

Cílem výzkumu bylo vytvořit nový technologický postup pro zhotovení biokeramické vrstvy pevně adheující ke kovovému podkladu slitiny titanu s krystalickým, neresorbovatelným povlakem v tenké vrstvě. Z fyzikálních analýz vzorků vyplývá, že sendvičový povrch z oxidu zirkoničitého a hydroxyapatitu vytvořený pulsní laserovou depozicí na titanové slitině tyto podmínky splňuje. Z mechanického hlediska je samostatný hydroxyapatit velmi křehký a nemůžeme ho použít jako nosnou část implantátu. Zirkon má bezpochyby lepší mechanické vlastnosti než ostatní biomateriály (jako Ti 6Al 4V, CoCr slitina) a jeho biokompatibilita je také zřejmá. Při použití implantátů pokrytých HA byla pozorována rychlejší a kvalitnější oseointegrace implantátu. Celistvá HA vrstva na titanovém implantátu zvyšuje stabilitu implantátu a biointegraci do kostní tkáně.

Našimi studiemi jsme prokázali u sendvičových i u zirkonových vrstev typický povrch s drobnými kapičkami. Průměr kapiček byl u povlaků se zirkonem přibližně stejný v rozsahu 1 - 5 μm a u sendvičových povlaků se zirkonem a HA byla velikost kapek 5 - 20 μm . Relativní nerovnost povrchu vzorků je v přímé souvislosti s technikou pulsní laserové depozice. Tato skutečnost by mohla mít pozitivní vliv na vhojení povlakovaného implantátu.

Všechny zirkonové povlaky jsme shledali při různých depozičních podmínkách jako amorfni. Vrstvy HA vytvořené ArF laserem jsme popisujeme jako krystalické, zatímco vrstvy vytvořené KrF byly amorfni nebo jen částečně krystalické. Důvodem není pouze jiná vlnová délka použitého laseru, ale i hustota energie a atmosféra v depoziční komoře.

Testem přilnavosti povlaků jsme prokázali kritické hodnoty v rozmezí 3,0 - 9,5 N. Za depoziční teploty 20 °C nebyly přítomné žádné praskliny v zirkonové vrstvě. Tyto hodnoty napovídají, že další depozice zirkonové vrstvy k vytvoření sendvičového povlaku bychom měli provádět při pokojové teplotě. Průměrný poměr Ca/P u vytvořených HA vrstev byl u vzorků ZHA 21-24 1,65. Tato hodnota se blíží hodnotě stechiometrického poměru Ca/P přírodního HA, která je 1,67. Optimální poměr Ca/P HA vrstev lze získat při teplotě podložky 600 °C a při pracovní atmosféře obsahující vodní páry a argon. Kontaktní úhly u sendvičového vzorku a titanové slitiny jsou v rozmezí optima pro sorpci proteinů. Všechny hodnoty kontaktního úhlu poklesly při vložení terčíků do média H-MEM, které obsahuje proteiny. Nepozorovali jsme změny hodnot kontrolního tkáňového polystyrenu, který je všeobecně brán jako ideální povrch pro buněčnou kultivaci. Pokles kontaktního úhlu je známkou proteinové sorpce na povrchu vzorku.

Závěrem můžeme konstatovat fakt, že zirkonová vrstva dostatečně silně adheuje k titanové slitině a umožňuje depozici krystalického HA, a tak zajišťuje vhodné materiálové podmínky pro možnou oseointegraci implantátu, protože krystalická struktura hydroxyapatitu je odolnější a neměla by podléhat desintegraci. Zirkonovou mezi vrstvou je vhodné deponovat za pokojové teploty, hydroxyapatit za zvýšené teploty 600 °C. Nastavení kombinace depozičních podmínek uvedených v tabulkách se jeví výhodné.

Předpokládáme, že využití titanových implantátů s hydroxyapatitovou vrstvou povede k rychlejšímu funkčnímu a estetickému ošetření pacientů v důsledku zkrácení doby od zavedení implantátu až do celkové protetické rekonstrukce.