

**Поглощение рентгеновского излучения полимерами
конструкционного назначения, рассматриваемыми
в качестве материалов для изготовления основных
компонентов аппарата Илизарова**

А.Н. Пугачёв, В.Г. Наумов, Н.Н. Взятыхев

***X-radiation absorption by polymers of construction purpose,
considered as materials for making the main components of the
Ilizarov fixator***

A.N. Pougachiov, V.G. Naoumov, N.N. Vziatyshev

Закрытое акционерное общество Научно-производственное предприятие «КОМПОМЕД», г. Королёв Московской области
(генеральный директор - А. Н. Пугачёв)

Установлено, что максимальная величина рентгенопоглощения, характерная для композиции «высокопрочные полимеры – эпоксидное связующее», не превышает 15% для ширины полукольца. Это значительно ниже рентгенопоглощения костной ткани, которое в эксперименте составило 80-90%. То есть возможно изготовление рентгенопрозрачных компонентов аппарата проф. Г.А. Илизарова из высокопрочных полимеров.

Ключевые слова: рентгенопоглощение, рентгенография, полимеры, остеосинтез.

It was established that the maximal amount of X-radiation absorption, which is characteristic of high-strong polymers—an epoxide binder composition, didn't exceed 15% for the half-ring width. This was considerably lower in comparison with bone tissue X-radiation absorption, which was 80-90% experimentally. That means that probably making the roentgenolucent components of the Ilizarov fixator from high-strong polymers is possible.

Keywords: X-radiation absorption, roentgenography, polymers, osteosynthesis.

Аппараты внешней фиксации костных фрагментов для лечения переломов и реконструкции конечностей кольцевого типа разработаны профессором Г.А. Илизаровым в 1951 году. С тех пор предложены многочисленные варианты этих аппаратов – системы Гудушаури, Сиваша, Волкова-Оганесяна и др. Сам аппарат Илизарова также не однократно был модернизирован (Авторские свидетельства: № 538710, 1976 г; № 1055499, 1983 г; № 1122303, 1984 г; № 1732956, 1992 г; № 1792671, 1993 г.)

Однако все перечисленные конструкции имеют общие существенные недостатки.

В первую очередь – существенный вес. Кольца, стержни, спицы и прочие элементы изготавливаются из высокопрочной стали, плотность которой составляет 7 800 кгс/м³.

При установке аппарата и далее, в ходе контроля лечебного процесса, необходимо применение рентгенографии или рентгеноскопии. Металлические рентгенонепрозрачные элементы аппарата являются зачастую помехой для подробного исследования деталей костных отломков.

Эти недостатки можно устранить, используя вместо металлов полимерные материалы.

Полимеры широко применяются в технике и в медицине благодаря широкой гамме уникальных свойств: эластичности и химической стойкости, жёсткости и достаточно высокой рентгенопрозрачности. Применение полимерных конструкционных материалов позволяет изделиям выдерживать нагрузки, в пять раз превосходящие предельные для самых прочных металлов. В то же время, полимеры, при плотности: 1200-1800 кгс/м³, легче их в 4-6 раз.

Характеристики ослабления рентгеновского излучения материалами

Рентгеновское исследование основано на регистрации тормозного рентгеновского излучения, прошедшего через исследуемый орган тела человека.

Прошедшее через исследуемый объект рентгеновское излучение ослабляется в различной степени в зависимости от распределения плотностей тканей в структуре объекта и, таким образом, несёт информацию о внутреннем строении, то есть образует рентгеновское изображение исследуемого объекта.

В случае параллельного монохроматического пучка рентгеновского излучения интенсивностью

J_0 , падающего на поглотитель – плоскопараллельную пластину толщиной h , так, что направление распространения пучка нормально к поверхности пластины. Интенсивность рентгеновского излучения за пластиной обозначают J [1]. Излучение, прошедшее пластину J_{Π} , будет меньше излучения, падающего на пластину, на величину интенсивности излучения, рассеянного в теле пластины.

$$J_{\Pi} = J_0 \cdot e^{-\mu h},$$

где μ – линейный коэффициент ослабления узкого монохроматического пучка излучения в веществе пластины; он имеет размерность длины в минус первой степени; h – толщина пластины.

Массовый коэффициент ослабления μ/ρ , где ρ – плотность вещества, находят из выражения:

$$J_{\Pi} = J_0 \cdot e^{-\mu m/\rho}.$$

Здесь m – масса столбика вещества с сечением 1 см^2 и толщиной x . Размерность массового коэффициента ослабления $[\text{длина}]^2/[\text{масса}]$. Массовый коэффициент ослабления складывается из суммы коэффициентов рассеяния, поглощения и коэффициента фотоэлектрического поглощения.

При исследовании вещества сложного химического состава массовый коэффициент ослабления составит:

$$\mu/\rho = P_1 \mu_1 / 100 \rho_1 + P_2 \mu_2 / 100 \rho_2 + \dots,$$

где: μ_i/ρ_i – массовые коэффициенты ослабления составных частей, а P_i – их весовые количества, выраженные в процентах.

Ослабление рентгеновского излучения при рентгенологическом исследовании

Проблема заключается в выборе полимерного материала для аппарата Илизарова, не препятствующего просмотру костной ткани человека при рентгеновском контроле процесса остеосинтеза. Необходимо, чтобы ослабление рентгеновского излучения материалом аппарата было по возможности меньше ослабления этого излучения костной тканью.

Материалов, абсолютно прозрачных для рентгеновского излучения, применяемого при

медицинских рентгеновских исследованиях, то есть излучений интенсивностью 0,02-0,12 МэВ [3], в природе не существует, см. таблицу 1 [4]. При энергии гамма-лучей рентгеновского диапазона с интенсивностью излучения 0,1 МэВ воздух имеет массовый коэффициент ослабления, равный $21 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/\text{кг}$, водород – $294 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/\text{кг}$. Поэтому задача сводится к поиску материалов, ослабляющих рентгеновское излучение в меньшей степени, чем его ослабление костными тканями человека.

Таблица 1

Характеристика ослабления гамма-лучей рентгеновского диапазона (с интенсивностью излучения 0,1 МэВ) для различных веществ

Вещество	Обозначение	Атомный вес	Массовый коэффициент ослабления, μ/ρ , $\times 10^{-6} \text{ м}^3/\text{кг}$
Водород	H	1,008	294
Углерод	C	12,011	152
Азот	N	14,007	154
Кислород	O	16,000	155
Фтор	F	19,000	~ 156
Натрий	Na	22,990	158
Магний	Mg	24,320	162,6*
Алюминий	Al	26,980	169
Фосфор	P	30,970	~ 180
Сера	S	32,066	~ 185
Хлор	Cl	35,453	186,6
Калий	K	39,100	227,6*
Кальций	Ca	40,080	256
Железо	Fe	55,85	370
Молибден	Mo	95,95	1 090

* Примечание: интенсивность излучения 0,1022 МэВ.

Ослабление излучения костной тканью является суммой коэффициентов ослабления элементов, из которых она состоит. Элементный состав костной ткани приведён в таблице 2 [3]. Здесь же приведён состав материалов, имитирующих ткани организма человека в рентгенологических экспериментах. Из таблицы видно, что идентичное поглощение имитатора и ткани не требует точного соблюдения элементного состава и плотности вещества.

Таблица 2

Элементный состав некоторых биологических тканей человека и веществ, имитирующих их радиационные свойства в экспериментах

Наименование	Состав имитатора	Элементный состав	Процентное содержание элемента в ткани, %	Плотность $\text{кг}/\text{м}^3$	$\mu_{\text{т}} \text{ вещества} / \mu_{\text{т}} \text{ биол. ткани}$
Костная ткань	-	O Ca C P N H S Mg Na	44,1 22,2 15,5 10,2 3,97 3,39 0,31 0,21 0,06	1850	1,00 (0,98/0,98)
-	Смесь: парафин, карбонат кальция;	C O Ca H	54,42 20,14 16,92 8,62	1280	-

Элементный состав некоторых биологических тканей человека и веществ имитирующих их радиационные свойства в экспериментах

Наименование	Состав имитатора	Элементный состав	Процентное содержание элемента в ткани, %	Плотность кг/м ³	μ_m вещества / μ_m биолог. ткани
-	Поливинилхлорид;	Cl	56,73	1350	1,02
		C	24,02		
		H	4,84		
	Тефлон;	F	75,98	2100	0,81
		C	24,02		
	Алюминий	Al	100	2700	0,94 (0,92/0,98)
Мышечная ткань	-	O	72,89	1000-1040	-
		C	12,30		
		H	10,20		
		N	3,50		
		S	0,50		
		K	0,30		
		P	0,20		
		Na	0,08		
		Mg	0,02		
		Ca	0,007		
-	Смесь: парафин, полиэтилен, оксид магния, оксид титана	C	77,79	990	-
		H	13,00		
		Mg	3,86		
		O	3,50		
		Ti	1,44		

Однако можно предполагать, что вещество, имеющее в своём составе элементы с меньшей величиной коэффициента ослабления, будет более прозрачно для рентгеновского излучения, чем вещество, элементы которого характеризуются высокими коэффициентами ослабления.

Конструкционные полимерные материалы

Полимеры, которые можно применять в компонентах аппарата Илизарова: полукольцах, кольцах, стержнях, должны удовлетворять многим требованиям кроме максимально возможной рентгенопрозрачности. В первую очередь это максимальные прочность и жёсткость, то есть свойства, которые должны успешно конкурировать со свойствами металлов. Эти требования существенно сужают поиск возможных материалов.

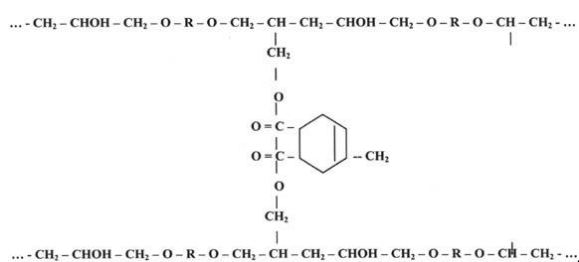
Литературные источники [5] рекомендуют такие полимеры, как: полиметилоксид (ПМО) – горючий, но нетоксичный материал с высоким сопротивлением усталости при динамических знакопеременных нагрузках, обладающий высокой износостойкостью и низкой ползучестью; поликарбонат (ПКБ) – имеющий стабильные механические свойства в интервале температур $-150 \div 200$ °С, обладающий низкой гигроскопичностью (свойства, обеспечивающие паровую стерилизацию), стабильностью размеров и малой склонностью к ползучести под нагрузкой; полиамиды (ПМ), алифатические и особенно ароматические, содержащие в основной полимерной цепи бензольные кольца, обладают повышенными прочностными свойствами.

Однако прочностные требования к компонентам аппарата Илизарова вынуждают рассматривать и такие специфические материалы,

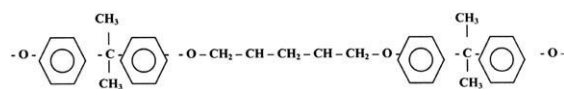
как композиционные, с волоконным наполнителем. В первую очередь, это карбоволокониты, то есть материалы с наполнителем из углеродных волокон или тканей, затем волокониты из специальных полиамидов, например, из волокон на основе полиамидбензимидазола с торговой маркой СВМ.

Матрицей композиционных волокнистых материалов чаще всего в технике используют эпоксидные смолы.

В качестве примера приведём формулу эпоксидной смолы ЭД-6, отверждённой метилтетрагидрофтальевым ангидридом в соотношении 5:1 [6]:



где R это:



Эпоксидное связующее, несмотря на сложное строение, имеет в своём составе только три элемента: углерод, водород и кислород. Поэтому можно ожидать, что это вещество будет достаточно мало ослаблять рентгеновское излучение. Структура и элементный состав других конструкционных полимеров приведены в таблице 3.

Таблица 3

Полимерные материалы конструкционного назначения

Наименование, марка	Структура	Технические условия
ПЛАСТМАССЫ		
Поликарбонат, ПК-Л-10		ТУ 6-06-68-89
Полиамид - алифатический - ароматический где: R – бензольное кольцо, например: нить «Терлон»	$\left[-\text{NH}-(\text{CH}_2)_n-\text{CO}- \right]_m$ $\left[-\text{CO}-\text{R}-\text{CO}-\text{NH}-\text{R}-\text{NH}- \right]_n$	
КОМПОЗИЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ		
Волокно СВМ	содержит бензимидазольную группу [8]: 	ГОСТ 28007-88
Эпоксидные смолы, ЭД 10	содержат группу: 	ГОСТ 10587-84
Углеродные волокна, ткани		ГОСТ 28008-88, ГОСТ 28005-88

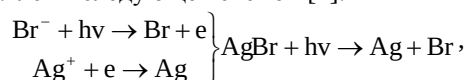
Примечание: Также рассматривали смесевые полимеры: полиамид-углерод, ТУ РБ 00204056-086-94.

УПА 6-40 Углеродные волокна (наполнитель) и эпоксидная смола в качестве матрицы содержат в основном только атомы углерода, водорода и кислорода, то есть те компоненты, которые содержатся в костной ткани и, согласно данным, приведённым в таблице 1, ослабляют рентгеновское излучение в наименьшей степени. Поэтому ожидается, что ослабление рентгеновского излучения в случае применения волокнистых углеродных композитов или полиамидов будет несколько меньше и позволит использовать эти материалы в аппарате Илизарова.

Оценка характеристик ослабления рентгеновского излучения

Для фотографической регистрации рентгеновских лучей применяют специальные рентгеновские плёнки. Двойной слой фотоэмульсии, а также содержание бромистого серебра, взвешенного в желатине, на единицу площади слоя существенно большее, чем в обычных фотоматериалах, обеспечивают значительную чувствительность этих плёнок.

При поглощении рентгеновских лучей в эмульсии фотоплёнки образуются так называемые центры скрытого изображения. Изменения, происходящие в зерне AgBr , могут быть представлены следующей схемой [2]:



то есть, ион Br^- под влиянием кванта рентгеновских лучей $h\nu$ отдаёт свой электрон и становится нейтральным атомом Br . Освобождённый электрон захватывается ионом Ag^+ и превращается в

нейтральный атом серебра. Проявление и фиксация превращают состав зёрен в совокупность металлического серебра и легко растворимого в воде соединения непрореагировавшего AgBr . После промывки на фотоплёнке остаются только зёрна металлического серебра. Плотность распределения этих зёрен зависит от экспозиции плёнки. Экспозиция N равна произведению интенсивности I излучения на время t облучения:

$$N = It.$$

Экспозиция рентгеновских плёнок измеряется в единицах дозы рентгеновского излучения – рентгенах.

Число зёрен серебра N при небольших экспозициях приблизительно пропорционально экспозиции, $N = cIt$. Подсчитывая с помощью микроскопа число зёрен на единицу площади, можно определить интенсивность рентгеновских лучей [2].

Более удобным методом количественного определения действия рентгеновских лучей является фотометрирование.

При фотометрировании через плёнку, прошедшую фотообработку, пропускают узкий пучок световых лучей интенсивностью I_0 . Интенсивность пучка после прохождения через плёнку уменьшается до I . Обе интенсивности измеряются фотоэлементом и микроамперметром, являющимися составными частями микрофотометра. Отношение I_0/I называется непрозрачностью. Непрозрачность рентгеновских снимков колеблется от 1,05 до 10^6 .

Из практических соображений принято характеризовать почернение плёнки не непро-

зрачностью, а логарифмом непрозрачности. Эту величину называют оптической плотностью или плотностью почернения, $D = \lg(I_0/I)$ [2, с. 29]. Также $D = \lg(F_0/F)$, где F_0 – интенсивность света, прошедшего через неэкспонированный участок плёнки; F – интенсивность света, прошедшего через экспонированный участок плёнки после её фотообработки [2, с. 332]. Оптическая плотность при неизменном спектральном составе рентгеновского излучения при $D < cIt^p$, где для световых лучей $p = 0,98 \div 0,99$, для рентгеновских лучей $p = 1$. В области почернения плёнки до $D \approx 2$ плотность почернения меняется линейно с экспозицией H :

$$D = D_0 + \gamma \lg H,$$

где D_0 – постоянная для данной рентгеновской плёнки величина, характеризующая плотность её вуали; γ – коэффициент контрастности плён-

ки, зависящий от типа плёнки и условий её обработки.

Так как при рассматривании плёнки на негатоскопе яркость оптического изображения может быть выбрана оптимальной для глаз (30-50 нит), то наблюдатель может обнаружить в рентгеновском изображении неоднородность с контрастом порядка 1% [1]. То есть, если разница в контрасте изображений на рентгеновской плёнке компонентов аппарата Илизарова и исследуемых органов составит более 1%, то материал компонентов можно считать приемлемым.

При использовании одной и той же рентгеновской плёнки и режиме её облучения контраст пропорционален разности оптических плотностей исследуемого материала и фона – на этом основывали методику определения степени ослабления рентгеновского излучения.

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИССЛЕДОВАНИЯ

Рентгеновские снимки материалов и образцов изделия делали на аппарате рентгеновском рДК-50/6; П р.м., на кассете «Ремекс-В2А» без решётки.

Режим: напряжение на трубке – 40 кВ.

Время экспозиции – 0,08 с.

Плёнка «Кодак М×G».

Степень ослабления рентгеновского излучения определяли по следующей методике:

Из рентгеновских снимков вырезались участки, оптическая плотность которых соответствовала отпечатку исследуемого материала, фона, отпечатку металлической пластинки. Предполагаем, что грация почернения плёнки (оптическая плотность) находится в диапазоне от минимума (отпечаток металлической пластинки с максимальным светопропусканием ζ_{100} , %) принимаемого за нулевую отметку, до максимума – общий фон плёнки (ослабление излучения воздухом с минимальным светопропусканием ζ_0) – 100-процентное почернение. Минимальное почернение практически соответствует пропусканию полимерной подложки плёнки. Поэтому в случае, когда нет контрольного отпечатка металлической пластины, можно смыть оба слоя эмульсии (а их на плёнках два – с обеих сторон подложки), измерить пропускание подложки и принять этот результат за нулевую отметку.

Степень почернения пленки, обозначим её в нашем случае Π , пропорциональна величине потери освещённости приёмника спектрофотометра при пропускании сквозь участок рентгеновской плёнки монохроматического света.

Использовали спектрофотометр СП-26 «ЛОМО», шкала которого градуирована в процентах освещённости светоприёмника. То есть показания шкалы соответствуют тому количеству света, которое прошло сквозь исследуемый материал (светопропускание, ζ_m , %).

Длина волны света составила $\lambda = 496$ нм.

Считаем, что рентгенопрозрачность материала пропорциональна отношению светопропускания его рентгеновского отпечатка к максимальному светопропусканию – ко всему диапазону шкалы, то есть:

$$R_m = 100 (\zeta_{mi} - \zeta_0) / (\zeta_{100} - \zeta_0),$$

где, ζ_{mi} – светопропускание материала по шкале спектрофотометра.

Почернение отпечатка материалов, рентгенопоглощение (R_p), (промежуточное почернение) соответственно:

$$\Pi = 100 - \zeta_m; (\%).$$

Исследовались материалы, приведённые в таблице 3 и в примечании к ней. Светопропускание материалов сравнивали со светопропусканием участков рентгеновского снимка тазобедренного сустава, соответствующих отпечаткам костного материала (рис. 1).

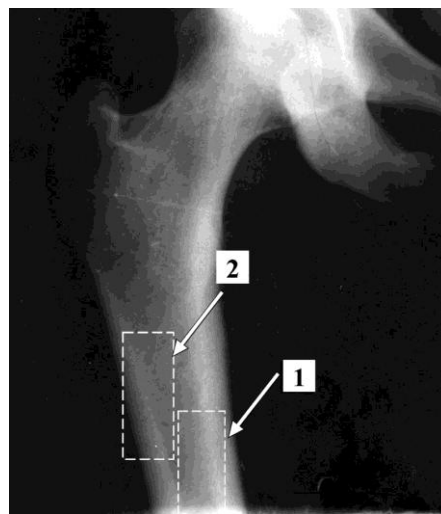


Рис. 1. Рентгеновский снимок тазобедренного сустава. Цифрами обозначены участки изображения костной ткани, для которых было определено светопропускание по вышеизложенной методике

Оценка применимости материала в качестве компонента аппарата Илизарова осуществлялась по разнице значений светопропускания исследуемого материала и костной ткани. Чем

больше эта разница, тем лучше материал с точки зрения рентгенопрозрачности. Если разница составляла менее одного процента, то такой материал считаем непригодным.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ОСЛАБЛЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПОЛИМЕРНЫМИ МАТЕРИАЛАМИ

Исследуемые материалы имеют форму пластинок различной толщины. Также испытанию подвергали опытные образцы компонентов аппарата Илизарова в виде полуколец и стержней, изготовленные по конструкторской документации опытного завода РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова (рис. 2).

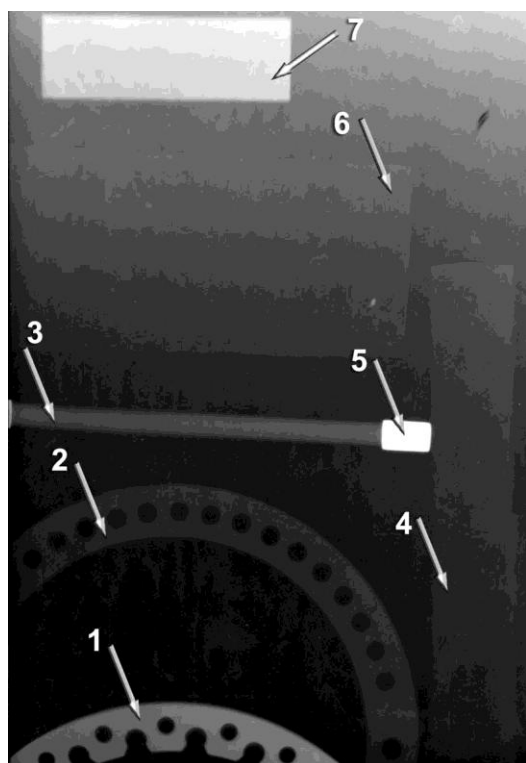


Рис. 2. Рентгеновские снимки образцов материалов и компонентов аппарата Г.А. Илизарова: 1 – металл (полукольцо), толщина $h=6$ мм; 2 – углерод-эпоксидное связующее (полукольцо), $h=6$ мм; 3 – углерод-эпоксидное связующее (стержень круглого сечения), $h=9$ мм; 4 – поликарбонат (пластина), $h=1,5$ мм; 5 – металл (наконечник стержня), 6 – углерод-эпоксидное связующее (пластина), $h=1,4$ мм; 7 – полиамидбензимидазол (нить СВМ) прессованная (без связующего) (пластина) $h=9,0$ мм

Результаты испытаний приведены на рисунке 3 и в таблице 4.

Самое низкое значение рентгенопоглощения характерно для образцов из смесевой композиции: короткое углеродное волокно – полиамидное связующее из поликарбоната. На рисунке 3 кривые, характеризующие изменение их рентгенопоглощения в зависимости от толщины образцов располагаются ниже кривых, характерных для рентгенограмм остальных материалов.

Кривые рентгенопоглощения можно аппроксимировать квадратными уравнениями, приведёнными на рисунке 3, что позволяет экстраполировать эти кривые до значительных толщин материала. В данном случае представляет интерес расчёт величины светопропускания для толщины 19 мм. Это наибольшая толщина материала, используемого в аппарате – в полукольце (рентгеновские снимки будут выполняться со стороны торца). Из рисунка видно, что максимальная величина рентгенопоглощения, характерная для композиции: углеродная ткань – эпоксидное связующее, не превышает 15%. Это значительно ниже рентгенопоглощения костной ткани (рис. 1), которое в эксперименте составило 80-90%.

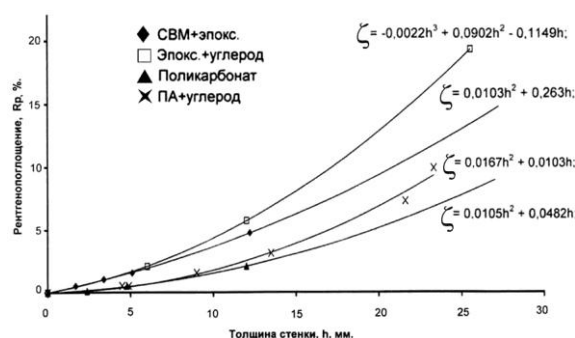


Рис. 3. Рентгенопоглощение испытываемых материалов в зависимости от толщины образцов

Таблица 4

Определение рентгенопрозрачности материалов по пропусканию света отпечатками материалов на рентгеновском снимке

Наименование материала	Светопропускание отпечатка, ζ , %	Толщина образца, h , мм	Светопропускание 1 мм толщины, ζ_1 , %	Рентгенопоглощение, R_p , %	Рентгенопрозрачность, $R_{пр}$, %
Фон (макс. светопропускание)	1	нет		0	100
Углерод-ЭС (стержень)	1,1	Ø 9,2	0,119565	0,909091	99,09091
Углерод-ЭС (полукольцо)	1,1	5,9	0,186441	0,909091	99,09091
Поликарбонат	1,1	2,4	0,458333	0,909091	99,09091
Углерод-ЭС (пластина)	1,5	1,4	1,071429	4,545455	95,45455
УПА 6-40 (середина образца)	2,5	4,9	0,510204	13,63636	86,36364
УПА 6-40 (края)	3	21,6	0,138889	18,18182	81,81818
УПА 6-40 (кольцо)	6	12,4	0,483871	45,45455	54,54545
Полиамидбензимидазол (прессован.)	8	8,2	0,97561	63,63636	36,36364
Костная ткань				86,6223	13,3777
Металл (мин. светопропускание)	12	6	1	100	0

Таким образом, эксперимент показал, что рентгенопоглощение не препятствует изготовле-

нию компонентов аппарата Илизарова из выше-перечисленных полимеров.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рентгено-диагностические аппараты / Под ред. Н.Н. Блинова. - М.: Медицина. - 1976. - 239 с.
2. Рентгентехника. Справочник / Под общ. ред. В.В. Клюева. - М.: Машиностроение, 1992. - Т. 2. - 383 с.
3. Эквивалентные дозы в органах и тканях человека при рентгеновском исследовании: Справочник. - М.: Энергоатомиздат, 1989. - С. 7-15.
4. Горшков, Г.В. Проникающие излучения радиоактивных источников / 2-е. изд. - Л.: Наука, 1967. - С. 251-273.
5. Конструкционные материалы: Справочник / Под ред. Б.Н. Арзамасова. - М.: Машиностроение, 1990 - С. 338 - 376.
6. Колокольчиков, В.В. Структура и упругие модули отвержденной эпоксидной смолы / В.В. Колокольчиков, Л.П. Ли // Механика полимеров. - 1976. - № 4. - С. 597.
7. Справочник по пластмассам / Под ред. В.М. Катаева, В.А. Попова, Б.И. Сажина. - М.: Химия. Изд. 2, т. 2. - С. 176, 199.
8. Котомин, С.В. Уплотнение и монолитизация арамидных и композитных волокон / С.В. Котомин, Н.Н. Авдеев // Механика композитных материалов. - 2002. - Т. 38, № 5. - С. 701 - 713.

Рукопись поступила 07.05.04.

Информацию, знания — здесь и сейчас!

Отдел научно-медицинской информации РНЦ "ВТО" им. академика Г.А. Илизарова предлагает выполнение информационного поиска с предоставлением полнотекстовой, реферативной и библиографической информации по вопросам ортопедии, травматологии, другим областям медицины и биологии для проведения лечебных и учебных программ, а также для выполнения тем НИР, диссертаций, монографий и т.п. по базам научно-медицинской библиотеки центра и международным поисковым системам.

Порядок выполнения заказа на информационное обеспечение:

1. Заполнение заявки:

Название темы	_____
Ключевые слова	_____
Границы поиска (за какое количество лет)	_____
E-mail абонента	_____
Почтовый адрес	_____
Ф.И.О. абонента	_____

2. Предоставление абоненту сотрудниками ОНМИ по E-mail отобранных в результате поиска библиографических названий источников информации для просмотра и отбора на копирование полного текста.
3. Отобранные абонентом источники копируются и высылаются по почтовому адресу наложенным платежом.

Сроки выполнения заявки зависят от количества отобранных источников и необходимости перевода иностранного текста.

Добро пожаловать в мир знаний!

Дополнительную информацию можно получить по адресу:

**РНЦ «ВТО» им. академика Г.А. Илизарова, ОНМИ,
д. 6, ул. М. Ульяновой, г. Курган, 640014
E-mail: gip@rncvto.kurgan.ru**

тел./факс. 8 3522 530832 – руководитель ОНМИ Смирнова Ирина Леонидовна

E-mail: berioza2000@mail.ru