

Development of polymeric implants

PhD Értekezés
(Írta: Oláh László)

Tézisek

Tézis 1. A sókristályok polimer mátrixból történő kioldási folyamatának vizsgálata során mérésekkel igazoltam, hogy a 250-500 μm szemcseméretű sókristály és a poli(ϵ -kaprolakton) keverékéből gyártott, 12 mm átmérőjű, 2 mm magasságú hengeres próbatestek esetén a só kioldódási folyamat a diffúziós törvénynek megfelelően az alábbi összefüggéssel közelíthető, $R^2=0,99$ négyzetes korrelációs együttható mellett:

$$\Gamma = (A_1 - \varphi_0) \cdot e^{-\frac{t}{t_1}} + \varphi_0,$$

ahol Γ – só koncentráció t időpillanatban, $(A_1 - \varphi_0)$ – kioldható sómennyiség, φ_0 – maradó sómennyiség, t_1 – só-koncentrációtól függő reakcióállandó, t – idő.

Tézis 2. A poli(ϵ -kaprolakton) (PCL) alapanyagú 125-250 μm , 250-500 μm , illetve 500-1000 μm pórusméretű, 50-92%-os porozitású habok mechanikai tulajdonságainak vizsgálata során az általánosan ismert összefüggés érvényességével kapcsolatban kiegészítő, illetve pontosító megállapításokat tettem.

$$E_{el} = 10^4 \cdot (1 - p)^B,$$

ahol E_{el} – nyomórugalmassági-modulus, A – alapanyag-függő konstans, B – pórusképző-függő érték, p – porozitás.

Tézis 2a.

- Mérési eredményeim alapján meghatároztam az általam használt PCL-re vonatkozó „A” anyagjellemző értékét, illetve rámutattam, hogy a pórus mérettől is jelentősen függ.
- Kocka alakú pórusokat tartalmazó habok esetén kimutattam, hogy az irodalomban megállapított hatványkitevő ($B=2$, $B=2,59$) konstans értékek az általam előállított kompozitoknál nem érvényesek. Bizonyítottam, hogy a szemcseátmérő és a B anyagjellemző között fordított arányosság áll fenn.

Tézis 2b. Módosítottam, az irodalomból ismert, a nyomó feszültség-deformáció görbe karakterisztikus pontjait leíró egyenleteket a 250-500 µm pórusokat tartalmazó PCL habok pontosabb leírása érdekében.

$$\lg(\sigma_{el}) = 1,437 + 2,512 \cdot \lg(1 - p),$$

ahol σ_{el} – nyomó folyáshatár, p – porozitás.

$$\lg(E_{el}) = 2,344 + 2,427 \cdot \lg(1 - p),$$

ahol E_{el} – nyomórugalmassági modulus.

$$\lg(E_{plateau}) = 1,853 + 2,402 \cdot \lg(1 - p),$$

ahol $E_{plateau}$ – nyomó plató modulus.

$$\lg(\sigma_d) = 1,736 + 2,232 \cdot \lg(1 - p),$$

ahol σ_d – nyomó denzifikációs szilárdság.

$$\varepsilon_{el} = 15,718 - 0,066 \cdot p,$$

ahol ε_{el} – nyomó lineáris rugalmas deformáció.

$$\varepsilon_d = 6,280 + 0,913 \cdot p,$$

ahol ε_d – nyomó denzifikációs deformáció.

Rámutattam, hogy csontpótlás szempontjából a 250-500 µm-es pórusokkal rendelkező habok az ideálisak.

Tézis 3. Kísérletekkel bizonyítottam, hogy a porózus vázanyagok sterilizálására előírt szabványos sugárdózis (25 kGy) hatására a poli(ε-kaprolakton) molekula tömege nem változik szignifikánsan. Kimutattam továbbá, hogy 50 kGy-nél nagyobb sugárdózis hatására megindul a keresztkötések képződése, ami a molekulaláncok tömegének növekedését, illetve a termék mechanikai tulajdonságainak javulását eredményezi a besugározatlan anyaghoz képest. Megállapítottam, hogy 150 kGy sugárzás érték esetén az anyag nyomórugalmassági-modulusa közel 30%-kal növekszik a kiindulási értékhez képest, azonban a kritikus deformáció (a lineáris rugalmas tartomány határa) azonos mértékben csökken.

Tézis 4. Rekonstrukciós csontpótlási eljárások hatékonyságának javítása érdekében kifejlesztettem egy olyan újszerű, polimer alapanyagú, inorganikus erősítésű kompozitot, amely a szivacsos csontállomány statikus nyomási mechanikai jellemzőit megközelíti, lehetővé téve nagyobb méretű csontpótlások alkalmazását. Méréseim során megállapítottam, hogy a 60% porozitású, 40 tömegszázalékban poli(ϵ -kaprolakton)-t (PCL) és 60 tömegszázalékban kalcium karbonátot tartalmazó kompozit anyag 4,5 MPa nyomószilárdsággal, és 51,1 MPa átlagos nyomó rugalmassági modulussal rendelkezik. Sejtszámlálási vizsgálatokkal bizonyítottam, hogy nem csak mechanikai, de biológiai szempontból is előnyösebb a kifejlesztett kompozit, mint a jelenleg is alkalmazott PCL alapanyag.