

Abduktiokulman vaikutus lonkkatekonivelen sementoidun UHMWPE-kupin toimivuuteen

(The effect of abduction angle on the performance of cemented UHMWPE acetabular cup of total hip replacement)

Petteri Väänänen*, Arto Koistinen*, Seppo S. Santavirta**, Rami K. Korhonen* ja Reijo Lappalainen*

* Sovelletun fysiikan laitos, Kuopion yliopisto, ** Ortopedian ja traumatologian laitos, Helsingin yliopisto

Abduction angle of the acetabular cup is a significant geometrical parameter in total hip replacements (THRs). In clinical data the abduction angle is found to vary in a wide range from 0° to 85° although an optimum value is about 35° - 45°. We studied the effect of the abduction angle on the performance of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) cups using a cyclic fatigue testing with two cup models, Link IP (centric) and Link Lubinus Eccentric. The acetabular cups (N = 12) were cemented either in 45° or 60° abduction angle. Both cup designs turned out to be very stable, the average deformation being 11 µm. However, significant differences were found between the abduction angles. Deformation of the cement mantle was also low, i.e. 0 - 60 µm. This might be one explanation for the good clinical record of these implants, which also show low wear rates. In clinical use, other effects of incorrect abduction angle may cause malfunctioning of THRs, too.

Eräs tärkeimmistä lonkkatekonivelen toimintaan vaikuttavista geometrisista tekijöistä on kupin abduktiokulma. Lonkkatekonivelen kuppi pyritään yleensä asentamaan noin 45° abduktioon (ja 10 - 20° anteversioon), vaikka pienemmätkin abduktiokulmat (35 - 45°) on todettu useissa tutkimuksissa optimaalisiksi usean tekonivelen toimintaan vaikuttavan asian kannalta. Kliinisissä sarjoissa kuppien abduktiokulman on todettu vaihtelevan jopa 0 - 85° välillä (1, 2). Abduktiokulman on osoitettu vaikuttavan muun muassa lonkkatekonivelen liikelaajuuksiin, dislokoitumiseen, osteolyysin esiintymiseen, kupin kulumisen suuntaan ja kuormituksen jakaantumiseen kuppiosassa (3, 4). Sitä vastoin abduktiokulman vaikutuksen osuus lonkkatekonivelen kupin kulumisen suuruuteen on tutkimusten mukaan vielä epäselvää ja tulokset ovat osittain ristiriitaisia. Polyeteenistä valmistetun kupin kulumisen ja siitä aiheutuvat ongelmat ovat kuitenkin yksi tärkeimmistä lonkkatekonivelen toimintaa haittaavista tekijöistä. Abduktiokulmalla on tutkimusten mukaan ainakin välillinen vaikutus useaan implantin toiminnan kannalta kriittiseen ilmiöön, jotka ovat yhteydessä kulumiseen (1, 5-7).

Tämän työn tavoitteena oli tutkia lonkkatekonivelen kupin abduktiokulman vaikutusta

kupin toimivuuteen pitkäkestoisen syklisen rasituskokeen avulla simulaattoritestissä. Testauksessa pyrittiin löytämään väsymiskäyttäytymiseen liittyviä mahdollisia kriittisiä tekijöitä, joita voitaisiin jatkossa testata ja tutkia tarkemmin kokeellisesti tai kliinisen aineiston ja tietokonesimulaatioiden avulla. Testaukseen valittiin kaksi Suomessa kliinisesti hyvin toimivaa lonkkatekonivelen kuppimallia (IP ja Lubinus Eccentric; Waldemar Link GmbH & Co, Hampuri, Saksa), joiden keskeisin ero on kuppien muotoilu ja varsinkin keskisyys/epäkeskyys. Molemmat kuppimallit on valmistettu ristosilloitetusta polyeteenistä ja kiinnitetään luusementillä. Testauksen pitkän keston vuoksi tutkittavat abduktiokulmat rajoitettiin kahteen (45° ja 60°) ja lisäksi tutkittiin Eccentric-kupin kierron vaikutusta. Näin testaus pystyttiin toteuttamaan kokonaisuudessaan noin 8 kuukauden aikana käyttämällä yhteensä kahtatoista (N = 12) tekoniveltä, kahta rinnakkaista näytettä ja kuutta eri mittausasetelmaa. Testaukset toteutettiin standardin mukaista kuormitusta käyttäen kunkin nuppi-kuppi -parin osalta viiden miljoonan askeleen kuormitusta (eli viiden vuoden kliinistä käyttöä) vastaavaan kokonaissyklimäärään saakka.

Aineisto ja menetelmät

Implantit

Testattaviksi implanteiksi valittiin kaksi Suomessa kliinisesti hyvin toimivaa (8) lonkkatekonivelen kuppimallia: IP ja Lubinus Eccentric (Waldemar Link GmbH & Co, Hampuri, Saksa). Näiden komponenttien keskeisin ero on muotoilussa ja varsinkin keskisyydessä/epäkeskisyydessä. Lisäksi kuppien halkaisijat ovat erilaiset: IP-kupin halkaisija on 28 mm ja Eccentric-kupin halkaisija on 28.5 mm. Molempien mallien nupprien nimellishalkaisija on 28 mm. Molemmat kuppimallit on valmistettu osittain ristisilloitetusta polyeteenistä ja kiinnitetään luusementillä (Taulukko 1).

Implantit kiinnitettiin metallisiin kuppipitimiin Palagos® R-40 cum Gentamicin-luusementillä (Schering-Plough Europe, Bryssel, Belgia) joko 45° tai 60° abduktiokulmiin. Lisäksi Eccentric-kupilla tutkittiin kupin kierron (60°) vaikutusta kupprien muovautumiseen molemmilla abduktiokulmilla. Testauksen pitkän keston vuoksi tutkittavat abduktiokulmat rajoitettiin kahteen.

Syklinen rasitustestaus

Syklinen väsymistestaus toteutettiin Kuopion yliopiston sovelletun fysiikan laitoksella dynaamisella Instron 8874 -koestuslaitteistolla (Instron Co, Canton, Mass., USA) (Kuva 1). Kutakin testiasetelmaa kohden oli kaksi vertailuparia ja nuppi-kuppi -pareja kuormitettiin 5 Hz:n taajuudella viiden miljoonan kuormitus- ja kuormitusajan, joka vastaa keskimäärin 5 vuoden kliinistä käyttöä. Näin testaus pystyttiin kokonaisuudessaan toteuttamaan noin 8 kuukauden aikana käyttämällä yhteensä kahtatoista (N = 12) tekoniveltä ja kahta rinnakkaista verrokkia.

Kehon olosuhteiden simuloimiseksi testaus tehtiin laimennetussa naudan seerumissa, jonka proteiinipitoisuus oli 35 mg/ml. Testauksen aikana seerumin lämpötilaa ja pH:ta tarkkailtiin säännöllisesti. Implantit oli asetettu anatomisesti oikeaan asentoon ja kuormituksena käytettiin standardin mukaisista, kävelyä vastaavaa ns. Paulin kuormituskäyrää, jonka maksimi oli 3.0 kN (noin 300 kg).

Muovautumisen määrittäminen

Sekä kupprien maljaosan että luusementti-kiinnityksen muovautuminen määritettiin koordinaattimittalaitteella Dea Global C 091508 (Dea, Torino, Italia) ennen rasitustestausta ja sen jälkeen. Laitteistolla määritettiin mitattavien kappaleiden pinnat ja ne sijoitettiin kolmiulotteiseen koordinaatistoon, jossa kupin maljaosan muoto ja koko voitiin määrittää matemaattisen sovituksen avulla. Sovituksessa maljaosan pinnan mittaustietoon sovitettiin kuormitusalueelle pallopinta, jonka koko ja keskipisteen paikka määritettiin.

Syklisen rasituksen jälkeen kupin muovautuminen (eli nupin penetroitumisen suuruus ja suunta) määritettiin maljaosan pintaa vastaavan pallopinnan siirtymänä. Luusementin muovautuminen saatiin mitatuksi suoraan implanttikupin ulkoreunan siirtymästä metalliseen kuppipidikkeeseen nähden.

Tulokset

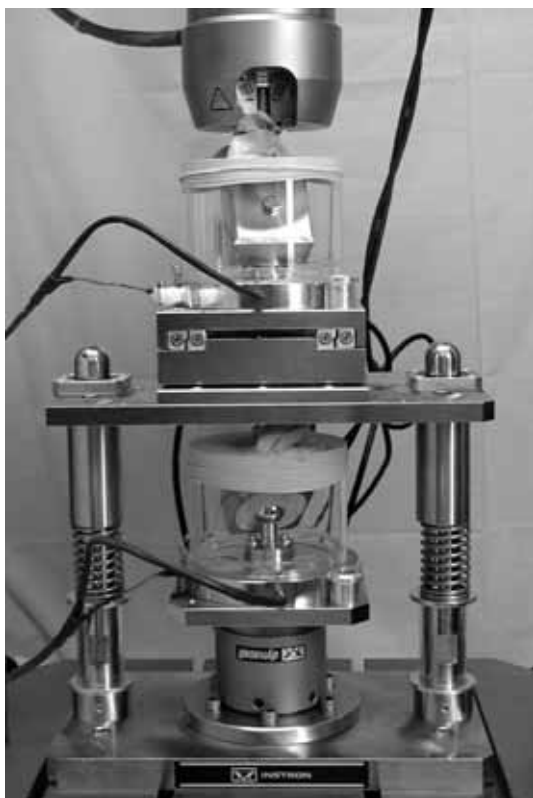
Implanttien muovautuminen

Kuvassa 2 on esitetty kupprien maljaosaan sovitettujen pallopinnan siirtymät eli nupin penetroituminen miljoonaa sykliä kohti. Siirtymien suuruutta miljoonaa kuormitus- ja kuormitusajan, joka vastaa keskimäärin 5 vuoden kliinistä käyttöä, kohti käytetään yleisesti verrattaessa simulaattoritestauksessa tapahtunutta muovautumista vuoden kliinisen käytön keskimäärin aiheuttamaan muovautumiseen.

Kaikki testausasetelmat huomioon ottaen havaittiin, että kupprien muovautuminen oli merkitsevästi ($p < 0.05$, Mann-Whitney) suurempaa keskisessä IP-mallissa kuin epäkeskisessä Eccentric -mallissa. Kupprien maljaosien muovautumisen suuruudet olivat IP-kupeilla 45° kulmassa 11.8 μm /miljoona sykliä ja 60° kulmassa 14.7 μm /miljoona sykliä. Vastaavasti Eccentric-kupeilla muovautumisen suuruus oli 45° kulmassa 9.5 μm /miljoona sykliä ja 60° asteen kulmassa 11.2 μm /miljoona sykliä. Lisäksi havaittiin, että kupin muovautuminen oli merkitsevästi ($p < 0.05$, Wilcoxon) suurempaa 60°:n kuin 45°:n abduktiokulmilla (Kuva 2). Molemmilla kulmilla Eccentric-kupin kierto, vastaten kupin asennusta vääriin asentoon leikkauksessa, lisäsi merkitsevästi ($p < 0.05$, Mann-Whitney) muovautumista sivusuunnassa kuormituksen vaikutuslinjaan nähden (Kuva 3).

Taulukko 1. Testatut tekonivelmallit valmistajineen ja materiaaleineen.

	Valmistaja	Materiaali	Kuvaus
1. Nuppi	Link	CrCoMo Ø 28 mm	sementtikiinnitt einen, epäkeskinen
1. Kuppi	Link	UHMWPE, Ø 28.5 mm (ISO 5834-2, ASTM F648)	"snaplock"- kuppi, Lubinus Eccentric
2. Nuppi	Link	Al ₂ O ₃ BioloX® Ø 28 mm	sementtikiinnitt einen,
2. Kuppi	Link	UHMWPE, Ø 28 mm (ISO 5834-2, ASTM F648)	keskinen kuppi, IP



Kuva 1. Testausasetelman päällekkäiset näytekupit ilman seerumia. Ylemmässä näytekupissa on 60° ja alemmassa näytekupissa 45° abduktiokulmassa oleva implantti. Alemman näytekupin alapuolella on servohydraulista kuormitusta ohjaava voimaanturi.

Luusementin muovautuminen

Kupprien kokonaisuppoaminen sementtikiinnityksen sisään oli varsin vähäistä (0 - 60 µm/5

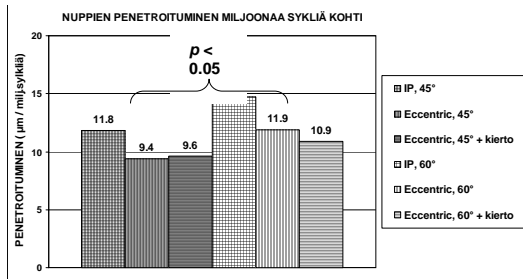
miljoonaa sykliä). Luusementtikiinnitys muovautui kaikilla mittaasetelmilla siten, että kupin abduktiokulma pyrki pienentymään. Käytännössä kupin kiertyminen oli kuitenkin hyvin vähäistä eli keskimäärin 0.07°. Vastaavasti sementin ja kupin rajapinnalla kiertymisestä aiheutuva liike oli suurimmillaankin vain noin 80 µm. Kiertymisen ja kuppimallien tai abduktiokulmien välillä ei havaittu korrelaatiota. Standardinmukaisilla mekaanisilla testeillä todettiin, että kiinnityksessä käytetty luusementti täytti hyvin standardin edellyttämät lujuusarvot. ISO 5833 -standardin mukaisesti suoritettujen testien perusteella käytetyn luusementin puristuslujuus oli keskimäärin 116.8 MPa eli selvästi suurempi kuin standardin vaatima minimipuristuslujuus 70 MPa (9).

Testiasetelman siirtymästä kuormituksen suunnassa määritettiin yhtä nuppi-kuppi -paria vastaava edestakainen liike yhtä kuormitussykliä kohti. Se oli ensimmäisen puolen miljoonan syklin aikana suurinta, jopa 130 µm/sykli (Kuva 4). Tämän "sisäänajo-vaiheen" jälkeen nuppi-kuppi -parin edestakainen liike tasaantui ollen alle 100 µm/sykli testin loppumiseen saakka.

Pohdinta

Tutkimuksessa käytetyt implantit ja luusementti ovat kaupallisia tuotteita, jotka valittiin markkinoille menevistä implanteista satunnaisesti. Tämän tutkimuksen ja pohjoismaisten implanttirekisterien (8, 10) mukaan testatut kuppimallit vaikuttavat huolellisesti sementillä kiinnitettyinä hyvin stabiileilta ja kestäville, eikä abduktiokulma oleellisesti vaikuttanut kupin tai luusementtikiinnityksen muovautumiseen. Tarkasteltaessa sekä Suomen (8) että Ruotsin (10) implanttirekistereitä havaittiin, että käytettyjen implanttien kunnollinen vertailu ei ole aivan yksiselitteistä. Saatavilla olevien erilaisten implanttiparien (nuppi-kuppi) yhdisteleminen usealla eri tavalla on tyypillistä kliinisessä käytössä. Samoin tilastointi ja merkintätavat ovat kirjavat, joten tarkan mallikohtaisen vertailun suorittaminen on hankalaa. Edelleen vertailusta Suomen ja Ruotsin käytäntöjen välillä on todettava, että naapurimaassamme sementointiteknikka on ollut kehittyneempää muun muassa pitemmän käyttöhistorian, sementoinnin tutkimuksen ja käytännön opetuksen vuoksi. Niinpä vastaavat sementoidut

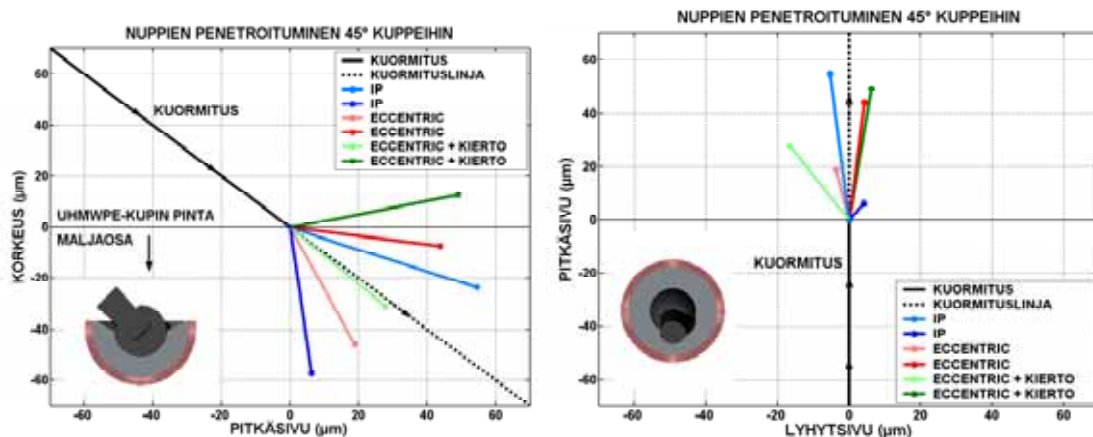
implanttimalit ovat toimineet yleensä paremmin Ruotsissa kuin Suomessa.



Kuva 2. Kupprien muovautuminen (nupin penetroituminen) miljoonaa kuormitus sykliä kohti eri kuppimalleille ja asennuskulmille. Muovautuminen oli merkitsevästi suurempaa ($p < 0.05$, Wilcoxon) 60° abduktiokulmilla kuin 45° kulmilla.

Aiemmin samoille kuppimalleille tekemäsämme lonkkasimulaattorilla toteutetussa kulumiskokeessa näiden kupprien lineaarinen kulumisnopeus oli n. 10 - 25 µm miljoonaa sykliä kohden (11), joka vastasi hyvin muita vastaavia simulaattorituloksia ja kliinisiä kirjallisuusarvoja (20 - 30 µm/miljoonaa sykliä) (7, 11-15). Tässä tutkimuksessa havaittu muovautuminen oli lähes yhtä suurta (9.4 - 14.7 µm/miljoonaa sykliä) kuin pienimmät kulumisnopeudet. Kulumistestissä Eccentric-kupin kulumisen oli poikkeuksellisen vähäistä, vain 8 µm/miljoonaa sykliä (11), joten

sen muovautuminen voi olla jopa merkittävämpi ilmiö kuin varsinainen kulumisen. Koska kulumisen on osoitettu olevan tärkein yksittäinen riskitekijä implantin aseptiselle irtoamiselle (16), vähäinen kulumisen voikin olla osaltaan selityksenä kyseisen kuppimallin hyviin kliinisiin tuloksiin. Sen sijaan IP-kupin tapauksessa kulumisen (24 µm/miljoonaa sykliä) on noin kaksinkertaista muovautumiseen verrattuna. Elementtimenetelmään (Finite Element, FE) perustuvalla laskennallisella mallilla olemme osoittaneet muun muassa myös sen, että kupin ja nupin yhteensopivuudella (ns. välyksellä) on merkittävä vaikutus kuppiin kohdistuviin pintapaineisiin ja sitä kautta muovautumiseen varsinkin käytön alkuvaiheessa (17). Samalla FE-mallilla olemme voineet tarkastella PE-kupin elastista muodonmuutosta kävelyssä aiheutuvassa kuormituksessa. Osoittautui, että tietokonesimulaatiot ja kokeellinen testaus antoivat yhteneviä tuloksia koskien tekoniiven elastista muovautumista yhden syklin aikana. Sen sijaan kokeellisesti Lubinus Eccentric -mallin pysyvä kokonaismuovautuminen oli merkitsevästi pienempää kuin IP-mallin tapauksessa, vaikka sen välys oli suurempi kuin IP-mallin välys. Tämä johtuu todennäköisesti siitä, että rajapinnalla oleva nestekerros huomioituna Eccentric -mallin kuormaa kantava kokonaispinta-ala ja tilavuus on suuremmasta välyksestä huolimatta suurempi kuin IP-mallissa.

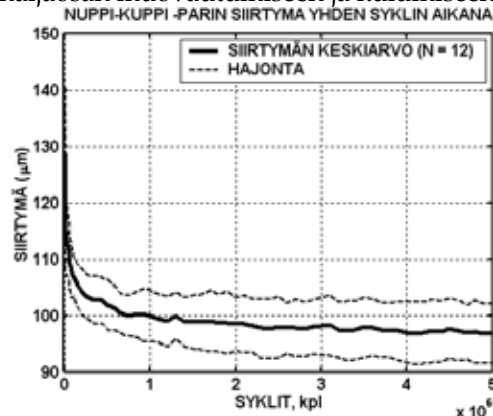


Kuva 3. Vasemmalla nuppien penetroituminen 45° kulmaan asennetuissa kupeissa 5 miljoonan kuormitus syklin jälkeen. Oikealla kuten vasemmanpuoleinen kuva, mutta katsottuna kohtisuoraan UHMWPE-kupin pintaa vasten. Kuvissa koordinaatisto on kiinnitetty UHMWPE-kuppiin ja nuolen suunta osoittaa nupin kuormitussuunnan kuppiin nähden. Kuvissa olevat merkinnät lyhyt ja pitkä sivu viittaavat metallisen kuppipitimen kahteen kohtisuoraan suuntaan.

Niin kliinisessä käytössä kuin tyypillisesti kulumiskokeissakin lonkkatekonivelen nupin penetroitumiseen vaikuttaa sekä kupin muovautuminen että kulumisen. Tutkimusten perusteella voidaan kuitenkin todeta, että kulumisen aiheuttama penetroituminen on yleensä selvästi hallitsevaa. Toisaalta on havaittu, että abduktiokulman kasvattamisesta aiheutuva pintapaineen kasvu lisää enemmän kupin kulumista kuin sen muovautumista (1, 4, 18). Kirjallisuuden perusteella kliinisessä käytössä olleista kupeista määritetty vuosittainen nupin penetroituminen polyeteenikuppiin voi olla jopa 10 - 30 kertaa suurempi kuin tässä tutkimuksessa havaittu kupin muovautuminen (4, 12, 13, 15). Merkittävin syy tälle erolle on se, että aiemmin käytetyillä polyeteenilaaduilla kupin kulumisen varsinkin pitkässä kliinisessä käytössä oli yleensä huomattavasti suurempi kuin muovautuminen. Kliinisissä tutkimuksissa on myös erittäin hankala arvioida todellista implantaattiin kohdistunutta kuormituksen määrää ja sen suuruutta. Yleisesti käytössä oleva arvio potilaiden vuosittaiselle aktiivisuudelle on miljoona askelta. Kuitenkin potilaiden todellinen aktiivisuuden määrä ja laatu vaihtelevat tästä arviosta paljonkin. Käytännössä on vaikea arvioida myös kuormituksen suuruutta, koska muun muassa potilaiden paino, liikkumistottumukset ja työasennot vaikuttavat implantaattiin kohdistuviin kuormituksiin. Osittain tästäkin syystä tarkka vertailu laboratoriokokeiden ja kliinisten kokeiden välillä on vaikeaa. Usein kliinisten tutkimustulosten vaihteluväli esimerkiksi lonkkatekonivelkupin kulumisen osalta on hyvin laaja, kuten Goldsmith:n ym. tutkimuksessa (13), jossa penetraitumisnopeuksiksi havaittiin 0 - 570 $\mu\text{m}/\text{vuosi}$.

Kupin abduktiokulma on ollut harvoin tarkasteltu muuttuja kliinisissä tutkimuksissa (19). Kuitenkin Patil ym. (4) havaitsivat, että nupin kokonaispenetraitumisnopeus oli pienempää alle 45° abduktiokulmilla kuin yli 45° abduktiokulmilla. Alle 45° abduktiokulmilla Patil ym. havaitsema penetraitionopeus oli $150 \mu\text{m}/\text{vuosi}$, joka on noin 10 kertaa suurempaa kuin mitä tässä tutkimuksessa havaittiin. Vastaavasti yli 45° abduktiokulmilla Patil ym. määrittämä penetraitionopeus ($240 \mu\text{m}/\text{vuosi}$) on yli 20 kertaista tässä tutkimuksessa havaittuun muovautumiseen verrattuna. Tämäkin vertai-

lu osoittaa kupin kulumisen hallitsevan selvästi nupin kokonaispenetraatiota. Yhteenvetona eri tutkimusten perusteella voidaan päätellä, että lonkkatekonivelen kupin abduktiokulmaa suurentamalla samalla pienennetään kuormaa kantavaa pinta-alaa ja kasvatetaan pintapainetta kupissa, mikä johtaa kuppimallista riippumatta suurentuneeseen kupin maljaosan muovautumiseen ja kulumiseen.



Kuva 4. Yhden nuppi-kuppi -parin, siirtymä (maksimin paikan erotus) yhden kuormitusyökin aikana syklien määrän funktiona. Kuvaajassa on esitetty mittausarjojen keskiarvo ($N = 12$) ja hajonta.

Mainittakoon, että usein kliinisen käytön kannalta oleellisia tekijöitä ovat virheellisistä asennuskulmista aiheutuvat muut ongelmat muun muassa kulumisen, liikerajoitukset ja dislokaatio (1, 5, 6). Molemmat tässä tutkimuksessa käytetyt UHMWPE-kuppimallit soveltuvat erinomaisesti kliiniseen käyttöön, eikä niiden toiminta ratkaisevasti muutu tässä tutkimuksessa käytetyillä abduktiokulmien ja asennon muutoksilla. Kliinisessä käytössä tulisi edellä olevan perusteella silti välttää liian suuria kupin abduktiokulmia lonkkatekonivelen pitkäaikaisen ja ongelmattoman toiminnan varmistamiseksi.

Simulaattoritestauksen yleisenä päämääränä on, että uusien implantaattimallien ja materiaalien mahdolliset ongelmat pitkäaikaiskäytössä eivät tulisi esille vasta kliinisessä käytössä vaan ne voitaisiin ehkäistä jo etukäteen. Kehitettäessä yhä kestävämpiä materiaaleja täytyy myös laboratoriotestien kehittyä. Siten käytetyt testausparametrit ja -olosuhteet täytyy valita huolellisesti, jotta implantaatin todellinen toiminta ja kestävyys voidaan määrittää kliinisiä vaatimuksia vastaaviksi. Esimerkiksi testaamalla lonkkatekonivelten

kulumista siten että nivelkapseli on testausasetelmassa mukana, on saatu "tavalliseen" testaukseen verrattuna poikkeavia tuloksia (20). Tämä huomio vahvistaa entisestään käsitystä, että jokaisella anatomisella rakenteella on oma tärkeä roolinsa lonkkanivelen toiminnassa. Tässä simulointitutkimuksessa nivelkapselin vaikutusta ei pyritty ottamaan huomioon kokeellisissa järjestelyissä. Sen merkitys todennäköisesti korostuisi suurilla abduktiokulmilla ja liikeratojen äärialueilla. Testiolosuhteissa tulisi jatkossa käyttää myös tässä työssä käytettyjä standardin mukaisia kuormia suurempia kuormituksia selvittäessä lonkkatekonivelen mahdollista vaurioitumista yksittäisessä poikkeuksellisen suuressa kuormituksessa, jollainen voi esiintyä esimerkiksi liikennetapaturmissa ja kaatumis- tai putoamisonnettomuuksissa. Tällainen yksittäinen kriittinen kuormitus voi vaurioittaa esimerkiksi luusementikiinnitystä tai polyeeteenikuppia. Jatkossa olisi tärkeää selvittää myös esimerkiksi abduktiokulman vaikutusta kulumistesteissä muodostuvien PE- ja PMMA-partikkeleiden määrään ja kokoon. Liian suuri abduktiokulma voi lisätä partikkelituotantoa luusementistä, vaikkei kupin kulumisen lisääntymisikään (21).

Kirjallisuuvitteet

1. Del Schutte H, Lipman AJ, Bannar SM, Livermore JT, Ilstrup D, Morrey BF: Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 13: 621-6, 1998.
2. Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, Kubo T: Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 135-42, 2001.
3. D'Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO, Walker RH, Colwell CW, Jr.: The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am* 82: 315-21, 2000.
4. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW, Jr., D'Lima DD: Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am* 85-A Suppl 4: 56-63, 2003.
5. Affatato S, Bersaglia G, Foltran I, Emiliani D, Traina F, Toni A: The influence of implant position on the wear of alumina-on-alumina studied in a hip simulator. *Wear* 256: 400-05, 2004.
6. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF: Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty* 17: 282-8, 2002.
7. Kesteris U, Hardinge K, Ilchmann T, Wingstrand H: Polyethylene wear in prosthetic hips with loose components. *J Arthroplasty* 18: 10-15, 2003.
8. Lääkelaitos: The 2000-2001 implant yearbook on orthopaedic endoprostheses. Lääkelaitoksen julkaisu CD 2/2003, 2003.
9. Kühn K-D: Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Berlin: Springer-Verlag, 2000.
10. Sverige Nfhi: Årsrapport 2002. Avdelningen för ortopedi. Sahlgrenska Universitetssjukhuset 2003.
11. Selenius M, Santavirta S, Lappalainen R: Simulation studies of the five most commonly used THR implants in Finland. 7th World Biomaterials Congress. 2004.
12. Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM, Engh CA: Characterization of long-term femoral-head-penetration rates. Association with and prediction of osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 82-A: 1102-7, 2000.
13. Goldsmith AA, Dowson D, Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA, Lane JM: The effect of activity levels of total hip arthroplasty patients on socket penetration. *J Arthroplasty* 16: 620-7, 2001.
14. Lappalainen R, Selenius M, Anttila A, Konttinen YT, Santavirta SS: Reduction of wear in total hip replacement prostheses by amorphous diamond coatings. *J Biomed Mater Res* 66B: 410-3, 2003.
15. Yamauchi K, Hasegawa Y, Iwasada S, Sakano S, Kitamura S, Warashina H, Iwata H: Head penetration into Hylamer acetabular liner sterilized by gamma irradiation in air and in a nitrogen atmosphere. *J Arthroplasty* 16: 463-70, 2001.
16. Kobayashi S, Takaoka K, Saito N, Hisa K: Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. Multivariate survival analysis. *J Bone Joint Surg Am* 79: 1618-27, 1997.
17. Korhonen RK, Koistinen A, Miettinen E, Konttinen YT, Santavirta SS, Lappalainen R: Finite element simulation on the role of geometrical design and abduction angle for the UHMWPE acetabular cup stress. *Biomedical Engineering Online* (submitted).
18. Dowson D, Jobbins B, Seyed-Harraf A: An evaluation of the penetration of ceramic femoral heads into polyethylene acetabular cups. *Wear* 162-164: 880-89, 1993.
19. Hoikka V, Ylikoski M, Eskola A, Santavirta S: Inclination of the acetabular cup in erect posture radiographs. *Orthopedics* 16: 1321-3, 1993.
20. Stewart KJ, Pedersen DR, Callaghan JJ, Brown TD: Implementing capsule representation in a total hip dislocation finite element model. *Iowa Orthop J* 24: 1-8, 2004.
21. McCormack BA, Prendergast PJ: Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading. *J Biomech* 32: 467-75, 1999.