

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Vegyészmérnöki és Biomérnöki Kar

Fizikai Kémia és Anyagtudományi Tanszék

**Pórusos anyagok orvosbiológiai alkalmazásra**

Készítette:

**Galgóczi Bálint**

Budapest, 2019. 11. 11.

**1. Bevezetés**

A porózus anyagok előnyös tulajdonságaikból fakadóan napjainkra igen széleskörű felhasználásnak örvendenek. Ezen alkalmazások közül nem egy már régebbről ismert: ide sorolható a pórusos kerámia szűrők segítségével történő víztisztítás, mely legelső formájában 1827-ben került felhasználásra. Másik ilyen példaként a habokat lehet felhozni, amelyek kedvező termikus, akusztikus és mechanikai tulajdonságaik révén többek között a mezőgazdaságban és az építőiparban kerülnek felhasználásra.

 Mindenekelőtt érdemes választ adni néhány jogosan felmerülő kérdésre: egyáltalán mik azok a pórusok? Melyek azok a tulajdonságok, amelyek miatt oly kedvezően lehet alkalmazni az ilyesfajta rendszereket különféle célokra? Általánosságban elmondható, hogy az anyagtudományban pórusok alatt olyan üregeket, hézagokat értünk, melyek az anyagban szerkezetileg jellegzetes szerepet töltenek be, azokat akár szándékosan tervezték bele a rendszerbe a megfelelő tulajdonságok eléréséhez. Természetesen ez nem azonos azzal az állítással, hogy minden anyag, melyben szerkezeti hibahelyek fordulnak elő, pórusos anyagként értelmezhető: a kedvező funkcionalitás egyaránt fontos.

 A pórusok előnyös tulajdonságai közé több minden besorolható. Fontos megemlíteni, hogy kitűnő helyet tudnak szolgáltatni specifikus kölcsönhatások kialakításához, továbbá relatív könnyen módosíthatók fizikailag és/vagy kémiailag, melyek a célmolekulával való legkedvezőbb kölcsönhatás kialakításában játszanak fontos szerepet. Mindezen túl talán legfontosabb jellegzetessége, hogy a pórusok számának növekedésével, méretének csökkenésével rohamosan nő a fajlagos felület nagysága, mely lehetővé tesz több (re)aktív centrum kialakítását egy egységnyi felületen, jóval hatékonyabb rendszert alkotva ezzel. A pórusokat többféle szempontból lehet kategorizálni: többek között méret szerint, mely alapján megkülönböztetünk mikro-, mezo- és makropórusokat; alak szerint; valamint hozzáférhetőség szerint (zárt illetve nyitott pórus) [1].

A fent említett kedvező tulajdonságok természetesen az orvosbiológiai alkalmazási köröket tágítani igyekvők figyelmét sem kerülhették el. Feltehetően ez némiképp együtt járt a nanotechnológia elterjedésével, melynek egyik alapköve a természetutánzás. Ily módon a biomimetikus rendszerek elterjedéséhez, s így a biodegradábilitás és a biokompatibilitás eléréséhez mindkét tudományág fontos szerepet töltött be, eredményeivel hozzájárult. Ezen esszé során szeretném bemutatni az orvosbiológiai alkalmazásokra kifejlesztett porózus rendszereket, működési elvüket.

**2. Lágy porózus anyagok a biomedicínában**

Amikor lágy anyagokról beszélünk, legtöbbször a különféle gélekre gondolunk eredeti, vagy akár elektrosztatikus szálképzéssel létrehozott állapotukban, melynek során a természetes extracelluláris mátrixhoz hasonló szálas felépítést hozhatunk létre szintetikus polimerek géljeiből. A gélek átmenetet képeznek a szilárd és a folyadék fázis között: az alaktartóságuk és deformálhatóságuk szilárd anyag jelenlétére utal, azonban egyensúlyi állapotukban a fizikai kémiai tulajdonságaik a megfelelő folyadékéval azonosak. A duzzasztószer jellege szerint megkülönböztetünk organo-, hidro- valamint aerogéleket azáltal, hogy szerves oldószert, vizet vagy levegőt alkalmaztunk duzzasztási célra. A biomedicínában leggyakrabban a hidrogéleket alkalmazzák, hiszen az emberi test nagy víztartalmából fakadóan azzal mutatja a legnagyobb biokompatibilitást. A géleken kívül bizonyos textilanyagok is a lágy anyagok közé sorolható.

 A hidrogéleknek több orvosbiológiai szempontból lényeges felhasználása akad regeneráló, gyógyító, antimikrobiális és antitoxikus tulajdonságaik következtében: gondoljunk csak a látáskorrigáló kontaktlencsékre, továbbá alkalmazzák még többek között mesterséges szövettenyésztési célokra, gyógyszerhordozó rendszerek kifejlesztésére, sebkötözési célokra [1].

* 1. **Kontaktlencsék**

A kontaktlencsék mai formájukban való hordhatóságának megoldása csak a 19. század végére tehető, holott az alapötlet még Leonardo Da Vincitól származik a 16. század legelejéről [2]. A kontaktlencsék felé természetesen ma már jóval fejlettebb követelmények vannak támasztva, úgymint a megfelelő fényáteresztőképesség, törésmutató, vízáteresztőképesség, stabilitás, mechanikai állandóság, nedvesíthetőség, biokompatibilitás és oxigénáteresztő-képesség [1]. A pórusok szerepe leginkább ez utóbbi tulajdonsággal hozható összefüggésbe: általuk járható át könnyen az oxigén számára az anyag, még ha egyértelmű porozitás-gázáteresztő-képesség összefüggés nincs is. Annyi bizonyos, hogy ez utóbbi tulajdonság nem kizárólag a porozitástól, pórusmorfológiától függ: befolyásolja a lencsevastagság és a lencse anyagi minősége is. A másik kiemelten fontos tulajdonság, a nedvesíthetőség esetében szintúgy nem mutatható ki egyértelmű összefüggés a porozitással. Ez előbbi tulajdonság sokkal inkább függ az anyagi minőségtől: a hidrogél lencséknek jó nedvesíthetőségi tulajdonságai vannak, míg a szilikon-hidrogéleknek jóval rosszabb [3].

 Bár a porózus gyógyszerhordozó rendszerekre bővebben csak a következő bekezdésben szeretnék kitérni, előrevetítve elmondható, hogy a kontaktlencsék esetében a látáskorrigálás csupán az egyik lehetséges orvosbiológiai alkalmazás. Léteznek ma már olyan kontaktlencsék is, melyek a különböző szembetegségek – úgymint szemszárazság, allergia, fertőzés, zöldhályog – kezelésére alkalmas hatóanyag molekulákat hordoznak magukban, s bocsájtják ki azokat hatékony, lassú hatóanyagleadást biztosítva. A lencsék hatóanyag megkötő képessége nagyban függ a víztartalmuktól, a vastagságuktól, a hatóanyag méretétől, a hatóanyag koncentrációjától és természetesen a porozitástól. Jelenleg a legtöbb szemgyógyszert közvetlenül a szemre alkalmazzák szemcseppek (90%-ban), szuszpenziók, valamint kenőcsök formájában. Ezek a készítmények elsősorban a szem elülső szakaszának betegségeit célozzák meg, és nem tekinthetők kifogástalan megoldásnak az optimális látást fenyegető szembetegségek kezelésére. A helyileg alkalmazott gyógyszerek többségét különféle mechanizmusok (pl. könnycseppek) kiürítik a szemből, mely a hatóanyagok kis mértékű biohasznosulását eredményezi a szemben. Ezenkívül az emberi szaruhártya – amely hámszövetet és endotéliumot tartalmaz – szintén korlátozza a gyógyszermolekulák szembe való könnyű bejutását. Mindezen korlátozó tényezők eredményeként általában a beadott gyógyszerhatóanyag kevesebb, mint 5%-a kerül a szembe. Ezt a problémát hívatott orvosolni a kontaktlencse gyógyszerhordozó rendszerként történő alkalmazása [4].

**1.2 További gyógyszerhordozó rendszerek**

Az előző bekezdés során említett módon a porózus hidrogélek gyógyszerhordozó rendszerként történő felhasználása szintén indokolt abból a szempontból nézve, hogy ez esetben a pórusok kiváló töltőhelyként szolgálnak az egyes hatóanyagok számára a hordozó mátrixban. A hatóanyag pórusokba való bejuttatását fizikai vagy kémiai kölcsönhatások útján lehet kialakítani, reverzibilis kovalens kötések, vagy fizikai nemkovalens kötések létesítésével. Fontos követelmény az ilyen rendszerek esetén, hogy a hatóanyagmolekulák pórusokba való bejuttatását követően a hidrogéleknek ingerválaszt kell tudni szolgáltatni: kémiai feltételek teljesülése, így pl. adott *p*H kialakulásának hatására, vagy egyes biológiai folyamatok beindulására történjen meg a hatóanyag kioldódása a pórusokból [1].

 A gyógyszerhatóanyagokat kétféle módszerrel juttatják be a hidrogélbe: utólagos, vagy in situ betöltéssel. Előbbi során a hidrogél gélhálózata már kialakult, míg utóbbi során még ezelőtt adják a polimer prekurzor oldathoz a hatóanyagot, vagy annak polimer konjugátumát. Porózus gyógyszerhordozó rendszerként gyakran természetes biopolimereket alkalmaznak, csakúgy, mint a kitozánt jó biodegradabilitási, antitoxikus és biokompatibilitási tulajdonsága következtében. A kisebb pórusok a nagyobb fajlagos felület következtében nagyobb mennyiségű gyógyszerhatóanyag megkötést, és időben elhúzódóbb hatóanyag-felszabadulást tudnak biztosítani a nagyobb pórusok jelenlétéhez viszonyítottan [5].

**1.3 Sebgyógyítás, szöveti regeneráció**

A szövettenyésztési célokra alkalmazott ideális biomimetikus rendszerek leggyakrabban fehérjékből és poliszacharidokból állnak, melyek erős, porózus szerkezetet alkotnak egymással. A hidrogélek nagyfokú biokompatibilitásuk, kiváló biomimetikus mikrostruktúrájuk, valamint mechanikai tulajdonságuk miatt szintén nagy felhasználásnak örvendenek ezen a téren is. Bizonyos természetes polimerek az extracelluláris mátrixhoz nagyon hasonló tulajdonságokkal rendelkeznek. Ezek közül a kitozán és a zselatin a két leggyakrabban alkalmazott biopolimer. Utóbbi több, biológiailag fontos aminosavat tartalmaz, mely alkalmassá teszi sebgyógyítási célokra, mesterséges bőr előállítására. A zselatint azonban legtöbbször kémiai módszerekkel térhálósítják, melyekhez iniciátorokat vagy térhálósítókat szükséges alkalmazni, s így citotoxicitási kockázat jön létre. Emellett a zselatin hidrogéleknek további hátrányai a sebgyógyulás megakadályozásához, hogy nem eléggé rugalmasak és a vízadszorpciós képességük sem megfelelő, gyulladást okozhatnak, és a baktériumok könnyedén tönkre teszik az alkalmazásuk során.

 A kitint és a kitozánt fizikai kémiai és biológiai tulajdonságaik alapján megfelelően alkalmazható bioanyagoknak tekintik, habár előállításukhoz egyes esetekben ecetsav és/vagy egyéb szerves oldószereket kell alkalmazni, mely szintén citotoxicitási problémákhoz vezethet. Ily módon a karboximetil-kitozánt, melynek jó a vízoldhatósága, baktericidként, sebgyógyítási célokra, mesterséges bőr előállítására egyaránt alkalmazzák.

 A pórusos mikroszerkezet ezen alkalmazásokkor olyan funkciók megjelenését érvényesíti, mint a vízelvezetés elősegítése, a váladék felhalmozódás megakadályozása mindazon túl, hogy a sejtek behatolása és proliferációja könnyebben megvalósul egy porózus szerkezetű anyag pórusaiban [6].

**1.4 Orvosbiológiai textilanyagok**

Az emberiség gyógyászati célokra hosszú ideje alkalmaz textíliákat. Habár valószínűsíthető, hogy a kézi szövésű lenvásznakat, pókhálókat már régebb óta használtak a vérző sebek ellátására, az első írásos feljegyzés arról, hogy a gyógyításban textíliát használtak egy i. e. 17. századból származó egyiptomi papiruszon olvasható. Egy másik, mintegy 2500 évvel ezelőtt keletkezett indiai leírás különböző sebvarró anyagokat ismertet, amelyek között egyebek mellett pamutfonalat és növényi rostokat is említ. Az egészség és a higiénia az emberiség legalapvetőbb igényei közé tartozik, amelynek kielégítése óriási piacot jelent egyebek között a textilanyagok számára is.

 Az egészségipar legnagyobb részét – az egészségügyi intézményekben használatos öltözékek és ágyneműk és a hagyományos kötszerek mellett – az egyszer használatos, eldobható textilanyagok töltik ki, amelyek főleg az ún. nemszőtt kelmékből készülnek (gondoljunk csak a korszerű pelenkákra, maszkokra, törlőkendőkre stb.), de nem elhanyagolható és egyre bővülő területet jelentenek a sebvarró fonalak, valamint az orvosi műszerekben alkalmazott textíliák (csövek, hálók, szűrők stb.) is, továbbá azok a textilanyagból készült termékek, amelyeket a testbe beépítve, valamely szerv vagy testszövet pótlására alkalmaznak – az ún. implantátumok. Az utóbbi évtizedekben vagyunk tanúi annak, hogy egyre szélesebb körben terjednek el az ilyen célt szolgáló termékek és az ezeket alkalmazó gyártási és sebészeti technológiák. Az ún. orvosbiológiai textíliákból készült implantátumokkal sérült testszövetek vagy szervek működését segítik vagy ilyeneket helyettesítenek. Ezek az anyagok hatékonyan elősegítik a sebek gyógyulását (varratok formájában) vagy mint pl. mesterséges véredények, inak stb. formájában alkalmazhatók.

 Az orvosbiológiai textilanyagoknak alkalmasoknak kell lenniük arra a célra, amire készülnek. Egy kívül alkalmazott kötszer csak ideiglenesen van jelen a testen és főleg csak védelmi szerepe van. A testen belül alkalmazott sebvarró cérnának viszont biológiailag lebomló anyagból kell készülnie, egy szöveterősítő hálónak, ínprotézisnek vagy műérnek ezzel szemben tartósnak és az azt körülvevő más szövetekkel összeférhetőnek (biokompatibilisnek) kell lennie.

 Sérvek kezelésre és a hasfal helyreállítására használnak főként szövött vagy kötött textilhálókat, melyek pórusos jelleggel rendelkeznek. A sérvműtétek során a hasfal szétnyílt szöveteit egymáshoz közelítve újra össze kell erősíteni. A hagyományos műtéti eljárásnál ez azzal jár, hogy mindkét részben feszültség keletkezik, mely a következő fejezetben ismertetett módon lassítja a regenerálódást. Ha azonban egy hálót helyeznek be a nyílásba, amelyet mindkét oldalhoz hozzáerősítenek, ez a feszültség keletkezését megszünteti és a gyógyulás sokkal gyorsabb. A háló porózus szerkezetéből adódóan szervesen beépül a hasfal szöveteibe és véglegesen ott maradhat. Hasonlóképpen beváltak a hálók a máj rögzítésére és mellműtéteknél is. Ezekre a célokra legjobban a polipropilén monofil fonalból készült kötött hálók felelnek meg, mert ellenáll a fertőzéseknek és nem allergén, de készülnek ilyen termékek poliészterből, poliészter/szénszál kombinációból és polivinilidén-fluoridból is. Készítenek hálót felszívódó anyagból is, ennek használata azon alapul, hogy beültetésének helyén egy természetes membrán képződik. A hálókkal szemben támasztott fő követelmények a biokompatibilitás, a sterilizálhatóság, a megfelelő szilárdság, fonalvastagsás, pórusméretek és póruseloszlás, jó méret- és alaktartás, pórusméret alaktartás, puhaság, alakíthatóság, könnyű kezelhetőség. A biokompatibilis, porózus szerkezetű hálók teljesen be tudnak épülni a szövetekbe [7].

**3. Szilárd porózus anyagok a biomedicínában**

A szilárd porózus anyagok orvosbiológiai célú felhasználásai még a lágy anyagokéit is felülmúlják. Az egyes fémek, fémötvözetek rengeteg lehetőséget rejtenek magukban az efféle alkalmazásokra: különböző sztentek, implantátumok, protézisek, szívritmus-szabályozók, szívbillentyűk, csontpótlók, katéterek előállítására, valamint ortopédiai és fogászati megoldásokra. A fémek orvosbiológiai alkalmazásaihoz a pórusos szerkezet több nagy előnyt biztosít: egyrészt a fémanyagok felületén kialakított porózus szerkezet lehetőséget biztosít arra, hogy a csont ezen hézagokba növekedjen bele, és ezáltal könnyedén rögzíthesse azokat. A durva felület emellett határfelületi rétegként viselkedik a csont és az implantátum közti feszültségátadás szempontjából. Amikor a fém beültetésre kerül az emberi testbe, mivel a fémanyag rugalmassági modulusa messze meghaladja a csont rugalmassági modulusát, a csont körüli terhelés csökken a fém körül, és feszültségvédő hatás alakul ki. Wolff törvénye szerint ekkor a fém beültetésének lehetséges következménye a csontok gyógyulási sebességének csökkenése, és idővel a csontok lazulhatnak, vagy akár degenerálódhatnak is.

 Ez másképpen úgy is megfogalmazható, hogy ismétlődő és fokozott terhelés hatására alapvetően a csontok mikroszerkezete a Wolff-törvény szerint remodellálódik, mely értelmében egy erősebb csontszerkezet keletkezik, amely nagyobb terhelést képes elviselni. Vagyis a csontszövet mindig alkalmazkodik az őt érő terheléshez. Emiatt a csontok nagyobb sűrűséggel és szilárdsággal bírnak ott, ahol fokozottabb terhelésnek vannak kitéve. Ha azonban nincsenek kitéve semmilyen terhelésnek, meggyengülnek [8, 9, 10, 11].

 A porózus jelleg azonban csökkenti az anyag rugalmassági modulusát az emberi csontokéhoz összemérhetővé, amely megakadályozza ezen feszültségvédő-hatást, s növeli a mechanikai biokompatibilitást [8, 9]. Mindezen túl a pórusos anyagokban a különféle tulajdonságok kombinációja ötvöződik, és bizonyos keretek között befolyásolhatóvá válik. Ennek bizonyítéka, hogy a porózus fémek kvázi kompozitként tekinthetők, mely külön-külön magában hordozza a fém és a pórusok jellegzetességeit. A fémes jelleget a nagy elektromos- és hővezetőképesség, rugalmassági duzzasztóképesség igazolja, míg a porózus szerkezet bizonyítéka a jó folyadékáteresztőképesség, valamint a kisebb sűrűség.

 A porózus fémes bioanyagok között 3 típust különböztetünk meg:

* porózus bevonattal részben vagy egészben bevont szilárd szubsztrát
* teljesen pórusos anyag
* fém porózus szegmens kapcsolódása egy fémes szilárd részhez.

 Az implantátumok például többségében előbbi modell szerint lettek kidolgozva, tehát egy szilárd ’fémmagot’ porózus bevonattal láttak el, a mechanikai terhelések tűrésének céljából [8].

**3.1 Implantátumok**

Bár a sérült testrész vagy szerv helyettesítésének természetes módja a transzplantáció volna, ez igen sok esetben a gyakorlatban nem megvalósítható. Ennek oka részben az, hogy szerves (élőlényből származó) implantátumok – ha vannak egyáltalán – nem mindig állnak rendelkezésre a kellő időben, másrészt ez a módszer nagyon drága, továbbá fennáll az esetleges összeférhetetlenség és a kilökődés veszélye is. Ezért folyamodnak az orvosok a mesterséges anyagok használatához, az ún. orvosbiológiai anyagokhoz, termékekhez, protézisekhez.

 A textilanyagból készült implantátumok egyik előállítási formája a kötés. A kötött kelmék a szövöttekhez képest jóval hajlékonyabbak, rugalmasabbak, könnyebben alakíthatók. Porozitásuk a fonalvastagság és a kelmeszerkezet függvénye és az igényeknek megfelelően állítható be. Bár a vetülékrendszerű kelme a fonal sérülése esetén elvileg szemfutásra hajlamos, ez a veszély a protézisek kötést követő további kezelése (bevonattal való ellátása) miatt a gyakorlatban nem áll fenn. A láncrendszerű kelme a protézisek előállításában alkalmazott szerkezeténél fogva sem hajlamos a szemfutásra. Az implantátumoknál nagyon fontos porozitás a lánc- és vetülékfonalak sűrűségével és a kötésmóddal állítható be, de ez egyben hatással van a szövet alaktartó képességére és szilárdságára is, ezért a fonalsűrűséget és a kötésmódot összehangoltan és a kívánt tulajdonságok szem előtt tartásával kell beállítani [7].

 Ahogy már korábban utaltam rá, a biokompatibilis implantátumok lehetővé teszik az emberi test számára, hogy az helyreállítsa a biológiai és mechanikai funkcióit. Az orvosbiológiai alkalmazásoknál az implantátumnak el kell tudni viselnie a mechanikai terheléseket, miközben elősegíti a környező szövettel való hosszú távú biológiai kölcsönhatás kialakulását. Az implantátum tömbi tulajdonságai elsősorban a teherhordó képességért felelősek, míg a biológiai környezettel való kölcsönhatást az implantátum felülete szabályozza. A porózus anyagok tulajdonságai, mint pl. a pórusméret, érdesség, fajlagos felület a szöveti regeneráció indukálásáért lehetnek felelősek, továbbá olyan biomolekulák hordozását és felszabadítását vihetik végbe, amelyek elősegíthetik a sejtek növekedését a porózus felületen belül és afelett. A peptidek és fehérjék ily módon történő lokális leadásának lehetősége nagy tudományos jelentőséggel bír, mivel új útvonalakat nyit meg a beültethető bioanyagok tervezésére, amelyek elősegíthetik a csontok növesztését, a szervek újjáépítését, szükség esetén szövetnövesztést.

 A szilícium-dioxid alapú mezopórusos anyagokat széles körben javasolták különféle orvosbiológiai alkalmazásokhoz, például a csontok regenerálására szolgáló kerámiákhoz, mivel ezek az anyagok nagy fajlagos felülettel és pórustérfogattal, hangolható és szűk pórusméret-eloszlással rendelkeznek, továbbá könnyen módosíthatók. Ezen tulajdonságok lehetővé teszik az anyagok számára, hogy az aktív molekulák (gyógyszerek, peptidek, fehérjék stb.) gazdamátrixaként funkcionáljanak.

 Habár a porózus szerkezetű szerves anyagok sok kutató fantáziáját megmozgatták, legtöbbjüknél azonban már a megfelelő mechanikai stabilitás elérése is nehézségekbe ütközik, a szervetlen porózus anyagoktól eltérően. Természetesen a kompozitok elterjedésével mára már a szervetlen-szerves hibridanyagok kutatása is előtérbe került, melyek kiváló ötvözött tulajdonságokkal rendelkeznek. A porózus implantátumokba történő behatolás a protézisek kiváló mozgásának lehetőségét biztosítja, valamint csökkenti a fertőzés, az expozíció és az elmozdulás esélyét [12].

**3.2 Pórusos anyagok alkalmazása a képalkotási technikákban**

A noninvazív orvosi képalkotási technikák – mint például a mágneses rezonancia képalkotás (MRI), a komputer tomográfia (CT) és a pozitronemissziós tomográfia (PET) kiemelkedően fontosak az orvosi diagnosztikában, melyek hatékonyságának elősegítéséhez szintén alkalmazhatók porózus anyagok konktrasztanyagként. Ezen alkalmazások során a pórusos nanorészecskék bizonyos, a pórusokban elhelyezkedő anyagok jelenlétében kiváló kontrasztként szolgálnak, hosszú keringési idővel rendelkeznek, amely indokolttá teszi az ilyesfajta célra való alkalmazásukat [12].

**3.3 Biológiai szenzorok**

A porózus anyagokat egyre gyakrabban használják molekulafelismerő és detektáló alkalmazásokra. Ekkor az az előny tapasztalható, hogy amennyiben a fajlagos felület meghaladja az 1000 $\frac{m^{2}}{g}$ értéket, az analitok a porózus szerkezeten keresztül gyorsan diffundálódnak, mely többek között növeli az érzékelő szelektivitását és érzékenységét [12].

**3.4 Mesterséges véredények**

A mesterséges véredényeket (graftokat) elzáródott vagy meggyengült erek (vénák, artériák) helyettesítésére használják. Készülnek egyenes vagy elágazó kivitelben, leggyakrabban vetülék- vagy láncrendszerű kötési technikával. Szerkezetük porózus, így könnyen beágyazódnak a környező szövetekbe. Készítenek többrétegű mesterséges véredényeket is, ezekben két porózus réteg között egy nem porózus réteg helyezkedik el. Átmérőjük 6–10 mm. Vékonyabb (3–5 mm átmérőjű) mesterséges véredények alkalmazásának az a hátránya, hogy a belsejükben folyó lassú véráramlás következtében lerakódások jönnek létre, ami szűkíti ezeket az ereket. Ennek elkerülésére rugalmas polimer bevonatot lehet alkalmazni, amely kollagénszerű bevonatot képez a műér belsejében, meggátolva a lerakódást, vagy ilyen anyagú rugalmas fonalat használnak a szövéssel vagy kötéssel előállított kelme gyártására.

 Ezekkel a termékekkel szemben szigorú követelmény a vér anyagával való összeférhetőség, a porózus szerkezet, a jó alakíthatóság és bennük a véralvadás megakadályozása. Mint anyag, jól bevált a mesterséges véredények gyártására a poliészter és a polietiléntereftalál, amelyeknek jó a biokompatibilitása. A porózus PTFE cső előnyös abból a szempontból, hogy különlegesen jól gátolja a vér koagulálását. A poliészter érpótlásokat mellkasi és hasüregi artériákban, a PTFE érpótlásokat a karokban és lábakban futó artériák és vénák, valamint a krónikus vesebetegségben szenvedők dialízis kezelésében ajánlják elsősorban [7].

**4. Összefoglalás**

A porózus szerkezetű anyagok a különféle alkalmazásokhoz fejlesztve más és más előnyös tulajdonságaik által lehetőségek egész tárházát biztosítják az emberiség számára, orvosbiológiai szempontból is. Felépítésük szerint megkülönböztethetünk porózus lágy, valamint szilárd anyagokat. Előbbiek olyan alkalmazásoknál jöhetnek szóba, mint a kontaktlencsék, a gyógyszerhordozó rendszerek, szöveti regenerációt segítő termékek, illetve bizonyos orvosbiológiai textilanyagok. Ekkor a pórusok rendre olyan funkciók megjelenését támogatják, mint a gázáteresztőképesség növelés, a hatóanyaghordozó szerep, a váladék-és vízfelhalmozódás elkerülése, valamint a testbe történő könnyű beépíthetőség. Ez utóbbi tulajdonság a szilárd porózus implantátumok esetében is az egyik legfontosabb tulajdonság, ugyanis az ilyesfajta rendszerek pórusaiba a csontok könnyedén be tudnak nőni, mely a könnyű rögzíthetőséget teszi lehetővé. Emellett a pórusoknak ismert egy rugalmassági modulus csökkentő hatása, mely a megfelelő és hatékony csont-implantátum kapcsolat kialakítása szempontjából fontos.

 Mindezek alapján belátható, hogy a pórusok nemhogy hibahelyként értelmezhetők az anyagban, hanem igen fontos funkciók megjelenését támogatják, melyek egy nemporózus anyag esetében elképzelhetetlenek lennének. Emiatt joggal feltételezhető, hogy a jövőben csak növekedni fog a porózus anyagok alkalmazási köre.

**Irodalomjegyzék**

[1] Ahumada, M.; Jacques, E.; Calderon, C.; Martínez-Gómez, F.: *Porosity in Biomaterials: A Key Factor in the Development of Applied…* (2017)

[2] Ţălu, S.; Ţălu, M.; Giovanzana, S.; Shah, R. D.: *HVM Bioflux*, Volume 3, Issue 1. (2011)

[3] Lewandowska, M.; Jasinska-Kwasnik, W.; Józwik, A.; Siedlecki, D.: *Interdisciplinary Journal of Engineering Sciences* Vol.III, No.1 (2015)

[4] Jha, G.; Kumar, A.: *Chronicles of Young Scientists* Vol 2. Issue 1 (2011)

[5] Gunathilake, T. M. S. U.; Ching, Y. C., Ching, K. Y., Chuah, C. H., Abdullah, L. C.: *Polymers* 9, 160 (2017)

[6] Yang, C.; Xu, L.; Zhou, Y.; Zhang, X.; Huang, X.; Wang, M.; Zhai, M.; Wei, S.; Li, J.: *Carbohydrate Polymers* 82 1297–1305 (2010)

[7] Lázár, K.: Orvosbiológiai textilanyagok – Szakértői tanulmány a Stratégiai Kutatási Tervhez (2009)

[8] Popescu, I. N.; Vidu, R.; Bratu, V.: *Materials and Mechanics* – Vol. 15, No. 1 (2017)

[9] <http://hu.bmcmould.com/news/peek-the-new-darling-of-human-implant-material-23538165.html> (2019 11. 11.)

[10] Pavlik, A.; Halasi, T.; Fröchlich, P.; Balogh, E.: *Sportorvosi Szemle* 48. évfolyam, 3. szám, 93-132 (2007)

[11] <https://dohmeier.hu/blog/mitol-modernek-a-modern-muvegtagok/#.XcmGaVdKjIV> (2019. 11. 11.)

[12] Solano, V.; Vega-Baudrit, J. R.: *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology* 6, 247-256 (2015)