

Polyeteenivälrikappaleiden takapinnan kuluma Hexloc-kupeissa

Hiroyuki Kawaji^{1,2}, Arto Koistinen¹, Rami Korhonen^{1,3}, Reijo Lappalainen¹, Martina Lohman⁴, Jari Salo⁵, Enrique Gomez-Barrena⁶, Yrjö T. Konttinen^{4,7,8}, Pekka Ylinen⁴, Kaj Tallroth⁴

1Fysiikan laitos, Kuopion yliopisto

2Department of Orthopaedic Surgery, Yamagata University School of Medicine, Yamagata, Japan

3Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Calgary, AB, Canada

4 Sairaala ORTON

5 Ortopedia ja traumatologia, Kliininen laitos, HY

6Bone and Joint Research Laboratory, Fundación "Jiménez Díaz" Hospital, Autónoma University of Madrid, Madrid, Spain

7Tekonivelsairaala COXA

8Sisätautien osasto, Kliininen laitos, HY

Background

Hexloc locking was supposed to prevent back-side wear of the polyethylene liner in the modular cementless metal-backed acetabular cup, but lead in many cases to failures.

Methods

The mechanisms and consequences leading to back-side wear were analyzed using comparative analysis utilizing immunohistochemistry, clinical and radiological data, finite element modelling and retrieval analysis.

Results

Negatively birefringent polyethylene wear particles were found behind the metal cup in matrix and macrophages. Macrophages contained pro-inflammatory tumor necrosis factor- α and interleukin- 1β , whereas fibroblast-like cells had been induced to produce osteoclastogenic receptor activator of nuclear factor kappa B ligand (RANKL). Screw holes form a route of entry (titanium oxide from the cup surface) and exit (polyethylene particles from the liner) for wear particles, which are subjected to an effective reciprocal pumping mechanism. CT revealed the size of the granulomas and cortical destruction better than plain radiographs, 83 % vs. 17 % and 50 % vs. 5 %, respectively. Finite element modelling disclosed that a change a) from 45° to 60° of the abduction angle, and b) from 4.8 mm to 2.5 mm of the liner thickness increased the back-side wear with 90 % and 120 %, respectively. Screw holes in the metal shell formed stress concentration areas on the liner and their removal decreased localized wear with 40 %. Modelling results were validated in a set of nine retrieved implants subjected to damage analysis, which demonstrated extensive back-side wear and damage of liners in cups with a high abduction angle.

Conclusion

A combined clinical and radiological, histological, finite element modelling and retrieval analysis conclusively disclose the chain of events and that the back-side wear in Hexloc design is very sensitive to the abduction angle, liner thickness and screw holes.

Harris kehitti metallitukisen modulaarisen lonkkakupin 1971 (1). Sen avulla on mahdollista vaihtaa kulu- tai vaurioitunut kuppi ilman että lantion luuhun hyvin kiinnittynyttä kuppia tarvitsee vaihtaa. Tähän keksintöön liittyy omat ongelmansa (2,3), joihin kuuluu mm. välikappaleen (muovivuoren) ja sen metallikuoren välillä tapahtuva välikappaleen takapinnan makro- ja mikroliike ja tähän liittyvä kuluminen. Tätä saattaa edelleen pahentaa tämän muovi-metalli-liukuparin väliin mahdollisesti joutuneet ”third body”-kappaleet, joita saattaa irrota metallikuoren lantion luuta vastaan olevasta ja mahdollisesti titaanioksidilla tai hydroksiapatiitilla plasmaruiskutetusta luuhun integroituvasta pinnasta. Bench marking -tyyppisessä tutkimuksessamme otimme lähimmän tarkastelun kohteeksi tässä mielessä huonoksi osoittautuneen Hexloc-kuusikanta lukitusjärjestelmää hyödyntäneet lonkkakupit. Tämä lukitusjärjestelmä perustui muovisen välikappaleen reunoille konstruoituun ohueen kuusikulmaiseen polyeteeni reunukseen, joka sopi vastinkappaleeksi suunniteltuun metallikuoren syvennykseen. Tässä tutkimuksessa selvitimme kliinis-radiologisella sarjalla muovisen välikappaleen takapinnan kulumaa, sen aiheuttamia reaktioita peri-implanttikudoksissa käyttäen immunohistopatologiaa, muovin kulumaa in silica käyttäen finite element -analyysiä ja muovisen välikappaleen vaurioita tutkimalla uusintaleikkauksessa poistettuja välikappaleita ISO-standardin mukaisilla menetelmillä.

Potilaat ja menetelmät

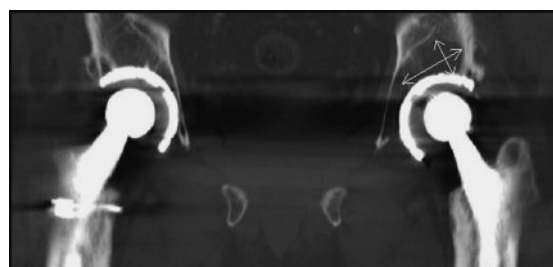
Potilaat ja näytteet

Potilaat kerättiin sairaala ORTONista. 25 lonkkaa 22 potilaalla tutkittiin röntgenkuvin tai osa myös tietokonekerroskuvauksella ennen uusintaleikkausta keskimäärin 91–199 (keskimäärin 133) kuukautta ensileikkauksen jälkeen. Kuudelta potilaalta kerättiin uusintaleikkauksessa granuloomakudosta kupin takaa ja valmisteltiin jääleikkeiksi immunohistopatologisia värjäyksiä varten. Yhdeksältä potilaalta poistettu polyeteenivälikappale pestiin käsin isomman lian poistamiseksi ja sitten 85 °C pesukoneella käyttäen Erizyme-detergenttiä (Farnos, Turku).

Radiologiset analyysit

Röntgenkuvat otettiin potilaan seistessä AP-suunnassa ja maassa Lauensteinin projektiossa (4). Lauensteinin projektiota käytettiin erityisesti lonkkamaljakoon liittyvien muutosten arviointiin. Ne keskiöitiin

häpyluuliitokseen niin että koko implantti saatiin näkyviin. Seurantakuvia otettiin satunnaisesti tai tarvittaessa. Lonkkamaljakon kallistuskulma mitattiin suhteessa horisontaalitasoon käyttäen sen määrittämiseen luotisuoraa. Yksi radiologi (ML) tutki röntgenkuvat tietämättä CT-kuvien tuloksia, mutta pyrkien tunnistamaan ja mittaamaan mahdolliset osteolyytiset granuloomat. Näiden koko mitattiin käyttäen kirkastuman pisintä läpimittaa ja kertomalla se tätä vastaan kohtisuorasti olevalla pisimmällä poikittaisläpimitalla (kuva 1)(5).



Kuva 1. Tietokonekerroskuvaus 7 vuotta bilateraalisen kokotekonivelleikkauksen jälkeen Hexloc-kupin potilaalla. Kuvissa todetaan epäkeskisyttä ja suuri granulooma, johon on myös merkitty ne mitat joita käytettiin granuloomien koon arvioimiseksi.

Granuloomien sijainti ilmoitettiin käyttäen DeLeen ja Charnleyn kuvaamaa menetelmää (6). Jos kirkastumia esiintyi kahdella eri vyöhykkeellä, käytettiin esim. vyöhyke I/II merkitsemistapaa. Kuoriluun mahdollinen lävistyminen tarkastettiin ja kirjattiin. Polyeteenivälyksen paksuus mitattiin työntömitalla.

Tietokonekerroskuvaus tehtiin potilaan maassa selällään ja lantion ollessa kohtisuorasti tutkimuspöydän pituusakselia vastaan ja jalkojen stabiloidussa neutraaliasennossa. Toinen radiologi mittasi ja paikansi granuloomat ym. tekniikoilla CT kuvista.

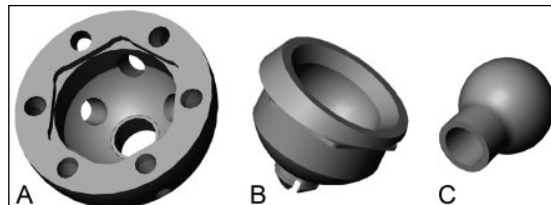
Immunohistopatologia

Koepalat fiksoitiin 30 % formaliiniin 24–48 tunnin ajan, jonka jälkeen suoritettiin dehydraatio etanolissa, kirkastus ksyleenissä ja petaus parafiniin. Näyteblokeista valmistettiin 4 µm leikkeitä, jotka deparafinoitiin ja rehydroitiin. Polyeteenipartikkelit kuvattiin käyttäen polarisaatiomikroskopioa. Makrofagit värjättiin käyttäen CD68-merkkiainetta sen jälkeen kun antigeenit oli paljastettu käyttäen 10 mM sitraattipuskuria, pH 6.0, esikäyttelyyn Milostone Mega T/T mikroaaltouunissa 24 minuutin ajan ja jäädytystä huoneenlämmössä 20 minuutin ajan ennen värjäys-

tä. Kasvainkuoliotekijä TNF- α paljastettiin 4 mg/ml pepsiiniesikäsittelyllä (45 min, +37 ° C), jota seurasi 2 x 10 min pesua tislatussa vedessä. Osteoklastogeneettinen tekijä RANKL paljastettiin käyttäen Tris-HCl puskuroitua 1 mM EDTA liuosta, pH 9.0, yllämainitussa mikroaaltokäsittelyssä. Lopuksi kaikki leikkeet pestiin fysiologisessa fosfaattipuskurissa. Varsinainen värjäys suoritettiin TechMate Horizon värjäysrobotilla MSIP-protokollan mukaan. Hiiressä tuotettu anti-humaani CD68 IgG_{1k} KP1 (0.85 μ g/ml), kanissa tuotettu anti-humaani 1:25 laimennettu TNF- α IgG ja hiiressä tuotettu anti-humaani RANKL IgG_{2b} (25 μ g/ml) olivat käyttämämme ensivasta-aineet.

Finite element -analyysi

Mittasimme Hexloc kupin välikappaleen, sen metallituen ja siihen niveltävän reisinupin ja käyttäen näitä mittatuloksia loimme tekolonkan virtuaalimallin (käyttäen SolidWorks-ohjelmaa), joka vietiin Abagus v 6.3 systeemiin. Käyttämässämme mallissa välikappale, metallituki ja nuppi koostuivat 24212, 47705 ja 9072 kappaleesta heksahedraalisia alkielementtejä (kuva 2). Kitkakertoimenä käytimme 0.05 välikappaleen ja nupin sekä välikappaleen ja sen metallituen välillä (7). Metallituen oletettiin olevan hyvin luuhun kiinnittynyt (stabiili). Kävelyn jäljittelyssä käytimme kansainvälisen ISO 14242-1:2002(E) standardin mukaista kuormitusta, jossa on 16 nousua huippukuorman ollessa 3 kN. Polyeteenin elastisuutena (Youngin modulus) käytettiin 1 GPa ja metallikuoren ja nupin moduluksena 210 GPa. Poissonin suhdelukuna mallin eri osien välillä käytettiin 0,3. Polyeteenivälikappaleen myöntölujuus on vähintään 20 MPa (ASTM F648)



Kuva 2. Hexloc-metallikupin (A), muovisen polyeteenisen välikappaleen (B) ja siihen niveltävän femoraalisen nupin (C) SolidWorks ohjelmalla luotu alkielementtimalli. Tässä perusmallissa metallikuoren reuna-alueen läpimitta on 11,2 mm, muovinen välikappale on 4,8 mm paksu ja femoraalisen nupin läpimitta on 28 mm.

ja siksi käytimme sille 16 MPa saakka täysin plastista myöntölujuutta. Muovin kuluma (W) laskettiin Archardin lain mukaan

$$W = K_w ps$$

jossa K_w on kulumisvakio ($1,066 \times 10^{-6} \text{ mm}^3 \text{ N}^{-1} \text{ m}^{-1}$), p on kuorma ja s on liukumatka. Tämä tulo kerrottiin miljoonalla, jotta se vastaisi yhden vuoden kulutusta.

Vaurioanalyysi

Kaikki poistetut kupit olivat modulaarisia Hexloc-tyyppisiä Universal kuori -tuettuja ja kahdeksassa niistä oli sylinterimäinen ja yhdessä pyöreä välikappale. Ne oli työstetty työntöpursutetusta ja kalsiumstearaattia sisältävästä UHMWPE:stä. Kaikki olivat 25–30 kGy:llä gamma-steriloituja.

Kaikkien välikappaleiden takapinta, joka oli ollut

Taulukko 1. Vaurioarvot vauriotyyppin mukaan Hexloc-tyyppisen muovisen välikappaleen takapinnalla.

Vauriotyyppi										keski-arvo
Kiilottuminen	11.3	3.0	3.3	5.0	4.3	10.0	9.0	12.0	10.0	7.6
Naarmuuntuminen	12.0	7.3	6.7	4.0	4.3	7.3	4.7	9.0	7.3	7.0
Deformoituminen	7.3	5.0	2.7	7.0	3.0	7.3	4.3	7.3	5.7	4.9
Hilseily	3.0	4.3	3.0	1.7	1.3	3.0	3.7	3.7	3.7	2.7
Kuopat	9.0	5.7	4.3	11.0	6.7	9.0	5.3	11.0	5.0	7.4
Petautuneet kappaleet	2.7	3.3	1.3	5.7	0	3.0	1.0	1.3	3.3	2.4
Hankautuminen	0	2.0	1.0	0	0	0	0	0	0	0.3
Halkeaminen	0	1.7	1.7	0	0.3	3.3	2.7	1.7	2.7	1.6
Murtuma	0	0	0.3	0	0	0	0	0	6.0	0.7
Summa-arvo	45.3	32.3	24.3	34.4	19.9	42.9	30.7	46.0	43.7	35.5

kosketuksissa metallitukeen, tutkittiin käyttäen optista zoom-stereomikroskopiaa 10–90 x suurennoksella (Olympus SZ-STS, Olympus, Japan). Tutkimme yhdeksää eri vauriomuutosta:

1. hankautuminen ilmeni sileinä ja heijastavina pintoina, jotka olivat kiillottuneet niin että työstöjäljet olivat kuluneet pois

2. naarmuuntuminen ilmeni suorina viivoina, jotka olivat leikkaantuneet polyeteenin pintaan

3. muodon menetys ilmeni alueina, jotka olivat menettäneet alkuperäisen muotonsa johtuen virumisesta

4. delaminaatio ilmeni alueina, joilta polyeteeni oli hilseillyt implantin pinnalta johtaen yleensä myös sen pinnan värimuutoksiin

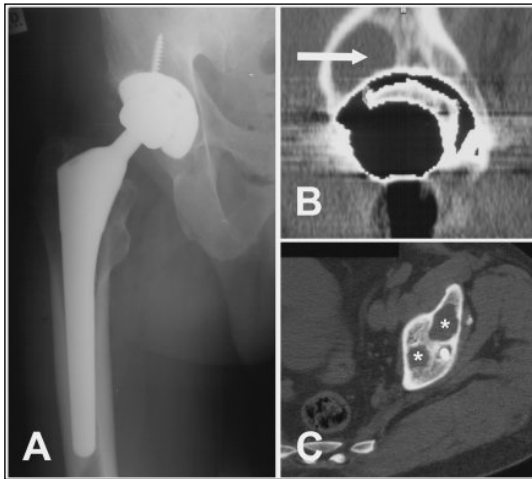
5. pitting ilmeni pieninä pyöreinä kuoppina, jotka nähtiin 1–25 x suurennoksilla

6. hankautuminen ilmeni karkeina pintoina, joilla näkyi repaleisia tai töyhtömäisiä muutoksia johtuen toistuvasta hankautumisesta

7. petautuneet vierasesineet ovat metalli- tai luumuonnetta, jotka ovat painuneet polyeteeniin

8. halkeilu ilmeni yhtenä tai useampana rakona polyeteenivälikkappaleessa

9. murtuma ilmeni välikappaleen murtumisena



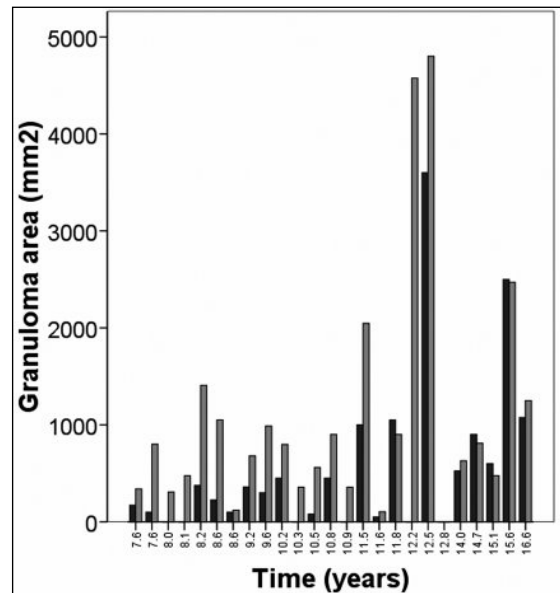
Kuva 3. Röntgenkuvassa näkyy sementoimaton yhdellä ruuvilla kiinnitetty metallikuppi; muut ruuvireiät ovat avoimia. Kuluma ja viruminen ovat johtaneet femur-nupin epäkeskisyyteen. Periasetabulaarista granulomaa näkyy kuitenkin röntgenkuvassa hyvin huonosti (A). Sagittaalisessa tietokonekerroskuvassa sen sijaan paljastuu suuri anteriorinen granulooma (valkea nuoli) (B). Transaksiaalissa kuvassa juuri kupin yläpoolin yläpuolella näkyy kaksi erillistä tähdellä merkattua granulomaa sekä osteolyysia ruuvien ympärillä.

Lähempi tarkastelu suoritettiin käyttäen pyyhkäisyelektronimikroskopiaa ja energy dispersive -spektroskopiaa (EDS) käyttäen Philips XL 30 ESEM-TMP elektronimikroskopiaa ja EDS lisälaitetta.

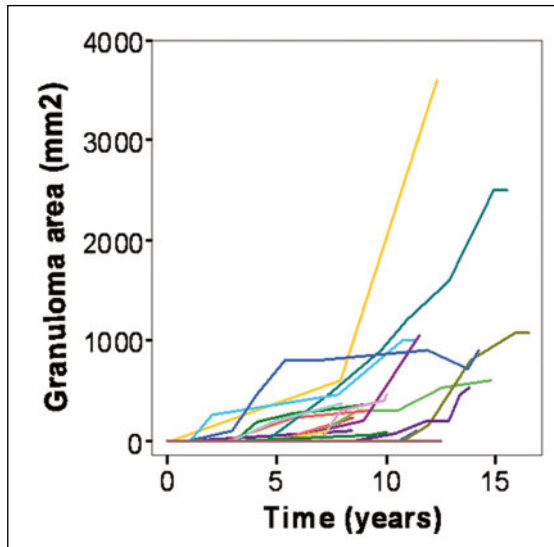
Muutosten sijainti kirjattiin erikseen käyttäen neljänneksiä, jotka syntyvät kuviteltujen superior-inferior ja anterior-posterior keskilinjojen avulla. Kaikilla neljänneksillä esiintyvät muutokset luokiteltiin 0-asteen (ei muutoksia), 1-asteen (muutoksia < 10 % pinnasta), 2-asteen (muutoksia 10–50 % pinnasta) tai 3-asteen (muutoksia > 50 % pinnasta) muutoksiksi. Näin ollen suurin mahdollinen yhden neljänneksen vaurioarvo on 27, joka tarkoittaisi sitä että jokaista yhdeksää vauriotyyppiä esiintyy sen alueella 3-asteen muutoksena. Kun kaikki 4 neljännestä huomioidaan, on yhden välyksen takapinnan maksimivaurio 108.

Radiologia

Luun syöpyminen näkyi paremmin tietokonekerroskuvauksessa kuin röntgenkuvissa (kuvat 3 ja 4). Ennen uusintaleikkausta luun syöpymistä näkyi 19/25 röntgenkuvassa ja 24/25 CT-kuvassa. Granuloomat näyttivät suuremmilta neljässä tapauksessa röntgenkuvissa (1050 vs. 900, 900 vs. 810, 600 vs. 476, 2500 vs. 2470), mutta kaikissa 20 muussa tapauksessa CT-kuvissa (kuva 4 sisältää myös viisi potilaista, joilla ei näkynyt granuloomia röntgenkuvissa, joihin kuuluu myös yksi potilas, jolla ei näkynyt granuloomia rönt-



Kuva 4. Granuloomien koot röntgenkuvista (mustalla) ja tietokonekerroskuvista (harmaa) mitattuina.



Kuva 5. Granuloomien koon kehittyminen yksittäisillä potilailla.

gen- eikä CT-kuvissa ja vasta leikkaus paljasti granuloomat). Granulooman keskikoko röntgenkuvissa oli 556 mm² ja Ct-kuvissa 1088 mm² ($r = 0.632$, $p = 0.001$).

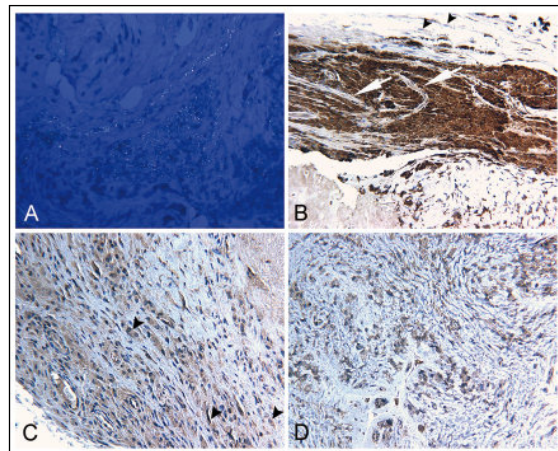
Granuloomat sijaitsivat DeLeen ja Charnleyn 1-vyöhykkeellä 10 tapauksessa röntgenkuvien mukaan ja 14 tapauksessa CT-kuvien mukaan, 2-vyöhykkeellä 13 röntgenkuvassa ja 17 CT-kuvassa ja 3-vyöhykkeellä 3 röntgenkuvassa ja 6 CT-kuvassa.

Kuoriluun lävistyminen näkyi ainoastaan 1/19 röntgenkuvassa, mutta 12/24 CT-kuvassa. Röntgenkuvassa näkyvä lävistyminen sijaitsi suoliluun mediaaliosassa. Samalla alueella näkyi kuoriluun lävistyminen 7/12 CT-kuvassa.

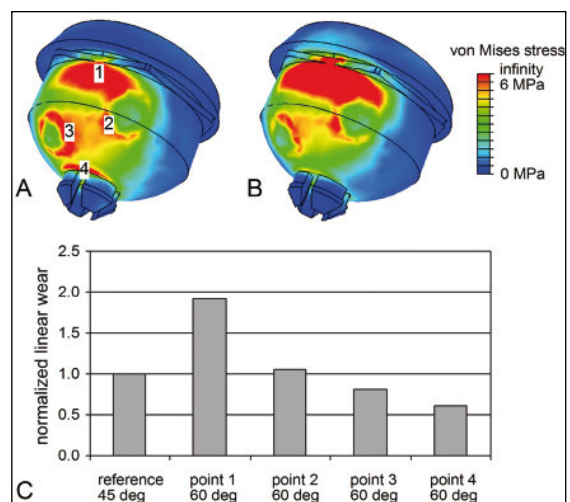
Selviteltäessä röntgenkuvien avulla granuloomien kasvua yksittäisillä potilailla todettiin niiden kasvavan melko joutuisasti sen jälkeen kun ne olivat tulleet näkyviin (kuva 5).

Immunohistopatologia

Metallikuoren takaa poistettu kudoksesta sisälsi suuria määriä polyeteenikumajäämää (kuva 6A). Ne olivat houkutelleet paikalle CD68 positiivisia syöjäsoluja (kuva 6B), jotka olivat fagosytoosin vaikutuksesta aktivoituneet tuottamaan kasvainkuoliotekijä-alfaa (TNF- α ; kuva 6C), kun taas fibroblastit ainakin osin TNF- α :n vaikutuksesta tuottivat osteoklastogeneettistä RANKL:ia (kuva 6D).



Kuva 6. Granuloomakudoksen polarisaatiomikroskooppinen tarkastelu osoittaa kaksoistaittavia polyeteenihituisia erityisesti solurikkailla, reaktiivisilla kudosalueilla (paneeli A). Suurin osa soluista näillä alueilla on CD68 positiivisia makrofageja (paneeli B). Ne ovat aktivoituneet tuottamaan tulehdusta aiheuttavaa sykotiiniä, kasvainkuoliotekijää (TNF- α ; paneeli C). Mahdollisesti tämän seurauksen sidekudoksen fibroblastit ovat ruvenneet tuottamaan RANKL nimistä erilaistumistekijää (paneeli D), jonka vaikutuksesta makrofagit sulautuvat joko monitumaisiksi vierasesinejättisoluiksi (pehmytkudosreaktio) tai osteoklasteiksi (peri-implanttiluun osteolyysi).

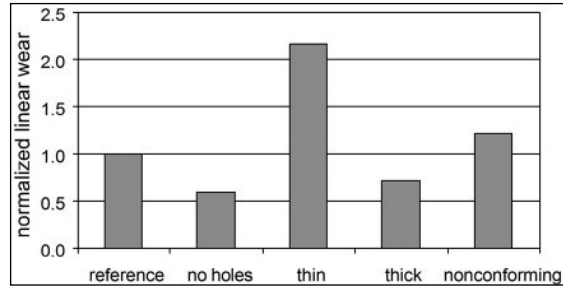


Kuva 7. Alkioelementtiansalyysi osoittaa lonkkamaljakon kallistuskulman vaikutuksen von Mises -kontaktikuorman (paneelit A ja B) sekä lineaariseen kulumaan (paneeli C). Ylikallistus tavoiteltavasta 45°:sta 60°:een lisää kuormaa ylä-takapinnalla (merkattu 1), mutta vähentää sitä ala-takapinnoilla (merkattu 3–4).

Finite element -analyysi

Lineaarinen kuluma välikappaleen takapinnalla oli 2.2×10^{-4} mm/vuosi, mikä vastaa hyvin kirjallisuudessa kuvattua yleistä polyeteenin kulumaa $1.2 \times 10^{-4} - 3.7 \times 10^{-4}$ mm/vuosi. Kallistuskulman lisääminen 45° :sta 60° :een lisäsi kontaktikuormaa ja lineaarista kulumaa UHMWPE välikappaleen ylineljänneksissä, mutta vähensi sitä alaneljänneksissä (kuva 7).

Ruuvireikien poisto vähensi kulumaa 40 % (kuva 8). Jos 4,8 mm standardivälikappaleen sijaan käytetään 2,5 mm tai 6,5 mm välikappaletta kuluma lisääntyy 120 % tai vähenee 30 % (kuva 8). Jos muovisen välikappaleen ja sen metallikuoren väliin laitettiin 0.05 mm välys lisääntyi takapinnan kuluma (kuva 8).

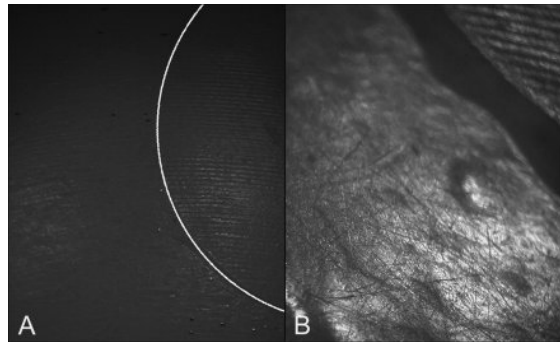


Kuva 8. Alkioelementtianalyysiä käytettiin selvittämään sitä, minkä verran ruuvireikien poisto, välikappaleen paksuus (2,5 mm tai 6,5 mm tavanomaisen 4,8 mm sijaan) tai huono muovikappaleen ja sen metallikuoren välys vaikuttavat kulumiseen. Lineaarinen kuluma laskettiin kuvan 7 numerolla 3 merkitystä alueesta.

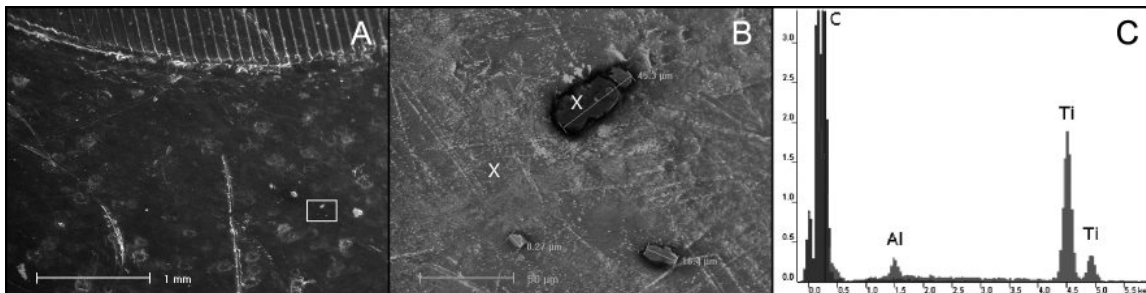
Vaurioanalyysi

Takapinnan vaurioarvo oli 35,5 pahiten vaurioituneen välikappaleen saavuttaessa vaurioarvon 108. Etu-ylineljännes oli pahiten vaurioitunut ja saavutti vaurioarvon 9,5. Toiseksi pahiten oli vaurioitunut taka-ylineljännes (vaurioarvo 9,3). Vastaavat alaneljänneksien arvot olivat 7,8 ja 8,9. Kiillottumista, raapiutumista, deformaatiota, hilseilyä ja kuoppia nähtiin kaikissa välikappaleissa. Kiillottuminen saavutti arvon 7,5 korkeimman arvon ollessa 12,0. Raapiutumisarvo oli 7,0, deformaatioarvo 5,5, delaminaatioarvo 3,0 ja pittingarvo 7,4. Polyeteeniin uppoutuneita vierasesineitä nähtiin yhtä lukuun ottamatta kaikissa välikappaleissa vastaavan vaurioarvon ollessa 2,4. Samoin stressihalkkeamia näkyi yhtä lukuun ottamatta kaikissa välikappaleissa (taulukko1).

Valomikroskopia paljasti polyeteenin pursottumisen ruuvireikiin. Työstön jäljet näkyivät selvästi näillä pursottuneilla pinnoilla kun taas metallikuoren alla sijainnut polyeteenin pinta oli kiillottunut ja raapiutunut. Siinä näkyi myös tummia ja valoa heijastavia



Kuva 9. Muovisen välikappaleen takapintaa valomikroskooppisesti tarkasteltuna paneelissa A. Kuvassa näkyy polyeteenin pursottuminen ruuvireikiin vurumisen seurauksena. Ruuvireiän reunukset on merkattu katkoviivalla. Työstöjäljet näkyvät selvästi tämän rajaviivan sisäpuolella kun taas muovin pinta on metallikuoren alla olleesta alueesta kiillottunut. Metallikuoren alla olleeseen muoviin on myös painunut tummia ja valoa heijastavia vierasesinesiruja (13 x suurennus). Paneelissa B on lähikuva ruuvireistä (40 x suurennus).



Kuva 10. Paneelissa A näkyy pyyhkäisy-elektronimikroskooppinen näkymä polyeteenin pursottumisesta ruuvireikään. Pieni suorakaiteen muotoinen alue näkyy suuremmalla suurennoksella paneelissa B, jolloin muoviin painunut vierasesinesiru näkyy varsin selvästi. Paneelissa C sen alkuainekoostumusta on tutkittu ED spektroskopiolla, joka paljastaa sen olevan titaani- ja alumiini-oksidi, joka sisältää sekä titaania että alumiinia.

vierasesineitä, jotka olivat ”third body” -kappaleina aiheuttaneet vaikeaa naarmuuntumista (kuva 9). Samat muutokset näkyivät pyyhkäisyelektronimikroskopiassa ja siihen liitetty ED-spektroskopia vahvisti polyeteeniin uponneiden vierasosien metalliluonteen (kuva 10).

Pohdinta

Hexloc-kupin 4,8 mm välikappaleen olisi pitänyt lukkiutua metallikuoren kuusikantakiinnityksen vuoksi ja estää mikro- ja makroliike muovisen välikappaleen takapinnalla. Metallikuori tässä designissa sisälsi ruuvireikiä niin että kuppi voitiin ruuvata kiinni sellaiseenkin lonkkaluuhun, jossa oli luupuutosalueita niin että kuppia ei saada kiinnittämään kunnolla painamalla. Näiden ruuvireikien kautta kuitenkin metallikuoren takapintaan plasmaruiskutettuja titaanioksiditms. siruja saattaa päästä muovin ja metallin muodostaman liukuparin väliin ”third body” -kappaleina, mikä lisää kulumaa. Toisaalta ruuvireikien kautta polyeteenikulumajäämäkappaleet pääsevät metallikupin taakse, jossa niitä osoitettiin polarisaatiomikroskopialla. Siellä ne aiheuttavat luuta syövyttävän vierasosinetulehduksen (8,9), joka analyysimme mukaan koostui lähinnä aktivoituneista pro-inflammatorista TNF- α tuottavista makrofageista ja niiden aktivoimista osteoklastogeenista RANKL:ia tuottavista fibroblasteista (emme tutkineet osteoblasteja, mutta nekin todennäköisesti ilmensivät RANKL:ia). Nämä granuloomat kehittyivät vaivihkaa, mutta etenivät usein melko joutuisasti sen jälkeen kun olivat saavuttaneet röntgenkuvissa havaittavan koon. Tarkemman kuvan niiden laajuudesta saa tarvittaessa tietokonekerroskuvauksella.

Selvitimme polyeteenikumapartikkelien syntä käyttäen finite element -analyysiä. Tämän mukaan ilmeni, että stressiä ja kulumaa kuvaavat von Mises -kuormat lisääntyivät muovisen välikappaleen takapinnalla kupin kallistuskulman myötä ja että ruuvireikien ympärillä oli stressikeskittyviä. Tämän lisäksi ilmeisesti ruuvireiät muodostavat vastavuoroisen nestepainepumpun suuttimen sekä titaanipartikkeille metallikuoren ulkopinnalta liukupintojen väliin ja polyeteenipartikkeille liukupinnalta metallikuoren taakse. Ensin mainittu lisää kulumaa ja viimeksi mainittu aiheuttaa lyyttisen tulehduksen. Kuluma on erityisen joutuisaa, jos käytetään ohutta muovivälikappaleita tai jos sen ja metallikuoren välilyös on sopimaton.

Kliinis-radiologisen ja finite element -analyysin tulokset vahvistettiin vaurioanalyysillä. Pahiten vaurioi-

tuneet alueet löytyivät yläneljänneksistä, jonne myös suurin kuorma keskittyi aiheuttaen mm. virumisen seurauksena polyeteenin pursottumista ruuvireikiin. Vaikeimpia nämä muutokset olivat niillä potilailla, joilla oli suuri kupin kallistuskulma. ”Third body” -kappaleina toimineita metallikappaleita löytyi muoviseen välikappaleeseen painuneina.

Hexloc-designissa sattuivat yhdistymään useat sellaiset sinällään hyödylliset ominaisuudet, jotka yhdessä aiheuttivat poikkeuksellisen huonon ennusteen. Tämä tunnistettiin kansallisesta implanttiteksteristä lisääntyneenä uusintaleikkausten lukumäärinä ja implantin kuppiosan lyhyenä elinikänä. Yksi tällainen epäedullinen designratkaisu oli ilmeisesti kuusikantakiinnitys, joka ei pitänyt ja johti makro- ja mikroliikkeeseen ja siten takapinnan kulumiseen. Toinen epäedullinen piirre oli ruuvireiät, joiden kautta metallisia ”third body” -partikkeleita pääsi liukupintojen väliin ja muovisia kulumajäämäkappaleita metallikuoren taakse. Samalla ruuvireiät muodostivat stressikeskittyviä niin että kuluma oli erityisen joutuisaa niiden reuna-alueilla. Sementittömän kiinnittymisen myötä syntyi myös vastavuoroinen nestepainepumppu, jota syklinen kuormitus tehokkaasti aktivoi. Sementittömän press fit -kiinnityksen vuoksi kulumajäämäpartikkelit pääsivät suoraan kudoksetta ja aiheuttivat vierasosinereaktion ja estivät osteointegraation. Vierasosinereaktion seurauksena mesenkymaaliset solut rupesivat tuottamaan RANKL:ia, jonka seurauksena syntyy sekä vierasosinejättisoluja että osteoklasteja. Metallikuoren osteointegraation estyessä tai pettäessä makro- ja mikroliike lisääntyvät ja sulkeinen noidankehäliike kiihtyy. Monialainen tutkimus ja sen tulosanalyysi paljastaa loogisen, iteratiivisen ja nopeasti etenevän tapahtumasarjan, joka lopulta johti kupin irtoamiseen. Samalla tutkimus osoittaa sekä finite element -analyysin mahdollisuudet ennustaa implantin käyttäytymistä että monialaisen lähestymistavan arvon selittää kansallisessa implanttiteksterissä havaittua poikkeavaa huonoa implantin ennustetta.

Kirjallisuus

1. Harris WH: A new total hip implant. *Clin Orthop Relat Res* 1971;81:105-113.
2. Puolakka TJS, Pajamäki KJJ, Pulkkinen PO, Nevalainen JK: Poor survival of cementless Biomet total hip: a report on 1,047 hips from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 1999;70:425-429.
3. Puolakka TJ, Laine HJ, Moilanen TP, Koivisto AM, Pajamäki KJ: Alarming wear of the first-generation polyethylene liner of the cementless porous-coated Biomet Universal cup. *Acta Orthop Scand* 2001;72:1-7.
4. Turula KB, Friberg O, Haajanen J, Lindholm TS, Tallroth K. Weight-bearing radiography in total hip replacement. *Skeletal Radiol* 1985;14:200-204.
5. Maloney WJ, Herzworm P, Paprosky W, Rubash HE, Engh CA: Treatment of pelvic osteolysis. Associated with stable acetabular component inserted without cement as a part of a total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79-A:1628-1634.
6. DeLee JG, Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976;121:20-32.
7. Lappalainen R, Anttila A, Heinonen H: Diamond coated total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 1998;352:118-127.
8. Santavirta S, Konttinen YT, Bergroth V, Eskola A, Tallroth K, Lindholm TS: Aggressive granulomatous lesions associated with hip arthroplasty. Immunopathological studies. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72-A:252-258.
9. Santavirta S, Konttinen YT, Hoikka V, Eskola A: Immunopathological response to loose cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73-B:38-42.