

Összefoglaló cikk - Review paper

# Fogászati implantátumok felületkezelési eljárásainak összehasonlító vizsgálata

## Comparative Study of Surface Treatment Procedures for Dental Implants

BERECZKI ALEXANDRA<sup>1</sup>, FICZERE PÉTER<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Budapest University of Technology and Economics, Budapest. Hungary. bereczki.alexandra@edu.bme.hu  
(Corresponding Author)

<sup>2</sup>Budapest University of Technology and Economics, Department of Railway Vehicles and Vehicle Systems Analysis, Budapest. Hungary. ficzere.peter@kjk.bme.hu

*Absztrakt. Napjainkban a leggyakrabban implantátum a fogászatban jelenik meg, ez lehet a fog egy részének, pl.: korona vagy a teljes fog pótlása. Manapság számos gyártó kínál a legkülönbözőbb anyagokból és kialakítással készült implantátumokat. Ezeknek a pótlásoknak szigorú előírásoknak kell megfelelniük, az egyik legszigorúbb követelmény a felületi érdességre vonatkozik. Mivel a megfelelő csont- implantátum kapcsolat csak megfelelő felületi érdesség esetén következik be, így többféle módszerrel érik el a megfelelő értéket. Több kutatócsoport által elvégzett kísérletek eredményeit áttekintve azt a következtetést vontuk le, hogy a felületi érdesség, az implantátum rögzítő csavarjának alakja, menetének alakja és a menetemelkedés a kívánt érdesség eléréséhez alkalmazott felület módosító kezelés együttesen határozza meg a beépülés sikerét. Az osseointegrációhoz szükséges átlagos felületi érdesség 1-100  $\mu\text{m}$  közötti érték esetén tekinthető optimálisnak. A kereskedelmi forgalomban kapható fogászati protézisek felületi érdessége a legtöbb esetben Ra 1-2  $\mu\text{m}$ , azonban ez a különböző szemcsefúvási, savas maratási és polírozási eljárásokkal módosítható a felhasználási területekhez igazítva. Az érdesség csökkentésének egyik elterjedt technológiája a savas maratás, amely a fogászati pótlások anyagai (többnyire titán ötvözetek) esetén a legnagyobb mértékben képes csökkenteni a felületi érdességet, ezáltal a kívánt tartományba kerül az érdesség. A savas maratás eredményét befolyásolja a sav koncentrációja, a savas fürdő hőmérséklete és a savban eltöltött idő. Fontos a felület kezeléshez használt sav, amely a leggyakrabban a kénsav, sósav, illetve hidrogén-fluorid (HF), valamint ezek kombinációi. A tanulmányból kiderül, hogy optimális eredményt a HF esetén lehet elérni. A pótlások manapság nagyrészt additív gyártással készülnek, így biztosítható a személyre szabott pótlás, illetve a méretpontosság miatt kisebb az utómunkára fordított idő és költség, vagyis a felületkezeléssel a kívánt felületi érdesség és méret egyszerre biztosítható. Ezáltal egyre újabb anyagokból készült protézisek kerülnek klinikai alkalmazásba, így a felületkezelésnek minden anyag esetében alkalmazhatónak kell lennie. Erre optimális megoldás a szemcseszórás és savasmaratás kombinációja. Ezen technológiával a felületi érdesség minden anyag esetén az optimális 1-100  $\mu\text{m}$  közötti értéket éri el, esetenként 1-2  $\mu\text{m}$ , de polírozással ez tovább csökkenthető 1  $\mu\text{m}$  alá. A tanulmány a felületi érdesség szerepét vizsgálja, a felületi érdességet csak egy bizonyos értékig érdemes csökkenteni, ez hozzávetőlegesen 0,5  $\mu\text{m}$ , mivel a sima felület nem, vagy csak korlátozottan alkalmas az osseointegráció kialakulására.*

*Kulcsszavak: implantátum, fogászat, felületi érdesség, felület módosítás*

*Abstract. Nowadays, the most common type of implant in dentistry is a partial tooth replacement, such as a crown, or a complete tooth replacement. Today, many manufacturers offer implants made of a wide variety of materials and designs. These restorations must meet strict standards, one of the most stringent being surface roughness. Since proper bone-to-implant contact only occurs with adequate surface roughness, several methods are used to achieve the correct value. After reviewing the results of experiments carried out by several research groups, it is concluded that the surface roughness, the shape of the implant fixation screw, the shape of the thread and the thread elevation used to achieve the desired roughness together determine the success of the implantation. The average surface roughness required for osseointegration is considered to be optimal for values between 1 and 100  $\mu\text{m}$ . In most cases, the surface roughness of commercially available dental prostheses is Ra 1-2  $\mu\text{m}$ , but this can be modified by various grinding, acid etching and polishing processes to suit the application. Acid etching is a common technique for roughness reduction, which is the most effective in reducing surface roughness of dental restorative materials (mostly titanium alloys), thus bringing the roughness within the desired range. The result of acid etching is influenced by the concentration of acid, the temperature of the acid bath and the time spent in the acid. The acid used for the surface treatment is important and is most commonly sulphuric acid, hydrochloric acid or hydrogen fluoride (HF) and combinations of these. The study shows that the most optimal results are obtained with HF. Replacements are nowadays largely made by additive manufacturing, which allows for customised replacements and, due to dimensional accuracy, reduces the time and cost of post-processing, i.e. the surface treatment can be used to achieve the desired surface roughness and size at the same time. As a result, newer materials are being used for clinical prostheses and surface treatment should be applicable to all materials. The most optimal solution is a combination of grit blasting and acid etching. With this technology, the surface roughness for all materials reaches the optimum value of 1-100  $\mu\text{m}$ , sometimes 1-2  $\mu\text{m}$ , but can be further reduced below 1  $\mu\text{m}$  by polishing. The study investigates the role of surface roughness, the surface roughness should only be reduced up to a certain value, approximately 0.5  $\mu\text{m}$ , as smooth surfaces have limited or no potential for osseointegration.*

*Keywords: Implant, Dentistry, Surface Roughness, Surface Modification*

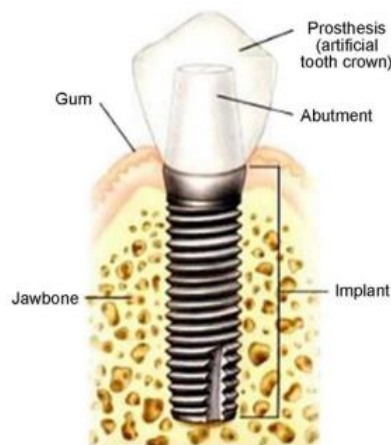
## 1. Bevezetés

Napjainkban az egyik legdinamikusabban fejlődő kutatási terület az additív gyártás területe. Számos előnye közül a legfontosabb, hogy többféle anyag esetén alkalmazható technológia, így a munkadarabok készülhetnek fémporból, műanyag szálból vagy hőre keményedő műanyagból. Továbbá az additív gyártás másik nagy előnye a hagyományos megmunkálási technológiákhoz képest, a felületi minőség, illetve az egyedi gyártás lehetősége. Az iparban már elterjedőben van a technológia az említett számtalan előnye miatt. Mivel a legtöbb anyag alkalmas az additív technológiához, így következik, hogy egyre több alkatrész gyártható a technológiával. Ezt felismerte az egészségügy is, így manapság szerveket, szöveteket vagy épp csontpótlásokat képesek előállítani. A fogászati protézisek a legelterjedtebb implantátum típusok közé tartoznak. Többféle pótlásra lehetséges az AM (additív gyártás) technológia elterjedésével, ezért alkalmas a korona pótlására vagy a teljes fog pótlására is. Míg kezdetben csupán néhány típus volt elérhető, ez napjainkra jelentős mértékben bővült, így a pótlás teljesen személyre szabható a páciens egészségi állapotának és igényeinek megfelelően. A protéziseket leggyakrabban LPBF, EBM, SLA technológiával, vagy a hagyományos marással állítják elő [28]. Számos lehetőség kínálkozik az implantátum beültetésére, azonban a legelfogadottabb módszer a csavaros rögzítés. Ez azt jelenti, hogy a páciens állkapcsába mintegy becsavarozzák a beültetni kívánt pótlást. A megfelelő csont- implantátum kapcsolat kialakításához szükséges az implantátum csonttal érintkező

felületének megfelelő felületi érdessége, amelynek a kapcsolat kialakításában fontos szerepe lesz. Az említett implantátumok többnyire additív gyártással készülnek, így a kész termék elérésére szükséges felület utólagos megmunkálása csökkenthető. Erre a lépésre manapság számos lehetőség kínálkozik a jól bevált szemcseszórástól a legmodernebb elektrokémiai technológiákon át. A felületi érdességet a különböző technológiák különböző mértékben módosítják, így a felhasználáshoz igazítható az utómegmunkálás, ezzel is javítva az implantátum beépülésének sikerét.

## 2. A fogászati implantátumok

A felületi érdesség értékét többek között Ra értékkel lehet jellemezni, ez az átlagos felületi érdesség, vagyis a profil pontjainak átlagos abszolút értéke a középvonaltól számítva [9]. Különböző additívan gyártott felületek felületi érdessége egymástól eltérő, így a felületi minőség függ a felület jellegétől (a réteges építés miatt lépcsők alakulnak ki), valamint a felület utókezelésétől. A gyártási és utómunkálási technológiák során legelőször az alkalmazási területet, illetve a felhasználásra vonatkozó követelményeket, esetleg szabványokat kell figyelembe venni. Ezen tényezők figyelembevételével lehet kiválasztani a legalkalmasabb gyártási technológiát [6, 7, 10, 11, 13, 15, 16, 19]. Ahhoz, hogy az implantátum és a csontszövet között megfelelő kapcsolat alakulhasson ki, tehát a pótlendő szerv vagy szövet képes legyen beágyazódni a csontszövetbe, a protézis felületi érdességének ideális értékét 1-100  $\mu\text{m}$  közötti Ra értéket kell elérnie. A jelenleg kereskedelmi forgalomban kapható pótlások felületi érdessége 1-2  $\mu\text{m}$  közötti [9]. Az 1. ábra egy fogászati implantátumot mutat be.



1. ábra: Fogászati implantátum az állkapocscsontban [20]

A felületek osztályozhatók a felületi érdesség értéke alapján, így durva, finom és közepesen érdes felületek különböztethetők meg. A felület durva, ha  $Ra > 2 \mu\text{m}$ , közepes, ha  $1 \mu\text{m} < Ra < 2 \mu\text{m}$  és finom, ha  $Ra < 1 \mu\text{m}$ . A közepesen érdes felületi érdessége közelítőleg  $Ra \sim 1,5 \mu\text{m}$  [9].

## 3. Módszertan

A kutatás során arra kerestünk választ, hogy milyen tényezők befolyásolják az implantátum-csont kapcsolatot. Az osseointegrációt befolyásolja a protézis alakja, a csavaros rögzítőelemek esetén a csavarmenet alakja és emelkedése, de a legfőbb befolyásoló tényező a pórusméret és a felületi érdesség

értéke. A felületi érdesség számos módszerrel alakítható, így a további vizsgálatainkat a felületi érdesség módosításának lehetőségeinek vizsgálatával folytattuk. A protézisek esetén a felületi érdességre hatással van a gyártás technológiája, azonban a felületmódosítás szempontjából ezt nem vettük figyelembe. Az egyes implantátumok esetén a leggyakoribb módszer a szemcsezórás, a polírozás és a savas maratás. A tanulmányban ezen technikák hatásait vizsgáljuk a különböző gyártmányú implantátumok felületi érdességének tekintetében. A vizsgálatokat széleskörű irodalomkutatás előzte meg, ahol számos irodalmat áttekítettünk mind a fogászati implantátumok, mind pedig a csontbeépülés követelményeit tekintve. A csont- implantátum kapcsolat kialakulása és befolyásoló tényezőinek feltárására hozzávetőlegesen 60 tanulmányt vizsgáltunk, majd miután a mechanizmust megértettük, áttértünk a fogászati implantátumok vizsgálatára. A tanulmányokat tovább szűkítve az implantátumok témakörben körülbelül 30 tanulmányt vizsgáltunk, azonban ezek közül nem használtunk fel minden irodalmat, mivel találtunk közöttük az eredményekben átfedést, tehát több kutatócsoport egymástól függetlenül kapott hasonló eredményeket, illetve olyan tanulmányokkal is találkoztunk, amelyek eredménye jelen tanulmány esetén nem releváns. Az eredményeket ezen irodalmak ismeretében fogalmaztuk meg az Összefoglalás fejezetben.

## 4. Eredmények

A fogászati implantátumoknak manapság számtalan típusa elérhető kereskedelmi forgalomban. Egyre több gyártó kínál különféle pótlásokhoz elengedhetetlen alkatrészeket, melyek kialakítása és felületi minősége is eltérő. A páciens számára legmegfelelőbb megoldást az egészségügyi személyzet választja ki alapos mérlegelés után. A tanulmányokat áttekintve vontuk le a következtetéseket, miszerint a csont-implantátum kapcsolat létrejöttéhez számos tényező hatással van, így befolyásolja az implantátum pórusosságának mértéke és a pórusok mérete, alakja, az implantátum anyaga, az építés rétegvastagsága, illetve az egyik legmeghatározóbb tényező a felületi érdesség [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 20, 22, 23]. Az alábbiakban néhány gyártó által forgalmazott rögzítő elem felületi érdességét tekintjük át, illetve a különböző utókezelések hatását a felületi érdesség változására. Különböző gyártótól származó implantátumokat vizsgált Nicolas- Silvente és kutatócsoportja [9], melyeket az 1. számú táblázat foglal össze, amelyeket egymástól eltérő módszerekkel felületkezelték, majd a kezelések után a felületeket az alábbiak alapján értékelték:

- Ra: számtani átlagos érdesség
- Rq: négyzetes közepes eltérés
- Rt: a profil teljes magassága
- Rz: a profil legnagyobb magassága.

A felületek kezelését általában csiszolással vagy homokfúvással kezdik, ez már önmagában csökkenti a felületi érdességet, mivel a gyártás során visszamaradó meg nem olvadt vagy részben megolvadt és a felülethez tapadó részecskéket eltávolítja. Egyes nem orvosi alkalmazásokra szánt alkatrészek esetében ez a kezelés is elegendő lehet. Ezt követően az egyes felületeket különféle kezeléseknak vetették alá, pl.: savas maratás, különleges bevonatok, elektropolírozás, stb... A különböző kezelések hatására Ra értéke 0,79 és 2,89  $\mu\text{m}$  között alakult [9].

Az implantátumok felületi érdességeinek értékét mutatja be az 1. számú táblázat a felületkezeléseket követően. A 2. ábra a különböző felületi érdesség értékeket szemlélteti, melyek az Analízis fejezetben részletesen kifejtésre kerülnek. Az 1. és 2. táblázatban említett implantátumok gyártási technológiája nem ismert, azonban ennek ismerete a felületi érdességek összehasonlításához nem lényeges.

	Implantátum neve	Kezelés módja	Ra [μm]	Rq [μm]	Rt [μm]	Rz [μm]	Felületi érdesség minősége
1	Straumann®	SLA® felülettel (nagy szemcseméretű csiszolással készült, homokfúvással, majd savas maratással)	2,49	3,16	22,86	25,49	magas érdesség
2	Microdent®	Abrazív kezelési mód	1,07	1,37	15,01	28,09	közepes érdesség
3	Astra Tech®	OsseoSpeed® felülettel, amelyet titániumból készült magas nyomáson végzett homokfúvással, majd fluorid nanoszerkezetű kezelés	1,97	2,51	24,71	35,05	közepes érdesség
4	Avinent®	Biomimetic® felülettel, homokfúvással magas nyomáson kezelve, majd kalcium és foszfor adagolással	2,39	3,07	27,58	35,95	magas érdesség
5	Biomet 3i®	Osseotite® felülettel, dupla savas marással	0,79	0,99	17,07	29,74	minimális érdesség
6	Klockner®	Vega® felülettel, amelyet alumínium-oxid részecskékkel kezelve, majd termokémiai kezelést	2,89	3,74	29,32	34,52	magas érdesség
7	Mozograu-Ticare®	RBM TC® felülettel, homokfúvással kezelt, kettős savas maratással	1,31	1,73	36,71	59,30	közepes érdesség
8	Nobel Biocare®	TiUnite® felület hozzáadásával	1,10	1,50	24,21	32,12	közepes érdesség
9	Galimplant®	Nanoblast® felülettel, abrázivan kezelt nagynyomású homokfúvással, majd hármas savas maratással	1,45	1,94	104,98	16,38	közepes érdesség

1. Táblázat: A különböző típusú implantátumok felületi kezelése és kezelés hatására kialakult felületi érdesség értékei [9]

El Hassain és társai [21] az alábbi gyártóktól származó rögzítő elemek felületi érdességeit vizsgálta az egyes felületkezelések után. Az egyes gyártókat betűjelzésekkel látták el, melyek a következő összetételű rögzítő elemeket takarják.

A: Global D

B: Sweden & Martina

C: Globalwin

## D: Straumann

Az implantátumok fő méretei, illetve az egyes implantátumok összetétele a 2. Táblázatban látható.

Implantátum betűjele	Összetétel	Felületkezelés módja	Implantátum rögzítőelem hossza [ $\mu\text{m}$ ]	Implantátum rögzítőelem átmérője [ $\mu\text{m}$ ]
A	CP Ti	Homokszórás + dupla maratás	8,5	4,5
B	Ti6Al4V	Homokszórás + maratás	8,5	3,8
C	Ti6Al4V	Homokszórás + maratás	11,5	3,75
D	Ti-Zr ötvözet	Homokszórás + maratás	12	3,3

2. Táblázat: A rögzítő elemek összetétele és méretei [21]

Látható, hogy minden rögzítő elem utólagos felületkezelését azonos módon végezték el, homokszórással és savas maratással, azonban a felületi érdesség mégis eltérő. Ennek oka a rögzítő elemek anyaga, mint a 2. Táblázatban látható, a vizsgálatot tiszta titán, illetve ötvözetek esetén is elvégezték [21]. Novaes és munkatársai [24] 4 eltérő gyártótól származó implantátumot vizsgáltak SEM-felvételek és fényinterferométer segítségével. A vizsgálathoz minden gyártó termékéből 3-3 darabot használtak fel.

A 4 gyártó cég a következő:

- Brazília Biomet 3i (São Paulo, SP, Brazília)
- Neodent (Curitiba, PR, Brazília)
- Titaniumfix (São José dos Campos, SP, Brazília)
- Koreai Oneplant Company (Szöul, Korea)

A kísérlet részeként a fogászati implantátumok felületi érdességét 3 tartományba sorolták: mm,  $\mu\text{m}$  és nm skálán változnak az értékek. A felületi érdesség a mikrométer skálán belül változik. A felületi érdesség méréseket minden minta esetén a felület 3 különböző pontján végezték el. Az első mérések magassága átlagosan 80  $\mu\text{m}$ - 100  $\mu\text{m}$  között változott.

Sa a felületre vonatkoztatott felületi érdesség, vagyis a referencia síktól való átlagos eltérés a felületen.

A felületi érdességeket a mérés során 4 kategóriába sorolták:

- sima ( $Sa < 0,5 \mu\text{m}$ )
- minimálisan érdes ( $Sa 0,5-1,0 \mu\text{m}$  között)
- közepesen érdes ( $Sa 1,0-2,0 \mu\text{m}$  között)
- durva ( $Sa > 2,0 \mu\text{m}$ ) [24]

A kapott eredményeket az Analízis fejezetben részletesen is kifejtjük.

F.M. de Souza Soares és munkatársai Ti6Al4V fogászati implantátumok felületi érdességét vizsgálták különböző felületkezeléseket követően. A kezelésekre az érdesség és ezzel a beépülési feltételek javítása miatt van szükség, mivel az additív gyártás önmagában nem biztosítja a szükséges felületi érdességet. A protéziseket SLM és hagyományos technológiával (többnyire marás) állították elő.

A kezeléseket tekintve vizsgálták a mart, a kezeletlen és a savas maratás hatását. A savas maratást hidrogén-fluorid (HF) és kénsav- sósav elegyében is vizsgálták, HF esetén 10, 20, illetve 30 perces, a kénsav-sósav oldatban 30 perces kezelési idő hatását vizsgálták [29].

C. F. Ramel és kutatócsoportja a kísérlethez 42 implantátumot használt fel, amelyek 4,8 mm átmérővel és 10 mm hosszúsággal rendelkeznek. A felületet tekintve a kontroll minta esetén a nyaki rész a gyártó által polírozott (pozitív kontroll), illetve kezeletlen, dupla homokfúvott és savmaratott (SLA) felület a negatív kontroll.

A vizsgálathoz 4 különböző típusú polírozót alkalmaztak:

- 2 különböző alakú gyémánt, eltérő szemcsemérettel és sebességgel
- alumínium-oxid
- abrazív impregnált szilikon polírozók

A vizsgálatot az eszközök különféle kombinációjaként végezték el, amely rövidítések az alábbi vizsgálatokat jelentik:

BG = Gyémánt polírozók, Brownie és Greenie polírozók

AS = Gyémánt polírozók 106-, 40- és 15- $\mu\text{m}$  szemcseméret, Arkansas kő

SD = Gyémánt polírozók 106-, 40- és 4- $\mu\text{m}$  szemcseméret

SDG = Gyémánt polírozók 106-, 40- és 4- $\mu\text{m}$  szemcseméret, Greenie polírozó

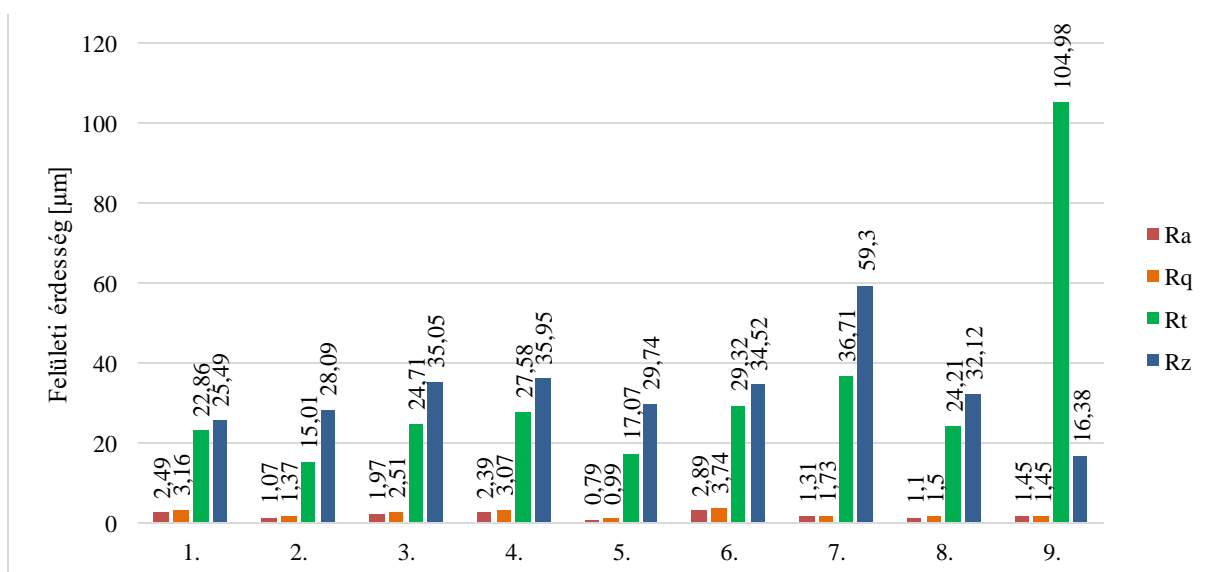
CD = Gyémánt polírozók 106-, 40-, 15-, 8- és 4- $\mu\text{m}$  szemcseméret

CDG = Teljes sorrend Greenie polírozóval

A kísérlet során Ra értékét vizsgálták a különböző felület módosításokat követően [30].

## 5. Analízis

Az 1. Táblázatban ismertetett gyártók implantátumai esetén a felületkezelések hatásait szemlélteti a 2. ábra.



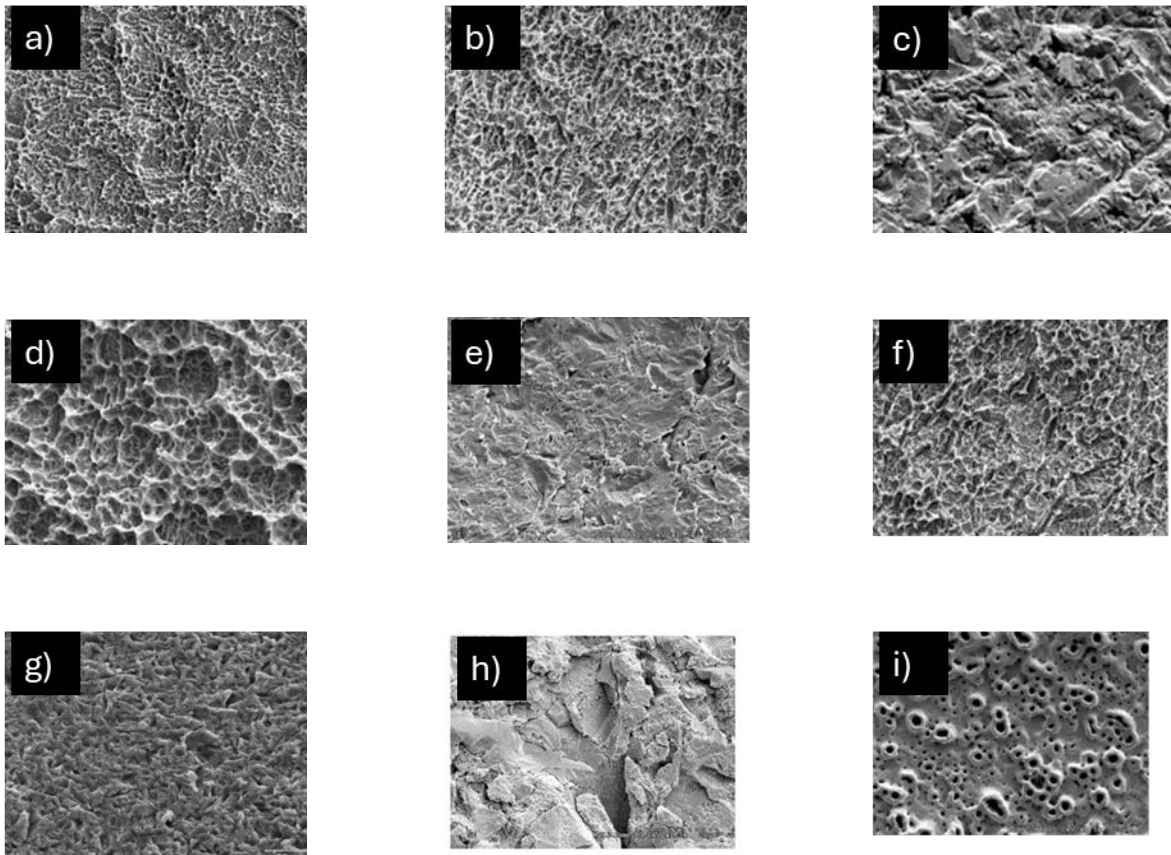
2. ábra: Az implantátumok felületi érdessége a felület kezelése után [saját ábra]

A 2. ábrából látható, hogy Ra érték az alkalmasan megválasztott utómunkálások hatására alacsony értéket vesz fel, ez a csontbeépülés szempontjából igen előnyös, mivel a sikeres beültetésnek egy bizonyostartományba (1-100  $\mu\text{m}$ ) kell esnie az implantáció sikeréhez. Ehhez hozzávetőlegesen 1-2  $\mu\text{m}$  Ra értéket kell elérni, ez alapján kijelenthetjük, hogy a szórás és savas maratás megfelelő utókezelés az additívan gyártott alkatrészek esetében. Egyes esetekben különleges bevonatokat is alkalmaztak a felületeken, mint pl.: Nanoblast®, TiUnite®, Osseotite®, stb... A felületkezelés hatására a felületi érdesség (Ra) értéke 0,79 és 2,89  $\mu\text{m}$  között alakult, a kereskedelmi forgalomban kapható fogászati implantátumok felületi érdessége Ra = 1-2  $\mu\text{m}$ . Ez az érdességi tartomány optimális a csontképződés szempontjából. Az ideálisnak tartott érdességi tartományt (Ra = 1-2  $\mu\text{m}$ ) 5 minta érte el. További 3 protézis felületi érdessége 2  $\mu\text{m}$  felett alakult, ebből kettő homokszórással kezelt felület volt. Két darab elérte az ideális Ra értéket ( $\sim 1,5 \mu\text{m}$ ), ezek a Ticare® és a Galimplant®, ezek a felületek homokfúvással, majd kétszeres, illetve háromszoros savas maratással kezelték. A homokfúvás és az azt követő savas maratás kombinációja széles körben alkalmazott technológia. Hatására a nagy felületi érdességek kisimulnak, azonban a savas maratással a felületen nano mérettartományba eső, nem kívánatos üregek is keletkezhetnek. Ez a hatás abból következik, hogy az ötvözetben lévő összetevők maratása nem azonos idő alatt következik be. Így a kísérlet alapján a 2. ábrából látható, hogy a legkisebb felületi érdességet (Ra = 0,79) a Biomet® érte el. A tanulmányon keresztül látható, hogy jelenleg több típusú és gyártmányú fogimplantátum elérhető, azonban ezek felületi minősége a különböző utókezelési eljárások hatására jelentősen megváltozhat. Ez előnyös lehet a csontbeépülés szempontjából, hiszen a teljes pótlás személyre szabható a páciens igényeinek, illetve egészségi állapotának megfelelően. Az implantátum felületi topográfiája jelentős mértékben hozzájárul az osseointegrációs folyamatok kialakulásához. Az alkalmazás által megkívánt felületi minőség elérhető további utókezelésekkel, pl.: szemcseszórás, elektropolírozás, stb... Az eredményekből kitűnik a 2. számú rögzítő elem, amely esetén nem alkalmaztak a felületen bevonatokat, Ra és Rq értéke is igen alacsony a bevonattal rendelkező implantátumok ezen adataihoz képest. A kísérletben több érdességi profilt is vizsgáltak [9], melyek közül a számunkra lényeges felületi érdesség adat az Ra, amely minden esetben a kívánt tartományba esik.

Jelenleg számos típust találunk a fogászati implantátumok területén, melyek jellemzően additív gyártással készülnek, így a fogpótlás teljesen személyre szabható és a gyártási paraméterek ideális megválasztásával kevesebb utómunka szükséges a kívánt felületi minőség elérésére. Jelenleg kereskedelmi forgalomban lévő implantátumok felületi érdessége 1-2  $\mu\text{m}$  közötti. A titán plazma szórás (TPS) kiválóan alkalmas az alacsony csontsűrűség esetén, mivel a TPS a felületi érdességet a kiinduló érték közel hatszorosára növelheti. Napjainkban a legtöbb kereskedelmi forgalomban lévő protézis felületét savas maratással kezelik, ez az eljárás a felületi topográfiát módosítja. A szemcseszórást követően a savmaratást rendszerint hidrogén-fluorid, salétromsav és kénsav különböző összetételű kombinációjával végzik. Ezt az eljárást számos tényező befolyásolja, úgy mint a sav összetétele és koncentrációja, illetve a maratási idő. A legfontosabb tényező az idő, mivel a túlmaratott részek mechanikai tulajdonságai romlanak. Ennek kiküszöbölésére alkalmas az RBM (Resorbable Blast Media) eljárás, melynek során a polírozást savak nélkül, felszívódó biokerámia részecskékkel végzik. A fogászati implantátumok felületi topográfia módosításának célja minden esetben a csontintegráció idejének csökkentése, ezzel a gyógyulási időszak lerövidítése [8]. Az utókezelés jelentősen befolyásolja



a felületi érdességet, ezt más implantátumok esetében is vizsgálták. A 3. ábrán különböző implantátumok felületének SEM felvételei láthatók 1500x nagyításban különféle utókezelések után.



3. ábra: Implantátumok felületének SEM felvétele különböző felületkezelések hatására [8]

Általánosan igaz, hogy az implantátumok felületi érdességét befolyásolja a megmunkálás típusa, és a megmunkálás eszköze, illetve a művelet paraméterei, így a felületi érdesség esztergálás után általában  $Ra$  0,4-0,8  $\mu m$ . Az orvosi implantátumok esetén előírhatnak ennél kisebb felületi érdességet, ezt felületmódosító eljárásokkal lehet elérni. Fogászati implantátumok esetén kereskedelmi forgalomban 1-2  $\mu m$  a felületi érdesség értéke. A felületmódosítás napjainkban számos módszerrel hozható létre, ennek egyik lehetősége a plazmaszórás, mellyel a felületi érdesség értéke nagyobb, mint 2  $\mu m$ , ez megnöveli a felületet, ami előnyös az alacsonyabb csontsűrűséggel rendelkező területeken, pl. csontritkulás esetén. A felület megnövekedése nagymértékben függ az implantátum geometriájától, az alapanyag por szemcseméretétől, a gyártás technológiájától, illetve más tényezőktől is. A fajlagos felület növekedése a felületi érdesség eredményeként jön létre, mely növekedés előnyösen befolyásolja az osseointegrációt, vagyis a csont és az implantátumok közötti kapcsolatot. Az ilyen összeköttetés létrejöttéhez 50 mikrométernél nagyobb területekre van szükség. Leggyakrabban a felületet savas maratásnak és szemcseszórásnak / savas maratásnak teszik ki, ezzel a felületi érdesség eltérő mértékben változtatható. A 3. ábrán savas maratás utáni felület (a), illetve szemcseszórás / savas maratással létrehozott felületek (b, c, d, e, g) láthatók. Szemcseszórás esetén a felületet szilícium-dioxid, titán-dioxid vagy éppen biokerámia (RBM-eljárás) szemcsékkel fújják néhány bar nyomáson. A szemcseszórás után általában savas maratás következik, ez lehet egyszeres, vagy akár több öblítés is

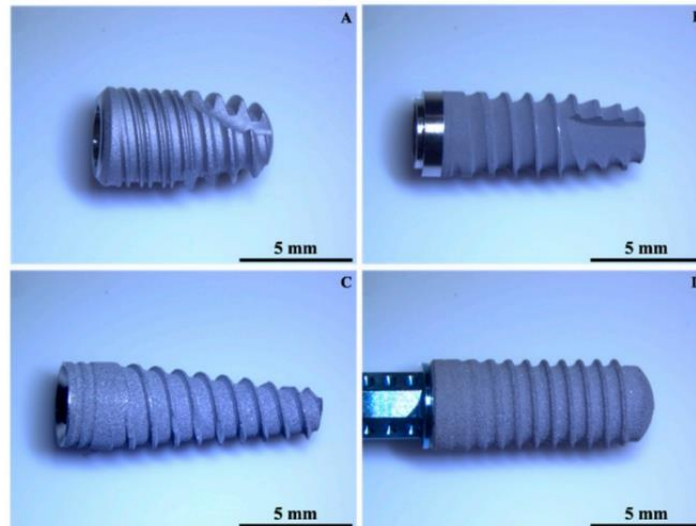
követheti egymást. A maratást általában hidrogén-fluorid-, salétrom, kénsvavas vagy ezen marószerek kombinációjával végzik. A maratás a felületi topográfiát kedvezően befolyásolja, azonban meghatározott körülmények között alkalmazható technológia. A maratás érzékeny a behatás idejére, mivel túlmaratás felléphet, ez pedig csökkenti a felületi topográfiát, a mechanikai tulajdonságokat, illetve ebből adódóan káros hatással van az osseointegrációra. A kezelések után fontos mind a szemcsék, mind pedig a savmaradványok megfelelő eltávolítása, mivel befolyásolhatja a beépülést. Kettős savmaratási és szemcsezórás/savmaratási eljárás esetén különböző felületek jönnek létre, eltérő felületi érdességgel. A kezelések hatására Ra értéke 0,5 és 2  $\mu\text{m}$  közé esik, amely a beültetés után megfelelő mértékű csont-implantátum kapcsolat létrejöttét eredményezheti. A szemcsezórás/savmaratás technológiát továbbfejlesztve a maratást olyan anyagokkal végzik el, amelyek a felületen fluoridot képeznek. Titán-dioxid felületen a fluor réteg megjelenése előnyös az implantáció korai szakaszában, mivel a felületi topográfiát és a kémiai összetételt is kedvezően módosítja, ezáltal javítja a kapcsolatot a protézis és a csont között a beültetés korai szakaszában. Egy ilyen kezeléssel létrehozott felületet mutat be a 'h' kép. Az 'f' kép a Straumann típus SLActive bevonatával kezelt felületet mutat be. Az elődje az SLA volt, egy homokfúvott/savmaratott felület, ehhez képest az SLActive implantátumokat sóoldatba merítik, így a fémek felülete hidrophil állapotúvá válik, ami elősegíti a hidratációt. A 'b' kép az SLA felületet mutatja be. Az 'f' képpel összehasonlítva látható, hogy a két felület topográfiája közel azonos. A felületek fizikai és kémiai elemzése kimutatta, hogy a hidratált felület ellenére az oxidréteg vastagsága közel azonos a titán ötvözetekével. A felület nagyfokú nedvesség megkötést eredményez, ami a testfolyadékok és a protézis felületei közötti kölcsönhatást elősegíti. Kísérletek alapján Schwartz és társa, illetve Buser és munkatársai azt találták, hogy az SLActive felület elősegítette a sebgyógyulást. Az 'i' képen elektrokémiai anódizálás eredménye látható. A felület topográfiáját és kémiai jellemzőit is megváltoztatja a módosítás. A kezelést nagy áramerősség mellett, pontosan beállított kémiai összetételű erős savakban végzik. A kezelés hatására a titán-oxid réteg képződő és oldódó rétegei közötti kölcsönhatás hatására porózus mikrostruktúra keletkezik. A porozitás növeli a beültetés sikerét [8].

Egyes additívan gyártott titán alapú implantátumok esetében a hidrogén-fluorid savas maratás után a felületen 1,5- 2  $\mu\text{m}$  átmérőjű lyukak maradnak vissza, illetve a TPS technológiával 40  $\mu\text{m}$  – 240  $\mu\text{m}$  közötti felületi érdesség érhető el. A mérsékelt érdességű implantátumból nagyobb mennyiségű titán oldódhat ki, mint a sima felületből, így vizsgálat tárgyát képezte, hogy okoz-e szövődményt, pl.: gyulladást [21]. Vizsgálat keretein belül meghatározták a kereskedelmi forgalomban kapható titán ötvözetek felületi morfológiáját és kémiai összetételét. Ezzel megbecsülhető a különböző implantátumok kopása és az emiatt felszabaduló részecskék megjelenése. A vizsgált implantátumok alakja tronko- konikus, de különböző gyártótól származik, amint ez a 4. ábrán [7] és 5. ábrán látható [21]. A 4. és 5. ábrán bemutatott rögzítőcsavarok kialakításának fontos szerepe van a beültetést követően az implantátum stabilitásának az állkapocsban, ezzel elősegítve a beépülést, majd a gyógyulás folyamatát, A 4. és 5. ábrán látható rögzítőcsavarok esetén a gyártás technológiája nem ismert.

Table 2 Several different types of implant designs and surface characteristics

									
Brånemark® Standard (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium	Brånemark® Mk II (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium	Brånemark® Mk III (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium	Brånemark® Mk III (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	Brånemark® Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium	Brånemark® Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	Ankylos Plus® (Dentsply- Germany) Grit-blasted and etched titanium	Astra® (Astra Tech, Sweden) TiO <sub>2</sub> -blast titanium	Astra® (Astra Tech, Sweden) TiO <sub>2</sub> -blast titanium	IMZ® (Friedrichsfeld, Germany) TPS titanium
									
NobelActive® (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	NobelActive® (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	NobleReplace® Select (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	Nobel Speedy Groovy (Nobel Biocare Sweden) TiUnite oxidised titanium	NobleReplace® Groovy (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium	Implantium® SLA (Dentium, Korea) Titanium	Straumann® BL (Straumann, Switzerland) SLActive titanium	Straumann® TL (Straumann, Switzerland) SLA/ SLActive titanium	Straumann® TL (Straumann, Switzerland) Roxolid SLActive titanium	MegaGen EZ Plus (MegaGen, South Korea) Titanium
									
SPI® Element (Thommen Medical, Switzerland) Sand-blasted acid-etched titanium	Neoss (Neoss, UK) Sand-blasted, acid-etched	Seven (Sweden Et Martina, Italy) TPS titanium	Southern® (Southern Implants, South Africa) Sand-blasted titanium	Southern® (Southern Implants, South Africa) Sand-blasted titanium	Straumann® PURE, ZLA™ (Straumann, Switzerland) Acid-etched ceramic	CeraRoot® 11 ICE (Oral Iceberg, Spain) Acid-etched zirconium	SwissPlus® (Zimmer, USA) Sand-blasted acid-etched titanium	WINSIX® implant (Winsix, UK) Sand-blasted acid-etched titanium	WINSIX® implant (Winsix, UK) Sand-blasted acid-etched titanium

4. ábra: A fogászati implantátumok rögzítő elemének különböző típusai [7]

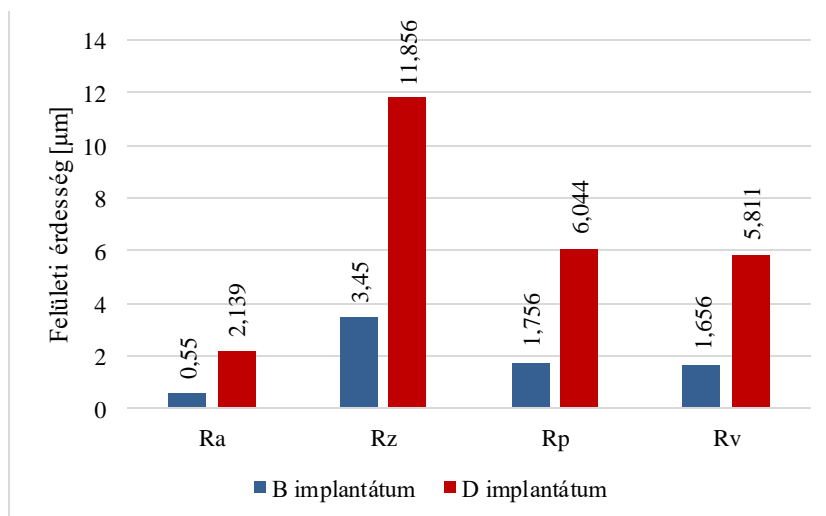


5. ábra: Különböző gyártók fogászati implantátumainak rögzítő elemei [21]

A betűjelekkel jelölt rögzítő elemek összetételét korábban a 2. táblázatban már ismertettük. A, B, C és D rögzítőelemek homokfúvással és metszett felületkezeléssel, az A jelű homokfúvott és dupla maratott felületkezeléssel készültek. Az érdességi profil kiértékelése az ISO 4287 szabvány szerint történt:

- átlagos aritmetikai magasság (Ra)
- maximális csúcs-völgy távolság (Rz)
- maximális csúcsmagasság (Rp)
- maximális völgymélység (Rv)
- profil ferdeség (Rsk)
- profil kurtózis (Rku)

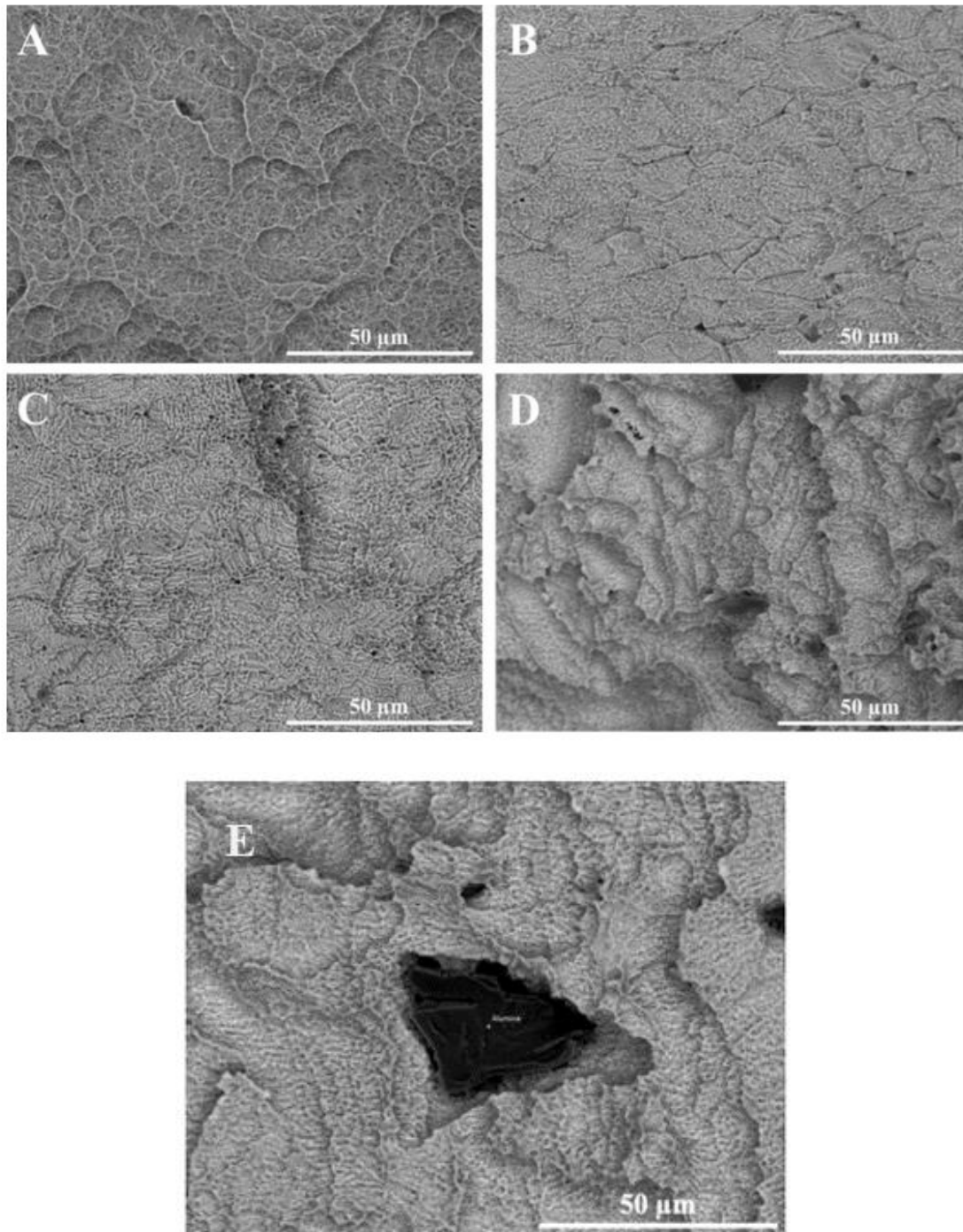
A menetosztás A, B és C jelű rögzítőelem esetén 1 mm, D jelű esetén 0,8 mm, valamint a menetgeometriák is eltérnek: C és D jelű esetén háromszögletes, B esetén négyszögletes, A esetén dupla négyzet és egyszerű trapéz. A legkisebb érdességi értéke a B jelű implantátumnak volt, ezzel szemben a legmagasabb értékei a D jelűnek voltak. A, B és D jelű értékeket a 6. ábra mutatja be [21].



6. ábra: B és D jelű rögzítő elemek felületi érdességei [saját ábra]



Az A és C jelzésű implantátumok között számottevő eltérés nem mutatkozik. A 7. ábra bemutatja a rögzítő elemek felületét (A-D), illetve látható a felületkezelések hatására a kiválás is (E).



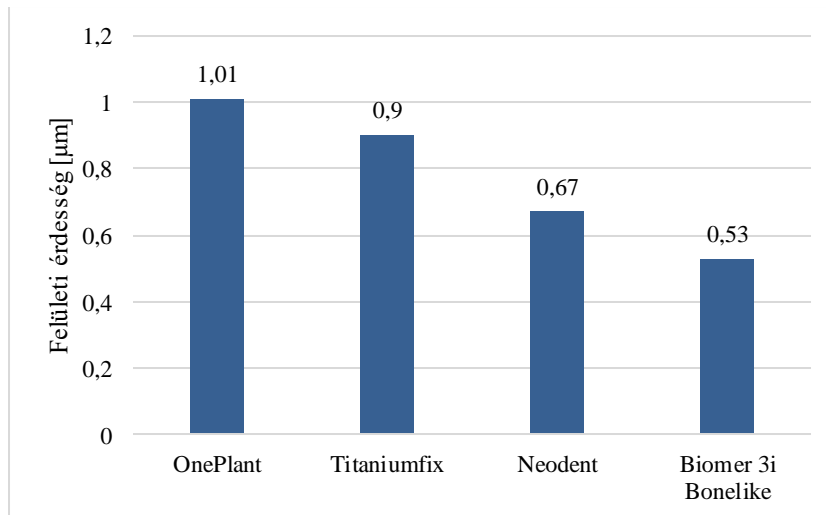
7. ábra: A felület kezelések hatása a rögzítő elemek esetén (A-D), kiválás a felület kezelés hatására (E) [21]

Az beültetett protézis kopása összefüggésbe hozható a csont- implantátum illeszkedéssel. Az A jelű minta kopásállósága alacsony, B és C esetén jobbak a mechanikai tulajdonságok, így kevésbé deformálódik a behelyezés során. Az implantátum felülete a csavarmentet dőlésszögével növekszik, az optimális menetemelkedés értéke 0,8 mm (D jelzésű). C és D esetében a menet négyzet alakú, ez kopás szempontjából kevésbé előnyös, mivel nagyobb az érintkezési felület, így a kopás hamarabb kezdődhet

meg ezáltal a részecskék felszabadulása is az eszközből. A tanulmányból az alábbi kísérleti eredmények vonhatók le:

- számos befolyásoló tényező alakítja az implantátum behelyezésének sikerességét
- a felületi kopás és a fém mikrorészecskék felszabadulása a gyártás pontosságától nagymértékben függ [21]

A 8. ábra 4 gyártó által forgalmazott implantátum felületi érdességét mutatja be. Szemcseszórás és savas maratás után a következő felületi érdesség értékek (Sa) adódtak [24]:



8. ábra: A különböző gyártók által forgalmazott implantátumok felületi érdessége [saját ábra]

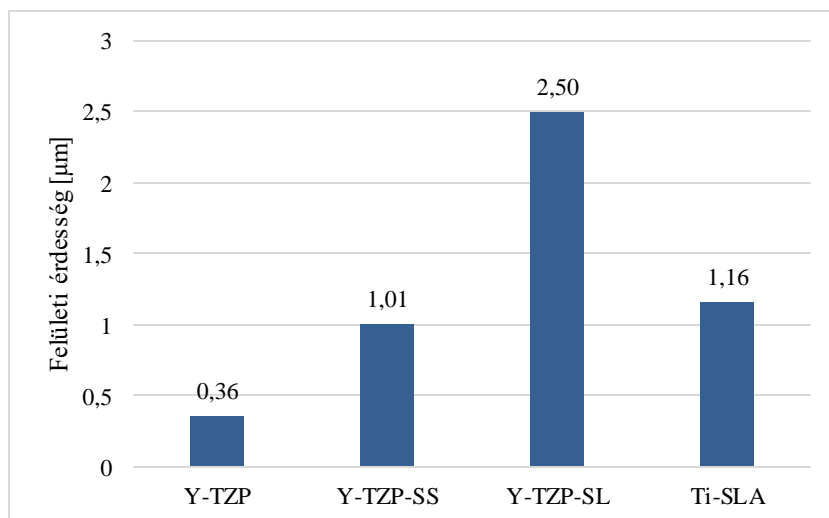
A Oneplant esetén 1,01  $\mu\text{m}$ , a Titaniumfix esetén 0,90  $\mu\text{m}$ , a Neodent esetén 0,67  $\mu\text{m}$  és a Biomet 3i Bonelike: 0,53  $\mu\text{m}$  adódott a felületi érdességre a homokszórás és savas maratást követően. A vizsgálathoz a felsorolt gyártóktól szereztek be 3-3 vizsgálati darabot [24].

Az osseointegráció a csont és implantátum közötti érintkezésnek tekinthető. A felületkezelés a felületi tulajdonságok javítására irányul. Legfőbb célja a felületi érdesség kedvező irányba való módosítása, mellyel gyorsabb regeneráció és jobb beépülés érhető el. Így az érintett testrész hamarabb terhelhető. Az implantátum morfológiája befolyásolja a csont anyagcseréjét, tehát a nagyobb felületi érdesség elősegíti a sejtnövekedést és fokozza a mineralizációt. Az implantátum felülete sima vagy érdes lehet. Szakirodalmak alapján a titán felületi érdessége a megfelelő csontnövekedés tekintetében 1-2  $\mu\text{m}$  tartományban kedvező a fogászati implantátumok tekintetében. A titán implantátumok érdessége hatással van a csontbeépülés sebességére és a csontszövetképződésének mennyiségére a határfelületen képződött csontszövetet figyelembe véve. Savas maratás esetén a leggyakrabban alkalmazott maró szerek hidrogén-fluorid, salétromsav, kénsav és ezek kombinációi. Felületek vizsgálatakor azt találták, hogy a felületi érdesség 2,75  $\mu\text{m}$  és szabálytalan mikropórusok jelennek meg a felületen, amelyek átmérője közelítőleg 3-5  $\mu\text{m}$ , a pórusok mélysége pedig 2-3  $\mu\text{m}$  mélységű. A mikropórusokon belül is megfigyeltek ennél kisebb átmérőjű és mélységű pórusokat is [24]. Az implantátumok beépülésének feltétele a csont és a protézis közötti kontaktus kialakulása. Az implantátum felületi érdessége befolyásolja a kötés létesítést és az összeköttetés szilárdságát. Az ideális felületi érdesség értéke: 1 és 1,5  $\mu\text{m}$  között biztosítja az optimális felületet a csontintegráció biztosításához [25]. Fogászati pótlások esetén a legtöbb esetben Ra és Sa értéket tekintik mérvadónak. Ra a felületi érdesség értéke

kétdimenzióban, illetve háromdimenzióban  $S_a$ ,  $R_a$ , és  $S_a$  a számtani átlag, az  $R_a$  a vizsgálandó felület profilján adott hosszön egyenlő időközönként mért csúcsok és mélyedések előjel független számtani közepe,  $S_a$  az  $R_a$  3D-s kiterjesztése [9, 24]. Kísérletek szerint a felületi érdesség növekedésével a csont és implantátum közötti kapcsolat értéke növekszik. Fogászati implantátumokat tekintve a titán ötvözet a legmegfelelőbb választás. A felületi érdesség fontos tényező az implantátum beépülés sikerességének tekintetében, azonban a csiszolással kialakított felületi érdesség rontja a szilárdságot. A felületi érdességet többféleképpen lehet módosítani, illetve a különböző felületmódosító technológiák eltérő mértékű felületi érdességet hoznak létre. A homokfúvás enyhén érdes felületet eredményez ( $R_a < 1 \mu\text{m}$ ), a mérsékelten érdes titán felületeken ( $R_a \sim 1 \mu\text{m}$  és  $2 \mu\text{m}$  között) hatékony az implantátum beépülése a csontba [10, 26].

A titán protézisek felületi érdessége általában mikrométeres tartományba esik, ez pedig elősegíti a csontsejtek növekedését a felületen, ezáltal a pótlás képes a szervezetbe beépülni. Az orvosi alkalmazásokat tekintve egyes esetekben kerámia anyagokat alkalmaznak, így ebben az esetben is létre kell hozni a megfelelő felületi érdességet. Strickstock és társai Y-TZP (itriastabilizált tetragonális cirkónium-dioxid polikristály) felületét vizsgálták különböző felületkezelések után. A felületi érdesség csiszolás után  $R_a < 0,6 \mu\text{m}$ .

Y-TZP mart és fúvás nélküli, 3 bar nyomáson kis szemcseméretű cirkóniummal fúvott, 5 bar nyomáson nagy szemcseméretű cirkóniummal fúvott, illetve nagy szemcseméretű korund részecskékkel fúvott és sav maratott titán sík lemezek felületi érdességeinek  $S_a$  értékeit vizsgálták, az eredményeket a 9. ábra mutatja be [28].

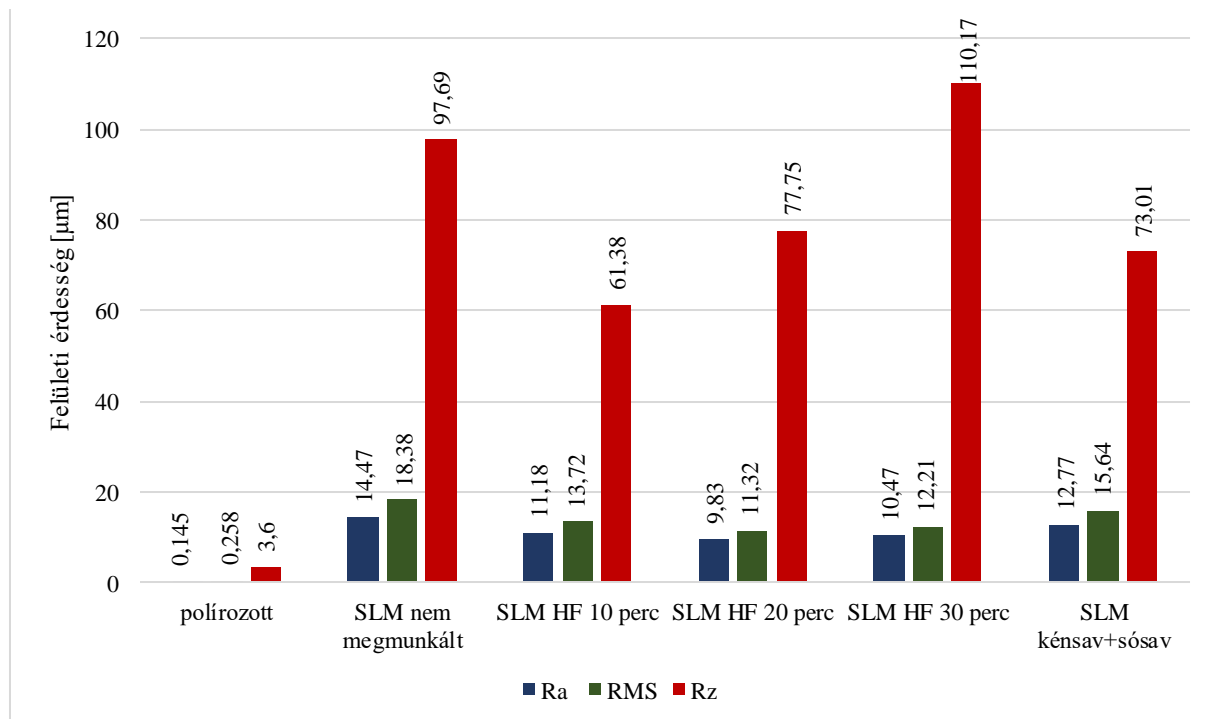


9. ábra:  $S_a$  értéke különböző felületeken [saját ábra]

A felületi érdesség erősen befolyásolja a sejt-növekedés sebességét, a csontszövet növekedésének mértékét, a csontszövet növekedésének orientációját, illetve csontba ágyazódás sikerét [14]. A felületi topográfia az implantátum egyik legjelentősebb tulajdonsága, mivel számos esetben szigorú előírások vonatkoznak az implantátumok felületi minőségére. A felületi minőség befolyásolja az implantáció sikerét. A beültetésre hatással van az implantátum anyaga, a kialakítás, továbbá a csont állapota, ahová az eszközt beültetni kívánják, de döntő szempont a terhelés is. *In-vivo* kísérletek elvégzéséhez sima, érdes és porózus bevonatú titánkorongokon tenyésztett csontsejteket vizsgáltak. A mineralizáció és

kollagéntermelés sebessége az érdes és porózus korongokon gyorsabb, mint a sima felületen. SEM felvételek alapján pedig Hüner és munkatársai azt találták, hogy a titán felületeken a csontsejtek a felületi érdességgel párhuzamosan kezdtek el növekedni. Sima felületen ez a növekedés, illetve az orientáció véletlenszerű volt [15].

F.M. de Souza Soares és kutatócsoportja az átlagos felületi érdességet vizsgálták a 3. Eredmények fejezetben ismertetett felület kezeléseknél. Ra, RMS és Rz értékét megmérték a kezeléseknél megkezdése előtt, illetve a felületmódosításokat követően is. A savas maratás után a felületeket desztillált vízzel és ultrahangos tisztítással kezelték a savmaradványok eltávolítása érdekében. Az eredményeket a 10. ábra mutatja be.



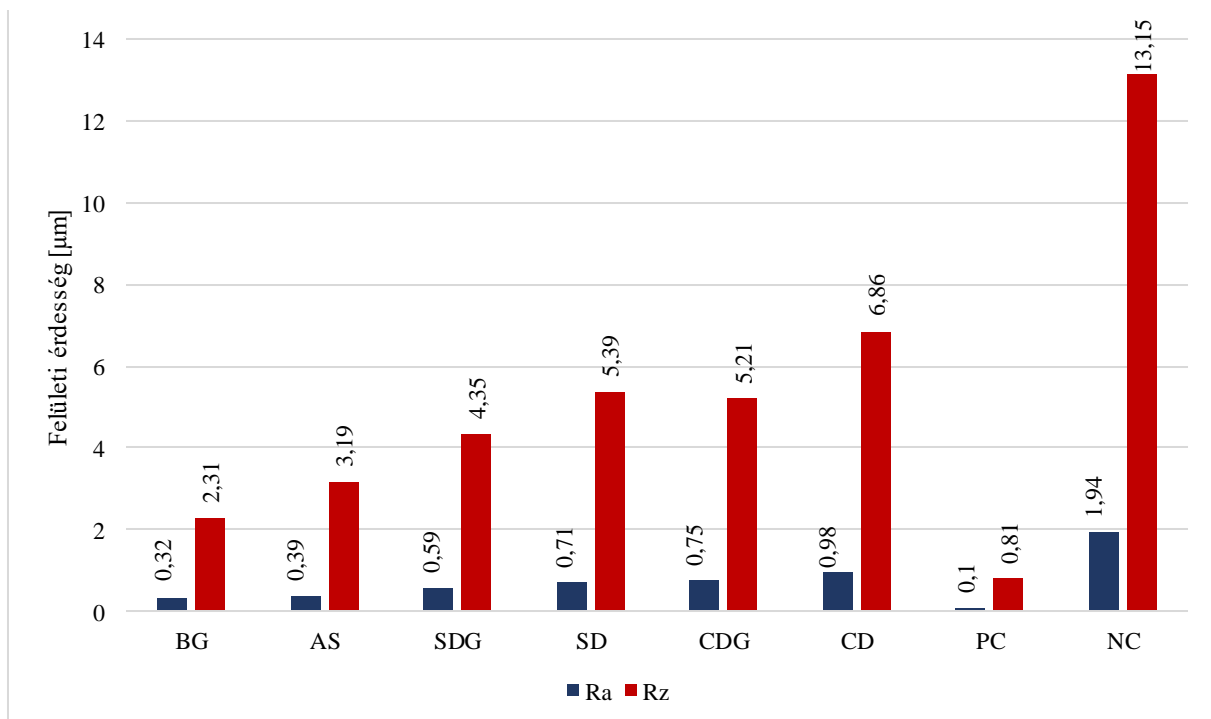
10. ábra: A felületi érdességek alakulása a felületkezelés hatására [saját ábra]

Ahogy az a 10. ábrán is jól látható, a polírozás a felületi érdességeket jelentős mértékben képes csökkenteni, ám ez a módosítás idő és költségigényes, emellett a polírozásra alkalmazott szemcsék és a polírozott anyagból részecskék maradhatnak vissza, amelyek a későbbiekben komplikációt okozhatnak, illetve a gyógyulási folyamatot is késleltetik. A savas maratás esetén a legkedvezőbb Ra és RMS értéket 20 perc HF (hidrogén-fluorid) savban való maratással érték el. Az is látható, hogy az ennél kevesebb idő esetén magasabb Ra és RMS érték mérhető, mivel még nem töltött elegendő időt a darab a savban, hogy az optimális felület kialakulhasson, azonban 30 perc elteltével ismét 20 percesnél magasabb értékek láthatók. Ez azzal magyarázható, hogy a sav nemcsak a felületen lévő részben vagy teljesen meg nem olvadt szemcséket távolítja el a felületről, hanem magát az alapanyagot is oldja, ezzel a felületi érdesség növekedését okozva. A kénsav és sósav elegye 30 perc alatt nagyobb érdességgel rendelkező felületet alakított ki, a 10 perces HF maratásnál nagyobb, de a kezeletlen felülethez képest kisebb érdességgel rendelkező felület maradt hátra a kezelés hatására [29].

Különböző technológiákat alkalmazva a felületi érdesség (Ra) minden esetben 0,5 μm felettinek bizonyult, emiatt alkalmaznak polírozókat (Brownies és Greenies), melynek használatával a felületi



érdesség tovább csökkenthető. Kutatócsoportok (Romeo és m<sup>t</sup>ársai, Schwarz és m<sup>t</sup>ársai, Meier és m<sup>t</sup>ársai, illetve Matarasso és m<sup>t</sup>ársai) is vizsgálták a polírozók hatásait a felületi topológiára. Ezen tanulmányokban a gyémánt és Arkansas polírozók után Brownies és Greenies polírozókat használtak. Ramel és társai a kialakuló felületi topológiákat szuperfinom kísérleti gyémánt polírozókkal (8 és 4  $\mu\text{m}$ ) és egy Arkansas különleges kialakítású alumínium-oxid polírozó alkalmazásával vizsgálták a kísérletek során. Gyémánt polírozók használatával Ra értéke 0,983  $\mu\text{m}$ , Arkansas polírozó esetén pedig 0,394  $\mu\text{m}$ , ezen értékek a Brownies és Greenies által elérhető 0,318  $\mu\text{m}$  felett vannak. A kísérlet eredményeit a 11. ábra foglalja össze. A negatív kontrollhoz (NC) viszonyítva a felület kezeléseket jelentős mértékben csökkentették mind Ra, mind pedig Rz értékét. A felületmódosítás hatására Ra minden kezelés hatására 1  $\mu\text{m}$  alatt van, illetve Rz értéke is NC érték közel fele. A felületi érdességek bár megközelítik, de nem érik el a gyártó által polírozott (PC) minta Ra és Rz értékeit. Ebből az következik, hogy a polírozás nem elhagyható művelet, ezenfelül a felületi érdességet befolyásolja a szemcsék nagysága a szerszám geometria is [30].



11. ábra: A felületi érdesség a felületmódosítás hatására [saját ábra]

## Összefoglalás

A részletes irodalomkutatás során több tanulmányt figyelembe vettünk. Ezáltal képet kaptunk arról, hogy manapság számos gyártó kínál fogászati implantátum alkatrészeket. Mivel minden országban más és más szabványokat alkalmaznak, így valószínűsíthető, hogy a különböző gyártók eltérő szabvány szerint gyártják az alkatrészeket. Azonban kijelenthető, hogy minden alkatrésznek meg kell felelnie az ISO 4287 szabványnak, amely az egészségügyi alkatrészekre és implantátumokra vonatkozik, így biztosítható, hogy bármely gyártó által forgalmazott alkatrészt is választják, az a legmagasabb követelményeknek is eleget tesz. A felületek utókezelését tekintve azt találtuk, hogy majdnem minden esetben csiszolással vagy homokfúvással kezdődik a felületkezelés. Ezt követően savas maratás

következik. Ezek együttes hatására vonatkozólag megállapítható, hogy Ra értéke közel azonos minden alkatrész esetében 1-3  $\mu\text{m}$ , amely ideális a csontbeépüléshez. A szakirodalmak áttekintése során betekintést kaptunk az egyes gyártók által a rögzítő csavarok felületén megjelenő bevonatok alkalmazásába. Kijelenthető, hogy a különféle bevonatok ellenére is azonos a felületkezelések hatása, mivel közel azonos értékű felületi érdességeket kaptak az egyes kutatócsoportok a különböző rögzítő elemeken. Az eredmények alapján elmondható, hogy bár az utókezelések javítják a felületi érdességet, azonban ezek időigényes és költséges folyamatok. Ezért az implantátumokat célszerű olyan technológiával előállítani, amely képes a közel végleges érdességi értékkel gyártani az elemeket. Erre kiváló technológia fémek esetében, vagyis a fogászati pótlások esetében az SLS és az EBM technológia. A felület végső megmunkálásának ideje, így a költsége is a felhasználáshoz szükséges felületi érdesség értékétől függ, azonban fontos kiemelni, hogy akár egy teljes pótlást, akár egy rögzítő elemet kívánunk gyártani a gyártás irányától függően kisebb- nagyobb mennyiségű support-tal számolnunk kell. Ez anyag többletként jelentkezik, amelyet szükséges eltávolítani. A rögzítő elemek alakja és a menetprofilok alakja befolyásolja az implantátum stabilitását a későbbiekben. A négyzet menet geometria kopásállóság szempontjából kevésbé előnyös a nagy érintkezési felület miatt, így az implantátum idővel meglazulhat az állkapocsban, illetve a súrlódás miatt részecskék szabadulhatnak fel, amelyek mellékhatásokat okozhatnak a behelyezés után évekkel is. A menetemelkedés szöge is befolyásolja a beültetés sikerét, illetve a már korábban említett felületkezelések is. Ezáltal kijelenthető, hogy a beültetés sikere számos tényezőtől függ, mind az implantátum, mind pedig a páciens befolyásoló tényező, mivel a csontsűrűség, illetve az állkapocs állapota is számít az implantáció során.

## Összeférhetetlenségek

A szerzők nem ismernek összeférhetlenségi tényezőt.

## Hivatkozások

- [1] A. P. M. Madrida, S. M. Vrech, M. A. Sanchez, A. P. Rodriguez, "Advances in additive manufacturing for bone tissue engineering scaffolds", *Materials Science & Engineering C*, vol. 100, pp. 631-644, March 2019. Accessed: March 13, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.037>
- [2] S. Attarilar, M. Ebrahimi, F. Djavanroodi, Y. Fu, L. Wang, J. Yang, "3D Printing Technologies in Metallic Implants: A Thematic Review on the Techniques and Procedures", *Int J Bioprint*, vol. 7, no. 1, pp. 21-46, December, 2020. Accessed: October 16, 2020, doi: <http://doi.org/10.18063/ijb.v7i1.306>
- [3] M. Meng, J. Wang, H. Huang, X. Liu, J. Zhang, Z. Li, "3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects", *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 42, pp. 94-112, July 2023. Accessed: August 2, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2023.08.004>
- [4] C. M. González-Henríquez, M. A. Sarabia-Vallejos, J. Rodríguez-Hernández, "Polymers for additive manufacturing and 4D-printing: Materials, methodologies, and biomedical applications", *Progress in Polymer Science*, vol. 94, pp. 57-116. Accessed: March 6, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2019.03.001>

- [5] T. M. Shick, A. Z. A. Kadir, N. H. A. Ngadiman, A. Ma'aram, "A review of biomaterials scaffold fabrication in additive manufacturing for tissue engineering", *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*, vol. 34, no. 6. Accessed: September 25, 2019, doi: <https://doi.org/10.1177/0883911519877426>
- [6] T. Tom, S. P. Sreenilayam, D. Brabazon, J. P. Jose, B. Joseph, K. Madanan, S. Thomas, "Additive manufacturing in the biomedical field-recent research developments", *Results in Engineering*, vol. 16, 100661. September 2022, Accessed: September 21, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2022.100661>
- [7] Barfeie, J. Wilson, J. Rees, "Implant surface characteristics and their effect on osseointegration", *British Dental Journal*, vol. 218, E9, January 2015. Accessed: March 13, 2015, doi: 10.1038/sj.bdj.2015.171.
- [8] P. G. Coelho, J. M. Granjeiro, G. E. Romanos, M. Suzuki, N. R. F. Silva, G. Cardaropoli, V. P. Thompson, J. E. Lemons, "Basic Research Methods and Current Trends of Dental Implant Surfaces", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 88 B, no. 2, pp. 579-596. September 2008. Accessed: October 30, 2008, doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31264>
- [9] A. I. Nicolas-Silvente, E. Velasco-Ortega, I. Ortiz-Garcia, L. Monsalve-Guil, J. Gil, A. Jimenez-Guerra, "Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition", *Materials*, vol. 13, no. 2, E314. January 2020, Accessed: January 9, 2020. doi:10.3390/ma13020314
- [10] J. D. C. Tardelli, A. C. D. Firmino, I. Ferreira, A. C. dos Reis, "Influence of the roughness of dental implants obtained by additive manufacturing on osteoblastic adhesion and proliferation: A systematic review", *Heliyon*, vol. 8, no. 12, E12505, December 2022. Accessed: December 25, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12505>
- [11] M. Javaida, A. Haleem, "Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review", *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, vol. 9, no. 3, pp. 179-185, April 2019. Accessed: April 16, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.04.004>
- [12] M. Vignesh, G. Ranjith Kumar, M. Sathishkumar, M. Manikandan, G. Rajyalakshmi, R. Ramanujam, and N. Arivazhagan, "Development of Biomedical Implants through Additive Manufacturing: A Review", *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 18, E100462, September 2023, October 1, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apsadv.2023.100462>
- [13] M. Leary, "Design of titanium implants for additive manufacturing," in *Titanium in Medical and Dental Applications*, F. H. Froes and M. Qian, Eds. Cambridge, Cambridgeshire, United Kingdom: Woodhead, 2018, pp. 203-224, doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812456-7.00009-3>
- [14] L. Yujing, W. Wei, Z. Lai-Chang, "Additive manufacturing techniques and their biomedical applications", *Family Medicine and Community Health*, vol. 5, no. 4, pp. 286-298, October 2016. Accessed: December 1, 2017, doi: 10.15212/FMCH.2017.0110
- [15] B. Hüner, M. Kıstı, S. Uysal, İ. Nur Uzgören, E. Özdoğan, Y. O. Süzen, N. Demir, M. F. Kaya, "An Overview of Various Additive Manufacturing Technologies and Materials for Electrochemical

Energy Conversion Applications”, *ACS Omega*, vol. 7, no. 45, pp. 40638-40658, October 2022. Accessed: November 3, 2022, doi: <https://doi.org/10.1021/acsomega.2c05096>

- [16] P. Szymczyk-Ziółkowska, M. B. Labowska, J. Detyna, I. Michalak, P. Gruber, “A review of fabrication polymer scaffolds for biomedical applications using additive manufacturing techniques”, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 2, pp. 624-638, January 2020. Accessed: February 20, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2020.01.015>
- [17] L. R. R. da Silva, W. F. Sales, F. d. R. Campos, J. A. G. de Sousa, R. Davis, A. Singh, R. T. Coelho, B. Borgohain, “A comprehensive review on additive manufacturing of medical devices”, *Progress in Additive Manufacturing*, vol. 6, pp. 517-553, April 2021. Accessed: May 4, 2021, doi: <https://doi.org/10.1007/s40964-021-00188-0>
- [18] N. J. Hallab, J. J. Jacobs, “Orthopedic Applications,” in *Biomaterials Science*, 4<sup>th</sup> ed. W. R. Wagner, G. Zhang, S. E. Sakiyama- Elbert, M. J. Yaszemski, Eds. Cambridge, Massachusetts, USA Academic Press, 2020, pp. 1079-1118, doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816137-1.00070-2>
- [19] A. A. Zadpoor, J. Malda, “Additive Manufacturing of Biomaterials, Tissues, and Organs”, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 1-11. Accessed: September 8, 2016, doi: <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1719-y>
- [20] S. R. Paital, N. B. Dahotre, “Calcium phosphate coatings for bio-implant applications: Materials, performance factors, and methodologies”, *Materials Science and Engineering R*, vol. 66, pp. 1-70, May 2009. Accessed: July 22, 2009, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mser.2009.05.001>
- [21] A. El Hassanin, G. Quaremba, P. Sammartino, D. Adamo, A. Miniello and G. Marenzi, “Effect of Implant Surface Roughness and Macro- and Micro-Structural Composition on Wear and Metal Particles Released”, *Materials* 2021, vol. 14, no. 22, E6800, October 2021. Accessed: November 11, 2021, doi: <https://doi.org/10.3390/ma14226800>
- [22] M. J. Mirzaali, V. Moosabeiki, S. M. Rajaai, J. Zhou, A. A. Zadpoor, “Additive Manufacturing of Biomaterials—Design Principles and Their Implementation”, *Materials* 2022, vol. 15, no. 15, E5457, July 2022. Accessed: August 8, 2022, doi: <https://doi.org/10.3390/ma15155457>
- [23] M. Tilton, G. S. Lewis, G. P. Manogharan, “Additive Manufacturing of Orthopedic Implants,” in *Orthopedic Biomaterials*, 1<sup>st</sup> ed. B. Li, T. Webster, Eds. Cham, Schweiz, Springer International Publishing AG, 2018, pp. 21-55, doi: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-89542-0\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-89542-0_2)
- [24] A. B. Novaes Jr. S. L. S. de Souza; R, pp. 496-500. R. M. de Barros; K. K. Y. Pereira; G. Iezzi; A. Piattelli, “Influence of Implant Surfaces on Osseointegration”, *Brazilian Dental Journal*, vol. 21, no. 6, pp. 471-481, November 2010. Accessed: January 17, 2011, doi: <https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000600001>
- [25] M. M. Shalabi, A. Gortemaker, M. A. Van't Hof, J. A. Jansen, N. H. J. Creugers, “Implant Surface Roughness and Bone Healing: a Systematic Review”, *Journal of Dental Research*, vol. 85, no. 6, pp. 496-500, November 2005. Accessed: June 2006, <https://doi.org/10.1177/154405910608500603>
- [26] L. Lebea, H. M. Ngwangwa, D. Desai, F. Nemavhola, “Experimental investigation into the effect of surface roughness and mechanical properties of 3D-printed titanium Ti-64 ELI after heat

treatment”, *International Journal of Mechanical and Materials Engineering*, vol. 16, no. 16, October 2021. Accessed: November 17, 2021, doi: <https://doi.org/10.1186/s40712-021-00138-2>

- [27] M. Strickstock, H. Rothe, S. Grohmann, G. Hildebrand, I. M. Zylla and K. Liefeth, “Influence of surface roughness of dental zirconia implants on their mechanical stability, cell behavior and osseointegration”, *BioNanoMaterials*, vol. 18, no. 1-2, E20160013, December 2016. Accessed: January 25, 2017, doi: 10.1515/bnm-2016-0013
- [28] H. Liu, M. X. Gan, W. Zhai, X. Song, “Design and additive manufacturing of root analogue dental implants: A comprehensive review”, *Material & Design*, vol. 236, 112462, November 2023. Accessed: November 5, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112462>
- [29] F. M. de Souza Soares, D. M. Barbosa, H. P. R. Corado, A. I. de Carvalho Santana, C. N. Elias, “Surface morphology, roughness, and corrosion resistance of dental implants produced by additive manufacturing”, *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 21, pp. 3844-3855, November-December 2022. Accessed: October 23, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.10.114>
- [30] C. F. Ramel, A. Lüssi, M. Özcan, R. E. Jung, C. H. F. Hämmerle, D. S. Thoma, “Surface roughness of dental implants and treatment time using six different implantoplasty procedures”, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 7, no. 7, pp. 776-781, September 2015. Accessed: July 31 2015, doi: 10.1111/clr.12682



© 2025 by the authors. Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).