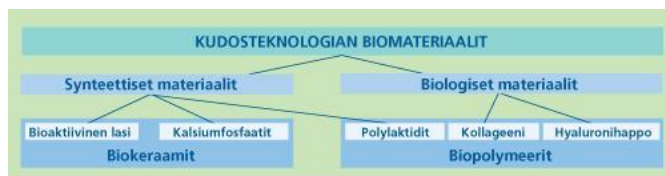


Kudosteknologiassa käytettävät biomateriaalit voidaan jakaa alkuperänsä mukaan kahteen luokkaan: biologisiin ja synteettisiin (kuvio 1). Biologisista eli luonnosta peräisin olevista materiaaleista hyödynnetään kudosteknologiassa yleisimmin soluväliaineen muodostavia biokemiallisia rakenteita. Synteettisten materiaalien kirjo sisältää polymeerejä, biokeraameja ja yhdistelmämateriaaleja eli komposiitteja.

Koska kollageenia ja hyaluronihappoa on nisäkkäiden elimistössä, on niiden hyödyntäminen kudosten kasvattamisen alustaksi ollut luonnollinen lähestymistapa kudosteknologiassa. Niiden biologinen aktiivisuus on erinomainen, mutta hajoamisnopeus ja mekaaniset ominaisuudet voivat vaihdella merkittävästi varsinkin, jos ne on valmistettu eristämällä kudoksista. Myös materiaalien saatavuuden ja tasalaatuisuuden ylläpitäminen voi olla haastavaa. Siksi myös synteettisten materiaalien kehittämisestä ja hyödyntämisestä kudosteknologisissa sovelluksissa ollaan kiinnostuneita.

Synteettisistä materiaaleista tunnetuimmat ovat biohajoavat polymeerit kuten polylaktidit ja biokeraamit kuten hydroksiapatiitti, trikalsiumfosfaatti sekä bioaktiivinen lasi. Polylaktidit ovat maitohaposta valmistettuja ”biomuoveja”, joiden ominaisuuksia voidaan helposti muokata jäykästä ja sitkeästä joustavaksi ja pehmeäksi. Vesimolekyylit pilkkovat polylaktidien rakennetta ja hajoamistuotteet poistuvat elimistöstä pääosin aineenvaihdunnan kautta. Polylaktidien biohajoamisen nopeus voidaan nykyään tarkasti ennakoida (Ellä ym. 2011, Paakinaho ym. 2011).

Kudosteknologiassa hyödynnettävien biokeraamien erityisominaisuus on osteokonduktiivisuus eli ne edistävät luun kasvua pintaansa pitkin ja rakenteeseensa sisään. Näitä bioaktiivisia ja biohajoavia keraameja onkin käytetty erityisesti luun kudosteknologiassa.



Kuvio 1. Muutamia esimerkkejä kudosteknologian biomateriaaleista.

Biomateriaalien ja skaffoldien kehityksellä kohti kliinisiä sovelluksia

Ensimmäiset tutkitut kudosteknologian sovellukset perustuivat solujen viljelyyn biomateriaaliin elimistön ulkopuolella fysiologista ympäristöä matkivassa bioreaktorissa. Tällainen kudosteknologinen tuote on usein hidas toteuttaa ja vaatii tyypillisesti potilaan leikkaamista useampaan kertaan. Samoin solujen viljelyvaihe monimutkaistaa tuotteistamisen viranomaiskäsitelyä.

Nykyään halutaan pyrkiä hoitoihin, jotka voidaan toteuttaa yhdessä leikkauksessa, jolloin soluja ei tarvitsisi kasvattaa laboratorioissa. Tällainen tuote on ennemmin lääkinällinen laite. Esimerkiksi akuuttiin vammaan kudosteknologista implanttia voidaan tarvita nopeasti, jolloin materiaalien ja huokosrakenteen pitäisi olla räätälöity siten, että solut helposti tunkeutuvat skaffoldiin sitä ympäröivästä terveestä kudoksesta. Skaffoldin tulisi lisäksi olla helposti käsiteltävä ja muotoiltava. Tällaisiin ominaisuuksiin päästään yhdistämällä komposiitiksi synteettistä ja biologista ainetta. Näin voidaan tulevaisuudessa luoda toiminnallisesti räätälöityjä biohajoavia materiaaleja jopa kokonaisten elinten kasvattamiseen.

Kaarlo Paakinaho

Tutkija, DI Biolääketieteen tekniikan laitos, Tampereen teknillinen yliopisto

Minna Kellomäki

Professori, TKT Biolääketieteen tekniikan laitos, Tampereen teknillinen yliopisto

KIRJALLISUUTTA

Ellä V, ym. Process-induced monomer on a medical-grade polymer and its effect on short-term hydrolytic degradation. *Journal Appl Polymer Sci* 2011; 119: 2996–3003

Paakinaho K, ym. Effects of lactide monomer on the hydrolytic degradation of poly(lactide-co-glycolide) 85L/15G.

J Mech Behav Biomed Mater 2011; 4: 1283-90.