



COMPROMETIDA COM A PROMOÇÃO DO DESENVOLVIMENTO DA ENGENHARIA E DAS CIÊNCIAS MECÂNICAS

VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA
VI NATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
18 a 21 de agosto de 2010 – Campina Grande – Paraíba - Brasil
August 18 – 21, 2010 – Campina Grande – Paraíba – Brazil

QUADRO MORFOLÓGICO PARA BIOENGENHARIA DE SCAFFOLDS

Ana Livia Chemeli Senedese, ana-livia.senedese@cti.gov.br^{1,2,4}
Arnaldo Luis Lixandrão Filho, arnaldo.fisica@nextfab.org^{1,5}
Geraldo Gonçalves Delgado Neto, geraneto@fem.unicamp.br^{1,3}
Paulo Inforçatti Neto, paulo.inforcatti@cti.gov.br^{1,5}
Frederico David Alencar de Sena Pereira, frederico.pereira@cti.gov.br¹
Jorge Vicente Lopes da Silva, jorge.silva@cti.gov.br^{1,4}
Rubens Maciel Filho, maciel@feq.unicamp.br^{2,4}

¹Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Divisão de Tecnologia 3D, Rodovia Dom Pedro I (SP - 65) Km 143,6, Bairro Amarais, Campinas - SP - Brasil - CEP: 13069-901

²Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, Faculdade de Engenharia Química, Rua Albert Einsten, 500, Cidade Universitária "Zeferino Vaz", Barão Geraldo - Campinas - SP- Brasil, CEP: 13083-852

³Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, Faculdade de Engenharia Mecânica, Rua Mendeleiev, s/n - Cidade Universitária "Zeferino Vaz", Barão Geraldo - Campinas - SP- Brasil, CEP: 13.083-970

⁴INCT em Biofabricação "Biofabris"

⁵NextFab Organization

Resumo: Nas últimas décadas, uma área de intensa atividade de pesquisa tem sido a Bioengenharia, que busca melhorias para a saúde utilizando métodos da engenharia. Ligas metálicas tendem a permanecer quimicamente inertes quando em contato com o corpo humano, não causando danos ao organismo. Outros materiais como biovidro, cerâmica e polímeros são bioativos, permitindo ou até mesmo promovendo o crescimento de tecidos com os quais estão em contato. Alguns desses materiais formam ligações fortes com o osso, possibilitando sua utilização na fixação de articulações artificiais. Biomateriais bioreabsorvíveis e biodegradáveis como a policaprolactona podem ser utilizados para construção de matrizes porosas (scaffolds) para regeneração óssea. Esses não precisam ser removidos, evitando uma operação secundária. Com a aplicação do quadro morfológico como ferramenta metodológica para o desenvolvimento do projeto, foram geradas soluções promissoras para construção de scaffolds com foco em substituição óssea temporária, utilizando o polímero policaprolactona e apresentando uma nova proposta de aplicação para a plataforma experimental de manufatura aditiva Fab@Home.

Palavras-chave: quadro morfológico, bioengenharia, scaffolds, policaprolactona, Fab@Home.

1. INTRODUÇÃO

Lesões teciduais originadas de traumas, doenças degenerativas e má formação congênita causam problemas muitas vezes irreparáveis em função dos poucos recursos terapêuticos disponíveis. Uma solução geralmente utilizada é a remoção cirúrgica da região lesada, criando grandes limitações ao enfermo. A qualidade de vida dos pacientes que passaram por procedimentos cirúrgicos com retirada de grandes porções de tecidos diminui consideravelmente e, assim, a substituição e/ou regeneração de regiões corpóreas torna-se indispensável (Santos Jr. & Wada, 2007). Com o aumento da expectativa de vida humana, obtida pelo avanço da medicina integrado à outras áreas do conhecimento, a busca de métodos alternativos para a fabricação de tecidos lesionados tornou-se uma necessidade imediata. Este fato impulsionou a utilização de ferramentas de engenharia, como o quadro morfológico utilizado neste trabalho, sistematizando e ampliando as alternativas em Bioengenharia, com a finalidade de tentar fabricar tecidos.

1.1. Bioengenharia

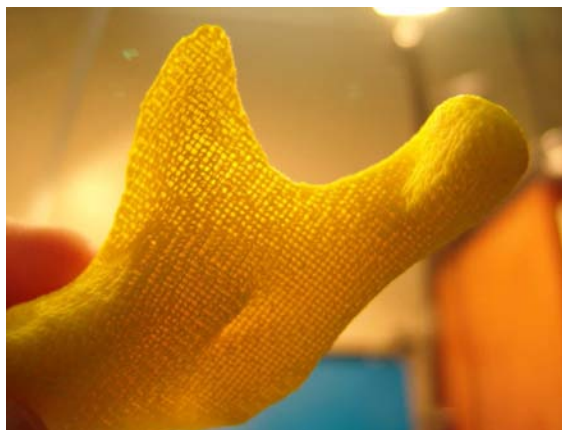
A Bioengenharia é uma ciência fortemente interdisciplinar, cujos pilares são sustentados por três ciências fundamentais: Ciências Biológicas (Medicina, Biologia, Fisioterapia, entre outros), Ciências da Terra (Matemática, Física e Química) e Engenharias. A interação entre essas diversas áreas possibilita pesquisa e desenvolvimento em uma

vasta gama de projetos, desde o intuito de criar órgãos artificiais, instrumentação médica e biomateriais, até modelos matemáticos para simular os sistemas cardiovascular, respiratório e muscular, por exemplo.

O trabalho multidisciplinar surge como principal solução para a crescente demanda de inovações tecnológicas nas áreas relacionadas a Ciências Biológicas, desencadeando "a aplicação dos princípios e métodos de engenharia e ciências da vida fundamental para a compreensão das relações estrutura-função em tecidos normais e patológicos de mamíferos e o desenvolvimento de substitutos biológicos para restaurar, manter ou melhorar a função", denominada de Engenharia Tecidual (TE, do inglês, *Tissue Engineering*). Esta também está relacionada ao design e fabricação de *scaffolds* e isolamento, proliferação e diferenciação celular envolvendo estratégias que incluem os conceitos de indução e manipulação e transplante de células (Hutmacher et al., 2007).

1.1.1. *Scaffolds*

O termo *scaffold* é derivado de *scaffolding*, cuja definição, do inglês, é: uma estrutura temporária usada para suportar pessoas ou materiais na construção ou manutenção de grandes estruturas. Na TE o termo *scaffold* foi definido para nomear matrizes de suportes tridimensionais (3D), representado na Fig. (1), com objetivo de regenerar tecidos perdidos ou danificados. O objetivo é utilizar o *scaffold* como matriz extracelular porosa e moléculas biologicamente ativas gerando um conjunto implantável denominado *construct*. É esperado que o *construct* proporcione colonização, migração e crescimento celular para direcionar o desenvolvimento dos tecidos requisitados e que degrade na medida em que ocorre o desenvolvimento dos novos tecidos, liberando produtos biocompatíveis que podem ser absorvidos ou eliminados (Williams, 2008; Hutmacher et al., 2007).



Fonte: CTI Renato Archer.

Figura 1. Exemplo de *scaffold* de Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) em formato de cõndilo humano.

Os fatores para o design de *scaffolds* são complexos e incluem: biomaterial apropriado, arquitetura e porosidade, propriedades mecânicas, propriedades de superfície, degradação e produtos gerados. Deve-se considerar também a composição de quaisquer componentes biológicos adicionados juntamente com possíveis mudanças em todos os fatores citados ao longo do tempo (Hutmacher et al., 2007).

Como nenhuma tecnologia individual pode induzir regeneração do osso da melhor maneira, uma combinação de diferentes tecnologias certamente é necessária para a TE. Devido a esse fato, é essencial que *scaffolds* sejam compatíveis com mais de uma plataforma de tecnologia e biomateriais. Em particular, *scaffolds* devem possuir flexibilidade suficiente para permitir transporte de células, entrega de proteínas e terapia gênica (Ge et al., 2008).

Pode-se entender como biomaterial qualquer substância (que não seja uma droga) ou combinação de substâncias sintéticas ou naturais, que pode ser usada por um período de tempo, como um todo ou parte de um sistema o qual trata, aumenta ou substitui o tecido, órgão ou função do corpo, segundo o *National Institute of Health* (NIH). De acordo com Binyamin et al. (2006), o conceito de biomaterial também inclui qualquer material usado em um dispositivo médico destinado a interagir com sistemas biológicos, permitindo a inclusão de estruturas e combinação de dispositivos que ativamente interagem com o corpo.

Para a construção de *scaffolds* é necessária a utilização de materiais biodegradáveis e biocompatíveis. Segundo Williams (2008), o conceito de biocompatibilidade compreende um material capaz de agir a partir de uma resposta apropriada de um hospedeiro em determinada situação. Esse tipo de material usado na área médica inclui metais, cerâmicas, polímeros e compósitos, como apresenta a Tab. (1). Ligas metálicas biocompatíveis tendem a permanecer quimicamente inertes quando em contato com o corpo humano, porém como não há material totalmente inerte, esses provocam a menor reação adversa possível. Outros materiais como cerâmicas e polímeros são bioativos, permitindo ou até mesmo promovendo o crescimento de tecidos com os quais estão em contato. Alguns desses materiais formam ligações fortes com o osso, possibilitando sua utilização na fixação de articulações artificiais. Biomateriais bioreabsorvíveis e biodegradáveis como a policaprolactona podem ser utilizados na construção de *scaffolds* para regeneração óssea. Estes não precisam ser removidos, evitando uma operação secundária (Lievonen, 1999).

É reconhecido que a arquitetura e porosidade dos *scaffolds* executam um papel importante na ligação, migração e crescimento celular, e, posteriormente, crescimento e regeneração tecidual. Alta porosidade permite suprimento eficaz de nutrientes, difusão de gases e eliminação de produtos do metabolismo, porém leva à baixa adesão e sinalização celular, enquanto baixa porosidade leva a propriedades contrárias às citadas acima (Oh et al., 2007). Um tamanho de poro de maior que 300 µm proporciona boa migração de tecidos, transporte de nutrientes e vascularização (Ge et al., 2008). Pesquisas recentes relatam de forma mais específica a melhor faixa de tamanho dos poros para os diferentes tipos de células ou tecidos. Por exemplo, segundo Oh et al. (2007), o tamanho dos poros de cerca de 5 µm para a neovascularização, 5-15 µm para crescimento de fibroblastos, cerca de 20 µm para crescimento de hepatócitos, 20-125 µm para a regeneração da pele, 70-120 µm para crescimento de condrócitos, 40-150 µm para regeneração de tecido hepático, 100-300 µm para músculo liso da bexiga, 100-400 µm para regeneração de ossos, e 200-350 µm para osteocondução, dependendo do material utilizado no *scaffold*.

Tabela 1. Biomateriais: tipos, exemplos e aplicações.

Tipo	Exemplos	Aplicações
Metal	Aço Inoxidável 316L	Instrumentos cirúrgicos, <i>stents</i> , dispositivos para fixação ortopédica
Metal	Titânio	Fixação de fraturas, reposição de juntas
Metal	Alumínio	Composição de implantes dentários
Metal	Prata	Material antibacteriano
Cerâmica	Hidroxiapatita (HA)	Implantes de revestimento, enchimento ósseo
Cerâmica	Biovidro	Cimento ósseo, composto dentário
Cerâmica	Alumina	Implante dentário, próteses ortopédicas
Polímero	Poli(metil metacrilato) (PMMA)	Cimento de osso, lentes intraoculares
Polímero	Hidrogéis de poli(vinil álcool) (PVA) e poli(etilenoglicol) (PEG)	Lentes de contato, liberação controlada de drogas, matriz extracelular, cartilagem artificial
Polímero	Poliamida (nylon) (PA)	Suturas
Polímero	Poli-caprolactona (PCL), poli-ácido láctico (PLA), alginato	<i>Scaffolds</i> para tecidos rígidos (osso)
Polímero	Poli-ácido glicólico (PGA)	<i>Scaffolds</i> para tecidos moles (pele, tendão, vasos sanguíneos, cartilagem)
Polímero	Pluronic	<i>Scaffolds</i> para tecidos moles (cartilagem)
Compósito	PCL-HA, PLA-HA	<i>Scaffolds</i> para tecidos rígidos (osso)

Adaptado de: Binyamin et al., 2006; Ge et al., 2008; Liu & Cao, 2007.

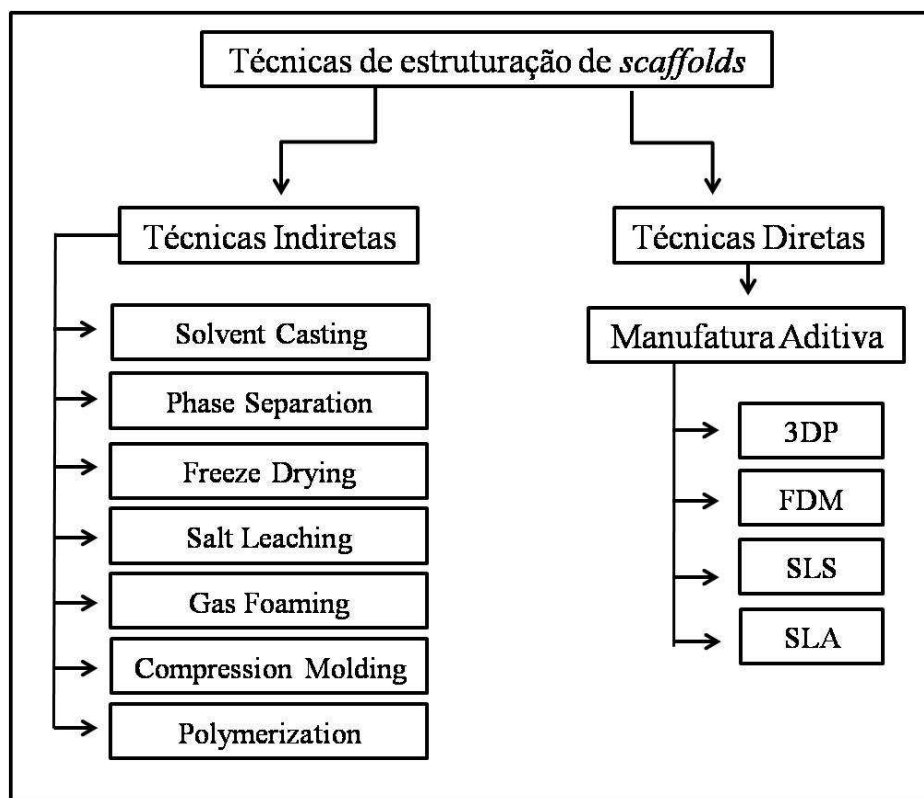
Propriedades mecânicas são aquelas que envolvem a relação entre *stress* e tensão ou provocam reação a uma força física (ASTM F 2150-07). As propriedades mecânicas dos *scaffolds*, bem como a dos subseqüentes tecidos regenerados, devem ser capazes de suportar o *stress* das atividades diárias, sendo que as mesmas dependem do biomaterial utilizado e do local onde foi implantado o *construct*. As propriedades mecânicas tanto no nível microscópico quanto macroscópico são importantes (Ge et al., 2008).

Materiais com diferentes tensões superficiais obterão respostas *in vivo* diferentes e microambientais variados. Propriedades de superfície da matriz extracelular têm um efeito significativo na fisiologia celular, a qual, por sua vez, possui papel crucial no desenvolvimento, diferenciação e regeneração celular (Ge et al., 2008). A caracterização da superfície de um *scaffold* dependerá da natureza do material utilizado e de seu uso particular (ASTM F 2150-07).

Biomateriais não-bioreabsorvíveis são designados a permanecerem estáveis no meio *in vivo*, ao contrário dos biomateriais bioreabsorvíveis, que são influenciados por esse meio. Os componentes de biomateriais bioreabsorvíveis são selecionados de modo que a água absorvida e/ou a degradação enzimática leve à degradação controlada da estrutura do material. Os produtos de degradação podem ser metabolizados pelo organismo ou eliminados do mesmo (Ramakrishna et al., 2001), sem promover efeitos adversos.

1.1.1.1. Técnicas de estruturação 3D de *scaffolds*

A TE vem explorando a capacidade de reproduzir geometrias de alta complexidade. Para tal, diversas técnicas podem ser utilizadas para estruturação 3D de *scaffolds*, as quais podem ser classificadas em técnicas de estruturações Indiretas e Diretas, discriminadas na Fig (2). As Indiretas consistem em utilizar moldes para a estruturação 3D e/ou pós-processamento para geração dos poros, enquanto que nas Diretas, os poros são construídos intrinsecamente com o modelo 3D (Ge et al., 2008).



Adaptado de: Ge et al., 2008.

Figura 2. Técnicas de estruturação 3D de scaffolds.

A Tabela 2 mostra uma comparação entre os métodos existentes dentro das técnicas Indiretas em relação ao manuseio e custo, uso de solvente ou calor, bem como as características de cada método.

Tabela 2. Comparação entre os métodos das técnicas Indiretas para estruturação 3D de scaffolds.

Método	Manuseio e Custo	Uso de solvente orgânico ou calor	Características
<i>Solvent Casting</i>	Fácil e acessível	Sim	Método simples; tamanho e distribuição dos poros não são controláveis
<i>Phase Separation</i>	Fácil e acessível	Sim	Limitada a alguns polímeros; tamanho e distribuição dos poros não são controláveis
<i>Freeze Drying</i>	Fácil e acessível	Não	Método simples e compatível com a maioria dos outros métodos
<i>Salt Leaching</i>	Fácil e acessível	Não	Método simples e compatível com a maioria dos outros métodos
<i>Gas Foaming</i>	Intermediário e caro	Não	Necessário equipamento especial; limitada a alguns polímeros
<i>Compression Molding</i>	Intermediário e caro	Sim	Necessário equipamento especial
<i>Polymerization</i>	Intermediário	Sim	Baixa produção

Fonte: Ge et al., 2008.

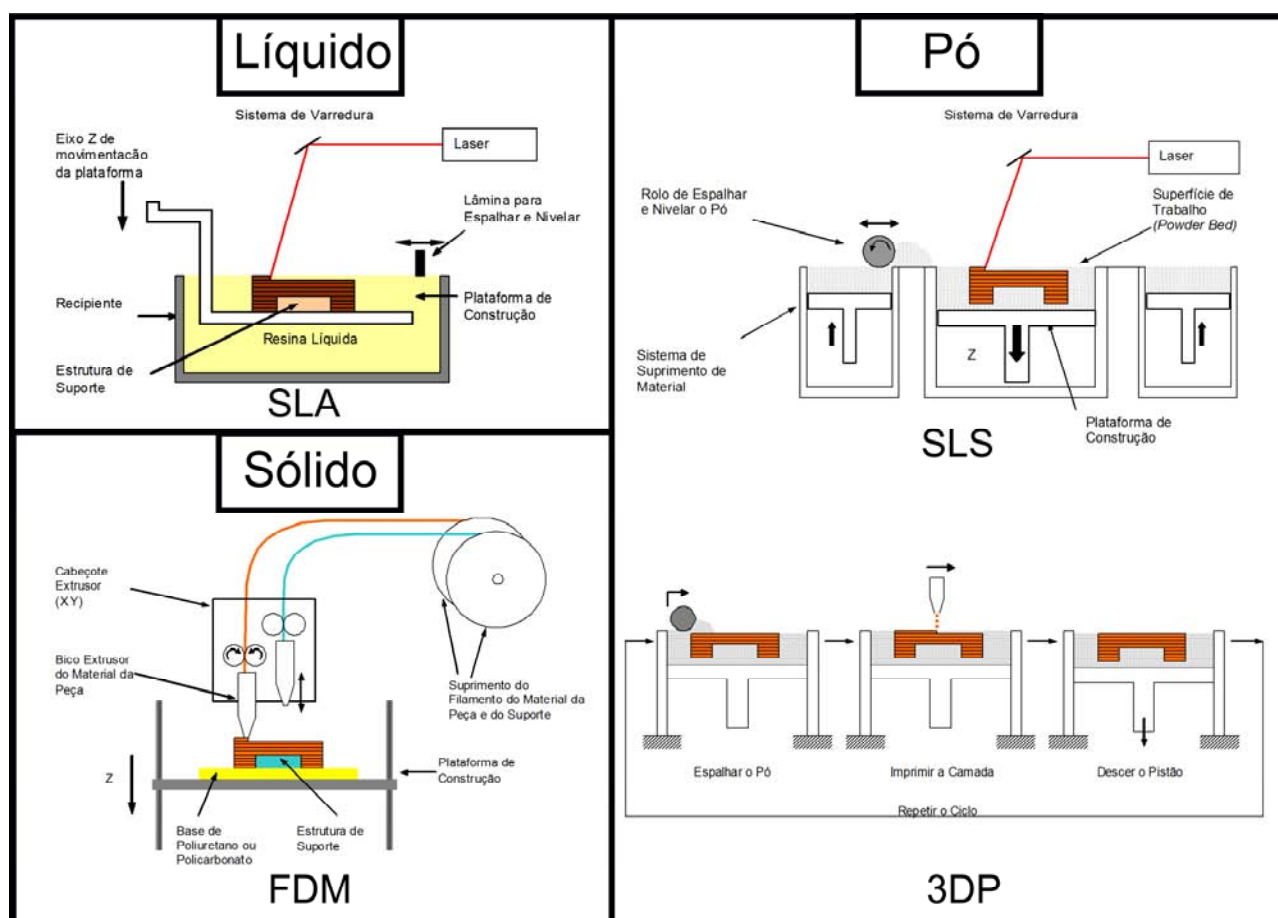
Dentre os métodos das técnicas Indiretas, um dos mais utilizados é o *Solvent Casting*, o qual consiste em dissolver um polímero em um solvente adequado dentro de um molde, removendo o solvente posteriormente. A porosidade pode ser obtida por *Salt Leaching* ou por *Freeze Drying*. No *Freeze Drying*, uma emulsão é criada homogenizando uma solução de água e solvente polimérico, seguida de um rápido resfriamento da emulsão para manter a estrutura líquida original (Marei et al., 2005). Já no *Salt Leaching*, ocorre a remoção de componentes solúveis pela ação de um líquido de percolação. Este método é fácil, acessível e confiável, no entanto, a interconectividade entre poros individuais é uma limitação. A solução cloreto de sódio e sacarose é a mais comumente utilizada. (Ge et al., 2008)

Nas técnicas Diretas, podem ser citados os métodos de Manufatura Aditiva (AM, do inglês *Additive Manufacturing*) (ASTM F 2792 - 09), os quais consistem em receber um modelo 3D computadorizado, fatiá-lo virtualmente, e então construí-lo fisicamente camada-a-camada. Em AM, os métodos mais utilizados são classificados como: baseado em líquido, sólido e pó.

Nos baseados em líquido, a matéria-prima para confecção do protótipo encontra-se em estado líquido antes de ser processada. Como exemplo deste método, é possível citar os que utilizam a cura por laser ultravioleta, como é o caso da Estereolitografia (SLA, do inglês *Stereolithography*).

Nos baseados em sólido, o material utilizado encontra-se no estado sólido, podendo estar na forma de filamento, lâmina, ou outra qualquer. Um dos principais métodos que utiliza a matéria-prima nesta classificação é a Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM, do inglês *Fused Deposition Modeling*), que recebe o material em filamento, fundindo-o, para então ser depositado.

Já nos baseados em pó, a matéria-prima encontra-se em forma de pó antes de ser processada. Neste método, pode-se utilizar laser para o seu processamento, com no caso da Sinterização Seletiva a Laser (SLS, do inglês *Selective Laser Sintering*), ou aglutinante aplicado por cabeçote de jato de tinta, como é o caso da *Three-dimensional Printing* (3DP). A Figura 3 mostra exemplos dos principais métodos de AM e a Tab. (3) mostra um comparativo das características intrínsecas de cada um deles para sua aplicação em estruturação 3D de *scaffolds*.



Adaptado de: Volpato, 2007.

Figura 3. Principais métodos de AM.

Para a utilização de Manufatura Aditiva na estruturação 3D de *scaffolds*, os pesquisadores vem buscando soluções de equipamentos comerciais pela sua disponibilidade. No entanto, como estes equipamentos não foram originalmente desenvolvidos para esta finalidade, algumas características indesejadas são encontradas para sua utilização com biomateriais, tais como: grande quantidade de matéria-prima para iniciar o processo, visto que biomateriais normalmente são encontrados em pequenas quantidades e apresentam alto custo; configurações de software restritas para uso de materiais fornecidos especificamente pelo fabricante, como configuração de temperatura de processamento da matéria-prima e material de aglutinação; custo elevado de equipamentos; e mão-de-obra especializada, dentre outros.

Visando contornar alguns destes fatores indesejáveis, alguns equipamentos estão sendo desenvolvidos especificamente para sua aplicação com biomateriais com por exemplo: *Bioextruder*, *3D Fiber-deposition*, *Precision Extruding Deposition* (PED), *Precise Extrusion Manufacturing* (PEM), *Pressure Controlled Syringe* (PCS), *Multi-Nozzle Deposition Manufacturing* (MDM), *Pressure-Assisted Microsyringe* (PAM) e *Robocasting* (RPBOD).

Também é possível encontrar equipamentos com arquitetura de hardware e software abertos, os quais permitem adaptação para aplicação com biomateriais para estruturação 3D de *scaffolds*. Como exemplo podemos citar a Fab@CTI, baseada no projeto Fab@Home que está sendo modificado para trabalhar com diferentes tipos de matérias-primas e em pequenas quantidades para aplicação em pesquisas na área de bioengenharia (Inforçatti Neto & Silva, 2007).

Tabela 3. Comparação entre os métodos das técnicas Diretas de AM para estruturação 3D de *scaffolds*.

Processo	Fenômeno	Tamanho do poro (mm)	Tempo de processo	Limitações	Precisão (mm)	Vantagens
3DP	Físico-químico	+/- 0,500	Baixo	Limitado para poros menores que 500 nm	+/- 0,4	Fácil manuseio; alta porosidade; não requer suporte estrutural
FDM	Térmico	+/- 0,025	Alto	Para formas irregulares requer estrutura de suporte	+/- 0,127	Controle independente de porosidade e tamanho de poro
SLS	Térmico	+/- 0,5	Médio	Limitado para poros menores que 500 nm	+/- 0,25	Controle independente; não requer suporte estrutural

Fonte: CTI Renato Archer.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Quadro morfológico

Para aumentar a chances de sucesso no desenvolvimento de *scaffolds*, utilizou-se uma ferramenta para auxiliar na geração de soluções de maneira analítica e sistemática. O quadro morfológico aplicado à criatividade auxilia a visualização da estrutura fundamental de um problema. É possível encontrar uma variedade de soluções possíveis, de forma estruturada e sistemática, de cada característica ou parâmetro escolhidos (Bob King, 1999).

Este método, desenvolvido por Fritz Zwicky, consiste em decompor o problema global em problemas parciais (ou parâmetros do sistema). Estes dados são colocados na primeira coluna do quadro. Em seguida, deve-se mostrar em cada linha o maior número de possíveis alternativas para satisfazer o descrito na primeira coluna.

Combinando as soluções de uma linha com todas as soluções de outras linhas, obtém-se um número elevado de soluções construtivas para o problema. A Figura 4 representa um exemplo geral de quadro morfológico organizado com uma lista de parâmetros na primeira coluna e suas respectivas soluções parciais em cada linha.

Parâmetros	Soluções (possíveis)				
1	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5 ...
2	2.1	2.2	2.3	...	
3	3.1	3.2	3.3	3.4	...
4	4.1	4.2	
5	5.1	...			
...	...				

Figura 4. Exemplo geral de um quadro morfológico.

3. RESULTADOS

O quadro morfológico parcial apresentado na Fig. (5) foi a ferramenta utilizada para sistematizar a busca de soluções na estruturação 3D de *scaffolds*. Por meio dele podem ser geradas milhares de soluções diferentes, dentre as quais são apresentadas três, destacadas no quadro.

Os parâmetros Porosidade, Tamanho dos poros, Geometria dos poros e Dimensões dependem mais diretamente do Método de estruturação 3D e podem ser variados de acordo com suas limitações e objetivos finais. O Método deve ser escolhido sob ponto de vista de suas vantagens, desvantagens e limitações. O *Solvent Casting* apresenta a desvantagem de utilizar solventes tóxicos, sendo que estes podem não ser removidos totalmente na evaporação. Além

disso, há dificuldades no controle dimensional dos poros formados, e muitas vezes, por serem pequenos, são inadequados à osteoformação e osteocondução. O SLS utiliza grande quantidade de material e possui tecnologia proprietária, de difícil adaptação a materiais não fornecidos pelo fabricante. Já a plataforma experimental Fab@Home utiliza pequenas quantidades de material e, por ser um projeto aberto, viabiliza a adaptação de processos e materiais de formas físicas diferentes.

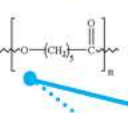
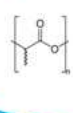
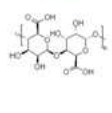
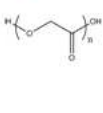
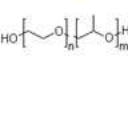
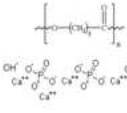
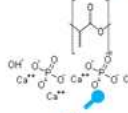
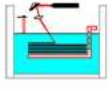
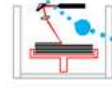

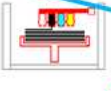
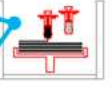
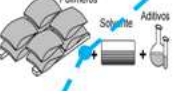














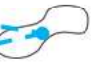















Parâmetros	Soluções						
Material	PCL 	PLA 	Alginato 	PGA 	Phuronic 	PCL-HÁ 	PLA-HÁ 
Método de estruturação 3D	SLA 	SLS 	FDM 	3DPrinter 	Fab@Home 	Solvent Casting 	
Porosidade (%)	70% 	75% 	80% 	83% 	90% 	95% 	
Tamanho dos poros (µm)	5 a 20 	20 a 150 	150 a 400 	400 a 2000 			
Geometria dos poros							
Dimensões (CxLxA mm)	20x20x10 	10x10x2 	5x5x1 				
Adesão celular	Nenhuma 	Baixa 	Alta 				
Tempo de degradação	Dias 	Semanas 	Meses 	Anos 			
Aplicação	Pele 	Cartilagem 	Tendão 	Vasos sanguíneos 	Osso 		

Figura 5. Quadro Morfológico parcial para bioengenharia de *scaffolds* 3D.

O PCL, por ter degradação lenta (Barbanti, 2005) e propriedades mecânicas desejáveis para substituição óssea, é capaz exercer a função de *scaffold*. O PLA-HA também apresenta propriedades mecânicas desejáveis para substituição óssea, porém apresenta degradação mais lenta que o PCL. O parâmetro Adesão celular depende de Material, Método de

estruturção 3D, Porosidade, Tamanho dos poros e Geometria dos poros, além do meio de cultura, e quanto mais alta, melhor.

Diante da análise de todos os parâmetros e das três soluções traçadas, a mais viável e promissora é apresentada na Fig. (6).

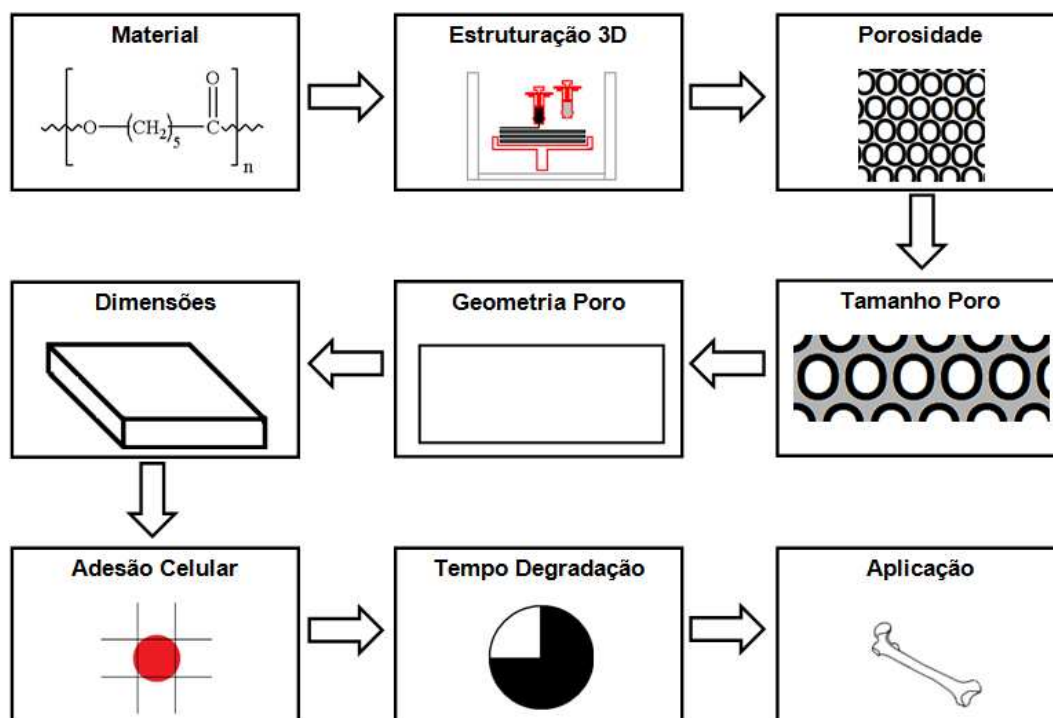


Figura 6. Diagrama de blocos da solução mais promissora: Material: PCL >> Método de estruturação 3D: Fab@Home >> Porosidade: 85% >> Tamanho dos poros: 150 a 400 µm >> Geometria dos poros: retangular >> Dimensões: 10x10x2 mm >> Adesão celular: alta >> Tempo de degradação: anos >> Aplicação: osso.

4. CONCLUSÃO

O quadro morfológico gerado mostra que é possível utilizar diferentes técnicas de estruturação 3D de *scaffolds* na TE. A diagramação em forma de quadro sistematiza a visualização das alternativas, facilitando a busca de soluções bem como a análise da viabilidade de execução de cada uma delas. Foram geradas três soluções com aspectos positivos e negativos, dentre as quais a que utiliza PCL processado na Fab@Home se destaca pela facilidade de adaptação e pela liberdade de não usar aditivos químicos, revelando-se a mais promissora.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer o apoio financeiro fornecido pela FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - Processo 2008/57860-3), pelo CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - Processo 573661/2008-1) e pelo Instituto de Bio-fabricação (INCT-BIOFABRIS).

6. REFERÊNCIAS

- ASTM F 2792 - 09, "Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies".
- ASTM F 2150 - 07, "Standard Guide for Characterization and Testing of Biomaterial Scaffolds Used in Tissue-Engineered Medical Products".
- Barbanti, S.F., 2005, "Polímeros bioreabsorvíveis com suportes na engenharia de tecidos", Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- Binyamin, G., Shafi, B.M., Mery C.M., 2006, "Biomaterials: A primer for surgeons. Seminars in Pediatric Surgery", N° 15, pp. 276-283.
- Blanchard, B.S. and Fabrycky, W.J., 1981, "Systems engineering and analysis", Ed. Prentice Hall, 752 p.
- Bob King, 1999, "Criatividade: uma vantagem competitiva", Qualitymark, 330 p.
- Ge, Z., Jin, Z., and Cao, T., 2008, "Manufacture of degradable polymeric scaffolds for bone regeneration", Biomed. Mater. Vol 3, N° 022001, 11p.
- Hutmacher, D.W., Schantz, J.T., Lam, C.X.F.U., Tan, K.C., Lim, T.C., 2007, "State of the art and future directions of scaffold-based bone engineering from a biomaterials perspective", J Tissue Eng Regen Med, N° 1, pp. 245-260.

- Inforçatti Neto P., Silva J.V.L., 2007, "Máquina Básica de Prototipagem Rápida de Projeto Aberto de Hardware e Software para Uso de Pesquisas em Bioengenharia, Desenvolvimento, Inovação e Aplicações de Prototipagem Rápida", Trabalho de Conclusão de Curso, Faculdade Independente do Nordeste, Vitória da Conquista.
- Lievonen, J., 1999, "Technological opportunities in biotechnology", VTT Group for Technology Studies, Espoo Finlândia, Working papers, N° 43, 123 p.
- Liu, W. and Cao, Y., 2007, "Application of scaffold materials in tissue reconstruction in immunocompetent mammals: Our experience and future requirements", *Biomaterials*, N° 28, pp. 5078-5086.
- Marei, M.K., Nouh, S.R., Saad, M.M. and Ismail, N.S., 2005, *Tissue Eng.*, Vol. 11, N° 751.
- Oh, S.H., Park, I.K., Kim, J.M., Lee, J.H., 2007, "In vitro and in vivo characteristics of PCL scaffolds with pore size gradient fabricated by a centrifugation method", *Biomaterials*, N° 28, pp. 1664-1671.
- Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., Leong, K.W., 2001, "Biomedical applications of polymer-composite materials: a review", *Composites Science and Technology*, N° 61, pp. 1189-1224.
- Santos Jr., A.R., Wada, M.L.F., 2007, "Polímeros biorreabsorvíveis como substrato para cultura de células e engenharia tecidual", *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, Vol. 17, N° 4, pp. 308-317.
- Volpato, N., 2007, "Prototipagem Rápida - Tecnologias e Aplicações" 1. ed. São Paulo: Edgar Blücher, Vol. 1, 244 p.
- Williams, D.F., 1999, "The Williams dictionary of biomaterials", Liverpool: Liverpool University Press.
- Williams, D.F., 2008, "On the mechanisms of biocompatibility", *Biomaterials*, N° 29, pp. 2941-2953.

MORPHOLOGICAL CHART FOR SCAFFOLDS BIOENGINEERING

Senedese, Ana Livia Chemeli, ana-livia.senedese@cti.gov.br^{1,2,4}

Lixandrão Filho, Arnaldo Luis, arnaldo.fisica@nextfab.org^{1,5}

Delgado Neto, Geraldo Gonçalves, geraneto@fem.unicamp.br^{1,3}

Inforçatti Neto, Paulo, paulo.inforçatti@cti.gov.br^{1,5}

Pereira, Frederico David Alencar de Sena, frederico.pereira@cti.gov.br¹

Da Silva, Jorge Vicente Lopes, jorge.silva@cti.gov.br^{1,4}

Maciel Filho, Rubens, maciel@feq.unicamp.br^{2,4}

¹Renato Archer Information Technology Center - CTI, Department of 3D Tecnology, Rodovia Dom Pedro I (SP - 65) Km 143,6, Bairro Amarais, Campinas - SP - Brasil - CEP: 13069-901

²State University of Campinas - UNICAMP, Chemical Engineering College, Rua Albert Einsten, 500, Cidade Universitária "Zeferino Vaz", Barão Geraldo - Campinas - SP- Brasil, CEP: 13083-852

³State University of Campinas - UNICAMP, Mechanical Engineering College, Rua Mendeleiev - Cidade Universitária "Zeferino Vaz", Barão Geraldo - Campinas - SP- Brasil, CEP: 13.083-970

⁴INCT Biofabrication "Biofabris"

⁵NextFab Organization

Abstract: *In the last few decades, an area of intense activity of research has been Bioengineering, which searches for health improvements using engineering methods. Biocompatible alloys tend to remain chemically inert when in contact with the human body, not causing damages to the organism. Other materials as bioglass, ceramics and polymers are bioactives, allowing and even promoting the tissue growth which they are in contact with. Some of these materials form strong linkage with the bone, making possible its use in the artificial joints fixation. Bioreabsorbable and biodegradable biomaterials as polycaprolactone can be used for scaffold construction and can be applied in bone regeneration. The scaffolds do not need to be removed, preventing a secondary surgery. With the application of the morphologic chart as a methodological tool for the project development, promising solutions for scaffolds construction focused in temporary bone substitution were generated, using the polymer polycaprolactone and presenting a new proposal for the additive manufacturing experimental platform Fab@Home..*

Keywords: *morphological chart, bioengineering, scaffolds, polycaprolactone, Fab@Home.*