

FOGORVOSI SZEMLE

Fogorvosi Szemle 78. 225—233. 1985.

Városi Tanács Kórház-Rendelőintézet
(igazgató-főorvos: dr. Bod Péter), Szájsebészeti osztály, Szentes és
Szilvákúti Központi Kutató és Tervező Intézet, Budapest

A biokerámia, mint az orális enosseális implantátum anyaga

DR. VAJDOVICH ISTVÁN és DR. KACSA LOVA LIDIA

A hiányzó fogak beültetéssel történő pótlásának a szándéka már az időszámításunk előtti időben fellelhető (Bodine, 1956). Marziani a praekolumbiánus időre teszi. Ringelmann 1824-ben kiadott „Organismus des Mundes” c. könyvében már kétféle beültetési módozatot is ismertet [22].

Hiányos biológiai, élettani, anyagtani ismereteik miatt ezek a próbálkozások nem sikerülhettek. Csak az emberi szervezetre vonatkozó orvosi ismereteink gyarapodása, új anyagtani, technikai módszerek bevezetése tette lehetővé a dentális implantátumok (I) reneszánszát az 1950-es évek második felében. Ezek különböző biotoleráns fémekből készültek (Ta, Ti, Cr-Co-Mo stb.) öntött alakzatok voltak, amelyeket az elvesztett fogak helyére ültettek be az állcsontokba, ill. a periosteum alá, fogpótlás viselése céljából [4]. Az orvosok előtt azonban régóta ismert tény, hogy a szervezet a különböző fémimplantátumokat idegen testeknek tekinti, kötőszöveti tokkal zárja be, majd előbb-utóbb kilóki magából azokat.

Az alkalmas bioanyagok utáni kutatás az 1960-as évek első felében ismét nagy lendületet kapott, előidézője az ún. biokerámiák megjelenése volt.

Bioanyagoknak nevezzük azokat az anyagokat, amelyekkel az élő emberi vagy állati szervezet megsejült vagy elhasználódott szerveit, vagy azok egy részét ideiglenesen vagy végelegesen helyettesítjük. Ezek az anyagok lehetnek polimerek, fémek és ötvözetek, kerámiák és kompozitok. Ezen anyagok közül a kerámiák sajátos fiziológiai viselkedésükkel, nevezetesen kiemelkedően jó biológiai kompatibilitásukkal tűnnek ki.

Implantátumok céljára történő felhasználása az eddigi koncepciók ártértékelését, új technikák és módszerek bevezetését jelentette. Enosseális implantátumok céljára az Al_2O_3 biokerámiát először Sandhaus alkalmazta 1960-ban [22]. Kiváló mechanikai szilárdsága, tökéletes kémiai stabilitása és extrém magas elektromos ellenállása tette alkalmassá erre a célra [4, 19 26]. A kerámiák biokompatibilitását kémiai és fázisösszetételük biztosítja. A biokerámiák az élő szervezetben tartózkodásuk teljes ideje alatt kémiailag isertek maradnak, nem mérgezők és semmiféle kedvezőtlen hatást nem váltanak ki, ugyanakkor tulajdonságaik elősegítik a szervezetbe való beépülésüket.

A bioanyagokat a fiziológiai környezetben mutatott reakcióképességük alapján két nagy csoportra osztják: bioaktív és bioinert anyagokra.

Érkezett: 1984. január 12.

Elfogadva: 1985. április 15.

A bioaktív kerámiák

A bioanyag akkor aktív, ha a biológiai folyamatok következtében a csontszövetekbe részben vagy egészben beépül. Az emberi csont főként kalcium-foszfátból áll. Kémiai összetételüket tekintve, a teljesen felszívódó implantátumok a természetes csonthoz hasonlóak. A felszívódó kerámiák alapját a kalciumfoszfát sók, pl. a β -Whitebockit $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ képezi [10]. A felszívódó biokerámia kedvező feltételeket teremt arra, hogy a természetes csontszövetek az implantátumba behatoljanak és így nagyon megkönnyítik a csont regenerálódását. Ezek az anyagok olyan állványzatként, vagy összekötőként szerepelnek, amelyek lehetővé teszik a csontszövet összesűrűsödését, mert a kalcium és a foszfor csontszöveté alakul át. A felszívódó biokerámiák legfontosabb alkalmazási területe a kozmetikai (maxillofaciális), orthopédiai és az orális enosseális implantáció [14, 15]. Csonttörések esetén gyakran használják a baleseti sebészetben is. A felszívódó kerámiákkal végzett csontpótlások esetén a gyógyulás hosszabb időt igényel, mivel az implantátum felszívódása néhány hónapig is eltarthat. Az ezzel a módszerrel meggyógyított csont kisebb szilárdsága miatt az eredetivel nem tekinthető egyenértékűnek.

Fogászati és szájszészeti célra a Battele Intézetben kifejlesztett [31] tri-kalciumfoszfát kerámiát (TCP) különböző területeken használják [3, 23]. Teljesen felszívódó granulátum vagy por formájában csonthiányok, cysták okozta üregek kitöltésére, a parodontium sehészetben, részleges alveolus plasztikáknál, endodonciai kezeléseknél stb. alkalmazzák. Mivel a TCP kerámiát nem lehet olyan tömőre égetni, hogy az önmagában képes legyen, mint enosseális implantátum a rágónyomás elviselésére, ezért csak az I csonttal érintkező felszínének a bevonására használják. Az I magja titánból készül, melyhez a fogpótlás felépítménye csavarmenettel rögzíthető. Erre kerül egy biokompatibilis polimetilmetakrilát (PMMA) réteg, amelyben a TCP granulátum formájában van beágyazva [31]. Újabban a titán magra bioüveg összekötő réteget égetnek (osteoceram system), amelyet 0,25 mm vastag rétegben bevonnak TCP-val [32]. Az ilyen I a csontban ankylozissal gyógyul, ezért a rágónyomás csökkentésére, ill. a túlterheléstől védő összekötő ún. „epimobil Aufsatz” elemeket iktatnak az I és a felépítmény közé.

A bioaktív kerámiák másik fajtáját az apatitból $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$ vagy $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{CaF}_2-\text{P}_2\text{O}_5\text{SiO}_2$ és $\text{CaO}-\text{Na}_2\text{O}-\text{CaF}_2$ összetételű speciális üvegekből készítik, amelyekben a SiO_2 50%, a CaO 35%, a P_2O_5 5–10%, a Na_2O és az MgO összemennyisége 5% [41]. Olvasztás után az üveget hőkezeléssel olyan üvegkerámiává alakítják, amelynek a kristályos fázisa az apatithoz áll közel [1, 40]. A teljesen felszívódó bioanyagoktól eltérően az üvegkerámia implantátumnak csak a felülete szívódik fel. Hidrolízis következtében a felületén gél-szerű réteg keletkezik, amelyből a kalcium és a foszfor ionok a biológiai közegbe diffundálnak. Ezek az ionok az üvegkerámia és a csont felszínén (az érintkezési felületen) gyorsítják a csontszövetek keletkezését, s ezáltal elősegítik az I beépülését az élő szervezetbe, az üvegkerámia további felbomlása nélkül. Az üvegkerámiák szilárdsága alacsony, 50–100 Mpa [14]. Fogászati implantátum céljára 1975 óta használják (Strunz) [36]. Mivel az üvegkerámiák szilárdsága elégtelen a rágónyomás elviselésére, elsősorban fémimplantátumok hevonására, ill. a kis csontok helyettesítésére, endoprotézisek készítésére használják [37].

Bioinert anyagok

A bioaktív kerámiák a természetes csonthoz hasonló összetételük miatt biológiailag teljesen kompatibilisek, szilárdságuk azonban nem elegendő.

Ezért az orvosok és a mérnökök közös kutatásai olyan anyagok kidolgozására irányultak, amelyek egyrészt biokompatibilisek, másrészt mechanikai szilárdságuk is eléri a kívánt mértéket. Az utóbbi években a kutatás két fő irányban folyik: egyrészt jobb biokompatibilitást mutató fémötvözetek és bevonatok kiválasztására, másrészt új, nem fémes anyagok, mint pl. az oxid-kerámiák kipróbálása és továbbfejlesztése erre a célra. Az orvosi gyakorlat azt bizonyította, hogy a rozsdamentes acél nem teljesen biokompatibilis: a fémből a biológiai közegbe jutó ionok hatására a toxicitás növekedtével idegen szövetek és sejtek keletkezhetnek [39, 43].

Az acélnál jobb biokompatibilitást mutatott a titán, valamint a Co, Cr, -Mo alapú ötvözetek. A fémek biokompatibilitásának a növelésére felületüket különféle bevonatokkal látják el. Ilyen bevonatok pl. a bioüvegek [6, 37] az Al_2O_3 és Cr_2O_3 [33], valamint az ezeken alapuló olvadékok [29]. A fémeknek a magas olvadáspontú anyagokkal való bevonását a plazmaszórás technikával végzik. A porózus titán pirolitikus szénnel történő bevonása növelte annak szilárdságát és biokompatibilitását [25, 42].

Annak ellenére, hogy a bevonatok kidolgozására irányuló kutatások már több, mint 10 éve folynak az jó eredményekhez vezettek, a kompozitok (itt: biokerámia réteggel bevont fémek) gyakorlati alkalmazása meglehetősen korlátozott, elsősorban a gyártástechnológia reprodukálásának nehézségei miatt.

Az alumínium-oxid, mint az orális enosseális implantátum bioinert anyaga

Az alumínium-oxid I céljaira történő felhasználásának gondolata még 1932-ben felmerült, amikor *Max Rock* szabadalmában kihangsúlyozta, hogy az alumínium-oxid kémiai és fizikai tulajdonságai az implantátumokkal szemben támasztott követelményeket maradéktalanul teljesítik [44]. Az alumínium-oxidból készült termékek (polikristályos-korundkerámia) kémiaiilag azonosak a féldrágakövekként ismert zafírral. A korund kristályos felépítése hexagonális romboéderekből áll, a kötések heteropolárisak, más fémoxidokkal, vagy hasonló kristályszerkezetű kerámiai anyagokkal összehasonlítva az atomok közötti legkisebb távolság az Al_2O_3 -nál található. Ennek következtében legnagyobb a kötési energiája is, legmagasabb a mechanikai szilárdsága is, és extrém magas elektromos ellenállással rendelkezik [5, 27, 34]. A polikristályos és monokristályos korund korrózióval szembeni ellenállósága, kopásállósága és szöveti kompatibilitása a kristályfelépítéséből következők: az ionizált állapotban lévő atomok elmozdíthatatlanok, környezetébe sem ionokat, sem elektronokat leadni, ill. felvenni nem tud, ezért a szövetek jelenlétét reakciómentesen tolerálni képesek [8, 9, 11]. Bioniert tulajdonsága megnyilvánul abban is, hogy beültetés után a felületére rendkívül gyorsan celluláris és folyékony szöveti alkotó részek csapódnak ki. Ebben a folyamatban az Al_2O_3 katalizátorként szerepel, melyben elsősorban az anyag mechanikai tulajdonságai közül a keménységének tulajdonítanak szerepet [12]. Ezeket a tulajdonságokat polikristályos korundban azonban csak meghatározott mikroszerkezet kialakításával lehet elérni. Ehhez speciális alapanyag, különleges berendezések és új technológiai eljárások váltak szükségessé. Ezen összetett feltételek biztosítása a 60-as években vált lehetségessé.

1962-ben *Mutschelknaus* biokerámiából készült ún. Vitadur csövecskéket használ orális implantációhoz [26]. 1965-ben *Sandhaus* alkalmazni kezdi a csavaros implantátumot (C.B.S. Impl.). A kedvező tapasztalatok alapján az orvosi implantológia gyors fejlődésnek indult. Alkalmazási területe is egyre bővült. Elsősorban ortopédiai célra használták [28], ma már szemlencsék, hallócsontok, trachea gyűrűk stb. készülnek belőle [44].

A szocialista országok közül elsőként Csehszlovákiában és az NDK-ban kezdtek el a biokorund kutatását és kísérleti gyártását [7, 20, 21]. Magyarországon a biokorund kutatása az előállításához szükséges alapanyag, az alumínium-oxid gyártási technológiájának kidolgozásával kezdődött [16, 17]. Az ebből az alapanyagból készült biokorund próbatestekkel az orvosbiológiai kísérleteket az Állatorvostudományi Egyetemen végezték, az állatokba történő implantálással. Ezek a kísérletek igazolták a SZIKKTI által kifejlesztett alumínium-

A külföldi implantátumok fizikai tulajdonságai

I. táblázat

Előállító ország	Minta jele	Szín	Tömörség g/cm ⁻³		Mikrokeménység KP/mm ⁻²	
			prospektus szerint	mérés alapján	prospektus szerint	mérés alapján
NDK	KFP 1	fehér	—	3,78	—	1474
NDK	KFP 2	fehér	—	3,72	—	1324
NSZK	KFP 3	vajsz.	3,90	3,95	2300	2039
NSZK	KFP 4	fehér	—	3,95	—	2077
NSZK	KFP 5	fehér	—	3,97	—	2251

Az implantátumok szennyezői

II. táblázat

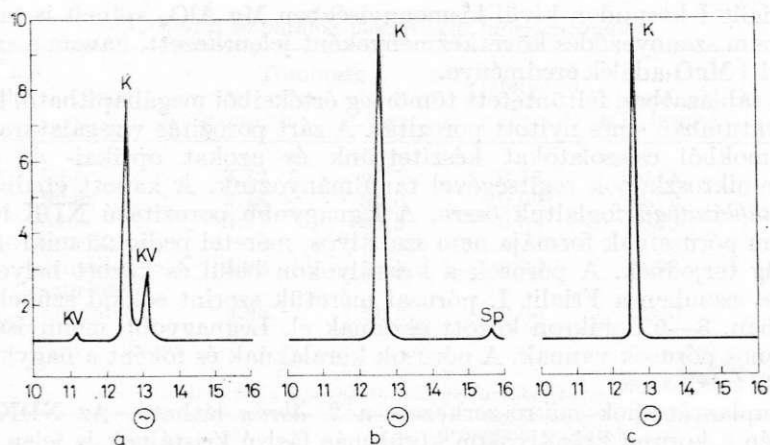
Vegyjel	Minta jele		
	KFP 1	KFP 2	DB—9—22
Si	1	1	0,002
Mg	0,1	0,1	0,002
Fe	0,1	0,1	0,002
Ca	0,1	0,098	0,001
Ti	0,015	0,064	0,003
Cu	0,04	0,02	—
Mn	10 ⁻³	10 ⁻³	—
Cr	10 ⁻³	10 ⁻³	Ø
Zn	10 ⁻³	10 ⁻³	Ø
Pb	10 ⁻³	10 ⁻³	Ø
Na	0,1	0,1	0,01

-oxid, a Diakor-B teljes biokompatibilitását [45]. A Diakor-B biokorundból elsőként orvosi I orthopédiai célra készült a SZIKKTI—KAZÉP (oxidkerámia) — Szentesi Kórház kooperációban. Az ezzel kapcsolatos orvosi kutatásokat a Szentesi V. T. Kórház Traumatológiai Osztályán Badó és munkatársai végzik.

A biokorundból készült orális enosseális implantátum kifejlesztése a fenti tudományos kutatáshoz kapcsolódva indult el és folytatódik. Megvizsgáltunk néhány külföldi dentális implantátumot és megállapítottuk, hogy azok tömörsége, mikrokeménysége és kémiai tisztasága különböző (*I., II. táblázat*).

† A biokorunddal szemben támasztott műszaki követelményeket 1979-ben az NSZK-ban szabványosították (DIN 58835). E szabvány szerint a biokorund alumínium-oxid tartalma nem lehet kevesebb, mint 99,5%, a SiO₂ és alkálioxidok összmenyisége pedig nem haladhatja meg a 0,1%-ot. Ezzel szemben a KFP1 és KFP2 jelű implantátumok a megengedettnél sokkal több szennyezőt tartalmaznak.

A színterelés során az I főalkotója az alumínium-oxid a szennyezők egy részével reagálva más fázisokat hoz létre. Ezek a korund I szilárdságának csökkentéséhez vezetnek, amit az I. táblázatban feltüntetett mikrokeménység értékek is igazolnak. Természetes, ebben az esetben az I korundfázis tartalma is csökken. Az *I. ábrán* láthatók az NDK-beli, az NSZK (Frialit) és a magyar (DB—9—22) implantátumok röntgenogramjai. Megállapíthatjuk, hogy a hazai I nemcsak kémiailag, hanem a fázis összetétel szempontjából is a legtisztább, mivel kizárólag korundból áll. Az NDK I röntgenogramján lévő korund csúcs intenzitása a legkisebb, a kvarcra jellemző diffrakciós maximum pedig jelentős.

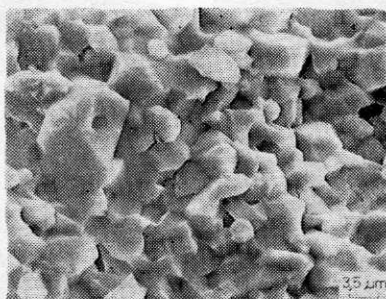
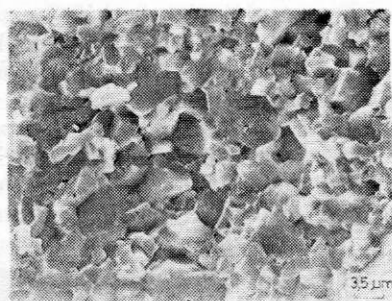
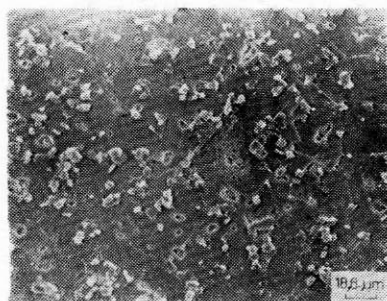


1. ábra. Az NDK (a), NSZK (b) és hazai (c) implantátumok röntgenogramjai
(k=korund, kv=kvare, sp=spinel)

A külföldi implantátumok porozitás értékei

III. táblázat

Minta jele	Porozitás %	Pórusok méretei μm		
		max.	min.	átlag
KFP 1	12	25,5	0,45	7,8
KFP 3	0,9	5,6	0,1	0,9
KFP 4	1,2	6,2	0,1	1,0
KFP 5	0,5	6,6	0,1	1,0



2. ábra. Az NDK (a), NSZK (b) és a hazai FP5 (c) jelű implantátumok SEM felvételei

A Frialit I korundon kívül kismennyiségben $Mg\ AlO_4$ spinelt is tartalmaz, amely nem szennyeződés következményeként jelentkezett, hanem a szándékosan bevitt MgO -adalék eredménye.

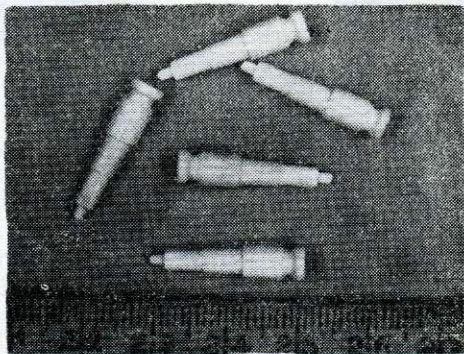
Az I. táblázatban feltüntetett tömörség értékeiből megállapítható, hogy egy implantátumban nincs nyitott porozitás. A zárt porozitás vizsgálatára az implantátumokból csiszolatokat készítettünk és azokat optikai- és pásztázó elektronmikroszkópok segítségével tanulmányoztuk. A kapott eredményeket a III. táblázatban foglaltuk össze. A legnagyobb porozitású NDK-heli implantátum pórusainak formája nem szabályos, méretei pedig 25 mikrontól 0,45 mikronig terjednek. A pórusok a kristályokon belül és között helyezkednek el. Ezzel szemben a Frialit I. pórusai méretük szerint sokkal szűkebb intervallumban, 3–0,1 mikron között oszlanak el. Legnagyobb mennyiségben az 1 mikronos pórusok vannak. A pórusok köralakúak és főként a nagykristályokon belül találhatók.

Az implantátumok mikroszerkezete a 2. ábrán látható. Az NDK I SEM felvételén a korund kristályokon kívül más fázisú kristályok is jelen vannak, a mikroszerkezete heterogén.

A Frialit foggyökérprotézis SEM felvétele a tömör korund termékekre jellemző mikroszerkezetet tükröz. A nagyobb méretű korund kristályok közel azonos méretű és formájú kisebb kristályokkal vannak körülvéve. Összehasonlítva a vizsgált implantátumok fiziko-kémiai tulajdonságait és mikroszerkezetüket megállapíthatjuk, hogy a forgalomban lévő implantátumok kémiai és fázisösszetételükre vonatkozóan különböző tisztasági fokúak, ami nem azonos mikroszerkezet kialakulásához vezet. Ennek az a következménye, hogy a tömörségben és keménységben (szilárdságban is) nagy eltérések vannak. Egyetlen paraméter alapján minden I azonosnak tekinthető, vagyis egyiknek sincs nyitott porozitása.

Az irodalmi adatok és fenti vizsgálati eredmények alapján azt a következtetést vontuk le, hogy a kifejlesztésre kerülő I kémiailag tiszta kell, hogy legyen, a tömörsége pedig a korund elméleti sűrűségének legalább 95%-át érje el.

Ennek megfelelően az általunk kialakított dentalis enossealis implantátumot (az ún. Szentesi Implantátum, 3. ábra) a SZIKKTI-ben kifejlesztett nagy tisztaságú alumínium-oxid alapanyagból állítottuk elő az orosházi KAZEP oxidkerámiai üzemben kialakított szerszámok alkalmazásával (részletes bemutatásával következő közleményünkben kívánunk foglalkozni.) Az implantátumokat különböző körülmények között égettük a megfelelő mikroszerkezet létrehozása érdekében.



3. ábra. Szentesi Implantátum
(alaptípus)

A hazai implantátumok fizikai tulajdonságai

IV. táblázat

Minta jele	Szín	Tömörség		Vízfelvétel %	Mikro- kemény. KP · mm ⁻²	Hajlító- szilárdság MPa
		g · cm ⁻³	%			
FP—1	fehér	3,72	93,5	0,15	1474	290
FP—2	fehér	3,78	95,0	0,09	1872	312
FP—3	fehér	3,87	97,2	0,03	1940	362
FP—4	szürkés árnyalat	3,92	98,5	0,00	2096	418
FP—5	szürkés árnyalat	3,95	99,2	0,00	2340	539

A hazai implantátumok porozitásértékei

V. táblázat

Minta jele	Porozitás %	Pórusok méretei, μ m		
		max.	min.	átlag
FP 1	14	23,5	0,4	3,6
FP 2	7,5	15,0	0,2	2,7
FP 3	3,9	20,2	0,2	2,8
FP 4	1,6	10,5	0,2	2,4
FP 5	0,9	15,0	0,2	2,2

A IV. táblázatban a hazai implantátumok fizikai tulajdonságait foglaltuk össze. A foggyökér protéziseink nagy tisztaságú, monofázisú korundból állnak és különböznek egymástól a tömörségfokában, a zárt porozitás mértékében és ennek megfelelően a mikrokeménységben, ill. szilárdságban (V. táblázat). Az V. táblázat adatai alapján az implantátumok 3 csoportba oszthatók: 3,7—3,8 g/cm³, 3,8—3,9 g/cm³ és 3,9 g/cm³ tömörségűek.

A kristályok méretében nagy különbséget nem tapasztaltunk, ami arra enged következtetni, hogy a biokorund szilárdságának biztosításában a porozítás, a pórusok mérete és eloszlása nagyobb szerepet játszik, mint a kristályok mérete.

Mivel a szilárdság értékei messzemenően meghaladják az igénybevételi követelményeket, ezért célszerűnek tartottuk minden típus kipróbálását, a felhasználási és előállítási előnyeinek optimalizálása céljából.

IRODALOM: 1. Blenke, B. A., Brömer, H., Deutscher, K. K.: Compatibility and long-term stability of glass — ceramic implants, J. Biomed. Mater. Res. 12, 307, 1978. — 2. Bobbio, A. und Roccella, A. L.: Das bio-alloplastische Kombinations Implantat. Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 387, 1980. — 3. Brinkmann, E.: 10 jährige Erfahrung mit enossalen Implantationsverfahren. In: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 4. Bunte, M., Strunz, V., Gross, U. M., Brömer, H., Deutscher, K.: Vergleichender Untersuchungen über die Haftung verschiedener Implantat materialen im Knochen. Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 825, 1977. — 5. Büsing, C., M., Schulte, W., Hoedt, B. u. Heimke, G.: Histological Results with biomechanically shaped Implant with Al₂O₃ Ceramic. In: G. Heimke (Hg), Dental implants and systems. Hanser, München, 1980. — 6. Contoli, C., Krajewski, A., Ravaglioli, A.: Histocompatibility and bio-physico-chemistry of doped bioglass, 2. Biosimp. Lignano, 1982. — 7. Chylek, S., Vracky, L.: Biokeramia, Szklar a keramik, 29, 303, 1979. — 8. Dörre, E.: Anforderungen an enosseale Implantate aus Aluminiumkeramik. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 9. Dörre, E.: Aluminiumoxid-Keramik ein Werkstoff für enosseale Implantate. Zahnärztl. Prax., 31, 343, 1980. — 10. Groot, K.: Ceramics based on calciumphosphates, 2. Biosimp., Lignano, 1982. — 11. Heimke, G.: Enosseale Implantate aus Aluminiumoxidkeramik. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 306, 1978. — 12. dHoedt, B.: Blutgerinnung aus Implantatoberflächen im Rastelekt-

ronenmikroskop. Dtsch. zahnärztl. Z. 38, 110, 1983. — 13. Hoppe, W.: Grundsätzliches zum Problem der subperiostalen Implantation. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 14. Hulbert, S. F.: History of bioceramics, 2. Biosimp., Lignano, 1982. — 15. Jacobs, H. G.: Kalziumphosphat-Keramik. Dtsch. zahnärztl. Z. 38, 89, 1983. — 16. Kacsalova, L., — Vinzenzini, P., — Biffi, G., — Lamm, M.: Study of the sintering process of alumina powders with special emphasis on the fabrication of bioceramics, SZIKKI—RTEC Report, 1980. — 17. Kacsalova, L.: A korund jelentősége a biokerámiában. Épitőanyag, 34, 12, 454, 1982. — 18. Kirsch, A.: Fünf Jahre IMZ-Implantat. System. Grundlagen, Methodik, Erfahrungen. In: J. Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 19. Krempien, B., — Schulte, W., — Kleineikenscheidt, H., — Lindner, K., — Schareyka, R., — Heimke, G.: Lichtoptische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen an der Grenzfläche von Implantaten aus Aluminiumoxid-Keramik. Im Unterkiefer von Hunden. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 332, 1978. — 20. Langer, G., — Zinner, R., — Glien, W. és mások: Biokeramik ein neuer Implantatwerkstoff, Deutsches Gesundheitswesen, 34, 1970, 1979. — 21. Langer, G., — Ziller, R., — Glien, W.: Results with ceramic andoprosthesis in hip and knee replacement. 2. Biosimp. Lignano, 1982. — 22. Lendrott, J.: Einführung und Standortbestimmung zur Implantologie. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 23. Lendrott, J.: Die Entwicklung der Implantologie bis heute. Dtsch. zahnärztl. Z. 38, 77, 1983. — 24. Lukas, D., Ney, T. u. Schulte, W.: Zur Lastaufnahme des Knochens bei Tübinger Sofortimplantaten. Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 330, 1980. — 25. Michieli, S., — Bockros, J., — Haubald, A., — Freeman, S., — S., — Leake, D., — Pizziferrato, A.: Mit pyrolytischer Kohle überzogene Metallimplantate Dtsch. zahnärztl. Prax, 31, 492, 1980. — 26. Nentwing, H.: Moderne Implantatmaterialien. Dtsch. zahnärztl. Prax. 31, 4—5, 1980. — 27. Newesely, H.: Die Werkstoffe der zahnärztlichen Implantologie. Kontroversen und neue Trends im internationalen Entwicklungskonzept. Dtsch. zahnärztl. Z. 38, 83, 1980. — 28. Park, J. B.: Biomaterials. Planum Press, New-York, 1979, 202. — 29. Perugini, G., — Sandrolini-Cortesi, S., — Sandrolini-Cortesi, A., — Sartori, F. S.: Ceramizing of Metallic Arthroprotheses by Plasma Spray Technique: On the Experimental Ceramizing by Al_2O_3 and ZrO_2 i Gradued Coating Structures 2. Biosimp. Lignano, 1982. — 30. Pruin, E. H.: Erfahrungen mit der enossealen Implantologie. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser München, 1980. — 31. Riess, G.: Bioreaktive TCP-Implantate, Suprastruktur und Resultate. Dtsch. zahnärztl. Z. 38, 100, 1983. — 32. Riess, G., Jacobs, H. G.: Klinische Erfahrungen mit Trikalziumphosphat (TCP) Implantaten. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München 1980. 33. Rigal, F., — Chabat, P., — Rambert, G.: An experimental study of ceramic implants in sheeps and clinical applications, 2. Biosimp., Lignano, 1982. — 34. Schulte, W.: Das Tübinger Implantat aus Frialit. Fünfjährige Erfahrungen Dtsch. zahnärztl. Z. 36, 544, 1981. — 35. — Schroeder, A.: Histologisches und klinische Beobachtungen bei der Erprobung von Hohlzylinder-Implantaten unter besonderer Berücksichtigung der Titanspritzschicht-Oberfläche. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München. 1980. — 36. Strunz, V., — Gross, U. M., — Manner, K.: Ergebnisse histologischer Untersuchungen den Grenzflächen zwischen Knochengewebe und Glas keramik (Cera-vital) mit apatitstruktur. In: Franke: Der heutige Stand der Implantologie. Hanser, München, 1980. — 37. Strunz, V., — Bunte, M., — Gross, U. M., — Manner, K., — Brömer, H., — Deutscher, K.: Beschichtung von Metallimplantaten mit bioaktiver Glaskeramik Cerevital. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 862, 1978. — 38. Swiecki, Z., Rosiek, G., Bienek, J.: Bioceramic for orthopedic puposes. III. Porous alumina in living tissue, Szklo i Ceramika, 31, 155, 1980. — 39. Swiecki, Z., Michalska, G., Bienek, J.: Bioceramics for orthopedic puposes, II. The ceramic materials, Szklo Ceramika 30, 1979. — 40. Togai, H., — Kobayashi, '., — Niva, S. és mások: Preparation of apatite glass fiber and possibility application as biomaterial, 2. Biosimp., Lignano, 1982. — 41. Tranquilli, P., — Lorini, G., — Locardi, B. és mások: Bioglass: Chemiophysical characteristics and biocompatibility. Experimental study. 2. Biosimp., Lignano, 1982. — 42. Weinstein, A., — Cook, S. D., — Anderson, R.: An evaluation of ITI carbon and coated and uncoated porous titanium implants, 2. Biosimp. Lignano, 1982. — 43. Williams, D. F.: Biomaterials and Biocompatibility, Med. Progr. Technol., 4, 31, 1976. — 44. Zeibig, A.: Bioceramics — an example of the innovative potential for advanced technical ceramics, Ber. DKG, 4, 242, 1982. — 45. Zsoldos, C., Somogyvári, K.: Az Alukorit „R”, „F” és DIAKOR—B, „Sz” implantátumok biológiai vizsgálata, 1982. — 46. Yamagami, A., Kawahara, H., Hatabajashi, M.: Studies on the tissue responses to Al_2O_3 porous cera, mic implant: Animal examination and clinical applications, 2. Biosim. Lignano 1982.

Байдович И., Качалова Л.: Биокерамия как оральный энosseальный имплантационный материал

Появление биокерамических материалов является значительным прогрессом в области энosseальной дентальной имплантации. Биокорунд, являющийся в настоящее время наиболее подходящим для изготовления стоматологических имплантатов и признанным в международных масштабах, может производиться на основе отечественных материалов.

Vajdovich I. Dr. and Kaesalova L. Dr.: *Bioceramics as the material of the oral enossal implant*

The appearance of bioceramic materials in the domain of enossal dental implantation represents a significant progress. Biocorundum which, at present, is the most suitable and internationally accepted substance for making dental implants can be made also of Hungarian basic materials.

Dr. I. Vajdovich und Dr. Lidia Kaesakova: *Die Biokeramik, als Material des oralen enossalen Implantats*

Die Erscheinung der biokeramischen Substanzen bedeutete auf dem Gebiet der enossalen dentalen Implantation einen wesentlichen Fortschritt. Biokorund, das sich am besten zur Anfertigung von auch international akzeptierten dentalen Implantaten eignet, kann auch aus einheimischem Grundmaterial hergestellt werden.

**Fogtechnikai munkák gyors és pontos elkészítését
vállalom szállítással is.**

Legújabb technikai eljárások, öntött hidak K+B eljárással.

Dobrovka János fogtechnikus kisiparos
Levélcím: Budapest 1011 Jégverem u. 2. II. em. 7.
Telefon: esti órákban 161-070
