

Implantes Intradérmicos de Polimetilmetacrilato

MÁRCIA PONTES FAJARDO

RESUMO

Os materiais injetáveis aplicados nas últimas décadas para tratamento de rugas se diferenciam entre si pela duração do resultado e por possíveis efeitos secundários.

Os materiais sintéticos têm, ao contrário dos materiais biológicos que se dissolvem de maneira relativamente rápida, um efeito de longa duração.

Neste estudo foram relatadas as primeiras experiências laboratoriais com microesferas de polimetilmetacrilato (PMMA), realizadas em pesquisa animal, implantes intradérmicos com abordagens de investigação clínica, e teste de reatividade biológica *in vitro* (teste de contato direto com Artecoll®).

INTRODUÇÃO

Em geral, todos os materiais biológicos são reabsorvidos quando implantados livremente em locais aos quais eles não pertencem. Desta forma, indica-se o implante de substâncias artificiais em vincos profundos e em defeitos da pele, para se obter um resultado mais duradouro. Artecoll®, uma suspensão de microesferas de polimetilmetacrilato (PMMA) em solução colágena, tem provado, há alguns anos, poder preencher de forma efetiva as rugas, não causando nenhum efeito colateral que se tenha conhecimento.

Rugas menores, nas áreas dos olhos, boca ou face, devem, de forma contrária, ser tratadas pelos métodos de Dermoabrasão, Peeling Químico ou com a ajuda do Laser Vapor de CO₂. Em todos os três métodos, a durabilidade vai depender da profundidade do vinco a ser tratado. O Resurfacing com Laser de CO₂, tem a vantagem de poder ser melhor dosado, não ocorrer sangramento, pouco inchaço e uma rápida recuperação.

Nenhum outro processo de envelhecimento fisiológico tem tantas opções de trata-

mento quanto as rugas faciais. Podem se dividir em dois tipos distintos: as mais profundas (ou vincos), encontradas na área da testa, região naso-labial e nas laterais da boca; e as mais finas e superficiais (ou sinais de expressão), mais comuns nas áreas ao redor dos olhos e lábios. Enquanto nas rugas profundas (vincos), já se consegue resultados excelentes, reduzindo entre 50 a 75% do seu total, pouco mais se fez até hoje em relação às rugas superficiais (sinais de expressão), para as quais só se consegue obter pequenas reduções, somente entre 25 a 50%, em relação ao original.

A epiderme sob uma ruga profunda apresenta também uma perda de camada de células. Portanto, a terapia que fornece melhores resultados para o tratamento de rugas é a do preenchimento destas áreas vazias da derme formadoras das rugas. Pesquisas desenvolvidas ao longo dos anos mostram que implantes de materiais biológicos, tais como a própria derme ou gordura, são absorvidos após algumas semanas ou meses, quando injetados em locais diferentes daqueles em que foram obtidos. Desta forma, com raras exceções os auto-implantes não fornecem resultados duradouros.

O colágeno animal, que começou a ser utilizado como implante na Alemanha em 1983, bem como os auto-colágenos (extraídos do organismo do próprio paciente), têm uma durabilidade de apenas alguns meses, sendo então submetidos a macrofagia por fagocitose. O ácido hialurônico, o ADN ou a gelatina, passam pelo mesmo processo, após alguns dias ou semanas. Restam então, como opção de implantes para preenchimento de rugas, com uma durabilidade maior, somente os materiais não biológicos, não absorvíveis, tais como o silicone líquido ou o PMMA.

Este trabalho expõe os resultados obtidos em experimentos laboratoriais. Encontrase dividido em três capítulos. O capítulo I aborda as primeiras experiências com microesferas de PMMA. O capítulo II trata de investigações clínicas com microesferas de PMMA para implantes intradérmicos. No último capítulo é relatado um teste de reatividade biológica *in vitro*; trata-se de teste de contato direto com Artecoll®. Neste contexto não apenas os resultados, mas também material e método, discussões e conclusões foram apresentados para cada experimento.

CAPÍTULO I

PRIMEIRAS EXPERIÊNCIAS COM MICROESFERAS DE PMMA: PESQUISA ANIMAL

Durante muito tempo, não havia sido possível corrigir deficiências dermatológicas, tais como cicatrizes causadas por acnes ou traumas e rugas, resultantes do processo de envelhecimento ou por hiperatividade facial, com efeitos duradouros. Muitas experiências foram realizadas nas três últimas décadas, para o preenchimento destas marcas dérmicas, com implantes biológicos ou artificiais.

O gel de silicone foi fácil e efetivamente aplicado sob rugas, sulcos e fendas nasolabiais. Entretanto, após alguns anos, as partículas começaram a migrar para tecidos localizados abaixo dos pontos originais de aplicação, devido à gravidade - da testa para as pálpebras e das fendas nasolabiais para o queixo. O gel de silicone, em geral, foi o causador de inflamação crônica, com posterior formação de granuloma e eventuais reações alérgicas. Devido ao silicone não ser biodegradável, ele pode ser encontrado nos nódulos linfáticos e fígado. Em muitos pacien-

tes, defeitos subcutâneos foram resultantes da remoção cirúrgica de granulomas (Apple, Mamalis, Brady, Loftfield, Kavka-van Norman & Olson, 1984).

A pasta de Teflon® (Ethicon) é uma suspensão de glicerina contendo partículas de politetrafluoretileno com superfícies irregulares, de 10 a 100 µm, de diâmetro. Injeções de pasta de Teflon® foram utilizadas para correção de rugas e sulcos, mas devido ao fato dela também causar infecções serosas sérias e crônicas (Pietz, 1992), a pasta tinha que ser removida dos tecidos dérmicos e subdérmicos da maioria dos pacientes, num curto prazo de meses ou anos. Ela é ainda utilizada por cirurgias de otorrinolaringologia, os quais utilizam injeções submucosas em paralisias das cordas vocais ou em insuficiência do palato (Nicolle, Matti & Scamp, 1992). O transporte de pequenas partículas de tetrafluoreno, através da circulação linfática e sanguínea, para nódulos linfáticos e o fígado, foram demonstrados (Nicolle et al., 1992).

Suspensões de colágeno (Zyderm®, Zyplast®) foram injetadas (Willert & Buchhora, 1987) entusiasticamente por dermatologistas e cirurgias cosméticas sob as rugas de milhares de pacientes nos últimos 10 anos (Ott, 1988). Ao contrário do que a literatura extensivamente relata, para a maioria dos cirurgias plásticas as experiências com as suspensões de colágeno foram decepcionantes, tendo em vista seus efeitos serem de curta duração (de um a três meses). Certamente, há uma diferença se o colágeno for injetado sob dermes de repouso ou móveis. Stegman e colaboradores (1987) observaram que os movimentos faciais fazem com que os implantes de colágeno sejam pressionados contra camadas de derme mais profundas, até desaparecerem na gordura subcutânea.

Zyderm® I e II são suspensões de 3,5% e 6,5% de colágeno purificado, derivado da pele bovina em solução tamponada de fosfatase salina, contendo 0,3% de lidocaína. Em Zyplast®, colágeno de derme bovina é interligado com glutaldeído. Reações alérgicas ocorreram em cerca de 2% dos pacientes. A suspensão provavelmente permanece mais tempo em tecidos cicatrizados devido a seu baixo processo metabólico.

Auto-enxertos de gordura mostram excelentes resultados quando utilizados por alguns cirurgias plásticas; mas há muita controvérsia sobre seu uso. O uso de material biológico de seu próprio corpo tem grande efeito apelativo junto aos pacientes. Entretanto, experiências clínicas em animais demonstraram claramente que mais de 10% das células de gordura implantadas fazem conexões com o suprimento sanguíneo subcutâneo. As células remanescentes são absorvidas em poucas semanas.

Fibrel® (Mentor) é uma gelatina feita de colágeno bovino e suíno nos quais a molecularidade foi alterada. Ela é colocada em suspensão no plasma do próprio paciente, após o ácido aminocapróico ter sido adicionado (Oppenheimer, Willhit, Danishevsky & Stout, 1961), e provoca uma inflamação crônica moderada. Tendo em vista que a gelatina é fagocitada, os efeitos benéficos das primeiras semanas diminuem gradativamente. Analisando-se o processo de cicatrização, não parece haver a reposição através de nenhum material biológico estranho, o que também ocorre em relação ao colágeno. Pelo menos, parece ser removido por fagocitose em um curto período.

Devido as desvantagens destes materiais, os cirurgias plásticas estão buscando materiais não biodegradáveis que permaneçam nos locais injetados.

Bioplastique® (Bioplástica) foi descrito por Ersek e Beisang, em 1991. Ele consiste em partículas de silicone polimerizadas (“diamantes dérmicos”), de 70 a 140 µm de diâmetro, disperso em expansor de plasma (provavelmente polyvinylpirrolidone – Polividone®). Devido às partículas serem mais largas, ele não pode ser injetado intradermalmente, mas sim deve ser aplicado subcutaneamente com uma agulha especial (de 20 G) através de um túnel de 1 mm de diâmetro. Uma vermelhidão transitória e edema, num curto número de dias, são esperados. A inflamação crônica decorrente do Polyvidon® resulta no endurecimento permanente dos tecidos conectivos. Desta forma, Polividone® foi descartado como expansor de plasma devido às reações de corpo estranho (Knapp, Kaplan & Daniels, 1977).

Arteplast® (Artepharma) consiste em microesferas de polimetilmetacrilato (PMMA), de 20 a 40 µm de diâmetro. PMMA é muito conhecido e extensivamente utilizado em Plexiglas®, Lucite®, Paladur® e Palacos®. Sua inércia biológica foi comprovada em diversos projetos de pesquisa, por mais de 50 anos (Ersek & Beisang, 1991; Frey & Lemperle, 1992; Lemperle, G., Ott, Charrier, Hecker & Lemperle, M., 1991; Lemperle & Höhler, 1975; Lemperle, G., Pietz & Lemperle, M., 1992; Matti & Nicolle, 1990; Meyer & Kesselring, 1976; Oppenheimer et al., 1961; Watanabe & Nagura, 1981). As esferas, as quais possuem um peso específico de 1.18, são dispersas numa solução gelatinosa especial (Wiest, 1994), de acordo com DAB 9. O tamanho das esferas é suficiente para serem pressionadas para dentro das fibras de colágeno.

Material e Método

Para comprovar a biocompatibilidade das microesferas de PMMA, foram realizadas ex-

periências animais. Em 1985, no laboratório de Pesquisa Animal de Frankfurt, 45 ratos Wistar, com peso variando entre 200 a 250 gramas, foram divididos em três grupos (Hoffman, 1984). Sob narcose de Nembutal, o Grupo A recebeu Arteplast® (PMMA disperso em meio a Tween 80®); o Grupo B recebeu somente PMMA; e o grupo C recebeu somente Tween 80®. Meio milímetro do meio foi injetado intradermalmente, em 4 pontos diferentes, no abdômen raspado de cada rato. Para o Grupo B, as microesferas de PMMA foram dispersadas em solução salina à proporção de 1:1 e implantadas por meio de uma cânula não afiada de 16g.

Os pontos injetados foram inspecionados, diariamente, na busca de sintomas clínicos, durante a primeira semana. Os animais foram mortos após 3, 6 e 9 dias; 2, 3 e 4 semanas; e 2, 3, 4, 5, 6 e 7 meses. Amostras dos tecidos dos locais de injeção foram fixados em Paraplasto® para exame histológico, e então seccionado e tingido com hematoxilina e eosina. Os vasos linfáticos circunvizinhos e nódulos linfáticos das axilas e virilha foram examinados quanto às suas boas condições histológicas.

Esferas de PMMA variando entre 10 e 63 µm foram obtidas de Kulzer & Co., Wehrheim, Alemanha, os fabricantes de produtos de PMMA para uso dentário e médico, tais como Paladon®, Durafill®, Palacos® e Septopal®. O Monômero (Metilmetacrilato $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{-COOCH}_3$), é um fluído facilmente polimerizado à luz solar ou sob o calor. Catalisadores aceleram este processo. Para produzir-se as microesferas, o PMMA aquecido é jateado sob pressão para dentro de um fluído resfriado. No Arteplast® as microesferas arredondadas, as quais possuem uma superfície perfeitamente polida, são então filtradas em di-

versos filtros, para obter-se um diâmetro regular, variando entre 20 a 40 µm. Elas são então esterilizadas com óxido de etileno e misturadas em meio ou gelatina de Tween 80® numa razão de 1:1.

Tween 80® (Polietileno glicosorbitanolato) é um tensor usado rotineiramente em medicina como um meio disperso e condutor de partículas de substâncias. Não há relatos de reações histológicas causadas pelo Tween 80® e, aparentemente, ele desaparece do ponto de aplicação em poucas horas.

Resultados

Nenhum dos animais morreu por causas diversas, durante o experimento. Uma inspeção geral mostrou não haver vermelhidão ou reação inflamatória, durante a primeira semana. Os sinais de aplicação na pele abdominal desapareceram após um dia; antes, porém, eles eram palpáveis, como lentes elásticas sob a pele. Em momento algum houve o surgimento de marcas de arranhadura ou sinais de inchaço detectáveis. Histologicamente, as microesferas foram facilmente identificadas. Elas apresentavam volume e tamanho similares às gotículas de gordura subcutânea da pele abdominal dos ratos.

Não foi necessário manter um acompanhamento dos animais do Grupo C, uma vez que não houve nenhuma reação celular detectável após 3, 6 e 9 dias. O meio de dispersão Tween 80® pareceu ser totalmente reabsorvido pelos tecidos epiteliais e subcutâneos após três horas. Outrossim, nenhuma alteração foi detectada nos nódulos linfáticos adjacentes.

Histologicamente, nenhuma diferença pode ser detectada entre os Grupos A e B. Este resultado é consistente com as descobertas, junto ao Grupo C, de que o Tween 80® não causa reação celular. Desta forma, os resultados

histológicos do grupo A e B podem ser discutidos conjuntamente.

Após três dias, monócitos invadiram quase todas as áreas injetadas, dependendo da densidade das microesferas. Durante os 6 dias consecutivos, os monócitos diferenciaram-se em fibroblastos, como observado pelo comprimento do citoplasma e do núcleo. Após uma semana, as primeiras células gigantes de corpos estranhos foram vistas (uma por janela, em ampliação de 100 vezes)

No nono dia, todos os interespaços foram preenchidos com fibroblastos. As microesferas pareceram ser totalmente recobertas pelo tecido. O volume de alguns poucos monócitos aparentemente diminuiu, e uma fina cápsula fibrosa se desenvolveu ao redor de todo o implante. Após duas semanas, os primeiros capilares, preenchidos com eritrócitos, foram vistos entre as microesferas. Linhas de tecidos conectivos formaram compartimentos e dividiram as microesferas em grupos. Após três semanas, o diâmetro dos vasos aumentou e as primeiras fibras de colágeno puderam ser observadas em ampla magnitude.

Após dois meses, a densidade das fibras colágenas aumentou. A diminuição dos interespaços e do volume dos fibroblastos tomou-se evidente, e o distanciamento entre as microesferas decresceu. Pelo quarto mês, a fase ativa de fibrosamento pareceu chegar a um término. A vascularização foi completada, e a quantidade de células de corpos estranhos permaneceu estabilizada. Após sete meses, não foi possível detectar-se nenhum rompimento ou erosão da superfície de microesferas. A superfície das esferas era absolutamente lisa, e as cápsulas fibrosas consistiam, geralmente, de uma única camada envolvida.

Para estabelecer-se um critério objetivo para determinar o número de células gigantes de corpos estranhos, monócitos, fibroblastos e células gigantes foram contados sob uma janela ocular de 6 x 6 mm, numa ampliação de 100 vezes, em todos os 156 espécimes. Foram feitas contagens para cada espécime, ao longo da borda e no centro das microesferas implantadas, e os valores estatísticos significativos foram avaliados em 24 espécimes, a cada vez. O número de células gigantes de corpos estranhos atingiu seu máximo após três semanas, e manteve-se entre 1 a 1,5% em relação às células mononucleares.

Discussão

A biocompatibilidade do PMMA foi comprovada em diversos estudos experimentais, ao longo de anos (Nischán, 1995). PMMA foi patenteada em 1928 e, desde então, tem sido extensivamente usada em indústrias (Plexiglas[®], Perspex[®], Lucite[®]), em odontologia (Palavit[®], Paladur[®], Paladon[®]), e na medicina (Palacos[®]). Cirurgiões ortopédicos utilizam o Palacos[®] para fixar juntas artificiais e como ligadura de defeitos ósseos (Ersek et al., 1991; Matti et al., 1990; Oppenheimer et al., 1961). Neurocirurgiões fecham falhas cranianas com o mesmo tipo de cimento ósseo. Cirurgiões oftálmicos substituem cataratas com lentes oculares de PMMA (Watanabe et al., 1981). E cirurgiões plásticos usam Palacos[®] em Rinoplastia e para corrigir deformidades faciais (Frey et al., 1992; Matsuoka, Kashima, Joshima & Noda, 1972). Além disso, cadeias de PMMA contendo gentamicina foram utilizadas no tratamento de osteomielite e em ferimentos com infecção profunda, (Lemperle et al., 1991), desde 1974.

Plexigas[®] e Palacos[®] são resistentes à água, ácidos e óleos minerais; apenas álcool e

benzeno têm efeito corrosivo sobre eles. Estudos demonstraram que PMMA totalmente polimerizado é quimicamente inerte e estável, e que mantém suas propriedades físicas, após o implante (Matti et al., 1990; Nischán, 1995).

Em babuínos, esferas de PMMA de 110 µm de diâmetro apresentaram um denso encapsulamento fibroso (Lemperle et al., 1975), sem sinais de inflamação crônica ou rejeição. O crescimento ósseo foi visto sob a superfície das esferas, e a ossificação iniciou-se na quarta semana após o implante. Diferentes métodos de cura tiveram nenhum efeito sob as respostas biológicas.

Fagocitoses

Quando uma substância estranha é introduzida e exposta a um meio biológico, há uma tendência natural da mesma ser “digerida” (absorvida) ou, na falha desta, ser então encapsulada. Em geral, o primeiro passo é cobrir a superfície do polímero com uma camada de proteínas. Se a superfície for acidentada ou porosa, uma inflamação crônica pode advir antes do implante se estabilizar, resultando frequentemente em indesejáveis cápsulas fibrosas; muitos cirurgiões têm observado este fenômeno em implantes mamários.

Partículas de tamanho inferior a 10 µm, podem ser carregadas esporadicamente pelas células linfáticas (Convery, Gunn, Hughes & Martin, 1975). Arteplastos[®] consistem em microesferas de diâmetros variando entre 20 a 40 µm, as quais são similares em tamanho aos histiócitos. Fagocitose, embora tenha sido descrita como ocorrência em partículas de até 15 µm, necessitam de superfícies “rugosas”, como pré-requisito (Roberts & Quastel, 1963; Zilversmit, Boyd & Brucer, 1952). As esferas de PMMA são absolutamente lisas, e fagocitose

mesmo das menores partículas, inferiores a 10 µm, não foi observada em nenhum dos 156 espécimes.

Partículas de PMMA injetadas por meio intravenoso, foram eliminadas em ratos e coelhos por fagocitose do sistemas endotelio-reticular (Heimburg, Dippe, Krüger & Lemperle, 1994; Lassus, 1991; Pons-Giraud, 1992). Em cultura, leucócitos polimorfonucleares não foram capazes de eliminar por fagocitose esferas de poliestireno com diâmetro superiores a 7 µm (Roberts et al., 1963).

Complicações Adversas

O deslocamento do material implantado é conhecido quando se trata de colágenos ou líquido, principalmente quando aplicados sob rugas. As rugas geralmente se desenvolvem transversalmente à direção de contração dos músculos faciais. Pode-se imaginar, portanto, que implantes aplicados sob rugas são empurrados para camadas mais profundas, em acórdância à movimentação da pele durante a contração facial (Tabata & Ikada, 1988), caso não haja nenhuma fixação de cada partícula junto ao tecido fibroso. Apenas uma avaliação a longo prazo de microesferas de PMMA injetadas pode demonstrar se um deslocamento para camadas mais profundas ocorre com o tempo.

Estudos de toxicidade dos mesmos discos de PMMA que foram usados subcutaneamente em humanos (Lemperle, 1970), não detectaram nenhum monômero de PMMA em ratos, coelhos, cães e porcos quando foram aplicadas, subcutaneamente, interperitonalmente e oralmente, sob a pele, e nos pulmões, dentro de um mesmo experimento. Diferente de outros materiais, tais como polipropileno, nylon e silicone (Meyer et al., 1976). PMMA não demonstra

qualquer degradação significativa de acordo com relatos da literatura atual.

Nenhuma reação alérgica tem sido relatada, tanto a produtos de PMMA quanto a Tween 80®. Tais reações também não são esperadas quando outros meios, tal como gelatina médica, são utilizados.

Carcinogênese deve ser considerada muito cuidadosamente. Na ausência de evolução de carcinógenos químicos por meio de PMMA totalmente polimerizado, não há nenhuma evidência de carcinogênese em seres humanos (Silver, 1992), causado por qualquer biomaterial usado atualmente. Estes achados são conflitantes com as respostas tumorigênicas de roedores a muitos destes mesmos produtos (Ersek, 1991; Semmelink, Klein, Vermeiden & Althuis, 1986; Stegman, Chu, Bensch & Armstrong, 1987). É verdade que a formação de sarcoma foi detectada numa alta porcentagem de superfícies lisas de discos implantados, porém nunca quando os mesmos bioplastos foram pulverizados ou implantados como gotas, fibras ou microesferas (Meyer et al., 1976; Ersek, 1991).

Se o período latente para a malignização de corpos estranhos em seres humanos é muito mais longo do que em roedores, este tempo certamente ultrapassará o tempo de vida útil do implante. Palacos® tem sido utilizado em pacientes humanos por mais de 50 anos. Não houve qualquer relato de formação de sarcoma até hoje (Lemperle et al., 1992).

Conclusão

Na procura de implantes biocompatíveis para correção de pequenas deficiências dermatológicas, tais como rugas ou pequenas cicatrizes como as acricas, microesferas de PMMA - Polimetilmetacrilato, entre 10 a 63 µm de diâmetro, foram diluídas num meio de Tween

80® e injetadas, intra e subdermalmente, na pele abdominal de ratos. Exames histológicos dos espécimes por mais de sete meses, revelaram uma reação tecidual muito pequena, formando uma delicada cápsula fibrosa em torno de cada microesfera, durante quatro meses. Células gigantes de corpo estranho foram realmente vistas (em torno de 1,5% do total de células). Nenhuma separação, corrosão ou fagocitose das esferas foi observada durante os sete meses. O meio de dispersão Tween 80® não produziu qualquer reação histológica detectável.

Tendo em vista os produtos de PMMA (Paladon®, Palacos®) terem sido utilizados por mais de 50 anos sem causar degradação biológica ou câncer, o material pode ser aplicado com segurança, na forma de microesferas (Arteplastos®) em pacientes humanos com rugas ou cicatrizes acneicas.

CAPÍTULO II

MICROESFERAS DE PMMA PARA IMPLANTES INTRADÉRMICOS: INVESTIGAÇÕES CLÍNICAS

Muitos métodos foram utilizados durante as últimas décadas para preencher rugas ou cicatrizes com implantes biológicos (Nicolle, Matt & Scamp, 1992) ou artificiais (Meyer et al., 1976). Em mãos de experientes cirurgiões, muitos materiais biológicos -incluindo ossos e tendões, mas não cartilagens - foram reabsorvidos num período de um ano após serem implantados subdermalmente em pontos aos quais originalmente não pertenciam. Injeção de gordura autóloga teve que ser repetida diversas vezes, tendo em vista que no máximo 5% das células de gordura implantadas encontram conexão com os capilares subcutâneos do local de implante e sobrevivem (Ersek, 1991).

Os resultados pouco duráveis das suspensões de colágeno são de amplo conhecimento de médicos e pacientes, e os efeitos colaterais do silicone líquido, o qual é fácil e efetivamente aplicado sob rugas, aparecem anos depois, em forma de deslocamento, formação de granuloma ou reações alérgicas posteriores (Frey et al., 1992; Silver, 1992; Zandi, 1985). Bioplastique® (Ersek et al., 1991), micropartículas de silicone com superfícies ásperas, causam extensa formação de granuloma, e portanto não devem ser utilizados para preenchimento de tecidos macios.

Uma vez que, teoricamente, apenas materiais artificiais prometem permanecer em preenchimentos de pele ou de tecidos macios (Lassus, 1991), todos os tipos de micropartículas não reabsorvíveis foram histologicamente estudadas após injeção sob pele de ratos (Lemperle et al., 1991; Ott, 1988). Um número muito pequeno de reações celulares foram observadas após o implante de uma fração de cimento ósseo (Palacos®, Implast®), o qual consiste em uma variedade de microesferas de diferentes diâmetros, variando de 1 micron a até 500 micra. Esse cimento ósseo consiste em Polimetilmetacrilato (PMMA), que é comumente usado como Plexiglas®, e em medicina como Lucite® ou Palavit® para dentaduras, lentes de contato, marcapassos ou como cimento ósseo, em cirurgias ortopédicas ou neurológicas.

P o l i m e t i l m e t a c r i l a t o $(CH_2=C(CH_3)COOCH_3)_x$ foi primeiramente sintetizado pelo químico alemão O. Röhn em 1902 (citado por Willert, et al., 1997) e foi patenteado como Plexiglas® em 1928.