

# Luun biomekaniikka, mihin luutäytteen tulee sopeutua?

Vesa Lepola, HYKS, Jorvin sairaala

The material and structural properties of bone determine its strength. Bone must be stiff, i.e. resistant to bending, so that mobility and loading are possible. On the other hand, bone must be elastic so that it can absorb energy during dynamic loading. These properties, on the material level, are achieved by varying the mineral content vs. collagen in bone. On the structural level, also bone geometry and architectural properties are important for its strength .

Luun biomekaanisista ominaisuuksista puhuttaessa on erotettava kaksi asiaa; 1) Luukudoksen biomekaaniset ominaisuudet kudostasolla, materiaana, sekä 2) luun biomekaaniset ominaisuudet rakenteena, anatomisena yksikkönä. Jälkimmäinen koostuu kudostason ominaisuuksista yhdistettynä luun massaan, kokoon ja arkkitehtuuriseen rakenteeseen.

## Peruskäsitteitä

Luun kuormituksella on kolme perustyyppiä: venytys (tensio), puristus (kompressio), ja leikkaava voima (shear). Elävässä elämässä nämä voimat yhdistyvät erilaisiksi, joskus hyvinkin monimutkaisiksi kuormituksiksi. Pelkän venytyksen ja puristuksen lisäksi yleisimmät kuormitukset ovat taivutus (bending)- ja kiertokuormitus (torsio). Taivutus on yhdistelmä venytys- ja puristusvoimia, kierto puolestaan aiheuttaa leikkaavia voimia koko luun pituudelle. Lisäksi luuhun kohdistuu iskukuormitusta, joka on monen murtuman – esim. lonkkamurtuman – tyyppillinen syntymekanismi.

Luun materiaalisia ominaisuuksia voidaan mitata tekemällä biomekaanisia mittauksia vakio-olosuhteissa, samaan muotoon ja kokoon preparoiduilla luupalasilla. Näitä mittauksia voidaan tehdä kuori- ja hohkaluulle erikseen. Kun luupalaseen kohdistetaan esim. puristava voima, luun muoto muuttuu. Samanaikaisesti luun sisään muodostuu sisäisiä voimia vastus-

tamaan kuormitusta. Tätä luun sisälle muodostuvaa voimaa voidaan kutsua termillä jännitys (stress). Se jakautuu mitattavan luupalasen poikkipinnan alueelle, joten sen yksikkönä on voima / pinta-ala, yleensä käytetään Newtonia / neliometri (N/m<sup>2</sup>). Luun kokeamalla suhteellisella muodonmuutoksella (strain) ei ole yksikköä, ja se ilmaistaan yleensä prosentteina, (esim. kompressiossa tapahtunut puristuma jaettuna kappaleen alkuperäisellä pituudella x 100). Jännityksen ja suhteellisen muodonmuutoksen suhdetta esittämään käytetään kuvaajaa (stress-strain –käyrä), joka kuvaa siis luun materiaalisia ominaisuuksia. Kuvaajasta pystytään määrittämään myös materiaalin jäykkyys (stiffness) (kuva 1).

Kun kokonaista luuta kuormitetaan, sen mekaaniset ominaisuudet riippuvat siis paitsi luun materiaalisista ominaisuuksista, myös luun koosta ja muodosta. Tällöin em. kuormituskäyrää nimitetään kuormitusmuodonmuutos -käyräksi (load-deformation -käyrä) (kuva 1). Kuormituksen yksikkönä vertikaalisessa kuormituksessa on newton (N), kiertokuormituksessa puolestaan newtonmetri (Nm). Deformaatio on luun kokema muodonmuutos ennen murtumistaan. Aksiaalissa kuormituksessa se määritetään millimetreinä (mm), kiertokuormituksessa asteina. Kuormituksen ja muodonmuutoksen suhde (kuormitus-muodonmuutos -kuvaajassa käyrän lineaarisen osan jyrkkyys) kuvaa luun jäykkyyttä (rigidity), joka kuvastaa luun

kykyä vastustaa deformaatiota kuormituksen aikana. Jäykkyyden yksikkö aksiaalisessa kuormituksessa on N/mm, ja kiertokuormituksessa Nm x aste.

Kortikaalinen luu on viskoelastinen ja anisotrooppinen materiaali. Viskoelastisuus tarkoittaa sitä, että kuormitusnopeus vaikuttaa materiaalin lujuuteen. Anisotrooppisuus puolestaan sitä, että lujuuteen vaikuttaa kuormituksen suunta.

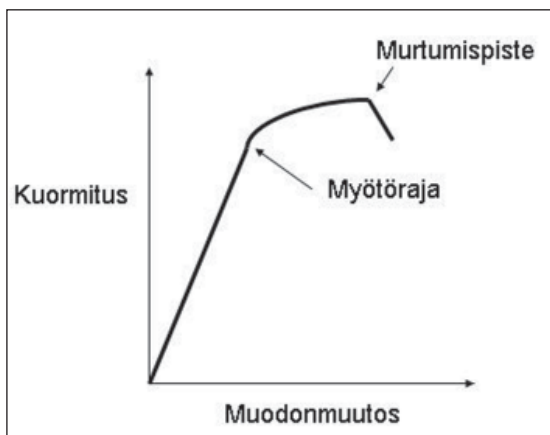
### Luun rakenne vastaa tarkoitusta

Luun täytyy olla jäykkä (vastustuskykyä väännöille), jotta liikkuvuus ja kuormitus olisi mahdollista. Toisaalta luun pitää olla joustava, jotta se kykenee absorboimaan energiaa kun luu dynaamisessa kuormituksessa deformoituu ja palautuu entiseen muotoonsa vahingoittumattomana. Elimistö saa aikaan nämä vastakkaiset ominaisuudet osaksi säätelemällä mineraalin ja kollageenin pitoisuuksia luussa. Toisaalta nämä ominaisuudet määräytyvät luun geometrian ja arkkitehtuurin myötä.

Mitä suurempi luun mineraalipitoisuus on, sitä jäykempi luu on ja sitä suurempia maksimivoimia se sietää. Toisaalta liian suuri mineraalipitoisuus on kuitenkin haitaksi. Kun mineraalipitoisuus on korkea, luun kyky sietää kuormitusta ilman että siihen tulisi mikromurtumia ym. vaurioita, heikkenee. 100 %:sti

mineralisoitunut luu on jäykkä mutta hauras (kuten liitu), ja murtuu helposti iskukuormituksessa. Voidaan sanoa että luonto valitsee materiaalin käyttötarkoituksen mukaan. Äänisignaaleja johtavien korvan kuuloluiden pitää olla jykkiä ja ne ovatkin n. 90%:sti mineralisoituneita. Poron sarvien luuaines on vain kohtalaisesti mineralisoitunutta. Niiden ei tarvitse kantaa painoa mutta ne sietävät kamppailussa kovaa vääntöä ja deformaatiota murtumatta.

Myös luiden geometria, arkkitehtuuri, vaihtelee suuresti käyttötarkoituksen mukaan. Pitkät putkiluut (erityisesti alaraajoissa) ovat painoa kantavia, eivätkä siten saisi taipua paljoa – eli niiden pitää olla enemmän jykkiä kuin joustavia. Putkiluissa mineralisoitunut kuoriluu sijoittuu varsinkin etäälle luun pitkittäisakselista ja siten tekee luun vastustuskykyiseksi vääntäville voimille enemmän kuin jos sama luuaines olisi sijoittunut lähelle pitkittäisakselia (inertiamomentti). Luun koko on myös tärkeä mekaniikkaan vaikuttava tekijä. Kompressiossa isompi luu on lujempi koska siinä voima jakaantuu isommalle alueelle. Selkänikama ei kestä niin suuria yksittäisiä voimia kuin putkiluu, mutta on puolestaan joustavampi. Selkänikaman hohkamainen rakenne, jossa luutrabeekkelit ovat hunajakennomaisesti yhdistyneet toisiinsa, toimii ikään kuin jousen tavoin ja sallii suuremman deformaation ja energiaabsorption kuormituksessa. Hohkaluun lujuutta ja jäykkyyttä määrää eniten rakenteen tiheys.



Kuva 1:

Yksinkertaistettu kuvaaja luun kuormituksen ja muodonmuutoksen suhteesta. Käyrän lineaarinen osa kuvaa luun elastista muodonmuutosta, jossa luun deformaatio lisääntyy lineaarisesti kuorman kasvaessa.

Jos kuormitus lopetetaan tämän vaiheen aikana, luun muoto palautuu ennalleen. Käyrän jyrkkyys tällä alueella kuvaa materiaalin tai rakenteen jäykkyyttä (stiffness, rigidity).

Jos kuormitusta jatketaan yli elastisen deformaation alueen, kuormitus aiheuttaa pysyviä muutoksia luun rakenteeseen. Tätä käyrän loppuosaa myötörajaa (yield point) jälkeen kutsutaan plastiseksi deformaatioksi.

Plastisen deformaation jälkeen rakenne lopulta murtuu murtumispisteessä.

Huomaa, että tarkempi terminologia vaihtelee riippuen siitä testataanko luukudoksen materiaalisia vaiko koko luun rakenteellisia ominaisuuksia (ks. teksti).

Nämä materiaaliset ja geometriset ominaisuudet pidetään yllä ja niitä muokataan luun normaalin aineenvaihdunnan (remodelaatio) avulla. Klassisen Wolffin lain mukaan luu adaptoituu kuormitukselle. Muutokset luun aineenvaihdunnassa (esim. osteoporoosissa) voivat muuttaa sekä luun materiaalisia ominaisuuksia (esim. luun mineraalipitoisuutta) että toisaalta luun arkkitehtuuria (esim. trabekkelirakenteen muutos tai kuoriluun ohentuminen).

### *Luunkorvikkeet*

Luunkorvikkeiden biomekaanisista ominaisuuksista esimerkkinä mainittakoon kalsiumfosfaattisementit, joita yleisesti käytetään hohkaluupuutosten paikkaamiseen. Käyttötarkoitukseensa sopien ne ovat kompressiolujuudeltaan vahvempia kuin hohkaluu, toisaalta kuitenkin selvästi heikompia kuin kortikaalinen luu. Niiden kyky vastustaa venyttäviä ja leikkaavia voimia on varsin heikko, mikä rajoittaa niiden käyttötarkoituksen. Käytännössä ortopedin tulee tietää käyttämistään luunkorvikkeista niiden perusbiomekaaniset ominaisuudet ja mitenkä ne suhtautuvat luun omaan biomekaniikkaan, jotta luunkorvikkeen käyttö olisi mekaaniselta kannalta tarkoituksenmukaista.

### *Kirjallisuusviitteet*

1. Seeman E: Bone quality. *Adv Osteoporotic Fract Manag* 2002;2:2-8.
2. Lepola V: The effect of clodronate on bone mechanical strength in experimental osteoporosis in rats. *Acta Universitatis Ouluensis D Medica* 330. Väitöskirja, Oulun yliopisto 1995.
3. Huiskes R, Van Rietbergen B: Biomechanics of bone. Ss. 123-179 kirjassa Mow C, Huiskes R (toim.) *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology*. 3. painos, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2005.
4. Keating JF, McQueen MM: Substitutes for autologous bone graft in orthopaedic trauma. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83B:3-8.