Tabela 3. Parâmetros da Simulação Numérica .....	29

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Diagrama Representativo da Metodologia.....	13
Figura 2. Procedimento de implante da prótese dentária. ....	15
Figura 3. Exemplos de Implantes Dentários.....	17
Figura 4. Tratamentos de Superfície.....	17
Figura 5. Micrografia (TEM) do Titânio Processado por SPD. ....	19
Figura 6. Propriedades mecânicas de tração do CG Ti (grão grosseiros), Ti6Al4V e Ti nanoestruturado (nano-Ti). ....	19
Figura 7. Ilustração do processo de ECAP. ....	23
Figura 8. Planos de cisalhamento durante ECAP. ....	23
Figura 9. Configuração do processo HPT. ....	24
Figura 10. <i>ECAP - Conform.</i> ....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
Figura 11. <i>Accumulative Roll Bonding.</i> .....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
Figura 12. Extrusão Gradual.....	26
Figura 13. Elementos de Conformação. ....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
Figura 14. Ferramenta de Extrusão por Impacto x Extrusão Gradual ..... <b>Erro! Indicador não definido.</b>	
Figura 15. Simulação da deformação plástica no processo de <i>Gradation Extrusion</i> (I e II) comparado à extrusão por impacto (III). ....	27
Figura 16. Distribuição de dureza e microestrutura próxima à superfície.....	28
Figura 17. <i>Set-up</i> experimental flexível. ....	30
Figura 18. Elementos de Conformação. ....	31
Figura 19. Elementos de Conformação. ....	31
Figura 20. Dimensões dos elementos de Conformação: A) Redução de diâmetro de 8mm para 5mm; B) Redução de diâmetro de 7mm para 5mm. ....	32
Figura 21. Deformação Similar ao ECAP na <i>Gradation Extrusion.</i> ....	33
Figura 22. Deformação Plástica Efetiva: (A) Redução de Diâmetro de 7mm para 5mm; (B) Redução de Diâmetro de 8mm para 5mm. ....	34
Figura 23. Gradiente de Deformação e Propriedades Mecânicas (Extrusão com redução de diâmetro de 7mm para 5mm). ....	35
Figura 24. <i>Gradation Extrusion</i> x Extrusão por Impacto Convencional (Redução de diâmetro de 8mm para 5mm).....	36



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ABIMO	Associação Brasileira da Indústria Médica, Odontológica e Hospitalar
ECAP	<i>Equal Channel Angular Pressing</i>
HPT	High Pressure Torsion
SPD	<i>Severe Plastic Deformation</i>

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO E DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	10
1.2	JUSTIFICATIVA .....	12
1.3	OBJETIVOS .....	12
1.3.1	Objetivo Geral .....	12
1.3.2	Objetivos Específicos .....	13
1.4	METODOLOGIA.....	13
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	14
2.1	IMPLANTES DENTÁRIOS .....	14
2.1.1	Características Gerais .....	14
2.1.2	Biomateriais , Biocompatibilidade e Osseointegração .....	15
2.1.3	Tipos de Implantes .....	16
2.1.4	Aplicação do Titânio Puro Nanoestruturado .....	18
2.2	<i>SEVERE PLASTIC DEFORMATION SPD</i> .....	20
2.2.1	<i>Equal Channel Angular Press – ECAP</i> .....	22
2.2.2	<i>High Pressure Torsion – HPT</i> .....	24
2.2.3	Outros Processos .....	25
2.3	SOLUÇÃO PROPOSTA.....	25
3	ESTUDO DE CASO .....	29
3.1	MÉTODO, MATERIAL E PARÂMETROS UTILIZADOS .....	29
3.2	FERRAMENTA DE FABRICAÇÃO .....	30
3.2.1	Funcionamento da Ferramenta .....	30
3.2.2	<i>Design</i> dos Elementos de Conformação .....	31
3.2.3	Cálculo Analítico da Deformação .....	32
3.3	SIMULAÇÃO NUMÉRICA .....	34
3.3.1	Gradiente de Deformação .....	34
3.3.2	Comparação com Extrusão por Impacto Convencional .....	35
4	CONCLUSÃO.....	37
5	REFERÊNCIAS .....	38

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Novas tecnologias para a fabricação de biomateriais utilizados na indústria vêm sendo atualmente desenvolvidas devido à novos requisitos e necessidades médicas. Os biomateriais são utilizados em implantes médicos e dentários que visam se integrar ao corpo humano e suprir alguma função necessitada. Na última década, pesquisas vêm revelando que alguns elementos de ligas metálicas até então utilizadas na fabricação desses implantes apresentam índices alérgicos e podem ser tóxicos para o corpo. Dessa forma, novos materiais, como o titânio puro, estão sendo empregados, surgindo assim a necessidade de novas tecnologias de fabricação associadas.

A demanda industrial na área é evidenciada quando se analisa os números relacionados. Segundo o Conselho Federal de Odontologia, o mercado de implantes odontológicos movimentava cerca de quatrocentos milhões de reais por ano. Ainda segundo o Conselho, o crescimento anual do mercado gira em torno de 15%, e deve continuar crescendo na próxima década, pois segundo o Ministério da Saúde, o número de pessoas desdentadas no país é bastante elevado.

Os biomateriais são um grupo específico de materiais que podem ser integrados ao corpo sem rejeições, e ao mesmo tempo precisam possuir propriedades mecânicas específicas para a sua aplicação. A característica mais importante nesses materiais é a biocompatibilidade, que garante sua integração ao corpo humano sem trazer outras consequências médicas agregadas. Porém, os biomateriais necessitam também de algumas propriedades mecânicas requeridas para a sua função, tais como alta resistência mecânica, resistência a corrosão, resistência a fadiga, resistência ao impacto e baixo módulo de elasticidade (ELIAS et al, 2013).

A liga de titânio Ti-6Al-4V a anos é estabelecida como a principal liga utilizada em implantes médicos/dentários, porém com a análise do efeito tóxico do Vanádio e do Alumínio ao corpo humano, novas ligas livres desses elementos foram propostas para substituição, como por exemplo Ti-13Nb-13Zr e Ti-12Mo-6Zr. Porém, hoje o principal material proposto para essa aplicação é o titânio comercialmente puro (cp Ti), pois sua camada de óxido estável e inerte o faz um material com grande biocompatibilidade e resistência a corrosão (ELIAS et al, 2008). Em relação à resistência mecânica, o cp Ti não possui valor suficiente para suportar

os esforços requeridos pela função dos implantes, dessa maneira é necessário o uso de processos que refinem os grãos do material, provendo assim uma elevação dessa propriedade.

Para obter o grau de resistência mecânica requerido, o cp Ti precisa passar por processos de *Severe Plastic Deformation* (SPD), que são métodos utilizados para obter um grande refinamento do grão do material, chegando à faixa de nanômetros. Existem diversos métodos SPD desenvolvidos atualmente, entre eles, o *Equal-Channel Angular Pressing* (ECAP) é o mais relevante para a fabricação de implantes de titânio. Após processado e termicamente tratado, o cp Ti pode chegar a resistência mecânica na faixa de 1200 MPa - 1400 Mpa (SEMENOVA et al, 2008).

A busca por um processo que permita produção em larga escala, a baixo custo e com uma cadeia de processos simples é uma motivação atual por novas investigações na área. Por ser um processo descontínuo, o ECAP não se mostra como a solução mais eficiente para a fabricação proposta. Existe ainda uma outra limitação dos processos atualmente conhecidos que é a baixa ductilidade obtida no material com grãos refinados, evidenciando um outro motivador para novas investigações (MOLINA-ALDAREGUIA et al, 2010).

Novos processos SPD vêm sendo estudados nas ultimas décadas visando adequar as propriedades mecânicas desejadas. Nesse contexto, um novo processo denominado Extrusão Gradual (*Gradation Extrusion*) vem sendo desenvolvido com o propósito de ocupar um espaço entre processos SPD que refinam todo o volume do material (como o ECAP), obtendo alta resistência mecânica e baixa ductilidade, e os processos que refinam somente a superfície do material, obtendo alta ductilidade, porém com resistência mecânica relativamente baixa, conhecidos como *Surface Mechanical Attrition*. A Extrusão Gradual aparece como uma solução que integra um processo de SPD com o conhecido processo de extrusão por impacto (NEUGEBAUER et al, 2012), se revelando pela simplicidade técnica, ao contrário dos processos convencionais de SPD, um grande candidato para utilização industrial em larga escala.

A Extrusão Gradual gera uma estrutura com um gradiente de deformação, combinando diferentes microestruturas em um único componente (BERGMANN, 2013). Essa característica do processo permite a fabricação de materiais com alta resistência mecânica, equiparadas aos processos convencionais de SPD, e que ao mesmo tempo possuem um núcleo mais dúctil, facilitando a conformação posterior de geometrias complexas. Dessa forma, a

nova tecnologia se apresenta como uma boa solução para as limitações atuais de produção de implantes médicos.

Dentro desse contexto, esse trabalho visa contribuir cientificamente, através da simulação numérica do comportamento do titânio associado à utilização do novo método SPD de Extrusão Gradual, para o desenvolvimento posterior de novas tecnologias de fabricação de implantes médicos.

## **1.2 JUSTIFICATIVA**

A demanda existente por implantes dentários é evidente quando se analisa os números atuais. No Brasil, cerca de 800 mil implantes e 2,4 milhões de componentes de próteses dentárias são colocados, por ano no país, segundo levantamento da Associação Brasileira da Indústria Médica, Odontológica e Hospitalar (Abimo). O país é assim o segundo polo mundial do mercado de implantes do mundo, ficando atrás apenas dos Estados Unidos. A indústria brasileira vem fazendo grandes investimentos em pesquisas, desenvolvimento de tecnologia e na fabricação desses implantes, e hoje, além de praticamente atender 90% demanda interna, as exportações têm subido de forma significativa.

Os estudos relacionados à área tem crescimento evidente quando se observa as publicações científicas na última década. Investigações envolvendo processos de deformação plástica severa (SPD), assim como as propriedades mecânicas que podem ser obtidas com os processos são pautas atuais da comunidade científica e tecnológica. Dessa forma, a solução com a qual esse trabalho se propõe a contribuir se apresenta como uma grande importância para a indústria nacional.

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo Geral**

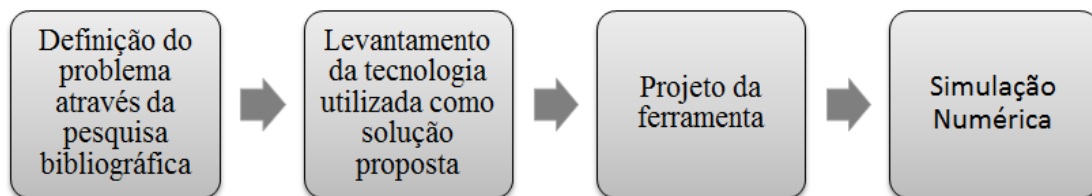
Investigar o comportamento do titânio no processo de Extrusão Gradual através de uma simulação numérica, analisando o seu potencial para o aumento da eficiência do processo de fabricação de implantes médicos e para a melhora das propriedades mecânicas obtidas.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

1. Analisar a bibliografia relacionada com o tema proposto, levantando os parâmetros a serem estudados;
2. Avaliar o comportamento do titânio do processo através da simulação numérica, atrelando às propriedades mecânicas geradas;
3. Investigar o potencial da tecnologia para a aplicação estudada;
4. Comparar os parâmetros técnicos e financeiros, e as propriedades mecânicas e microestruturais dos resultados encontrados no processo estudado e o conhecido do estado da arte.

## 1.4 METODOLOGIA

Esse trabalho foi realizado de acordo com as referências descritas no tópico final. A sequência das etapas da pesquisa foi desenvolvida de acordo com a Fig. 1.



**Figura 1. Diagrama Representativo da Metodologia**

Primeiramente, foi feito um levantamento e pesquisa bibliográfica relacionada ao tema, focando no estado da arte dos processos atualmente utilizados na fabricação de implantes dentários e nos seus principais parâmetros. A partir dessa pesquisa, o problema a ser estudado foi definido, e um novo método tecnológico foi proposto para a sua solução.

Em seguida, foi levantado o estado da solução técnica proposta, através da bibliografia existente e do apoio do Instituto que vêm desenvolvendo a nova tecnologia, o Fraunhofer IWU (Chemnitz, Alemanha). Foram discutidas as principais vantagens do processo proposto, assim como o potencial para a solução do problema através da análise dos resultados já existentes de trabalhos anteriores.

Por fim, com os parâmetros de estudo levantados, uma simulação numérica utilizando o *software Simufact Forming 12.0* foi elaborada visando investigar o comportamento do titânio puro no processo estudado. Dessa forma, o comportamento do material utilizado e o processo em si foram analisados, os resultados obtidos foram expostos, e a viabilidade da solução foi discutida.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

### **2.1 IMPLANTES DENTÁRIOS**

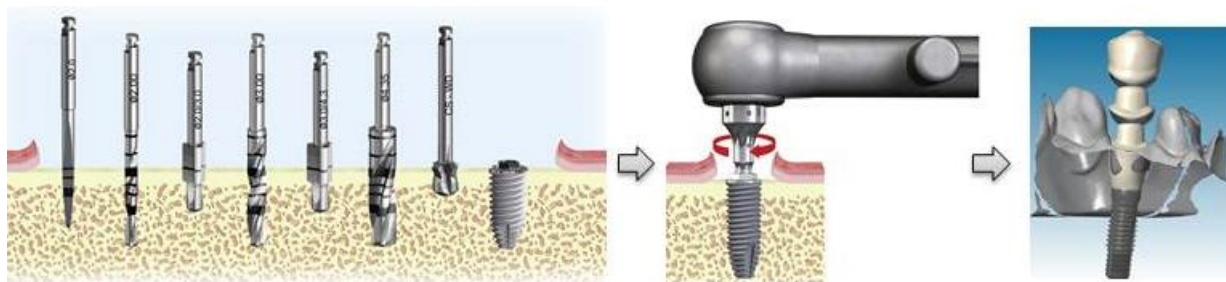
#### **2.1.1 Características Gerais**

Os implantes dentários são responsáveis por recuperar a funcionalidade de um dente perdido na arcada bucal. Eles são inseridos completamente dentro do osso do maxilar no local da raiz original do dente para propiciar a instalação da prótese dentária. O estudo de (BRANEMARK et al, 1964) na década de 60 foi responsável pelas primeiras análises da anatomia e fisiologia da integração entre os biomateriais e o tecido ósseo. Inicialmente com aços inoxidáveis e posteriormente com titânio, implantes foram inseridos em coelhos e cachorros e posteriormente analisados. Foi observada uma completa integração do titânio com o osso, evidenciada pela difícil remoção do implante. A partir dessa investigação e do conceito de osseointegração, a aplicação de ligas de titânio em implantes dentários se deu início.

Segundo (ELIAS, 2011), o uso de implantes dentários é a técnica preferida e mais recomendada pelos dentistas para recuperação de um dente perdido devido a sua eficiência, conveniência e acessibilidade. Os implantes de titânio podem oferecer vários benefícios, muitas vezes melhores que os dentes originais, tais como estabilidade, maior facilidade de higiene e menor possibilidade de desalojamento. Porém, diversos fatores podem influenciar na estabilidade e osseointegração desses implantes, como as dimensões, qualidade e quantidade do osso, a técnica cirúrgica, as condições de carga e a superfície do material utilizado.

O processo para a inserção do implante pode ser observado na Fig. 2, onde após anestesia, o osso é furado com a utilização de uma broca cirúrgica correspondente ao diâmetro

utilizado no procedimento. Após o furo, o implante é então inserido por rosqueamento através de uma ferramenta de torque, essa peça irá desempenhar o papel da raiz do dente dando todo o suporte e fixação para a prótese. Em sequência então, a prótese do dente pode ser aparafusada dentro do implante.



**Figura 2. Procedimento de implante da prótese dentária (ELIAS et al., 2013).**

Muitas vezes os implantes precisam ser inseridos em áreas da mandíbula com uma espessura muito pequena de osso, assim, há necessidade de implantes com diâmetros cada vez menores. Dessa forma, a resistência mecânica do material precisa ser muito elevada para suportar o carregamento com um diâmetro reduzido. Surge assim a necessidade de técnicas que melhorem as propriedades mecânicas dos materiais utilizados. No caso do titânio, os elementos de liga vinham fazendo esse papel por diversos anos, mas devido a recentes pesquisas médicas que indicam a toxicidade e índice alérgicos desses elementos de liga, o titânio puro se mostra hoje o material mais relevante para a aplicação. Dessa maneira, processos de *severe plastic deformation* (SPD) vêm sendo utilizados para o refino de grãos do material e consecutivo aumento de resistência mecânica (ELIAS et al, 2013).

### **2.1.2 Biomateriais , Biocompatibilidade e Osseointegração**

Segundo (MISCH et al., 1989), o conceito de biomateriais giram em torno da sua biocompatibilidade, quando este não apresenta reação do organismo vivo quando colocado em contato com os tecidos do corpo. Os biomateriais devem ser isentos de produzir qualquer resposta biológica adversa local ou sistêmica, ou seja, o material não deve produzir irritação, infecções ou alergia. Em outras palavras, a biocompatibilidade de um material pode ser definida como a habilidade de desempenhar com uma resposta tecidual apropriada em uma aplicação específica (REMES, 1991).

O conceito atual de biocompatibilidade envolve não apenas compatibilidade do material com o tecido, mas também a habilidade de realizar uma função específica para



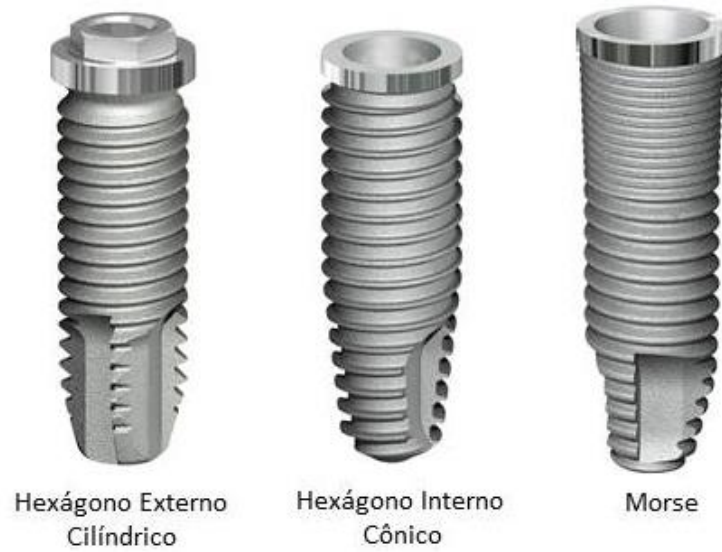
determinada aplicação. Não há um material que é biocompatível para todas as aplicações, pois a biocompatibilidade não depende apenas das propriedades do material (física, química e mecânica), mas também da definição da situação na qual o material é usado (ELIAS, 2011; WILLIAMS, 2008).

Na aplicação em implantes dentários, além das propriedades mecânicas e químicas, há uma grande necessidade de uma boa osseointegração que implica numa interação específica e direta entre o biomaterial e o tecido do corpo. Osseointegração ocorre quando o material, quando usado como implante, adere firmemente às células do osso. Essas características podem ser avaliadas a partir de testes *in vivo*, onde implantes são inseridos em animais de laboratório e posteriormente, a superfície de contato é analisada, assim como o torque necessário para desconectar o implante do osso. O titânio puro é reconhecido por uma grande capacidade de osseointegração, e assim tem grande uso atual em implantes dentários. (ELIAS, 2011; ELIAS et al, 2013).

### **2.1.3 Tipos de Implantes**

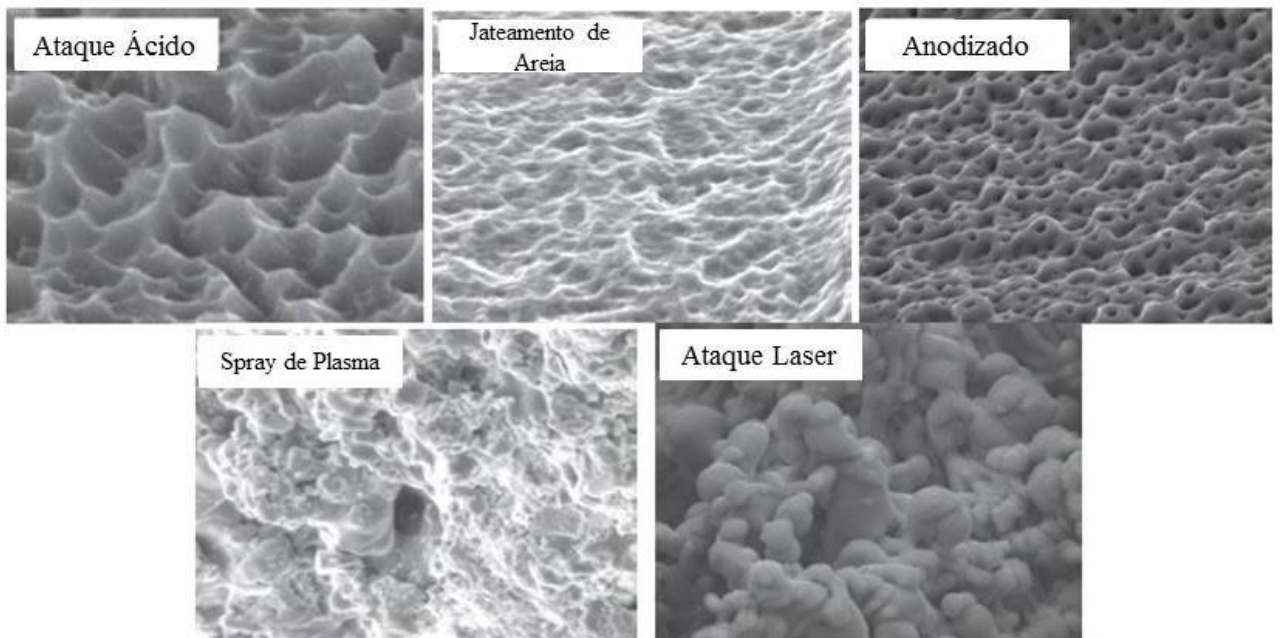
De acordo com (ELIAS, 2011), os tipos de implantes dentários podem ser classificados de acordo com a geometria e tipo de conexão, quanto ao tratamento realizado na superfície de contato e quanto à rugosidade da superfície do material fabricado.

Existem diversos modelos diferentes de implantes dentários, esses tipos podem variar de acordo com cada fabricante. Porém, existe um objetivo comum entre os diferentes modelos, que é prover a maior área de contato possível entre o osso e o implante, visando obter maior osseointegração. Modelos usuais podem possuir formato cilíndrico, cônico ou híbrido, e ainda podem apresentar diferentes tipos de conexão como hexágono externo, hexágono interno e morse. Segundo (ELIAS, 2011), o formato de parafuso, além de aumentar a área de contato, melhora a estabilidade do implante, reduz a tensão de cisalhamento e a concentração de tensões. A Fig. 3, retirada do catálogo do fabricante “Conexão Sistemas de Próteses”, mostra alguns exemplos.



**Figura 3. Exemplos de Implantes Dentários (Conexão Sistemas de Próteses, 2009)**

Os tratamentos das superfícies dos implantes podem gerar diferentes morfologias e rugosidades que podem ser significativas para o desempenho do mesmo quando implantado. A superfície do material e a sua rugosidade tem alta influência na osseointegração com o osso, podendo facilitar o crescimento e a adesão das células. A Fig.4 ilustra diferentes tipos de tratamento superficial possíveis.



**Figura 4. Tratamentos de Superfície (ELIAS, 2011).**

### 2.1.4 Aplicação do Titânio Puro Nanoestruturado

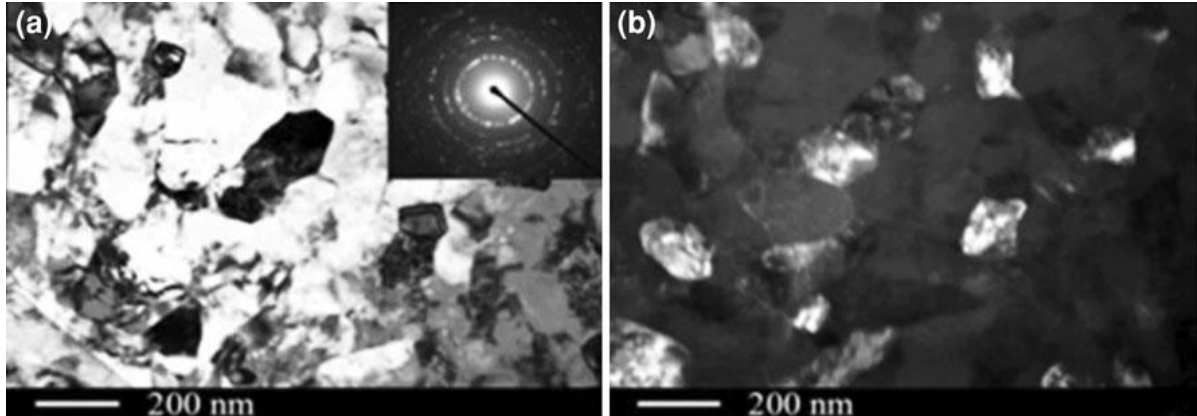
O titânio é hoje o material metálico de maior relevância para aplicações em implantes. Em sua forma pura, não ligado, o titânio possui a maior biocompatibilidade com o organismo vivo entre os metais. Porém, devido a sua baixa resistência mecânica após produzido, e ao desuso das suas ligas por causa da toxicidade dos outros elementos de liga, a sua aplicação na fabricação de implantes dentários está atrelada ao uso dos processos SPD para refinamento de grão para aumento da resistência mecânica (VALIEV et al 2012; ELIAS et al, 2008).

A elevada biocompatibilidade e resistência a corrosão do titânio é explicada pela presença da camada superficial de óxido (TiO<sub>2</sub>) no material. Esse filme de óxido entra diretamente em contato com o organismo quando o implante é inserido no corpo, e por isso, a sua característica estável e inerte garante a sua boa interação. Dessa maneira, os implantes fabricados de titânio possuem uma elevada osseointegração, o que reflete o seu crescente uso atual (CHIANG et al, 2009; ELIAS et al, 2008).

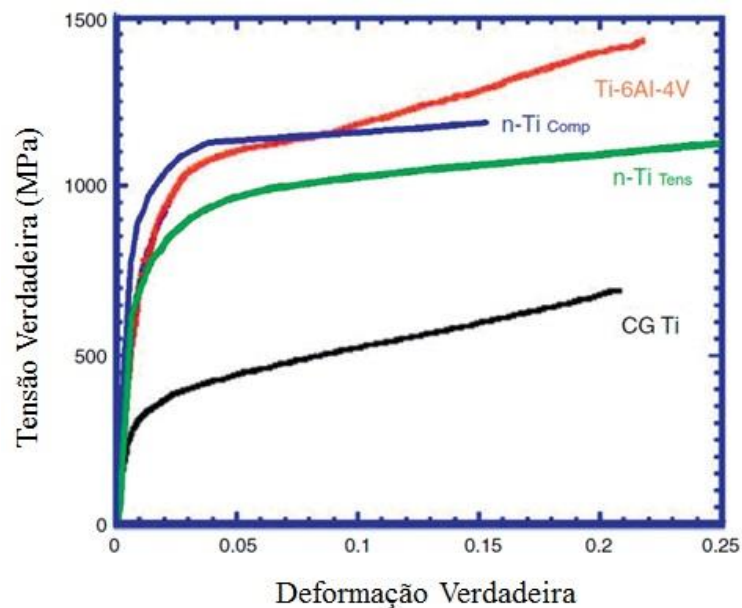
Ti-6Al-4V e outras ligas de titânio vêm sendo muito utilizadas ao longo dos anos como material para implantes médicos, como implantes de quadril, joelhos artificiais, placas ósseas e parafusos de fixação, mas devido ao problema de índice alérgico e tóxico relacionado com os outros elementos de liga, elas começaram a ser substituídas, colocando o titânio puro como o principal material para a aplicação em implantes (ELIAS et al, 2008). Com isso, a necessidade dos processos de SPD na sua fabricação, para aumento da resistência mecânica, veio a tona. Em cima desse tópico, várias técnicas vêm sendo estudadas a fim de produzir o titânio puro nanoestruturado, que além da alta biocompatibilidade, possua também uma alta resistência mecânica e ductilidade para a conformação final dos implantes. No entanto, a maioria dos métodos SPD estão limitados a ensaios laboratoriais, devido a fatores técnicos e econômicos (BERGMANN, 2013). Ao lado disso, uma outra limitação dos processos conhecidos atualmente é a baixa conformabilidade obtida no material nanoestruturado através de SPD, o que mostra um outro motivador para novas investigações (MOLINA-ALDAREGUIA et al, 2010).

Como observado na Fig. 5 a partir por (VALIEV et al, 2006), a microestrutura do titânio puro após *severe plastic deformation* pode gerar o grãos com tamanho entre 150 e 200 nm, o que acarreta o alto desempenho mecânico do material, com aumento de resistência mecânica de mais do que o dobro do valor original sem SPD. Além disso, a diferença entre as

curvas de tensão entre o titânio de grãos grosseiros e o titânio nanoestruturado, bem como da liga Ti6Al4V, pode ser observada na Fig. 6 mostrada por (ELIAS et al, 2013).



**Figura 5. Micrografia (TEM) do Titânio Processado por SPD (VALIEV et al, 2006).**



**Figura 6. Propriedades mecânicas de tração do CG Ti (grão grosseiros), Ti6Al4V e Ti nanoestruturado (nano-Ti) (ELIAS et al, 2013).**

A Tab. 1, elaborada a partir de resultados de diversos trabalhos relacionados e da norma técnica ASTM F67, mostra uma análise comparativa entre as propriedades mecânicas de diferentes graus de CpTi antes e após ECAP, da liga Ti-6Al-4V e do osso, evidenciando a melhora da resistência mecânica após o processamento do material.

Material	Tensão de Escoamento (Mpa)	Tensão Máxima (Mpa)	Alongamento (%)	Referência
cp Ti grau 1	170	240	24	ASTM F 67
cp Ti grau 2	275	345	20	ASTM F 67
cp Ti grau 3	380	450	18	ASTM F 67
Ti-6Al-4V grau 5	795	860	10	ASTM F 67
UFG Ti grau 2 (1)	796	877	18	SEMENOVA et al., 2008
UFG Ti grau 4 (2)	1110	1250	13	VALIEV et al, 2003
UFG Ti grau 4 (3)	1200	1430	12	VALIEV et al, 2003
Osso	90-120	90-130	01-004	MENDES FILHO et al., 2010

(1) 4 passes ECAP, deformado a quente a 300 ° C e 70% laminado a frio.  
(2) 4 passes ECAP, deformado a quente a 450 ° C, *forge-drawing* e recozimento por 6h a 350 ° C.  
(3) 4 passes ECAP, deformado a quente a 450 ° C, *forge-drawing* , recozimento por 1h a 350 ° C e *isothermal straining* a 450 ° C.

**Tabela 1. Propriedades Mecânicas do cpTi, Ti-6Al-4V e do osso (ELIAS et al, 2013).**

Em relação à osseointegração do titânio nanoestruturado, como relatado em (ELIAS et al, 2013), foi realizado um teste de torque de remoção deste material. Estes testes são usados para avaliar a osseointegração do material através da medição do torque necessário para remover o implante previamente implantado em animais de laboratório. Os resultados mostraram o alto potencial para a aplicação de implantes nano-Ti com um torque de remoção de  $18,9 \pm 1,9$  N.cm.

## 2.2 SEVERE PLASTIC DEFORMATION SPD

Os processos de *Severe Plastic Deformation* (SPD) são técnicas utilizadas para o alto refinamento do grão de materiais a partir da aplicação grandes deformações plásticas. Esses processos têm como objetivo produzir materiais com grãos de tamanho nanométrico na sua microestrutura, conhecidos como materiais nanoestruturados. A principal finalidade da sua aplicação é obter um aumento considerável de resistência mecânica no material trabalhado. Outra característica dos materiais fabricados por esses processos é apresentar uma microestrutura homogênea e equiaxial, com contornos de grão com altos ângulos de desorientação. Em relação à geometria, os processos SPD se propõem a impor alta

deformação plástica no material sem alterar as dimensões gerais da peça de trabalho (AZUSHIMA et al, 2008; VALIEV et al, 2006).

A deformação plástica de metais a temperaturas relativamente baixas produz subestruturas de discordâncias. As fases iniciais da deformação implicam em elevadas densidades de discordâncias, que são dispostas em estruturas celulares. Um aumento na deformação reflete em localizações de fluxo de plástico em uma escala microscópica. As células de discordâncias evoluem para blocos de células que são subdivididos por paredes densas de discordâncias, estes são essencialmente contornos de discordâncias cujas desorientações são sensivelmente maiores do que das paredes celulares comuns. Assim, várias bandas de deformação começam a aparecer em níveis médios de deformação que introduzem desorientações ainda maiores. Isto leva à subdivisão dos grãos originais em pequenos fragmentos fortemente desorientados. Este processo de subdivisão de grão durante a deformação é fundamental para o processo de refinamento de grão por SPD (SAKAI et al, 2014).

As propriedades mecânicas e físicas de todos os materiais cristalinos são determinadas por diversos parâmetros. A faixa de tamanho de grão é um dos parâmetros mais significantes, e em muitos casos dominante, nas propriedades do material, principalmente quando se diz respeito à resistência mecânica. A relação entre o tamanho de grão  $d$  com a resistência pode ser observada pela equação de Hall-Petch, onde a tensão de escoamento  $\sigma_y$  é dada por:

$$\sigma_y = \sigma_0 + k_y d^{-1/2} \quad (1)$$

Onde  $\sigma_0$  é a tensão de “atrito de malha cristalina”, e  $k_y$  uma constante do material. A partir da Eq. (1), observa-se que a resistência aumenta com a redução do tamanho de grão, o que é um grande interesse para o material de muitas aplicações, como no caso dos implantes dentários. Assim, os processos SPD têm um grande potencial de aplicação, uma vez que consegue reduzir de forma significativa o tamanho de grão.

Tendo em vista as características e os resultados gerados com os processos SPD, eles se mostram como uma relevante solução para aplicações que demandem materiais de extrema resistência mecânica. Um exemplo de aplicação desses materiais, como já citado anteriormente, é na fabricação de implantes dentários, onde há uma necessidade de utilização de geometrias cada vez mais finas, devido ao pouco espaço entre os ossos da mandíbula, e ao

mesmo tempo devem suportar os grandes esforços aos quais são submetidos na sua função. Dentro desse contexto, a utilização dos processos SPD para o refinamento do titânio comercialmente puro, material desses implantes, vem sendo alvo de desenvolvimentos e pesquisas tecnológicas.

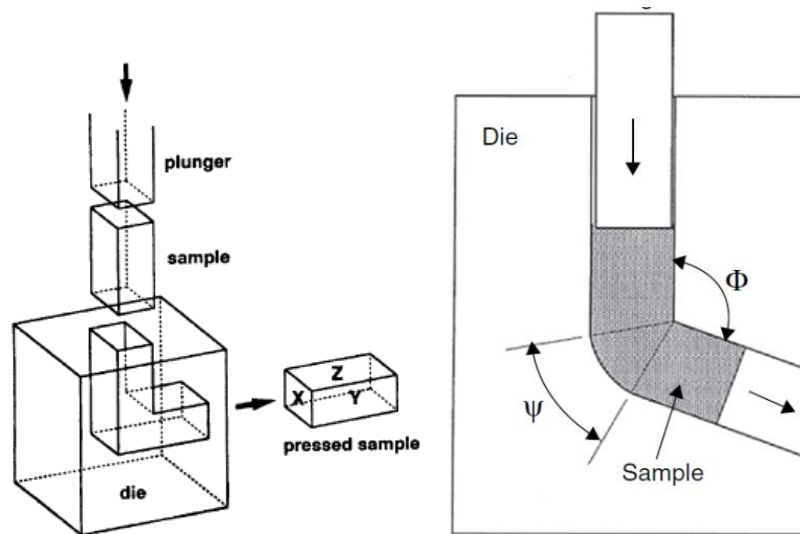
A indústria médica atualmente possui um espaço vazio quando se refere a tecnologias de fabricação de materiais para implantes através de *Severe Plastic Deformation*. Embora existam processos com algumas aplicações industriais, os processos SPD em geral ainda são caracterizados por possuir alto custo de operação, dificuldade técnica e baixa produtividade, o que limita o seu uso em escala industrial (NEUGEBAUER et al, 2012). Novas abordagens que contemplem uma cadeia de processo mais simples e eficiente é o atual alvo de desenvolvimento tecnológico da área.

Outro entrave relacionado com a fabricação por processos SPD é relativo a ductilidade obtida no processo. Os processos SPD convencionais refinam os grãos de todo o volume do material, acarretando em uma baixa ductilidade final. Essa propriedade é uma grande dificultadora para fabricação dos implantes, pois não permite a conformação posterior de formas mais complexas. Esse problema pode ser facilmente reduzido utilizando o método proposto nesse trabalho, onde apenas uma porção do volume na camada mais externa sofre elevada deformação plástica, o que possibilita uma ductilidade final maior ao material devido ao seu núcleo menos refinado.

Existem diversas técnicas de SPD desenvolvidas. Dentre elas, as mais aplicadas e pesquisadas são a *Equal Channel Angular Press* (ECAP) e a *High Pressure Torsion* (HPT). As principais características desses métodos, assim como de outros existentes, foram relatadas nos tópicos seguintes.

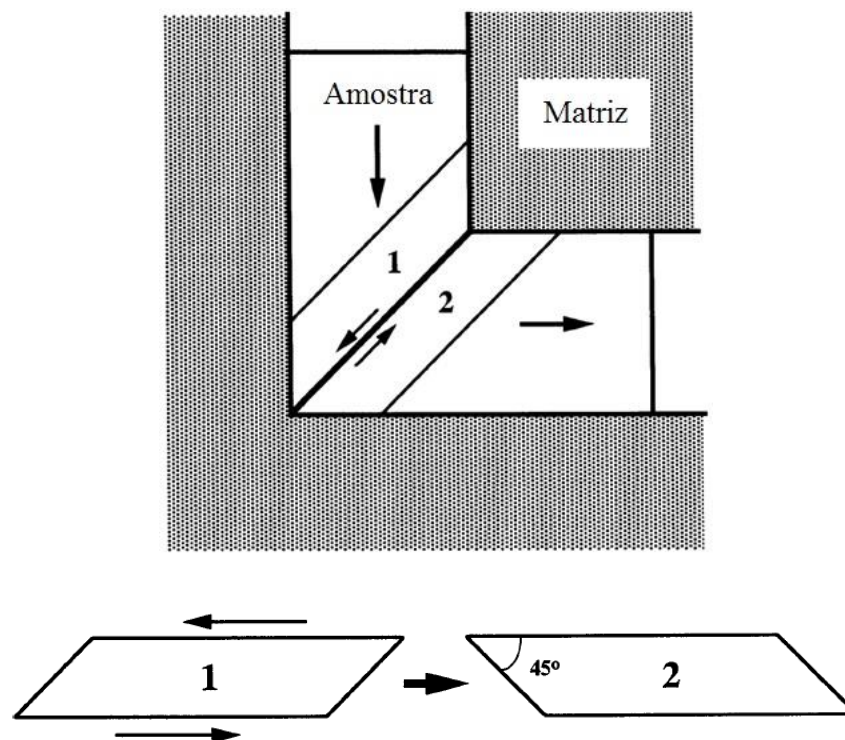
### **2.2.1 *Equal Channel Angular Press – ECAP***

O *equal channel angular press* (ECAP), mencionado anteriormente, é o processo SPD mais comum utilizado para o refino de grãos por deformação plástica severa (Fig. 7). Nesse processo, grandes deformações são impostas repetitivamente no material sem modificar as dimensões da seção transversal primária (AZUSHIMA et al, 2008). A limitação técnica desse processo então vem de sua própria natureza repetitiva, o material trabalhado precisa ser reinsertado na ferramenta e pressionado diversas vezes para gerar a microestrutura necessária.



**Figura 7. Ilustração do processo de ECAP (ELIAS et. al 2013; VALIEV et al., 2006).**

O princípio de funcionamento do processo ECAP é um cisalhamento simples que ocorre durante a prensagem, que gera grandes deformações plásticas, apresentando um papel fundamental no deslizamento dos planos cristalográficos, como pode ser observado na Fig. 8 (SEGAL, 1999).



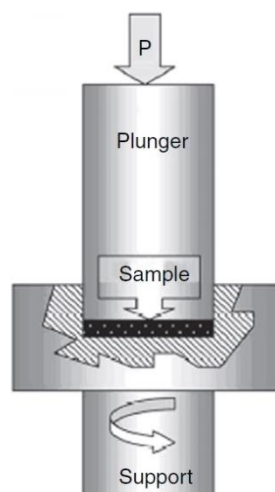
**Figura 8. Planos de cisalhamento durante ECAP (VALIEV et al, 2006).**



Após processado em uma etapa, a peça de trabalho pode ser novamente inserida na ferramenta com uma rotação e ser submetida a uma segunda etapa do processo. A execução de consecutivas etapas cria um acúmulo de deformação plástica e uma redução do tamanho do grão cada vez maior. Os ângulos do canal podem ser variados de acordo com o material utilizado.

### 2.2.2 *High Pressure Torsion – HPT*

Uma solução para essa descontinuidade é um outro processo de SPD chamado *high pressure torsion* (HPT), onde o material, geralmente na forma de um disco, é submetido a um escorço torsional a uma alta pressão hidrostática, como pode ser visto na Fig. 9. No entanto, o tamanho e geometria das peças de trabalho utilizadas nessa técnica são bem restritos, com pequenas dimensões, o que limita o seu uso a laboratórios de pesquisa (ELIAS et. al 2013; VALIEV et. al 2006).



**Figura 9. Configuração do processo HPT (ELIAS et al, 2013).**

Uma amostra é posicionada na ferramenta e tensionada em torção sobre uma grande pressão aplicada. O suporte inferior gira durante o processo e as forças de atrito da superfície deformam a amostra por cisalhamento. Devido à geometria da amostra, o volume principal do material é tensionado quase em condições de compressão hidrostática sob a pressão aplicada. Como resultado, apesar de grandes valores de deformação, a amostra não é destruída (VALIEV et al, 1999).

### 2.2.3 Outros Processos

Outras abordagens, como o *ECAP-Conform* (Fig. 10) que associa o processo SPD a um processo de conformação na tentativa de tornar o processo contínuo, e o *accumulative roll bonding* (Fig. 11), onde uma ferramenta convencional de conformação por rolos é utilizada em uma cadeia de processo repetitiva onde a peça de trabalho é laminada à metade da espessura, cortada em duas metades, suas superfícies são tratadas e empilhadas na sequência para serem laminadas novamente, relatadas em (ELIAS et al, 2013), vem sendo estudadas para fabricação de implantes, mas ainda nenhuma apresenta solução industrial consolidada.

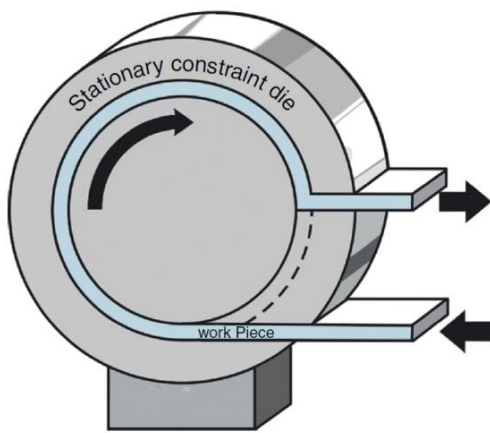


Figura 10. *ECAP - Conform* (ELIAS et al, 2013).

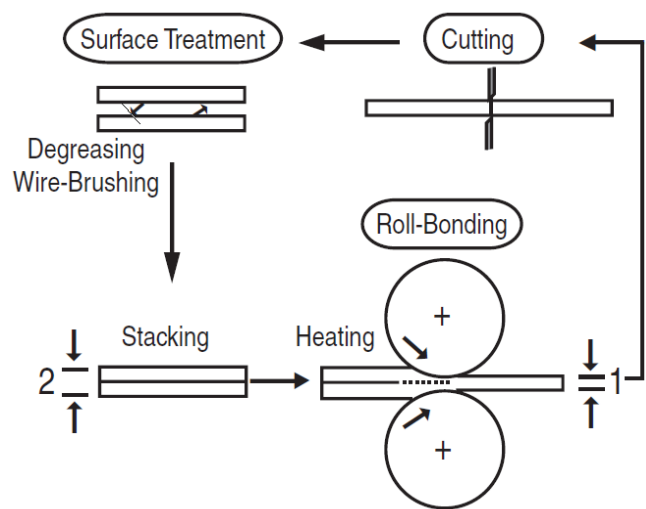


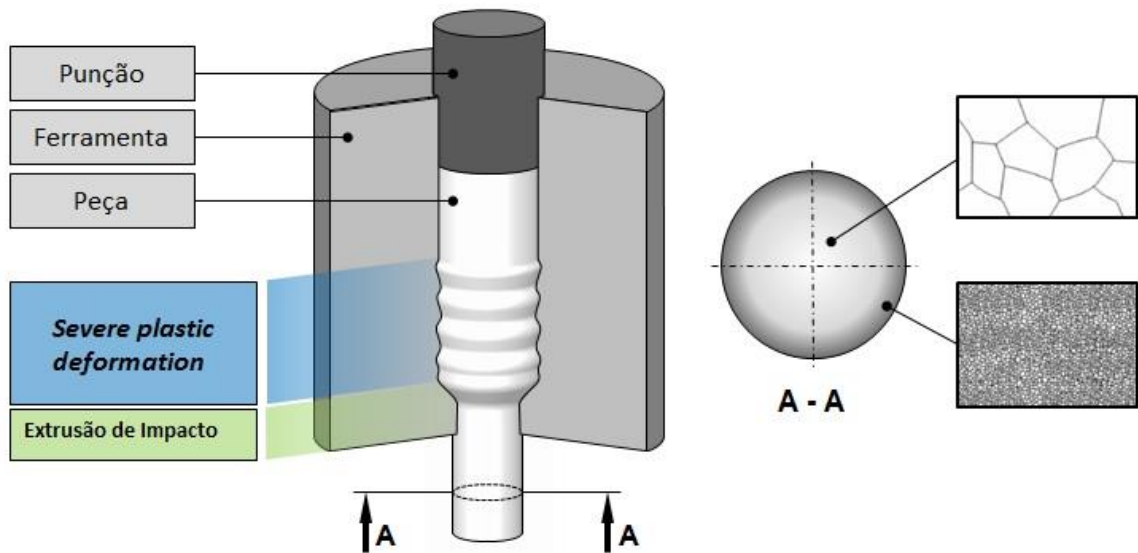
Figura 11. *Accumulative Roll Bonding* (ELIAS et al, 2013).

## 2.3 SOLUÇÃO PROPOSTA

A solução proposta para o problema apresentado se constitui na substituição dos métodos tecnológicos utilizados atualmente para a fabricação de implantes médicos/dentários pelo método de Extrusão Gradual (*Gradation Extrusion*). Esse caminho visa superar os desafios atuais da área, que se constitui na adequação de propriedades mecânicas no que se refere à relação entre a alta resistência mecânica e a ductilidade obtida no material, e no aumento da eficiência do processo, viabilizando a produção em larga escala. A investigação proposta no processo sugerido pode contribuir significativamente para o desenvolvimento científico e tecnológico no setor.

De acordo com BERGMANN (2013), a técnica de Extrusão gradual combina o processo de extrusão de impacto com *severe plastic deformation* SPD na camada externa do

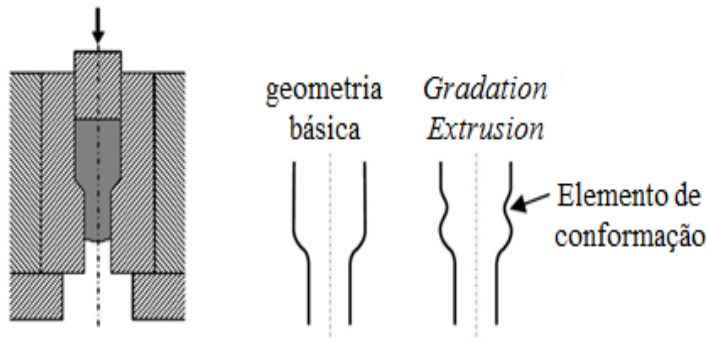
material. Esse processo cria um gradiente de deformação na seção transversal, onde pode-se obter grãos menores que um micrometro na camada mais externa, como observado na Fig. 12.



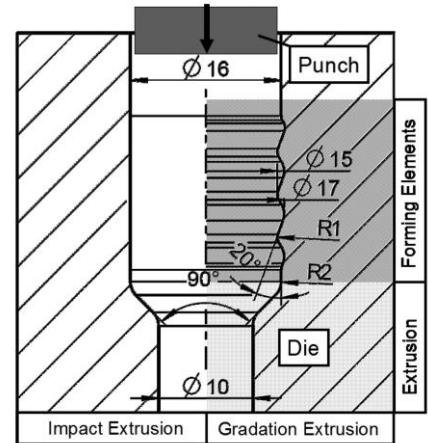
**Figura 12. Extrusão Gradual (BERGMANN, 2013).**

A ferramenta utilizada na Extrusão Gradual possui elementos de conformação, como visto na Fig. 13 (NEUGEBAUER, 2010), que proporcionam várias mudanças de direção de conformação, sendo responsáveis pela deformação plástica severa (SPD). Esses elementos possuem tamanho bastante reduzido em comparação com o tamanho geral da ferramenta, fazendo com que a deformação severa ocorra apenas em um volume próximo à superfície. Assim, um gradiente de deformação é criado ao longo da direção radial, decrescente no sentido ao centro (NEUGEBAUER et al, 2012). Dessa maneira, pode-se obter uma alta resistência mecânica proveniente das camadas mais externas associada com boa ductilidade do material proveniente das camadas mais internas.

Na Fig. 14 pode-se observar em um exemplo de matriz para Extrusão Gradual, os elementos de conformação agregados a uma ferramenta de extrusão por impacto convencional. Os diâmetros e ângulos associados a esses elementos são os parâmetros que precisam ser estudados no projeto do ferramental visando obter as propriedades mecânicas requeridas. Uma série de diferentes geometrias para a ferramenta é possível, e devem ser projetadas visando maximizar as requisições do projeto.

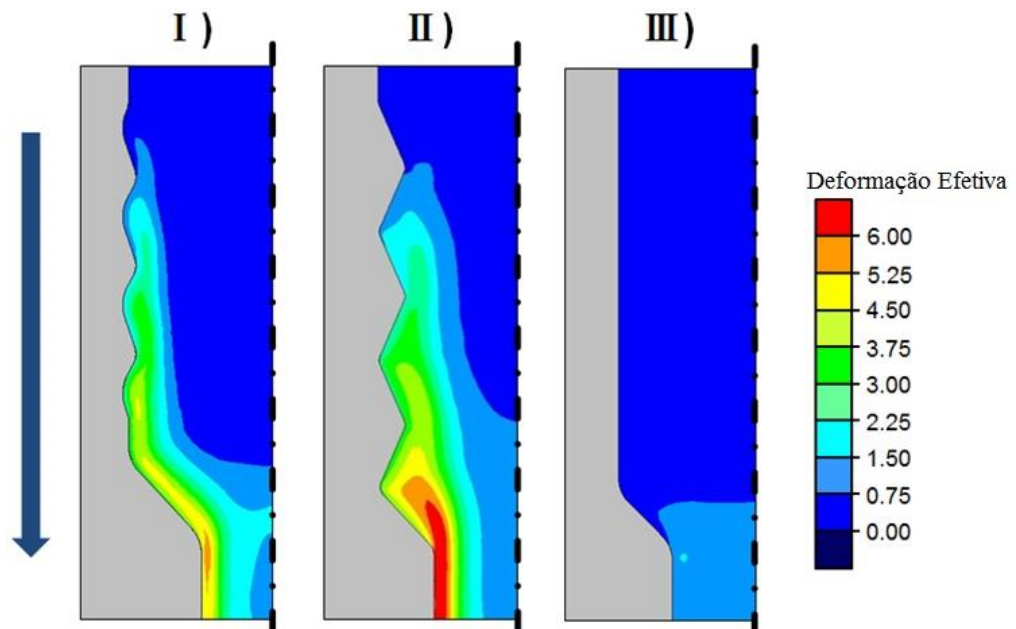


**Figura 13. Elementos de Conformação (NEUGEBAUER, 2010).**



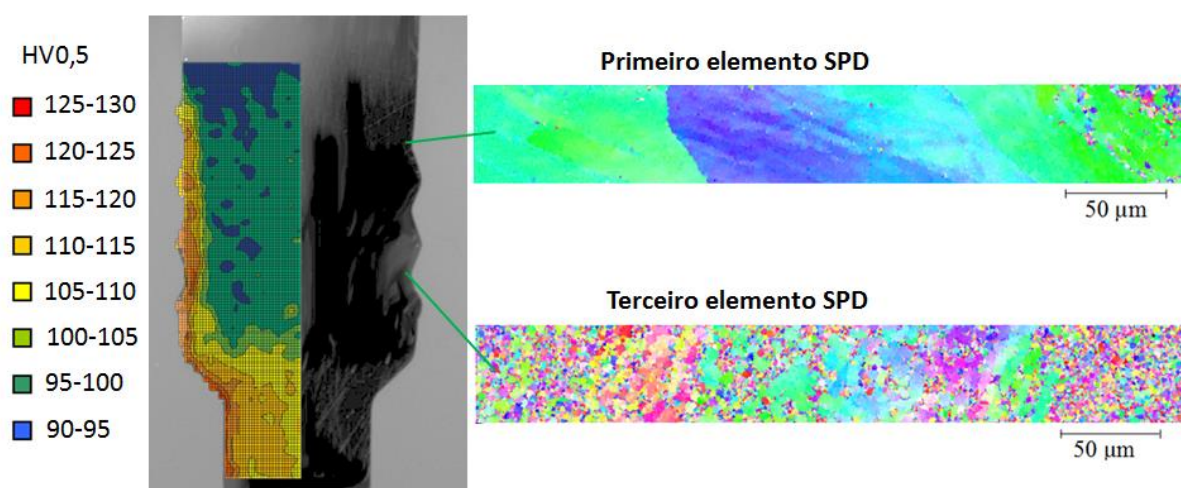
**Figura 14. Ferramenta de Extrusão por Impacto x Extrusão Gradual (NEUGEBAUER et al, 2012).**

A influência dos elementos de conformação pode ser observada na simulação numérica demonstrada na Fig. 15, elaborada por BERGMANN (2013). A diferença de deformação plástica efetiva encontrada comparando o processo de extrusão por impacto convencional com o processo de *Gradation Extrusion* revela a possibilidade de um grande aumento da resistência do material fabricado pelo novo método.



**Figura 15. Simulação da deformação plástica no processo de *Gradation Extrusion* (I e II) comparado à extrusão por impacto (III) (BERGMANN, 2013).**

A partir de uma peça retirada em uma fase intermediária do processo de Extrusão Gradual, BERGMANN (2013) mostrou a influência do novo processo nas propriedades mecânicas do material através de medições de dureza e da avaliação da microestrutura pelo EBSD (*electron backscatter diffraction*) em um estudo de caso utilizando alumínio. A Fig. 16 mostra a evolução crescente da dureza a medida que o material passa pelos elementos de conformação. A microestrutura na Fig. 16 revela o refinamento do material após o primeiro e terceiro elementos de conformação, chegando à faixa de grãos com um micrometro. Ainda pôde ser observado que o gradiente de deformação foi gerado na direção radial da peça, e que a grande elevação da dureza gerada pela deformação plástica severa só foi obtida numa camada de até 1,5mm da superfície do material, o que permitiu um núcleo mais dúctil. Essa análise consolida as vantagens do processo proposto e sua grande propensão em alcançar as propriedades almeçadas.



**Figura 16. Distribuição de dureza e microestrutura próxima à superfície (BERGMANN, 2013).**

Ainda segundo BERGMANN (2013), os parâmetros de geometria dos elementos de conformação tem relação com as propriedades mecânicas encontradas no final do processo. É sugerido em seu trabalho que os próximos estudos relacionados devem ser focados em entender essa relação. O trabalho também sugere que o novo processo estudado é um candidato para ser aplicado na fabricação de implantes de titânio.

Dessa maneira acredita-se que, com a aplicação do novo método de deformação plástica severa para o problema apresentado, uma grande contribuição científica inovadora

para a indústria médica pode ser consolidada. Os resultados dos trabalhos revisados referentes ao novo processo apontam um grande potencial para o alcance do objetivo desse trabalho.

### 3 ESTUDO DE CASO

#### 3.1 MÉTODO, MATERIAL E PARÂMETROS UTILIZADOS

Para analisar o comportamento do processo, foram analisados duas relações de extrusão, a primeira com redução de diâmetro de 8mm para 5mm, e a segunda de 7mm para 5mm. Através do software Simufact Forming 12, foi desenvolvida uma simulação numérica para o processo de *Gradation Extrusion* para cada um dos casos utilizando as ferramentas detalhadas no próximo tópico. Ainda foi simulado o processo de extrusão por impacto, com uma ferramenta convencional de extrusão, apenas para uma análise comparativa entre os processos.

O material utilizado para análise foi o titânio puro (Ti 99,8) grau 1 com composição da tabela 2. O peça de trabalho utilizada na simulação foi um cilindro com os respectivos diâmetros iniciais e comprimento de 25mm à temperatura ambiente (20°C).

Material		Composição Química (massa %)					
Abreviação	Norma	Ti	Fe	O	N	C	H
Ti1	ASTM F67	Restante	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013

**Tabela 2. Composição do Titânio Grau 1.**

Foi utilizado o método de elementos finitos em uma simulação 2D. Para o processo de conformação, foi utilizada uma prensa hidráulica com velocidade constante de 5 mm/s. Os parâmetros de atrito e malha utilizados na simulação estão relatados na tabela 3.

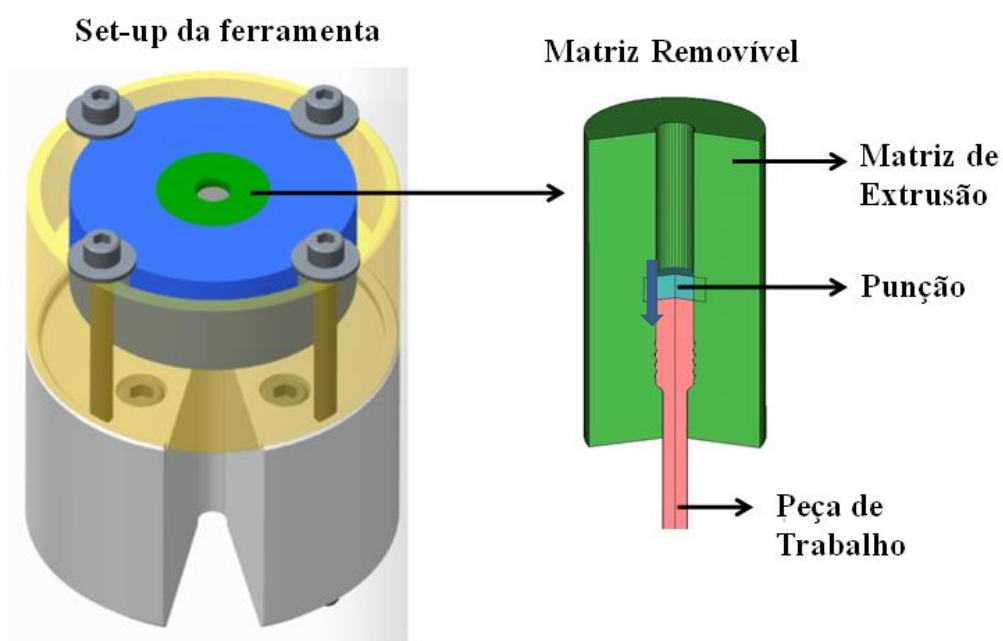
	Modelo	Parâmetros
Prensa	Hidráulica	$v = 5 \text{ mm/s}$
Atrito	Coulomb e tensão cisalhante máxima (combinados)	$\mu = 0.05$ $m = 0,08$
Malha	<i>Quads</i>	Tamanho do elemento: 0,1mm

**Tabela 3. Parâmetros da Simulação Numérica.**

## 3.2 FERRAMENTA DE FABRICAÇÃO

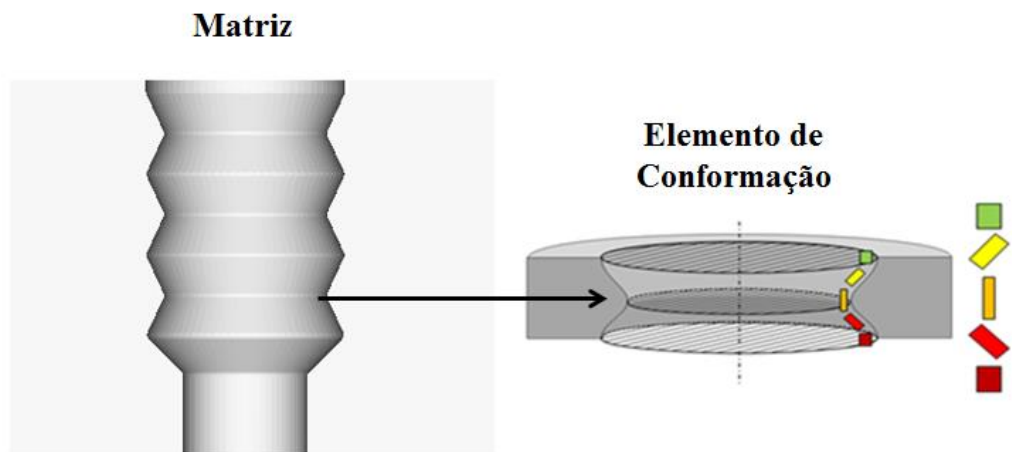
### 3.2.1 Funcionamento da Ferramenta

A ferramenta utilizada funciona como uma ferramenta convencional de extrusão associada com os elementos de conformação responsáveis pela *severe plastic deformation*. Uma matriz de extrusão removível é acoplada a um *set-up* experimental conforme a Fig. 17, de forma a criar um sistema flexível que permita a utilização de diferentes relações de extrusão e diferentes geometrias apenas substituindo a matriz interna.



**Figura 17. Set-up experimental flexível.**

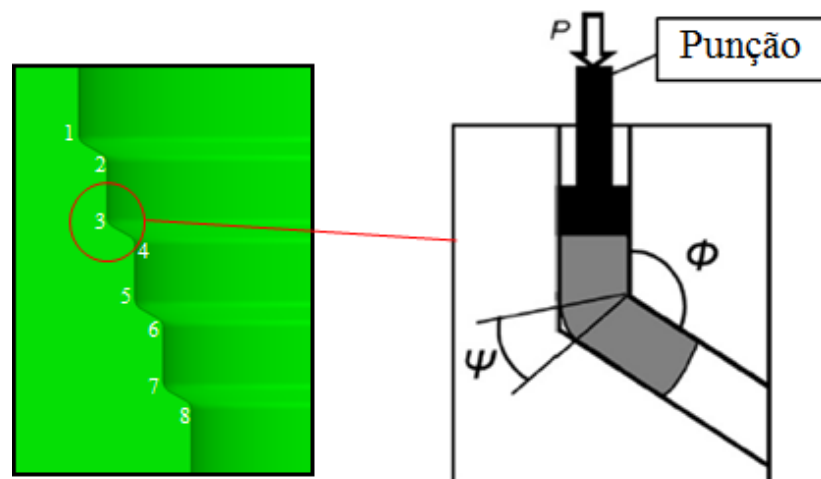
Além da redução de diâmetro, característica intrínseca ao processo de extrusão, os elementos de conformação integrados na matriz são responsáveis por sucessivas mudanças na direção de conformação. Cada elemento atua como uma etapa de *equal channel angular press* ECAP aplicada apenas à camada externa do material. O funcionamento desse comportamento pode ser analisado observando deformação de um elemento unitário da camada externa do material ao passar através dos elementos de conformação, como exposto na Fig. 18.



**Figura 18. Elementos de Conformação.**

### 3.2.2 *Design* dos Elementos de Conformação

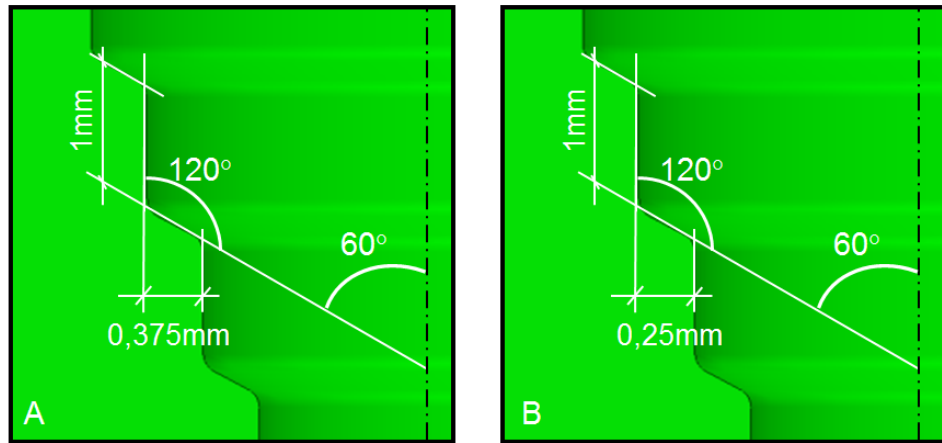
O conjunto dos elementos de conformação foi projetado considerando a sua equivalência com o processo ECAP, conforme a Fig 19, de forma que na mesma matriz possa ser imposta uma deformação similar a oito etapas consecutivas de ECAP na camada externa do material processado.



**Figura 19. Elementos de Conformação.**

Foi utilizado um angulo de abertura de  $120^\circ$  para o canal de deformação. As dimensões dos elementos foram utilizadas conforme a Fig 20.





**Figura 20. Dimensões dos elementos de Conformação: A) Redução de diâmetro de 8mm para 5mm; B) Redução de diâmetro de 7mm para 5mm.**

### 3.2.3 Cálculo Analítico da Deformação

De acordo com BERGMANN (2013), o cálculo analítico da deformação aplicada na camada periférica do material no processo de *Gradation Extrusion* pode ser dividido em dois mecanismos. O primeiro está relacionado com a redução do diâmetro, que é a etapa de extrusão por impacto. O cálculo de deformação efetiva de uma etapa de extrusão é dado por:

$$\varphi_{v,IE} = \ln(1 + \varepsilon_A) \quad (2)$$

Com a seção transversal de:

$$\varepsilon_A = \frac{D_1^2 - D_0^2}{D_0^2} \quad (3)$$

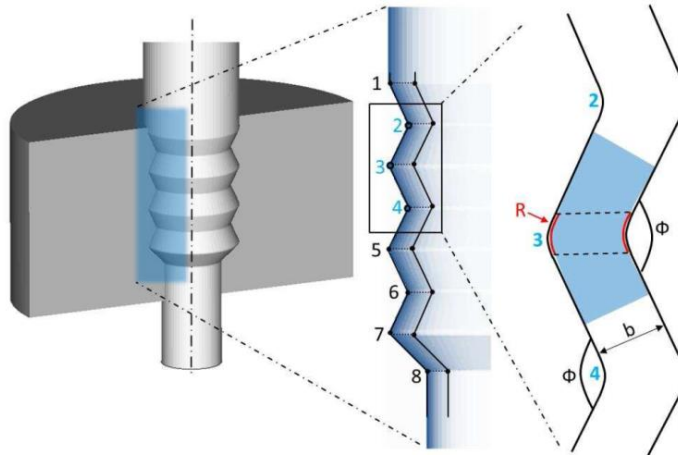
Utilizando as reduções de diâmetro estudadas nesse trabalho, de 8mm e 7mm para 5mm, podemos encontrar:

$$\varphi_{v,IE8-5} = \ln\left(1 + \frac{D_1^2 - D_0^2}{D_0^2}\right) = \ln\left(1 + \frac{39}{25}\right) = 0,94 \quad (4)$$

$$\varphi_{v,IE7-5} = \ln\left(1 + \frac{D_1^2 - D_0^2}{D_0^2}\right) = \ln\left(1 + \frac{24}{25}\right) = 0,67 \quad (5)$$

Já o segundo mecanismo está relacionado com a deformação que ocorre durante o processo onde o diâmetro do material muda várias vezes, assim como a direção de conformação. Esse mecanismo pode ser associado à etapa do conhecido método ECAP, como

visto na Fig 21. De acordo com a geometria utilizada, pode-se assumir que o material passa por oito etapas consecutivas de ECAP.



**Figura 21. Deformação Similar ao ECAP na *Gradation Extrusion* (BERGMANN, 2013).**

Ainda segundo BERGMANN (2013), o processo de *gradation extrusion* cria cisalhamento em um canal com um determinado comprimento. No processo, a matriz sólida é apenas um lado do canal, assim um canal simétrico com comprimento  $b$ , ângulo  $\phi$  e raio  $R$  pode ser assumido.

Associando a abordagem do cálculo de deformação de PEREZ (2004) com ângulo de cisalhamento de  $0^\circ$  com o cálculo de deformação apresentado por SEGAL (1995), pode-se calcular a deformação efetiva para cada etapa do ECAP a partir da seguinte equação mostrada por BERGMANN (2013):

$$\varphi_{v,ECAP} = \frac{2 \cot\left(\frac{\phi}{2}\right)}{\sqrt{3}} \quad (6)$$

Fazendo o cálculo para a geometria utilizada nesse estudo de caso, onde  $\phi$  é igual a  $60^\circ$ , temos:

$$\varphi_{v,ECAP} = \frac{2 \cot\left(\frac{120^\circ}{2}\right)}{\sqrt{3}} = 0,667 \quad (7)$$

Dessa forma, a deformação efetiva em todo o processo pode ser dada pela somatória de todas as etapas envolvidas:

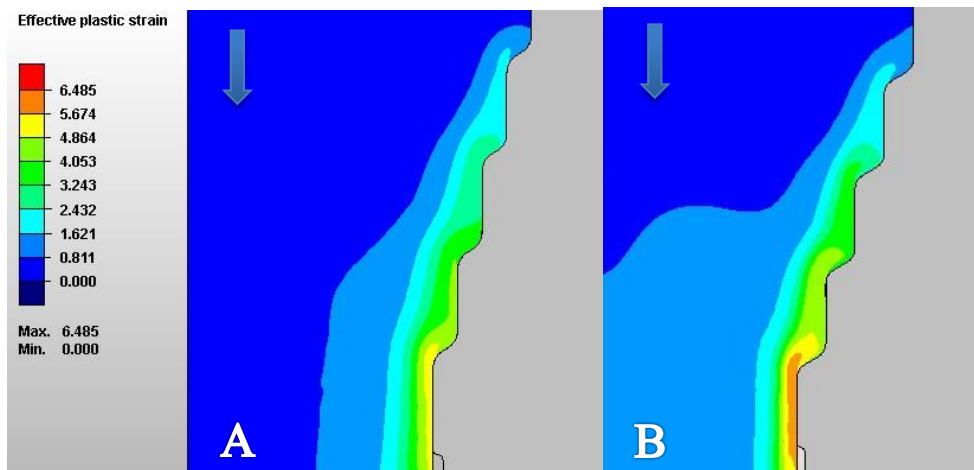
$$\varphi_{v,8-5} = \sum \varphi_{v,ECAP} + \varphi_{v,IE} = 8 \cdot 0,667 + 0,94 = 6,28 \quad (8)$$

$$\varphi_{v,7-5} = \sum \varphi_{v,ECAP} + \varphi_{v,IE} = 8 \cdot 0,667 + 0,67 = 6,00 \quad (9)$$

### 3.3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

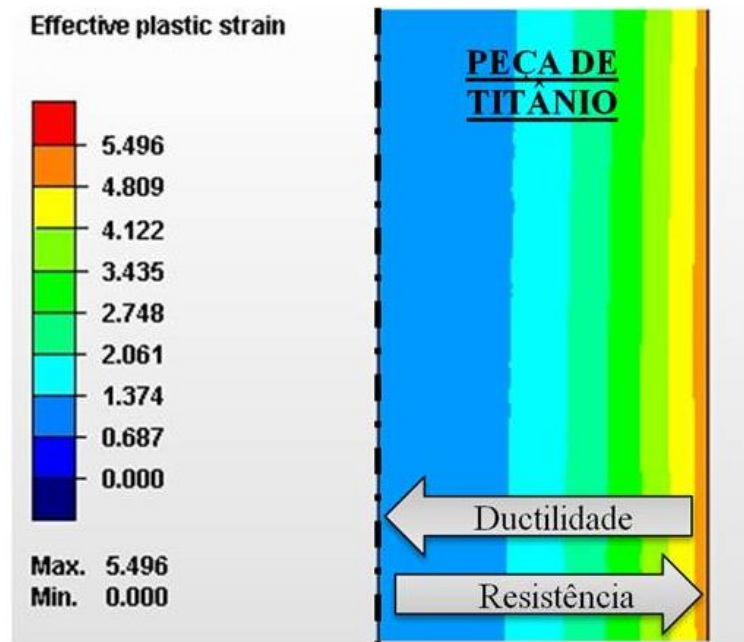
#### 3.3.1 Gradiente de Deformação

Através da análise da deformação plástica efetiva em uma seção longitudinal da peça de trabalho, pode-se observar o alto grau de deformação atingido na camada superficial, assim como o gradiente na direção radial. A Fig. 22 mostra os resultados obtidos na simulação numérica desenvolvida.



**Figura 22. Deformação Plástica Efetiva: (A) Redução de Diâmetro de 7mm para 5mm; (B) Redução de Diâmetro de 8mm para 5mm.**

Associando o grau de deformação com o tamanho final de grão e consecutivamente com a resistência mecânica do material de acordo com a equação de Hall-Petch, o gradiente gerado demonstra o potencial do processo em associar as propriedades de resistência mecânica devido às camadas mais externas e ductilidade devido ao núcleo menos deformado, como mostra a Fig. 23.

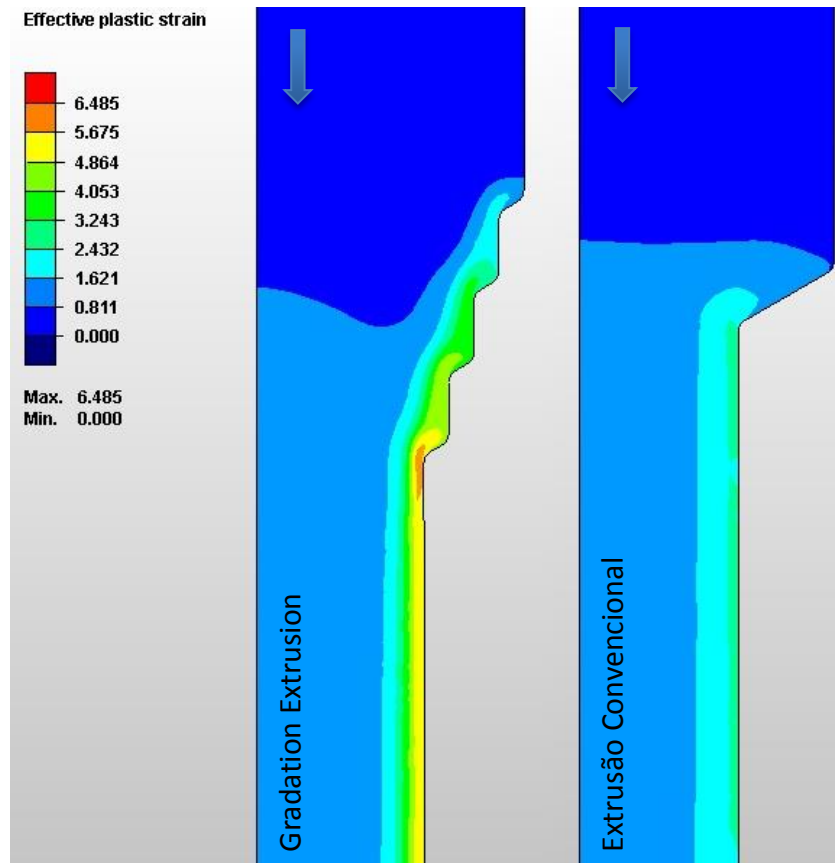


**Figura 23. Gradiente de Deformação e Propriedades Mecânicas (Extrusão com redução de diâmetro de 7mm para 5mm).**

### 3.3.2 Comparação com Extrusão por Impacto Convencional

O diferencial tecnológico do processo de *Gradation Extrusion* pode ser claramente observado fazendo uma comparação direta com os resultados obtidos por um processo similar de extrusão por impacto utilizado uma ferramenta convencional sem os elementos de conformação adicionais. Os resultados expostos na Fig 24 mostram a grande diferença no nível e no gradiente de deformação plástica efetiva gerados pelos dois processos

O material gerado pela extrusão por impacto convencional apresenta uma maior homogeneidade de deformação ao longo da direção radial. Tomando a redução de diâmetro da barra extrudada de 8mm para 5mm como exemplo para análise, o núcleo interno do material após os dois processos se encontram na mesma faixa de deformação efetiva, com valor de cerca de 1,6. Na barra de titânio extrudada pelo processo convencional, a camada exterior apresenta uma deformação efetiva relativamente homogênea que varia entre 2,4 a 3,2, em contraste com o processo de *Gradation Extrusion* que gera um notável gradiente, alcançando níveis de deformação efetiva superiores a cinco quando se aproxima da superfície da peça.



**Figura 24. *Gradation Extrusion* x Extrusão por Impacto Convencional (Redução de diâmetro de 8mm para 5mm).**

Os resultados encontrados para esse comportamento do titânio são similares aos resultados do comportamento do alumínio, relatados em NEUGEBAUER (2012).

## 4 CONCLUSÃO

A utilização do titânio para a fabricação de implantes dentários não é uma novidade, porém o seu uso na forma pura (devido à requisitos médicos relacionados com os demais elementos das ligas anteriormente utilizadas) está atrelado a novos métodos que possibilitem um aumento da resistência mecânica do material, dessa forma possibilitando a fabricação de implantes com diâmetros cada vez menores e mais resistentes. Assim, o desenvolvimento de processos de fabricação que possam suprir essa função é uma atual demanda tecnológica.

A técnica de SPD de *Gradation Extrusion* apresentado como solução técnica para uma nova abordagem de fabricação de implantes dentários apresentou alto potencial para utilização de acordo com os resultados da Simulação Numérica desenvolvida. A geometria proposta da ferramenta utilizada na extrusão do titânio proveu um bom nível de gradiente de deformação plástica no material ao longo da direção radial da barra, gerando um núcleo mais dúctil e ao mesmo tempo uma camada exterior mais resistente. O alto grau de resistência mecânica que pode ser obtido na camada próxima a superfície da peça está atrelado ao processo de *severe plastic deformation* o qual a matriz impõe durante a extrusão. As consecutivas etapas SPD devido aos elementos de conformação da ferramenta são responsáveis pelo refinamento do grão do material a níveis nanométricos que resultam nessa melhoria.

O gradiente de deformação gerado, e consecutivamente o gradiente das propriedades mecânicas ao longo da peça de trabalho, é uma característica de grande interesse na fabricação de implantes dentários, onde é requerido uma alta resistência mecânica devido ao carregamento que é submetido na aplicação, e ao mesmo tempo uma boa ductilidade para facilitar a conformação da geometria interna do componente.

O comportamento do titânio no processo foi apresentado, e a simulação dos níveis de deformação plástica efetiva impostos no material revelou um grande potencial para sua aplicação em implantes. Porém, posteriores trabalhos devem ser focados em investigar as propriedades mecânicas geradas de forma direta através de testes experimentais do processo, da caracterização do material gerado e de ensaios mecânicos. Ainda, a relação entre a geometria dos elementos de conformação e as propriedades mecânicas geradas pode ser melhor investigada e entendida.

## 5 REFERÊNCIAS

ASTM F67-13, Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700), ASTM International, West Conshohocken, PA, 2013.

AZUSHIMA, A.; KOPP, R.; KORHONEN, A.; YANG, D.Y.; MICARI, F.; LAHOTI, G.D.; GROCHE, P.; YANAGIMOTO, J.; TSUJI, N.; ROSOCHOWSKI, A.; YANAGIDA, A. Severe plastic deformation (SPD) processes for metals. **CIRP Annals - Manufacturing Technology**, v. 57, n. 2, p. 716-735, Oct. 2008.

BERGMANN, M. Verfahren zur Herstellung gradiert hochgradig plastisch umgeformter Werkstoffe, Auerbach: Verl. Wiss. Scripten, 2013.

BRANEMARK, P.I.; BREINE, U. Formation of bone marrow in isolated segment of rib periosteum in rabbit and dog. **Blut**, p. 236-252, 1964).

CHIANG, C.; CHIOU, S.; YANG, W.; HSU, M.; YUNG, M.; TSAI, M.; CHEN, L.; HUANG, H. Formation of TiO<sub>2</sub> nano-network on titanium surface increases the human cell growth, **Dental Materials**, v. 25, n. 8, p. 1022-1029, Agosto 2009.

CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESES, Catálogo de Produtos 2009. Disponível em: <<http://www.conexao.com.br/catalogo/index.html>>

CONSELHO REGIONAL DE ODONTOLOGIA DE GOIAS. Indústria nacional já atende 90% do mercado de implantes dentários. Disponível em: <<http://www.crogo.org.br/index.php/noticias/295-industria-nacional-ja-atende-90-do-mercado-de-implantes-dentarios>>. Acesso em: 24 fev. 2015.

ELIAS C.N. Factors affecting the success of dental implants. In: Turkyilmaz I, editor. **Implant dentistry - a rapidly evolving practice**, New York: InTech, p. 319-64, 2011.

ELIAS, C.N.; LIMA C.N.; VALIEV, J.H.C.; MEYERS, R.M.A. Biomedical applications of titanium and its alloys. **JOM**, Rio de Janeiro, v. 60, n. 3, p. 46-49, Mar. 2008.

ELIAS, C. N.; MEYERSB, M. A.; VALIEVC, R. Z., MONTEIRO, S. N. Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance. **Journal of Materials Research and Technology**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 4, p. 340-350, Oct. – Dec. 2013.

MENDES FILHO, A.A.; ROVERE, C.A.; KURI, S.E.; SORDI, V.L.; FERRANTE, M. A general study of commercially pure Ti subjected to severe plastic deformation: microstructure, strength and corrosion resistance. *Rev Mater*, v. 15, p. 286-292, 2010.

MISCH, C.E.; DIETSH, F. Bone Grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent*, v.2, p. 158-67, 1993.

MOLINA-ALDAREGUIA, J.M.; PEREZ-PRADO M.T.; VALIEV R.Z.; SEMENOVA, I.P.; SABIROV, I. High strength ultra-fine grained titanium produced via a novel SPD processing route. **International Journal of Material Forming**, Paris, v. 3, n. 1, p. 407 - 410, Apr. 2010.

NEUGEBAUER, R.; BERGMANN, M. Local Severe Plastic Deformation by Modified Impact Extrusion Process. In: **Steel Research International (Special Edition: 14th International Conference on Metal Forming)**, 2012, Krakau, p. 471 – 474.

NEUGEBAUER R.; STERZING A.; SELBMANN R.; ZACHÄUS R.; BERGMANN M. Gradation extrusion - Severe plastic deformation with defined gradient. **Materials Science and Engineering Technology**, v. 43, n. 7, p. 582-588, July 2012.

PEREZ, C.J.L. Upper bound analysis and FEM simulation of equal fillet radii angular pressing. *Modelling and Simulation in Materials Science and Engineering*, v. 12, n. 205, 2004.

REMES, A.; WILLIAMS, D.F. Immune response in biocompatibility. The Department of Clinical Engineering, University of Liverpool, Dezembro 1991.

SEGAL, V. M. Equal channel angular extrusion: from macromechanics to structure formation. *Material Science & Engineering*, Spokane, v. A271, p. 322-333, Maio 1999.

SEGAL, V.M. Materials processing by simple shear *Materials Science and Engineering: A*, n. 197, p. 157 – 164, 1995.

SEMENOVA I.P.; VALIEV, R.Z.; YAKUSHINA, E.B.; SALIMGAREEVA, G.H.; Lowe T.C. Strength and fatigue properties enhancement in ultrafine-grained Ti produced by severe plastic deformation. **J Mater Science**, x, v. 43, p. 7354-7359, Dec. 2008.

SAKAI T.; BELYAKOV A.; KAIBYSHEV R.; MIURA HIROMI.; JONAS J.J. Dynamic and post-dynamic recrystallization under hot, cold and severe plastic deformation conditions. **Progress in Materials Science**, v. 60, p. 130–207, 2014.

VALIEV, R.Z.; ESTRIN, Y.; HORITA, Z.; LANGDON, T. G.; ZEHETBAUER, M. J.; ZHU, Y.T. Producing Bulk Ultrafine-Grained Materials by Severe Plastic Deformation. **JOM**, v. 58, n. 4, p. 33-39, Apr. 2006.

VALIEV, R.Z.; ISLAMGALIEV, R.K.; ALEXANDROV, I.V. Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation. Institute of Physics of Advanced Materials, Ufa State Aviation Technical University, Agosto 1999.

VALIEV, R.Z.; LANGDON, T.G. Principles of equal-channel angular pressing as a processing tool for grain refinement. **Progress in Materials Science**. v. 51, p. 881–981, 2006.

VALIEV, R. Z.; SABIROV, I.; ZHILYAEV, A. P.; LANGDON, T. G. Bulk Nanostructured Metals for Innovative Applications. **Dental Materials**, v. 25. p. 1022–1029, 2009.

VALIEV, R.Z.; SERGUEEVA, A.V.; MUKHEIJEE, A.K. The effect of annealing on tensile deformation behavior of nanostructured SPD titanium. **Scripta Mater**, v. 49, p. 669–674, 2003.

WILLIAMS D.F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials**, v. 29, p. 2941–2953, ISSN 0142-9612, 2008.