Таким образом, обнаружена фибриллярная структура термопластичных резин. Фибриллизация выражена в наибольшей степени для термопластичных композиций, в которых содержится примерно 50-75% масс. ПЭ и коррелирует с максимальным отклонением свойств ТПР от аддитивных. Следовательно, фибриллярная структура термопласта в ТПР является важным фактором, определяющим эластичные и другие физико-механические показатели.

Анализируя полученные результаты, можно предположить, что для получения ТПР с оптимальными физико-механическими показателями необходимо достижение оптимальной совместимости и диспергируемости компонентов и создание условий эффективного формирования фибриллярной структуры при быстром выделении ПЭ в отдельную фазу в процессе охлаждения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Полимерные смеси / Под ред. Д.Пола и С.Ньюмена. - М.: Мир, 1981. - Т.1.
2. Гуль В.Е., Кулезнев В.Н. Структура и механические свойства полимеров. - М.: Лабиринт, 1994.
3. Махлис Ф.А., Федюкин Д.Л. Терминологический справочник по резине. - М.: Химия, 1989.
4. Dynamische Vulkanisate auf der Grundlage von EPDM/PP-Gemischen/ Radusch, Lämmer, Lüpke, Häußler, Sandring // Kautsch. und Gummi. Kunststoffe, 1991. - V.44, N12. - S.1125 - 1128.
5. Мартынов М.А., Вылегжанина К.А. Рентгенография полимеров. - Л.: Химия, 1972.

УДК 678.046+678:61

А.Я.Маркина, доц.; Н.М.Бобкова, проф.;
О.П.Чудаков, проф.; М.П.Гласова, ст.н.с.;
Н.И.Заяц, мл.н.с; М.А.Боровик, инж.;
И.Ю.Федченко, ассист.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВЫСОКОНАПОЛНЕННОГО ПОЛИАМИДА В КАЧЕСТВЕ МАТЕРИАЛА ДЛЯ ИМПЛАНТАЦИИ В СТОМАТОЛОГИИ

Composites with high degree of reinforcement made up of polyamide and the glass-crystallired biomaterials. The use of the bioaktive material has proved to combine the bioaktive properties of one component with the elasticity of the other

Новым поколением костных имплантатов считают биоактивные стекла, ситаллы и керамику. Они могут быть использованы в качестве хирургических имплантационных материалов в медицине, в частности в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии [1-2].

Разработанный в Белорусском государственном технологическом университете материал "Биоситалл-11" (система P_2O_5 - SiO_2 - Al_2O_3 - CaO-K_2O-F) по сравнению с традиционно применяемыми в отечественной и зарубежной практике материалами (титаном ВТ1-0, кобальто-хромовыми сплавами, алюмооксидной керамикой и др.) обладает более высокой биосовместимостью с костной тканью, а по сравнению с высокосовместимыми имплантационными материалами, такими, как гидроксиапатит, трикальцийфосфат, значительно улучшенными механическими свойствами и более высокой химической устойчивостью [2].

Разработанный материал удовлетворяет санитарно-химическим и токсикологическим требованиям, предъявляемым к имплантационным материалам. Результаты медико-биологических испытаний "Биоситалла-11" показали, что при введении ситалла в живой организм отсутствуют признаки отторжения и реакции ткани на ситалл как на инородное тело. Изготовление дентальных имплантатов осуществлялось нами двумя способами: методом термопластической технологии и путем создания композиционных материалов "биоситалл-полиамид".

Первый предусматривает изготовление шликерной массы из стеклопорошка, термопластического связующего (парафина) и олеиновой кислоты. После формования изделий осуществляется выжигание парафина при температуре 300-600°С и слекание ситалла при температуре 1100°С с выдержкой при этой температуре для завершения процесса спекания и ситаллизации.

По конструкции дентальные имплантаты представляют собой цилиндр с нарезанной по наружной поверхности винтовой резьбой. Имплантаты такой конфигурации были вживлены в нижние челюсти собак. Рентгеновские исследования блоков челюстей показали достаточно высокую приживаемость ситалловых дентальных имплантатов.

Другой вариант получения материала для имплантации предполагает получение композиционного материала полиамид-ситалл, содержащего от 40 до 75 мас.дол.% порошка ситалла с удельной поверхностью 600650 $м^2$/кг. В качестве матрицы для получения композиционного материала был выбран полиамид-12, который используется в медицине для внутреннего протезирования.

Получение композиционного материала осуществлялось на литьевой машине ДБ-31-21-16П, работающей в экструзионном режиме. Гомогенизация расплава производилась при температуре 210-220°С. Несколько отличалась технология получения композита, содержащего 75 мас.дол.% ситалла. В этом случае вначале получали гранулят композита с 40 мас.дол.% ситалла, а затем вторично расплавляли его и добавляли ситалл в количестве 35 мас.дол.%.

Были исследованы некоторые технические характеристики композитов: ударная вязкость (А), разрушающее напряжение при изгибе ($\sigma_и$) и сжатии ($\sigma_{сж}$),

твердость (Н), расчетная усадка ($У_р$) в соответствии с действующими стандартами. Были проведены также дериватографические исследования материалов "полиамид-ситалл" в условиях, принятых для полимерных материалов.

По дериватограммам были определены температуры плавления композиционных материалов и произведена оценка площадей пиков их плавления, позволяющая косвенно судить о степени кристалличности полимера (M_s).

Результаты исследований представлены в табл.1.

Табл. 1. Свойства высоконаполненного полиамида

Композит	$T_{пл.}$, °С	M_5, мг	А, кДж/м	$\sigma_{сж}$, Мпа	и, МПа	Н, МПа	$У_р$, %
Без наполнителя	178	10,7101	140	70	46	10	1,20
40 мас.дол.% ситалла	176,8	10,5401	137	95	28	58	1,00
55 мас.дол.% ситалла	174,7	10,4434	115	97	26	70	0,95
75 мас.дол.% ситалла	168,5	10,3341	127	105	25	78	0,90

Как следует из приведенных данных, наблюдается уменьшение температуры плавления от 178°С для исходного полиамида до 168,5°С для композита с 75 мас.дол.% ситалла, что свидетельствует о нарушении условий кристаллизации полимера и частичной его аморфизации. Это подтверждается и уменьшением степени кристалличности при увеличении содержания ситалла, что явствует из уменьшения площадей пиков плавления композитов (M_s).

Это соответствует поведению высоконаполненных кристаллических полимеров [3], в которых наполнитель распределяется не только по аморфной фазе, но затрагивает и кристаллическую.

Механическое поведение высоконаполненного полиамида описывается известными теоретическими положениями наполнения термопластов [4]. Наблюдается уменьшение ударной вязкости и разрушающего напряжения при изгибе и возрастание разрушающего напряжения при сжатии и твердости. Это все говорит об увеличении жесткости системы, уменьшении эластичности и упругости за счет ограничения подвижности полимерных молекул присутствующим в композите наполнителем.

Усадка высоконаполненного полиамида убывает с уменьшением доли полимерной компоненты в композите, которая только и может дать усадку в силу характерных для полимеров релаксационных процессов. Сведения об этом показателе необходимы для выполнения конструкторских работ по изготовлению оснастки для переработки композита, т.е. для изготовления внутрикостных дентальных имплантатов.

Анализируя результаты изучения свойств полученных композиционных материалов, можно заключить, что оптимальным содержанием ситаллов в ком-

позите следует считать 75 мас.дол.%, при котором имеет место упрочнение материала и достигается величина модуля упругости (8,2 GПа), близкая к значению этого свойства для натуральной кости (7-25 GПа) [5].

Имплантаты из полученных композиционных материалов, содержащих 25-75 мас.дол.%, были подвергнуты медико-биологическим испытаниям. Рентгеновские исследования блоков челюстей подопытных животных показали, что все имплантаты, изготовленные этим методом, имеют 100% приживаемость.

Таким образом, создание композиций "биоситалл-полиамид" можно считать перспективным методом изготовления имплантационных материалов для стоматологии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Саркисов П.Д., Михайленко Н.Ю., Строганова Е.Е. Биоактивные неорганические материалы для костного эндопротезирования // Техника и технология силикатов. - 1994. - N2.
2. Силич Л.М., Заяц Н.И., Чудаков О.П., Шандюкова М.А., Гайлевич С.А., Зубов Ю.Н. Ситаллы - биоимплантаты // Стекло и керамика. - 1992. - N4. С.26-28.
3. Соломко В.П. Наполненные кристаллизующиеся полимеры. - Киев: Наукова думка, 1980.
4. Липатов Ю.С. Физико-химические основы наполнения полимеров. М.: Химия, 1991.
5. Hench L.L.Biokeramics: From Concept to Clinic // J. Am. Ceram. Soc. 1991. V74. - P.1487.

УДК 678.01.539.1/3+541.1

Н.Р.Прокопчук, профессор;
Г.Д.Кудинова, доцент;
О.А.Асловская, аспирант;
С.А.Гугович, инженер

ОЦЕНКА ДОЛГОВЕЧНОСТИ ШИННЫХ РЕЗИН ЭКСПРЕСС-МЕТОДОМ ПРИ ОЗОНИРОВАНИИ И УФ-ОБЛУЧЕНИИ

The new express method of prognosis which will allow take into account all the external factors to real periods of the service of rubber during storage and exploitation was developed.

Определение времени эксплуатации (долговечности τ) полимерных материалов и его регулирование - актуальная физико-химическая и социальная проблема [1]. Особое практическое значение имеет точность определения долговеч-