



Reisiproteesiholkkimallit

Minkälaisia malleja valmistetaan Suomessa

Apuvälinetekniikan
koulutusohjelma,
Apuvälineteknikko
Opinnäytetyö
30.11.2009

Virpi Hautala

Koulutusohjelma	Suuntautumisvaihtoehto	
Apuvälinetekniikan koulutusohjelma	Apuvälinetekniikka	
Tekijä/Tekijät		
Hautala, Virpi		
Työn nimi		
Reisiproteesiholkkimallit, selvitys minkälaisia malleja Suomessa valmistetaan.		
Työn laji	Aika	Sivumäärä
Opinnäytetyö	Syksy 2009	56 + 2
TIIVISTELMÄ		
<p>Opinnäytetyön tarkoituksena oli tuottaa tietoa reisiproteesimallien valinnasta. Vastausta haettiin kysymyksiin "minkälaisia reisiproteesi holkkeja proteesimestarit tänäpäivänä Suomessa valmistavat ja millä perusteilla malli valitaan?". Lisäksi kysymyksillä kartoitettiin proteesimestareiden kokemuksia holkkimallin valintaan vaikuttavista tekijöistä, kuten mitanotosta sekä kiinnitysmekanismien valinnasta. Työn teoreettinen tausta muodostuu amputaation merkityksestä reisiprotetisointiin ja reisiproteesiholkeista.</p> <p>Opinnäytetyön aineisto kerättiin haastattelemalla neljää proteesimestaria kolmesta eri suomalaisesta yrityksestä. Menetelmänä käytettiin teemahaastattelua. Haastattelun teemat muodostettiin proteesiholkin suunnittelun osa-alueista, mitanotosta, proteesin holkkimallin valinnasta ja proteesin kiinnitysmekanismista. Haastattelut olivat yksilöhaastatteluja, lukuunottamatta yhtä, jossa haastatteluun osallistui myös yhtiökumppani. Haastattelut nauhoitettiin haastateltavien luvalla. Litteroidut haastattelut järjestettiin teemoittain aineiston analysointia varten. Analyysimenetelmänä käytettiin teemoittelua.</p> <p>Tulosten mukaan Suomessa valmistetaan yhä perinteisiä malleja, kuten quadrolateraalisia holkkeja sekä istuinluun sisältäviä luiseen lukkoon perustuvia holkkeja. Näiden lisäksi on kehitetty uusia malleja tekemällä pieniä muutoksia designeihin tai yhdistelemällä eri malleja. Linereiden kehittäminen reisiamputaatio tynkiin, on lisännyt kuormituksen vastaan ottamista pehmytkudoksilta. Tämä on lisännyt totaalikontaktisuutta holkeissa sekä mahdollistanut lyhyen holkkimallin kehittämisen. Lyhyttä holkkimallia on valmistettu aktiivisille sekä geriatriksille amputoiduille. Holkkimallin suunnittelun apuna käytetään perinteistä mitanottoa ja kipsimallennosta, tietokone avusteista suunnittelua tai ensiprotetisointi menetelmää, jossa amputoidulle valmistetaan tyngän mittojen mukaan kaikille amputoiduille samanmallinen holkki. Kiinnitysmekanismina proteesimestarit suosivat imukiinnitystä holkkimallista riippumatta. Linerit ovat mahdollistaneet imukiinnityksen käytön useammalle amputoidulle ja näyttävät vähentäneen kiinnityksen apuvälineiden tarvetta. Narulukollisen linerin käyttöä kiinnitysmekanismina esitettiin soveltuvan erinomaisesti geriatriksille amputoiduille.</p> <p>Johtopäätöksenä voidaan todeta Suomessa valmistetaan monipuolisesti erilaisia holkkimalleja. Linerit ovat muuttaneet, jonkun verran reisiproteesiholkkimalleja. Linereiden käyttö reisiproteeseissa on viime vuosien aikana lisääntynyt ja sen käytön arvellaan lisääntyvän.</p>		
Avainsanat		
reisiamputaatio, reisiproteesi, proteesiholkki, kiinnitysmekanismi		

Degree Programme in		Degree	
Prosthetics and Orthotics		Bachelor of Prosthetics and Orthotics	
Author/Authors			
Hautala, Virpi			
Title			
Transfemoral socket design, what type socket design prosthetist use in Finland.			
Type of Work	Date	Pages	
Final Project	Autumn 2009	56+ 2 appendix	
<p>ABSTRACT</p> <p>The purpose of this study was to get information about socket desings. Study questions were " what type of sockets desings are used in Finland and what factors influence prosthetist's to choose desing?". The frame of reference was based on the theory of how amputation influence socket desing and the type of designs. By interview was defined factors that influence proshтетist's choice of casting method, socket desing and suspension mechanism.</p> <p>The data of the study was collected by interviewing four practising prosthetists who were working in three different companies in Finland. A theme interview was used as a study method. Interview themes were based on different elements of transfemoral prosthetic socket designing, as a measurement, choice of socket design and suspension of trans-femoral prostheses. Interviews were carried out individually apart from one interview, where co-partner participated the interview. Interviews were taped with the permissions of the interviewees. These interviews were transcribed and analyzed using theme analysis.</p> <p>The results indicated that ischial bearing sockets and also ischial containment sockets are manufactured in Finland. Also prosthetist has developed their own models by compining and using basic rules of these desings. Liners, designed for transfemoral stumps, has decrease socket pressure. This has changed sockets to be more in total contact with the stump and made it possible to use short socket design. Short socket has been prescribed for patients, with high activity, and for geriatric patients. Socket desing is made with using computer aided desing, with using casting method or with using ready made primary socket design, which is choosed by the size of the stump. No matter of the socket design, the suspension is in most cases achieved by using suction. Liners has made suction suspension possible to be used with almost every patient and it seems that they have often made other suspension advises unnecessary. Liners with lanyard suspension has been prescribed for many geriatric patients.</p> <p>As a conclusion it can be stated that desing used in Finland varies a lot. Liners used as interface between socket and a stump has developed prosthetic socket desings. Using liners in transfemoral prostheses has grown and it seems that the use continues to increase.</p>			
Keywords			
transfemoral amputation, transfemoral prostheses, socket desing, suspension			

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	1
2 REISI AMPUTAATIO	2
2.1 Reistryngän biomekaniikka	4
3 REISIPROTEESI	8
4 REISIPROTEESIHOLKKI MALLIT	9
4.1 Historialliset holkkimallit	9
4.2 Quadrolateraallinen holkki	10
4.3 Ischial Containment- holkki	12
4.4 Joustava seinämäinen reisiproteesiholkki	15
4.5 Proteesiholkki mallin valinta	16
5 PROTEESIN KIINNITYS KEHOON	17
5.1 Reisiproteesin kiinnitysmekanismit	18
5.2 Kiinnitysmekanismien valinta	20
6 REISIPROTEESIN BIOMEKANIikka	22
6.1 Proteesiholkkiin kohdistuvat paineet	28
7 PROTETISOINTI	31
8 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS	33
9 OPINNÄYTETYÖN TUTKIMUS MENETELMÄ	34
10 AINEISTON KERUU	35
11 AINEISTON ANALYYSI	37
12 TUTKIMUKSEN TULOKSET	38
12.1 Holkkimallit	39
12.2 Mitanotto ja tyngän tutkiminen	44
12.3 Proteesiholkin kiinnitysmekanismit	48
12.4 Haastateltujen kokemuksia eri holkkimalleista	49
13 POHDINTA	52
14 OPINNÄYTETYÖN EETTISYYS JA LUOTETTAVUUS	55

LIITTEET Haastatteluteemat

Analysointikaavio

1 JOHDANTO

Opinnäytetyön aiheena on ollut selvittää, minkälaisia reisiproteesi holkkeja valmistetaan nykypäivänä Suomessa. Reisiproteesin tehtävänä on korvata amputaatiossa menetetty raaja. Proteesiholkki on se osa proteesia, mikä on kosketuksissa amputoituun tynkään ja luo sitä kautta tukipinnan kehon painolle. Sen johdosta on tärkeää, että amputoitu raaja pystyy tukeutumaan hyvin proteesiholkin muotoihin. Alan kirjallisuudessa on esitetty useita eri reisiproteesiholkkimalleja. Tällä opinnäytetyöllä olen halunnut kartoittaa tämän päivän tilannetta Suomalaisessa reisiprotetisoinnissa. Käytetäänkö kirjallisuudessa esiintyviä holkkimalleja, vai onko joitakin muita holkkimalleja käytössä? Aiheesta ei ole tehty aikaisempaa tutkimusta Suomessa. Idea opinnäytetyöhön on lähtenyt omasta kiinnostuksesta reisiproteesien valmistukseen. Jokainen amputoitu on erilainen, joten sen vuoksi yksi ja sama malli ei välttämättä sovellu kaikille. Opinnäytetyön avulla on kerätty proteesimestareiden kokemustietoa erilaisista holkkimalleista ja niiden soveltuvuuksista erilaisille amputoiduille.

Proteesiholkin valmistus ja mallin suunnittelu lähtee mitanotosta. Mitanotolla on hyvin merkittävä osuus proteesin valmistuksessa. Samalla kun olen pyrkinyt selvittämään proteesiholkkimallien valmistusta, olen haastatteluilta tiedustellut minkälaisia mitanotto menetelmiä he käyttävät ja mitä asioita he asiakkaasta tutkivat ennen kuin valitsevat asiakkaalle holkkimallin. Opinnäytetyössä on myös kartoitettu proteesien eri kiinnitysmekanismia ja sitä minkälainen vaikutus niillä on proteesiholkkimallin valintaan. Proteesiholkin tulee olla hyvin kiinnittynyt tynkään, koska se toimii anatomisen kehon ja mekaanisen proteesin välikappaleena siirtäen kehon liikevoimat proteesiin.

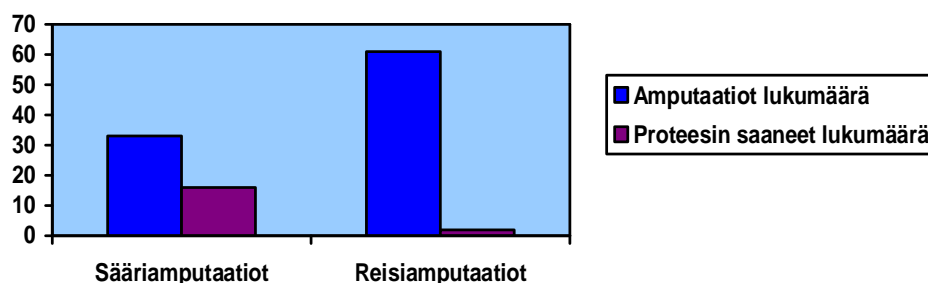
Proteesien valmistus muuttuu uusien materiaalien ja tekniikoiden kehityksen myötä. Materiaalien kehittäminen kestävämmiksi ja uudet innovaatiot ovat mahdollistaneet proteesien valmistamisen joustavammista materiaaleista. Sääriproteesi puolella pehmeiden sisätuppien, eli viskoelastisista materiaaleista valmistettujen linereiden, käyttö on kasvanut vallitsevaksi menetelmäksi. Reisiproteesi puolelle on kehitetty myös reisiamputaatiotynkiin soveltuvia linereita. Opinnäytetyön avulla on samalla selvitetty linereiden käytön yleistymistä reisiproteesi puolella.

Opinnäytetyön teoreettisessa osassa käydään läpi yleisesti reisiamputaatiomenetelmiä ja sitä miten ne vaikuttavat protetisointiin. Reisiproteesilla pyritään korvaamaan

amputoitu raaja, joten osiossa tarkastellaan myös reisiamputaation vaikutusta kehon biomekaniikkaan ja sen merkitystä protetisointiin. Teoreettisessa osiossa esitellään alan kirjallisuudessa esiintyviä holkkimalleja ja näiden eri mallien biomekaniisia ominaisuuksia. Proteesiholkki toimii osaltaan myös proteesin kiinnitysmekanismina, joten tämän johdosta opinnäytetyössä käydään läpi myös reisiproteesin erilaisia kiinnitysmekanismeja.

2 REISI AMPUTAATIO

Suomessa tehdään vuosittain noin 1500 alaraajan amputaatiota. Vuonna 2003 Suomessa tehtiin nilkan ja jalkaterän amputaatioita 816 potilaalle sekä lonkan ja reiden amputaatioita 525 potilaalle (Stakes 2004). Reisiamputaatioita tehdään Suomessa enemmän verrattuna sääriamputaatioihin. Vain osalle amputoiduista valmistetaan proteesi. Vaikka reisitason amputaatioita tehdään enemmän, reisiproteeseja valmistetaan vähemmän kuin sääriproteeseja. Vuonna 2005 Helsingissä tehtiin 61 henkilölle reisitason amputaatio, mutta heistä protetisoitiin vain 3%. Kuviossa 1 on esitettyä alaraaja amputaatioiden ja proteesin saaneiden määrät Helsingissä vuonna 2005. Kuvioista on nähtävissä huomattava ero sääriamputoitujen ja reisiamputoitujen protetisoinnin välillä. Amputoitujen mahdollinen huonokuntoisuus ja kuolleisuusprosentti puolen vuoden sisällä saattaavat olla tekijöitä, jotka vaikuttavat protetisoimatta jättämiseen. Amputaatio potilaita vuonna 2005 oli Helsingissä 79 kpl ja näistä 42%:lle oli tehty amputaatiota edeltäviä verisuonikirurgisia toimenpiteitä. Kuolleisuus 3 kk kuluttua amputaatiosta oli 37% ja 6 kk kuluttua 40%. (Määttänen ym. 2006: 12)



KUVIO 1: Alaraaja- amputoidut Helsingissä 2005.

Amputaation taustalla ovat yleensä traumat ja erilaiset sairaudet kuten verisuonitaudit, infektiot sekä kasvaimet (Gottschalk 1999: 18.) Ikääntyvillä amputaation taustalla on yleisimmin ääreisverenkierron sairaudet, jotka kattavat noin 75 % alaraajan

amputaatioiden syistä. Noin puolella näistä on taustalla diabeettinen verisuonisairaus. Verenkierroksen heikkeneminen aiheuttaa kudosten tuhoutumista, josta voi syntyä henkeä uhkaava kuolio ja tämän vuoksi tuhoutunut kudos on amputoitava. Nuorilla amputaatioon yleisimmin johtaa traumat, pahanlaatuiset luukasvaimet ja synnynnäiset epämuodostumat. Näiden lisäksi amputaatioita tehdään infektioiden, tuumoreiden, palon ja paleltumavammojen sekä sähköiskujen takia. (Iivanainen – Jauhilainen – Pikkarainen 1998: 648; Sandelin 2004.) Amputaatioon saattaa johtaa myös komplisoitunut murtuma, pehmytosainfektio, akuutti iskemia tai muut harvinaisemmat vaivat kuten esimerkiksi rabdomyolyysi, embolia tai sarkooma. Helsingissä vuonna 2005 amputoitujen keski-ikä oli 71,8 vuotta. Potilaat, joilla amputaation taustalla on verisuonitauti ovat usein iäkkäämpiä. Kun taas potilaat, joilla amputaatioon taustalla on trauma ovat nuorempia. (Määttänen ym. 2006: 11, 13.)

Amputoiminen perustuu sairaan, elinvoimattoman kudoksen poistamiseen. Tavoitteena on saada käyttökelpoisen pituinen ja hyvin proteesin kuormitusta kestävä tynkä. Yleisimpänä amputaatio menetelmänä käytetään kielekeamputaatiota, jossa tyngän pää verhotaan pehmytkudoskielekkeillä. Pehmytkudoskielekkeet voidaan rakentaa symmetrisiksi, eli kalansuukielekkeiksi tai niissä etummainen kieleke voi olla pidempi, jolloin amputaation viiltohaava ei tule tyngän päähän. Pehmytkudoskielekeamputaatio mahdollistaa tyngän lihaksissa nestekierron pumppumeکانismin tehokkaan toimimisen, joka edistää veren virtausta, estää laskimostaasin, kudosanoksian ja niistä aiheutuvat tynkäkivut. Pehmytkudoskielekkeet lisäävät myös tyngän kuormituskestävyyttä. Iskeemisessä amputaatiossa pyritään mieluusti säästämään polvinivel, mutta jos verenkierroksen todetaan olevan kudoksissa riittämätön amputaatio tehdään ylempää. Leikkausviillot suunnitellaan siten, että tynkään jäävissä kudoksissa on riittävä verenkierro. Avointa amputaatiota saatetaan käyttää huonoissa olosuhteissa tehdyissä amputaatioissa, jolloin pyritään säästämään ihon liepeitä uutta amputaatioleikkausta varten. (Salonen – Huittinen 1992: 55-57, 97.)

Amputaation tavoitteena on säilyttää tynkä riittävän pitkänä ja asettaa reisiluun keskelle tynkää pehmytkudosten ympäröimäksi Takareiden lihaksistoa ja lonkan lähentäjiä menetetään amputaatiossa, jolloin heikennetään lihasten mahdollisuuksia ojentaa ja lähentää lonkkaa. Useissa amputaatioissa lohkottuja lihaksia ei ankkuroida riittävän hyvin kiinni reisiluuhun. Koukistus ja loitonuus virheasentoja tyngissä on hyväksytty ja tätä usein ilmenee varsinkin lyhyemmissä tyngissä. Reisiluulla on taipumusta kääntyä

loitontuneeseen asentoon, verrattuna ei amputoituun raajaan. Amputaatiotekniikalla pyritään saavuttamaan anatomisesti hyvä tyngän asento kiinnittämällä uudelleen ne lihakset, joiden kiinnityskohta luustosta on amputaation takia poistettu. Amputaatiossa voidaan ankkuroida jäljelle jääneet lihakset lähelle reisiluun distaalipäätä. Tätä menetelmää kutsutaan myodeesiksi. Myopalstiassa taas lihasten vastavaikuttajien, eli antagonistien ja agonistien lihasfaskiat ommellaan yhteen. (Gottschalk 1999: 15.)

Amputaatiokirurgiassa on erittäin tärkeää saavuttaa lähennys-loitonnus asennon tasapaino, koska se vaikuttaa merkittävästi tyngän biomekaniikkaan ja siten myös protetisointiin (Kahle 2002:126). Kirurgian tavoitteena olisi oltava hyvän dynaamisesti tasapainossa olevan tyngän luominen, jossa on hyvä motorinen kontrolli sekä hyvä tuntoaisti. Lähentäjä lihaksien, kuten m.adductor magnuksen, säilyttäminen edesauttaa säilyttämään tasapainon lähentäjien ja loitontajien välillä. Lihaksen kiinnityskohdan uudelleen kiinnittämisellä amputaatiossa uuteen kohtaan luustossa säilytetään lihaksen jännitteneisyys sekä toimintakyky. (Gottschalk 1999: 17; Gottschalk 1992: 503.) Amputaatiokirurgiassa tulee myös kiinnittää huomiota siihen, että tyngän volyyymi ja muoto saadaan stabilisoitua. Postoperatiivisessa vaiheessa erityisen tärkeää on tyngän turvotuksen vähentäminen. (Michael W. 1996: 120.)

2.1 Reistryngän biomekaniikka

Onnistunut protetisointi, toimintakyvyn palautuminen sekä miellyttävä kävely riippuu anatomisesta linjauksesta ja tyngän dynaamisesta toimintakyvystä. Onnistunut protetisointi alkaa jo leikkauksesta. (Gottschalk – Kourosch – Stills – McClellan – Roberts 1990: 100) Ongelmallista proteesien valmistuksessa on usein tyngän stabilisoiminen. Tynkää on pyritty stabilisoimaan proteesiholkin muodoilla ja proteesin linjauksella. Monilla reisiamputoiduilla esiintyy kipua ja epämukavuutta proteesia käyttäessä tyngän päässä lateraalisesti. Tämä johtuu monesti reiden loitontuneesta asennosta.. Reisiluun normaali lähennys asento pystytään amputaatiossa säilyttämään, mikäli amputaatio tehdään lihaksia säästävällä tekniikalla ja siinä kiinnitetään insertio kohdan menettäneet lihakset uudelleen myodeesin avulla. Tällä tavoin mahdollistetaan lähentäjalihasten kunnollinen toiminta. Myodeesin avulla ehkäistään myös tyngän lähentäjäalueelle pehmytkudosmassan, niin sanotun adduktor rollin, muodostumista. Amputaatiossa, missä lihaksille ei tehdä myodeesia, reisiluu on loitontuneessa

asennossa tyngän sisällä. Tällöin tynkään pääsee muodostumaan mediaalisesti paksu pehmytkudosmassa, joka heikentää proteesin istuvuutta. (Gottschalk 1999: 15, 20, 22.)

Lihasten kiinnityskohdista johtuen m. adductor magnus on toiminnaltaan huomattavasti tehokkaampi kuin m. adductor longus tai brevis. M. adductor magnuksella on huomattavasti parempi vipumomentti varsi, kuin muilla lähentäjä lihaksilla. M. magnusta hermottaa kaksi erillistä hermoa ja lihas osallistuu sekä reiden lähennys liikkeeseen että ojennukseen. Tämän johdosta toiminnallinen m. adductor magnus vähentää tyngän abduktioasennon ja fleksiokontraktuuran muodostumista. Lihaksella on siis suuri merkitys lonkan stabilisoijana. Amputaatiossa toivotaankin säilyttämään tämä lihas, jolloin reisiluu saadaan anatomisesti hyvään asentoon ja siten mahdollistetaan normaali reisiluun linjaus. Mikäli reisiluusta amputoidaan kolmas osa, eikä tehdä kunnollista myodeesiä m.adductor magnukselle, häviää reiden adduktio voimasta 70%. Tällöin reiden lähennys liikkeeseen osallistuvat vain m. adductor longus ja brevis. (Michael W. 1996: 120; Gottschalk 1992: 502, 503)

Lihasten kiinnittämisellä luihin porattuihin reikiin, eli myodeesilla, on mahdollista saavuttaa erittäin stabiili tynkä. Loitontaja lihaksiin tulee amputaatiokirurgian avulla saada oikeanlainen jännitys, joten m.adductor magnuksen kiinnittämiseen tulee kiinnittää erityistä huomiota. M.adductor magnuksen kiinnitys femurin päähän stabilisoi reisiluun adduktio asentoon ja siten helpottaa proteesin linjausta. Hyvä asento edesauttaa lonkan loitontajien toimintaa. Kävelyssä proteesijalan tukivaiheen aikana lonkan loitontajat estävät kehon mediaalista tipahtamista, trendelenburgin oiretta. Lihasten kiinnittämisellä antagonisteihin, eli myoplastialla, saadan myös toimiva tynkä, mutta ajan myötä lihasryhmät saattavat liikkua paikoiltaan. Tämän vuoksi tynkästä ei pystytä saavuttamaan yhtä stabiilia, kuin myodeesia käyttämällä. (Michael W. 1996: 120.) Potilaille joille on tehty myodeesi voidaan tehdä lähes normaali proteesin linjaus 2-9 astetta adduktiossa (Gottschalk 1999: 22). Proteesin linjaus vaikuttaa merkittävästi lantion stabiliteettiin (Schuch 1992: 512).

Mitä pidempi tynkä sitä helpompi se on ripustaa holkkiin sekä linjata. Pitkä tynkä antaa pidemmän vipuvarren, helpottaa siirtymistä sekä vähentää luun syöpymistä pehmytkudoksen läpi. Lyhyessä reisi amputaatiossa on lähentäjä lihasten kiinnityskohtia poistettu, minkä takia pienemmän lihasmassan täytyy toimia voimakkaammin pitääksien reisiluu normaalissa asennossa. Lyhyessä tyngässä abduktoitunut reisi lisää kävellessä

sivuttais kallistumista ja sitä kautta myös energian kulutusta. (Gottschalk 1992: 501, 502). Pitemmät tyngät tarjoavat paremman vipuvarren ja suuremman tukipinnan vastaanottamaan vastavoimia. Lyhyemmissä tyngissä paine ei jakaudu niin suurelle alueelle. Silloin tynkään kohdistuvat voimat saattavat aiheuttaa epämukavuutta, kipua tai ihon rikkoutumisia. Kovemman painekuormituksen takia lyhyissä tyngissä proteesilla on vaikeempaa aikaansaada mediolateraalinen lantion tasapaino. Proteesikävelyn eri vaiheissa tynkään kohdistuu monia voimia ja tyngän pituudella on merkitys näiden voimien vastaanottamisessa. Jännittäessä lonkan loitontajalihaksia reisiluu painautuu holkin lateraaliseinämään, jolloin lateraalisesti tuleva vastavoima kohdistuu proksimaalisesti tyngän mediaaliosaan. Proteesikävelyssä tämä tapahtuu keskitekivaiheen aikana. Pitkillä tyngillä on yleensä parempi kyky kestää näitä vastavoimia, koska ne ovat usein tiukempia, jänteisempiä sekä lihaksikkaampia. Lyhyet tyngät ovat yleensä taas usein pehmeitä, lihaisia ja niissä on puutteellinen lihastonus lähentäjä alueella. Lyhyillä tyngillä ei saavuteta riittävää tukipistettä ja ne ovat huomattavasti alttiimpia pehmytkudosvaurioihin sekä hiertymiin. Näissä tapauksissa mediolateraaliosassa lantion stabiliteetissa joudutaan tekemään kompromissi. Stabiliteettia voidaan kuitenkin hakea luisesta rakenteesta, jolloin tukivoimat asetetaan suoraan luista rakennetta vasten, kuten istuinluun ja ramuksen kontrolloivassa proteesiholkissa. Ensisijainen tavoite on proteesin käytön mukavuus, joten aina ei pystytä aikaansaamaa ideaalia proteesikävelyä. (Schuch 1992: 512.)

Amputaation jälkeen iäkkäämmät potilaat, joilla on vähän fyysisiä voimavaroja, eivät välttämättä pysty kävelemään proteesin kanssa, koska reisiamputoidun proteesikävely kuluttaa 65% enemmän energiaa normaaliin kävelyyn verrattuna. Energian kulutuksen kasvu johtuu osaksi siitä että reisiluu on toiminnallisesti väärästä asennosta holkin sisällä ja siten lisää kehon painopisteen siirtymistä väärään kohtaan.. Energian kulutusta lisää myös polvinivelen puuttuminen. (Gottschalk ym.1990: 97; Gottschalk 1999: 16.)

Frontaalitasosta katsottuna jalan normaali biomekaaninen linja kulkee reisiluunpään keskikohdasta polven keskikohdan kautta nilkan keskikohtaan. Linja kulkee noin 3 asteen adduktiossa suoraan pystyakseliin nähden. Reisiluun keskiakselin linja kulkee taas 9 asteen adduktiossa pystyakseliin nähden. Normaalisessa biomekaanisessa asennossa reisiluu on siis lievästi lähentyneessä asennossa. Reiden lähennysasento mahdollistaa lonkkaa stabilisoivien lihasten, m.gluteus medius ja minimus, sekä lonkan loitontajalihasten, m.gluteus medius ja m.tensor fascia latae, normaalin toiminnan.

Lihasten toiminnan avulla pystytään vähentämään kehon keskipisteen siirtymistä sivulle ja siten mahdollistetaan jouhevampi ja energia tehokkaampi kävely. Usein reisiamputoidulla mekaaninen ja anatominen linjaus on häiriintynyt. Reisiamputaation jälkeen reisiluulla ei ole enää luonnollista linjausta sääriluun kanssa, jonka vuoksi tynkä asento on normaalia loitontuneempi. Tämä heikentää lihasten loitonnus mekanismia, kun lihasten pituus on venyttyneenä. Amputaatiassa, missä reisiluun on loitontunut, asento johtaa kasvaneeseen sivuttaiskallistumiseen ja energiaa kuluttavampaan kävelyyn. Lähentäjalihasten kiinnityskohtien vähentyminen lyhentää toimivan vipuvarren pituutta. Tuloksena on, että pienempi lihasmassa lähentäjiä joutuu tekemään suuremman työn pitääkseen reisiluun normaalissa asennossa. Mikäli lihasmassan voima ei riitä tähän, reisi päätyy loitontuneeseen asentoon. Reisiamputaatioissa lihasvoiman väheneminen johtuu amputaatiosta aiheutuvan lihasmassan vähenemisestä, riittämättömästä lihasten mekaanisesta kiinnittämisestä sekä jäljelle jääneen lihaksiston surkastumisesta, eli atrophiasta. Lihasmassan pientymisen lisäksi amputaatiolla saattaa olla vaikutuksia myös lihasten toimintaa ohjaaviin hermoihin. (Gottschalk 1992: 501; Gottschalk 1999: 16, 17.)

Yksi reisiamputoidun kävelyn tavoitteista on sivusuuntainen lantion ja kehon stabiilitetti sekä kapea askeleveys kävelyn aikana. Normaalissa liikkumisessa kävelyn aikana lantio putoaa noin 5 astetta keskikivaiheessa vastakkaisen raajan puolelle, jolloin keskikivaiheessa olevan jalan lonkkanivelessä tapahtuu lähennysliike. Lonkan loitontajalihasket, pääasiassa m.gluteus medius, vastustavat tätä liikettä. Lonkan loitontajalihasten aikaansaama vaikutus normaalissa kävelyssä on tehokkaampaa, koska reisiluun on linjassa luisen rakenteen kautta alustaan. Tällöin lihasten tekemä liikevoima kohdistuu lantion asennon ylläpitämiseen. Reisiamputoiduilla luisen vipuvarren pituus on yli 40% lyhyempi suhteessa alaraajan normaaliin pituuteen. Reisiluun distaalipää pääsee liikkumaan vapaasti pehmytkudosmassan ympäröimänä, kun se ei ole suorassa yhteydessä nivel- ja luustorakenteen kautta alustaan. Sen johdosta lonkan loitontajalihasten toiminta aikaansaa enemmänkin reisiluun loitonnusta, kuin lantion horisontaalista stabilisointia. Lateraalisen tuen puuttumisen ja tehottoman lantion stabilisoinnin johdosta aiheutuu tukivaiheessa liiallista lantion tippumista vastakkaisen raajan puolelle, mitä kutsutaan positiiviseksi Trendelenburgin oireeksi. Tästä aiheutuu myös lisääntynyttä painetta häpyluun alueelle. Tyypillisesti amputoitu pyrkii kompensoimaan tätä leventämällä kävelyn askelleveyttä. (Schuch 1992: 511, 512.)

3 REISIPROTEESI

Reisiproteesi koostuu normaalisti jalkaterästä, nilkkaosasta, sääriosan rungosta, polvinivelestä, reisiosan rungosta, kovapintaisesta holkista ja pehmeästä tupesta (Kruus-Niemelä 2004: 701, 702). Alaraajaproteesin tehtävänä on tarjota miellyttävä ja stabiili tuki kehon massalle yhden jalan tuen aikana. Reisiamputoidulla proteesia käytettäessä kehon massan ja painon kannattelu alue kohdistuu pääosin lantion rakenteisiin. Proteesin tehtävänä on toimia osana kehoa, kun taas amputoitu tynkä stabilisoi kehon proteesin yläpuolelta. Proteesiholkki on se osa proteesissa, johon tynkä kinnittyy. Jotta proteesi toimisi osana kehoa tulee proteesiholkin ja tyngän välillä on olla tiivis yhteys. (Michael W. 1996:119, 120.)

Kaikissa proteesiholkeissa tulisi esiintyä samat toiminnalliset periaatteet, eli miellyttävä painon kantaminen sekä hyvä tuki kävelyn tukivaiheen aikana. Näiden lisäksi onnistuneen protetisoinnin tavoitteena on kapea kävelyleveys sekä mahdollisimman normaali kävelyn heilahdusvaihe, mikä pystytään saavuttamaan riippuen amputoidun tyngän toimintakyvystä. (Schuch 1992: 513, 514.) Amputoitujen toimintakyky ja tyngän ominaisuuksien yksilöllisten vaihtelujen vuoksi on olemassa erilaisia holkkimalleja erilaisille amputoiduille. Quadrolateraalin ja Ischial Containment holkit ovat kirjallisuudessa eniten esiteltyt reisiproteesiholkki mallit. Näiden lisäksi on olemassa muitakin ja proteesimestarit ovat kehittäneet omia versioita reisiproteesiholkkimalleista. Kaikissa holkkimalleissa kuitenkin esiintyy samoja proteesiholkin valmistuksen peruseriaatteita. Merkittävä ero mallien välillä on se, asettuuko istuinluu holkin sisä- vai ulkopuolelle. Proteesin valmistuksessa käytettävien uusien materiaalien ja teknologian kehitys on myös tuonut uusia proteesimalleja. Tietokoneavusteinen proteesi holkin mitanotto ja suunnittelu sekä kovan holkin sisällä käytettävät sisäholkit tai linerit ovat lisäksi tuoneet uusia näkökulmia holkin valmistukseen.

Proteesiholkki suunnitellaan tyngän anatomian huomioon ottaen. Kaikissa tyngissä on alueita jotka kestävät painetta ja siten myös ovat kykeneviä kantamaan kehon painoa. Joillakin alueilla paineen sietokyky ei ole niin suurta tai sitä on erittäin vähän. Tämä vaikuttaa osaltaan holkin muotoiluun. Proteesiholkin muodon avulla voidaan tasata paineita alueille, jotka kestävät enemmän painetta. Proteesiholkin muodon ja koko proteesin biomekaniikan suunnittelun tavoitteena on saada aikaiseksi istuva ja toimiva proteesi. Muotoilussa on kuitenkin huomioitava amputoidun tyngän fysiologiset seikat.

Sen vuoksi proteesiholkki tulisi aina muotoilla verenkiertoa edistäväksi, vaikka se heikentäisikin proteesin biomekaniista istuvuutta tai alentaisi sen toiminnallisuutta. Tämä on erityisen tärkeää geriatrisilla ja perivaskulaarisen sairauden omaavilla amputoiduilla. (Kaphingst ym. 2001: 76, 84.) Stabilisoivaa painetta proteesiholkissa tulee kohdistaa mahdollisimman paljon luisille alueille. Tynkään kohdistuvat voimat siedetään parhaiten, mikäli ne jaetaan mahdollisimman suurille alueille. Paineen kohdistumista alueille, joissa esiintyy lihasten toimintaa tulisi välttää. Proteesiholkin asennon tulisi olla sellainen, missä toiminnalliset lihakset olisivat venyttyneessä asennossa. Näin lihaksisto saadaan toimimaan maksimaalisella voimalla. (Schuch 1992: 513, 514.)

4 REISIPROTEESIHOLKKI MALLIT

4.1 Historialliset holkkimallit

Holkki, jossa distaalipää on avoinna, on historiallinen holkkidesigni. Tätä mallia saatetaan jonkun verran yhä käyttää protetisoinnin alkuvaiheessa, väliaikaisena holkkina tai sota-ajan jälkeisissä tilanteissa. Holkki voidaan valmistaa yksilöllisesti, mutta siitä saatetaan tehdä massatuotantomaisesti eri kokoja. Holkissa on ennalta muotoiltu proksimaalinen pää, jossa on rakennuttuna istuinluulle hylly mihin tukeutua. Holkin distaalipäätä voidaan säädellä, niin sanotulla ”clam-shell” desingnilla, tai remmeillä vastaamaan tyngän yksilöllisiä mittoja. Tämän proteesimalli vaatii kiinnityksen apuvälineitä, kuten olkahihnoja, koska holkkimalli ei itsessään anna riittävää kiinnitystä proteesille. Holkkimalli on muihin malleihin verrattuna hankalampi kontrolloida huonon kiinnittyvyyden johdosta sekä sen vuoksi, ettei holkin muodot todennäköisesti vastaa tyngän anatomisia muotoja. Sen vuoksi tätä holkkimallia tulee käyttää vain väliaikaisena ratkaisuna ja se tulisi vaihtaa mahdollisimman nopeasti johonkin muuhun malliin. (Kaphingst ym. 2001: 86.)

Plug-holkki on myös historiallinen designi, jossa tyngän volyyymi joko työnnetään tai vedetään proteesiholkin sisälle. Tyngän massa asettuu proteesiholkkiin venytettynä ja puristuu ympäryysmitoiltaan holkin seinämiä vasten. Tyngän pää ei holkkimallissa ole kontaktissa holkin distaalipäähän. Holkin distaali pää suljetaan venttiilillä ja tyngän proksimaalinen liike aikaansaa negatiivisen paineen, jonka avulla proteesiholkki kiinnittyy tynkään. (Kaphingst ym. 2001: 86.)

4.2 Quadrolateraalin holkki

Quadrolateraalisessa holkissa istuinluu ja pakaralihas jäävät proteesiholkin ulkopuolelle. Proteesissa amputoitu ikäänkuin istuu holkin yläreunalla. (Schuch 1992: 515.) Holkin nimitys neliönmuotoinen tulee holkin keskiosan horisontaalisen poikkileikkauksen muodosta. Tämän alueen muoto vaihtelee kolmiomaisesta neliöstä, niin sanottuun triangularquadrosta, enemmän neliömäiseen quadro muotoon, jossa on pyöristetyt kulmat verrattuna proksimaaliseen osaan. (Kaphingst ym. 2001: 84.)

Quadrolateraalisessa holkissa kehon painon kantaminen tapahtuu ensisijaisesti istuinluun ja pakaralihasten kautta. Quadrolateraalisessa holkissa hyödynnetään totaalikontakti holkin periaatteita. Käsitys totaalipinnan painon kantamisesta tarkoittaa sitä, että kuormitus jaetaan tasaisesti kaikille mahdollisille pinnoille. Voimat ja kuormat jakautuvat tasaisesti luustorakenteisiin, lihas- ja pehmykudusrakenteisiin sekä tyngän nesteiden hydrostaattisiin paineisiin. (Schuch 1992: 515.) Totaalikontaktiholkissa muodon tulee mukailla tyngän muotoa ja kevyesti puristaa sitä kuppimaiseen muotoon. Kevyen puristuksen ansiosta tyngän pehmykudoksiin kohdistuvan kompressio paineen ansiosta lisätään nestekiertoa tyngässä. Tämä edesauttaa veren palautumista ja ehkäisee turvotusta sekä tyngän sinistymistä. Perinteisen imuholkin reuna ei mukaile tyngän distaalipäätä, vaan sinne jää imukammio. Ehkäistääkseen tyngän turvotusta tämä tila tulisi täyttää distaalisen pään patjalla, mikä on tehty joko vaahtomuovista tai silikoonista. Distaalipäätyynyn on todettu lisäävän veren palautumista sekä pehmentävän ja vaimentavan tyngän päähän kohdistuvia paineita. (Kaphingst ym. 2001: 85)

Quadrolateraalin holkin yläosan muodoilla on suuri merkitys proteesin toiminnallisuuden kannalta. Holkin posteriorisen seinämän puolelle muotoillaan maanpinnan kanssa samansuuntainen leveä istuin, johon luusto ja lihaksisto tukeutuvat. Holkin anterior-posteriorinen leveys määräytyy tyngän anatomisten mittojen mukaan. Anterioriselle puolelle muotoillaan vastatuki, jonka tarkoituksena on saada istuinkyhmy sekä pakara pysymään istuimella. Vastatuki saadaan aikaiseksi muotoilemalla holkin etupuolen kolmanneksen mediaalinen osa istumaan huolellisesti Scarpan kolmiota vasten. Tyypillinen virhe holkin valmistuksessa on tehdä liian syvät Scarpan kolmion rajat. Totaalikontaktin ja totaalipinnan kantamisen ymmärtämisen myötä, etuosan ääriiviivan painetta on ruvettu korostamaan vähemmän. Muiden holkkimallien kautta tehdyt tutkimukset ovat osoittaneet, että leventämällä tätä aluetta saadaan

lisämukavuutta välilihan alueelle heikentämättä painon kantamista. (Schuch 1992: 515.) Anteriorinen vastatuki tulee aavistuksen pakara tasoa ylemmäksi. Sen tulisi olla 2,5 cm ylempänä, mutta se ei saa painaa anteriorsuperiorista lonkkaluun kyhmyä tai vatsan aluetta istuessa. Holkin yläreunan muotoilussa on myös varottava ettei reisivaltimo joudu puristuksiin, jotta verenkierto tynkään ei häiriinny. Välilihan alueella yläreunan seinämä ei saisi olla 10-15 mm istuinluun tasoa alempana, jotta mediaalinen seinämä pystyy pitämään lähentäjälihakset holkin sisäpuolella ja jotta estetään lähentäjäalueelle muodostuvan pehmytkudosmakkaran, niin sanotun adductor roll:in, muodostumista. (Kaphingst ym. 2001: 83.)

Quadrolateraalissa holkissa oikea oppinen tyngän lähentynyt asento saavutetaan rakentamalla lateraalinen seinämä haluttuun adduktiokulmaan. Koko lateraaliseinämä, paitsi lateraalisesti sijoittuvan reisiluun pään kohdalta, tasataan lähentysneessä asennossa olevan reisiluun rungon mukaan. Proksimaalisesti lateraaliseinämän ääriviivat kulkevat ison sarvennoisen yläpuolella lonkan loitontajien yli, jolloin seinämä rajoittaa tyngän loitonnuksliikettä. Keskitukivaiheessa lonkan loitontajien aktivoituminen johtaa vastavoimiin proksimomediaaliseen osaan tynkää. Näihin vastavoimiin pyritään vastaamaan holkin mediaaliseinän avulla. Holkin mediaaliseinämän ääriviivojen tulee distaalipäästä kulkea tasaisesti sagittaalitasossa 10 cm matkalla. Proksimaalisesti mentäessä ääriviivat laajenevat tyngän päästä kohti välilihaa. Erityistä huomiota tulee kiinnittää holkin proksimomediaalisiin ääriviivoihin, koska tällä alueella on erittäin suuri merkitys välilihan alueen istuvuuteen tukivaiheen aikana. Quadrolateraalinen holkki tulisi suunnitella sisäiseen fleksioon. Fleksio lisää amputoidun kykyä kontrolloida polven stabiliteettia kantaiskuvaiheessa sekä helpottaa minimoimaan lannerangan lordoosia varvastyöntövaiheessa. (Schuch 1992: 515.)

Proteesiholkissa reisilihaskanavan paksuus transversaalisesti katsottuna saattaa vaihdella. Paksuus riippuu tyngän proksimaalisista ympäryysmitoista sekä reiden anteversiosta, eli eteenpäin kallistuksesta. Normaalin heilahdusvaiheen saavuttaminen on riippuvainen monista tekijöistä, joista ensisijaisena on riittävä proteesin kinnittyvyys. Kuitenkin heilahdusvaiheen rataan vaikuttavat myös holkin ääriviivat ja niiden soveltuvuus aktiivisten lihasten, ensisijaisesti m. femoriksen ja m. gluteus maximuksen, toimintaan. Posterorisen ja mediaalisen seinämän välinen kulma vaihtelee 5:stä asteesta 11:sta asteeseen, riippuen tyngän proksimoposteriorisen alueen lihastiheydestä. Mikäli proteesiholkin lateraalinen puolisko on anteriorisposteriorisessa suunnassa liian tiukka,

voi lihasaktiiviteetti heilahdusvaiheen aikana johtaa ei haluttuun holkin rotaatioon tyngän ympärillä. Kliinisesti tämä ilmenee heilahdusvaiheen aikana proteesijalan vispauksena. Holkin distaalipään tulisi vastata tyngän pään ääriiviivoja ja antaa sille asiaan kuuluva distaalinen kontakti. Kevyt kontakti edesauttaa nestekiertoa ja siten ehkäisee turvotusta sekä iho-ongelmien kehittymistä. (Schuch 1992: 516.)

Quodrolateraalista holkkimallia voidaan myös muokata hiukan eri muotoiseksi riippuen asiakkaan tyngän ominaisuuksista. Holkkimallista on kehitetty erilaisia muotoja. Eurooppalaisessa Quadrolateraalissa holkkimallissa, verrattuna Amerikkalaiseen, proteesiholkin neljä seinämää ovat pehmeämmät ja vähemmän jyrkät. Proteesiholkin mediaaliproksimaalinen reuna kulkee hiukan alempana lisäten mukavuutta välilihan alueella. Eurooppalainen holkki on leveämpi anteriorisposterioiselta suunnalta ja se tasapainotetaan kaventamalla holkkia mediolateraalissa suunnassa, pitäen holkin ympäryysmitan yhtäläisenä. Kaiken kaikkiaan biomekaaniset peruseriaatteet pysyvät samoina molemmissa holkeissa. (Schuch 1992: 516.)

4.3 Ischial Containment- holkki

Proteesiholkkiin voidaan rakentaa istuinluun liikkeitä kontrolloivat muodot, joiden tarkoituksena on lukita istuinluu ja siten vähentää istuinluun liikkeitä. Ischial Containment- holkissa, eli niin sanotussa IC-holkissa istuinluu asettuu holkin sisälle. Erona Quadrolateraalliseen, IC-holkissa istuinluu, joissain tapauksissa myös istuinluun haara, on suljettu holkin sisäpuolelle (Schuch 1992: 515). IC-holkki on mediolateraaliselta muodoltaan kapea, jolloin pyrkimyksenä on holkin muodon avulla pitää reisiluun enemmän lähentyneessä asennossa Amputoidun reisiluun kontrolli IC-holkissa on mahdollista kolmen pisteen ulkopuolisen paineen avulla. (Gottschalk 1999: 15,16).

Painon kannattelemisen IC- holkissa keskittyy pääosassa mediaalisesti katsottuna istuinluuhun ja istuinlaareen. Istuinluu ja ramus asettuvat holkin sisälle. Tällöin holkin yläosan ääriviivat ovat yksilölliset ja riippuvat amputoidun lihaksistosta, pehmytkudoksista sekä luusto rakenteista. Toisin kuin Quadrolateraalissa holkissa, jossa muotoon vaikuttaa lantion luustorakenne. Ischial containment holkin proksimaaliosan variaatiot perustuvat lantion rakenteisiin ja mittoihin sekä lantion alapuolisten pehmytkudosten mittoihin. Erityistä huomiota tulee kiinnittää yksilöiden

eroavaisuuksiin istuinluun asennosta suhteessa isoon sarvennoiseen. Variaatiot ovat yksilöllisiä, mutta huomattavat eroavaisuudet esiintyvät miehillä ja naisilla. Naisilla istuinluu on enemmän lateraalisesti, eli lähempänä isoa sarvennoista, mahdollistaen synnytyksen. Holkin posteriorinen reuna tulee istuinluun taakse ja yläpuolelle. (Schuch 1992: 517, 519.)

Painon kannattelemisen tuen uskotaan tulevan pakaralihaksistosta ja reiden lateraalisuulta trochanterin alapuolelta sekä kauttaaltaan koko tyngän pinnalta. IC-holkissa tyngän pinta-alasta ja volyymista suurempi määrä on kosketuksissa holkkiin, kuin Quadrolateraalissa holkissa. Sen johdosta IC-holkissa on mahdollista saavuttaa parempi voimien jakautuminen tyngässä ja sen johdosta tynkään kohdistuvat paineet ovat pienempiä. IC-holkissa on tärkeää että istuinluu ja ramus eivät pääse liikkumaan holkin sisällä. Vastavoimat saavutetaan holkissa suunnittelemalla holkki vastaamaan tyngän mittoja. Pitääkseen istuinluun ja ramuksen holkin medioposteriorisessa seinämässä tarvitaan tyngän mediolateraalisten, distaalimediolateraalisten ja anterolateraalisten mittojen vastaavuutta holkin kanssa. Mediolateraaliset mitat, eli luustomitat, saadaan mittaamalla istuinluun mediaaliosan ja trochanterin alaosan välimatka. Distaalimediolateraaliset mitat, eli pehmytkudosmitat, mitataan 2,5-5cm luuston mediolateraalista mitoista distalisemmin. Anterolateraaliset mitat saadaan mittaamalla välimatka ison sarvennoisen anteriorpuolelta tensorfascia lataan. (Schuch 1992: 517.)

Oletuksena on, että kävelyn keskitukivaiheessa Quadrolateraalinen holkki siirtyy lateraalisesti ja siten aiheuttaa repimisoireita välilihan kudoksiin. Samalla saattaa myös esiintyä reisiluun loitonusta, jolloin m.gluteus medius tulee venyttyneeseen asentoon ja siten heikennetään loitontaja lihasten voimaa. IC- holkissa nostetaan mediaaliholkin reunaa ylemmäs niin pitkälle, että paine tuodaan ramukselle kannatettavaksi. Tällä pyritään estämään holkin siirtymistä lateraalisesti. Istuinluun, ison sarvennoisen, reisiluun ja laterodistaalisen osan muodostaman luisen lukon ansiosta saavutetaan parempi stabiliteetti mekanismi. Luisen lukon ansiosta pystytään vastaanottamaan paremmin välilihan alueelle kohdistuvia voimia. Tukivaiheen stabiliteettia pystytään parantamaan laajalla muotoilulla posteriorisesti reisiluun varrelle. Tämä mahdollistaa tehokkaamman liikkeen siirtymisen reidestä proteesiin. (Schuch 1992: 517, 519.)

Heilahdusvaiheen aikana proteesin kiinnittyvyys on kriittistä ja se useimmiten saavutetaan imukiinnityksen avulla. Kuten Quadrolateraalisisissäkin holkissa, hyvät ääriiviivat takaavat jouhevan hyväraiteisen heilahduksen. Rotaatiokontrolli saavutetaan proksimomediaalisen holkin osan yläreunan muotojen avulla. Merkittäviä rotaatiokontrollin rakenteita ovat luinen lukko istuinluuta vasten, anteriorisen seinämän muodot ja kanavat, Scarpan kolmio ja rectus femoriksen kanava, sekä ison sarvennoisen takaosan muodot, niin sanottu post-trochanteric channel. Rotaation kontrolli erittäin lihaisissa ja huonon lihastonuksen omaavissa tyngissä on parhaiten saavutettavissa IC-holkissa. (Schuch 1992: 519.)

Meksikolainen proteesimestari Marlo Ortiz on kehittänyt oman versionsa IC- holkista, niin kutsutun Marlo Anatomic Socket:in, eli M.A.S.-holkin. M.A.S- holkissa istuinluu sekä ramus asettuvat holkin sisäpuolelle, mutta proteesiholkin posteriorisen seinämän yläreuna on madallutettu kulkemaan pakaralihaksen alapuolella. Ortiz havaitsi, että jättämällä pakaralihaksen proteesiholkin ulkopuolelle istuinluu ja ramus pystytään tehokkaammin lukitsemaan paikoilleen. Kaiken kaikkiaan proteesiholkin yläreunat ovat istuinluun alapuolella. Jotta M.A.S-holkki olisi toimiva, sen istuvuuden tulee olla täydellinen. Madallettujen proteesiholkin yläreunojen ansiosta pystyy amputoitu saavuttamaan suuremmat liikelaajuudet lonkkanivelessä, koska proteesiholkin reunat eivät rajoita liikkeitä. Ison pakaralihaksen jäädessä M.A.S-holkin ulkopuolelle, holkki on mahdollista asettaa erittäin lähentyneeseen asentoon. Näin molempien raajojen reisiluihin on mahdollista saada yhtäsuuret adduktiokulmat. M.A.S-holkin avulla on mahdollista saavuttaa parempi kosmetiikka, koska holkin yläreunan rajat eivät tule niin selkeästi esille. M.A.S-holkin kanssa on myös parempi istua, koska holkin reuna ei istuessa tule pakaralle. (Kelley 2004: 22, 23; Pike 2002; Fairley 2004)

M.A.S.-holkissa painon kannattelemisen jaetaan tasaisesti kaikille pehmytkudospinnoille jolloin saavutetaan hydrostaattinen pilari, minkä ansiosta vältytään ei toivotuilta paineilta. Painon kannattelemisen voimat eivät kohdistu suoraan istuinluuhun tai ramukseen. M.A.S-holkin tavoitteena on integroida holkki osaksi amputoidun kehoa. Hyvän kiinnittyvyyden ansiosta proteesiholkki ei pääse liikkumaan suhteessa tyngään ja siten myös tyngän proprioseptiikka toimii paremmin. Silloin kun ramus pysyy holkin sisällä kantaiskusta varvastyöntöön, ei jalkaterän rotaatiota pääse tapahtumaan. (Kelley 2004: 22, 23.) Fairley 2004 kirjoittaa artikkelissaan Proteesimestari Bob Tillgesin kokemuksista M.A.S.-holkista. Tillges kertoo ihmisten

epäilleen madallettujen holkin reunojen aiheuttavan proksimaalisen pehmytkudosmakkaran muodostumisen lähentäjä alueelle. Tillges ei ole havainnut tätä ongelmaa, vaikka on sovittanut M.A.S-holkkeja useille eri ikäisille amputoiduille. (Fairley 2004.)

4.4 Joustava seinämäinen reisiproteesiholkki

Joustava seinämäisessä reisiproteesiholkissa käytetään joustavaa lämpömuovattavalla vakuumilla muovattua holkkia, joka tuetaan jäykällä tai lähes jäykällä raamilla tai holkin pidikkeellä. Holkin pidike voi olla joko vakuumilla muovattu tai laminoitu muovi. Kriittisintä joustavan holkin suunnittelussa on raamin suunnitelu. Sen tulee olla kyvykäs tukemaan joustavaa holkkia ehkäistääkseen muutoksia muodoissa. Holkin raamin tulee olla myös rakenteellisesti erittäin vahva ja riittävän vakaa ottamaan vastaan siihen kohdistuvat vastavoimat. Joustava seinämäisellä proteesiholkilla pystytään saavuttamaan parempi proprioseptiikka. Holkki mahdollistaa myös pienet volyymimuutokset, koska kuumentamalla sisäholkkia volyymia pystytään muokkaamaan valmiissakin holkkissa. Joustavan seinämän ansiosta kiinnittyvyys on parempi sekä holkin sisäinen lämpö on pienempi. Joustava holkki ei sovellu hyvin uusiin amputaatioihin, koska tyngän tulisi olla saavuttavut suhteellisen pysyvä muoto. Tämänlainen proteesiholkki soveltuu parhaiten keskipitkään tai pitkään tynkään, jotta huomattava osa holkin seinämästä pystytään jättämään joustavaksi. Kiinnittyvyys joustavassa proteesiholkissa ei ole ongelma, koska tynkä tarrautuu erinomaisesti joustavan holkin seinämään. (Schuch 1992: 520, 521.)

Materiaalien kehityksen myötä joustava holkkisissa reisiproteeseissa on ruvettu hyödyntämään linerilliset proteesiholkkeja yhdistettynä holkin pidikkeeseen. Linerin avulla lisätään proteesiholkin kiinnittyvyyttä tynkään. (Schuch 1992: 521.) Lineria ja muita välikappaleita, kuten sukkia käytetään reisiproteesiholkin ja tyngän välissä myös niiden tynkää suojaavien ominaisuuksien johdosta. Linereiden ja sukkien tarkoituksena on suojata tyngän ihoa, vähentää hankausta ja repimistä, toimia iskunvaimentimena sekä kompensoida tyngässä tapahtuvia volyymimuutoksia. Proteesisukat voivat olla esimerkiksi erittäin ohuesta nylonkankaasta, villasta tai muista materiaaleista valmistettuja. Linereita valmistetaan mikrosolusta, kuten polyetyleni-muovista tai sitten geelimäisestä viskoelastisesta materiaalista, kuten silikoonista tai polyuretaani-geelistä. (Kaphingst ym. 2001: 95, 96.) Jotta imukiinnitys olisi toimiva tyngän ja holkin

välinen tila täytyy minimoida. Tämä saattaa aiheuttaa suurta painetta tynkään. Lineri tai jokin muu pehmeä materiaali tyngän ja holkin välissä keventää tätä painetta. Lineri puristaa tyngän pintaa kokonaisvaltaisesti ja sen vuoksi se myös edesauttaa tynkää saavuttamaan lopullisen muotonsa puristaen pehmytkudoksia tasaisesti. (Heim – Wershavski – Zwas – Siev-Ner – Nadrvorna – Azaria 1997: 639.)

4.5 Proteesiholkki mallin valinta

Proteesiholkissa tärkeintä on saavuttaa proteesin miellyttävä istuvuus sekä tyydyttävä kävely sykli. Se voidaan saavuttaa monilla eri holkkimalleilla. Mitään erityistä kontraindikaatio millekään holkkimallille ei ole todettu. (Michael W. 1996: 120.) Holkin muodon suunnittelussa tulisi keskittyä myös proteesiholkin istuvuuteen sekä pitäisi tutkia toimiiko tyngän kontrolli oikeasti holkin seinämien avulla, vai onko seinämät turhan kontrolloivat ja mahdollisesti rajoittavat tyngän liikkeitä. (Kahle 2002:126.) Holkin istuvuus ongelmat ovat merkittävin syy olla käyttämättä proteesia ja vaihtaa proteesin tekijää (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 12).

Väitetään, että tekemällä holkista mediolateraalisesti kapeamman, anteroposteerisesti leveämmän ja sisällyttämällä istuinkyhmyyn holkkiin, pystytään pitämään amputoitu reisiluun enemmän lähentyneessä asennossa sekä siten mahdollistamaan normaalimman kävelyn. Quadrolateraalissa holkissa mediolateraalinen tila on suurempi kuin anteroposteriorinen, minkä on väitetty mahdollistavan reisiluun loitontumista enemmän ja siten aiheuttavan leveämpi askelista kävelyä ja sivuttaiskallistumista amputoidulle puolelle sekä siten lisäävän kävelyssä energian kulutusta. (Gottschalk ym. 1990: 94.) Kuitenkin Gottschalk ym. (1990:99) näkevät amputaatiotekniikalla olevan suurempi vaikutus reisiluun asentoon holkissa. Heidän mukaan proteesiholkin muodolla ei pystytä vaikuttamaan reisiluun asentoon. Aivan kuten ortoosikaan ei pysty muuttamaan epämuodostumia, ei proteesiholkkikaan pysty muuttamaan loitontuneen reisiluun virheasentoa amputoidussa tyngässä. Radiologiset tutkimukset ovat paljastaneet, ettei reisisyngän asentoa voida kontrolloida holkin muodolla tai proteesin linjauksella (Gottschalk 1992: 502). Enemmän tulisi kiinnittää huomiota tyngän asentoon jo amputaation kirurgisessa vaiheessa.

Quadrolateraalista holkista puuttuu niin sanottu luinen lukko ja oletetusti luisen lukon puuttuminen mahdollistaa holkin lateraalisen siirtymisen tukivaiheen aikana. Tällöin

lantion oikean asennon säilyttäminen vaikeutuu. Ischial containment holkissa istuinluu on lukittu holkin sisään. Luinen lukko, eli istuinluun, ison sarvennoisen ja reisiluun lateraalidistaalisen seinämän muodstama tukialue, antaa tukevamman mekanismin vastaanottamaan välilihan alueelle kohdistuvia biomekaanisia voimia. Quadrolateraalin holkki toimii parhaiten pitkissä ja lihaksikkaissa tyngissä, missä on hyvä lähentäjälihakisto. Ischial containment holkin on todettu soveltuvan quadrolateraalista paremmin lyhyisiin ja paljon pehmytkudosta omaaviin tynkiin. Ischial containment holkin haasteena on saaavuttaa proteesiholkin hyvä sekä toimiva istuvuus. Useiden testiholkkien kokeilu on toimivan ischial containment holkin edellytys, toisin kuin quadrolateraalisessa holkissa pärjätään usein yhdellä testiholkilla. Joustavissa holkeissa ongemana on ollut ohuen joustavan lämpömuovattavan muovin repeäminen. Muovilla on myös tapana kutistua kun sitä irrotetaan kipsimallin päältä sekä kutistua ajan myötä. Nämä volyymin muutokset voivat vaarantaa proteesiholkin istuvuutta. Näitä voidaan ehkäistä uusilla materiaaleilla, jotka on erityisesti kehitetty ehkäisemään kutistumista ja repeämisiä. Näyttää siltä, että thermoplastisten holkkien käyttö olisi lisääntymässä. (Schuch 1992: 520, 522.)

Quadrolateraalin holkin on todettu toimivan usein nuorilla ja lihaksikkailla pitkän tyngän omaavilla amputoiduilla. Imukiinnityksellinen holkki soveltuu hyvin aktiivisille amputoiduille. Joustava holkki joustaa paremmin ja sen vuoksi on erittäin toimiva aktiivisurheilijoilla. Joustava holkki on mukavamman tuntuinen ja joustavuus lisää holkin kiinnittyvyyttä. Ischial containment imuholkki soveltuu lyhyen tyngän omaaville amputoiduille, joilla on korkea aktiviteetti taso. Vapaa valintainen kiinnityksen apuväline lisää kiinnittyvyyttä ja antaa luottamusta vaativiin aktiviteetteihin. Imukiinnityksen pitäisi vähentää painavan proteesin tuntua. Ischial containment holkki tarjoaa hyvän mediolateraalin ja rotaatio kontrollin. Osittainen imukiinnitys puuvilla sukalla mahdollistaa vähäisen hien imeytymisen sekä turvallisen kiinnittyvyyden, mikäli apuna käytetään myös silesian belt- kiinnitysvyötä. (Schuch 1992: 531.)

5 PROTEESIN KIINNITYS KEHOON

Proteesin tehtävänä on toimia osana kehoa ja sen vuoksi proteesin kiinnitysmekanismeilla on suuri merkitys. Tyngän tehtävänä on stabilisoida keho

proteesin yläpuolella. Onnistuakseen tässä proteesiholkin ja tyngän välillä on oltava tiivis yhteys ja proteesin on oltava hyvin kiinnitettyä tynkään (Michael W. 1996:120.) Proteesijalan ollessa kosketuksissa maahan painovoima sekä kehon paino työntävät tyngän holkkiin. Tässä vaiheessa erillistä kiinnitysmekanismia ei tarvita. Proteesin kiinnitystä tarvitaan heilahdusvaiheen aikana, jolloin painovoiman takia proteesi pyrkii irtautumaan tyngästä. (Heim ym. 1997: 638.)

5.1 Reisi-proteesin kiinnitysmekanismit

Reisi-proteeseissa käytetään eniten imukiinnitystä. Imukiinnityksessä proteesi kiinnittyy pintojen välisen jännityksen, negatiivisen paineen ja lihasjännityksen avulla. Pukiessa imukiinnityksellistä proteesia apuna voidaan käyttää vetosukkaa, jonka avulla tynkä vedetään proteesiholkin sisälle. Pukemisen apuna voidaan käyttää myös liukastetta, jonka avulla tynkä saadaan työnnettyä holkin sisälle. Tämän jälkeen proteesiholkin distaaliseen mediaali päähän kiinnitetään yksitie venttiili. Yksitie toimii tiivisteenä sekä aikaansaa holkin ja ihon väliin negatiivisen paineen. Venttiilin ansiosta ilma pääsee kulkemaan holkin sisältä ulospäin, mutta ei holkin ulkoa sisään. Venttiili siis aikaansaa holkin sisälle imun, jonka avulla proteesi kiinnittyy tynkään. (Rodriguez 1996:530.) Imukiinnityksen hyötynä on se ettei sen kanssa yleensä tarvita erillisiä kiinnitysvöitä, joten se mahdollistaa paremmat liikelaajuudet sekä paremman kosmetiikan. Suora kosketus ihoon vähentää liukumista ja lisää proprioseptiikan toimintaa. Haittana imukiinnityksessä on proteesin hankala pukeminen. Pukeminen vaatii voimia sekä hyvää tasapainoa, koska se on tehtävä seisten. Väärin puettu proteesi voi aiheuttaa lähentäjä alueelle pehmytkudos makkaran, mikäli kaikkea pehmytkudosta ei saada asetettua holkin sisään. Imukiinnitys vaatii myös holkilta täydellisen istuvuuden, joten proteesin käyttäjällä ei saisi olla suuria kehon paino muutoksia. Tämän vuoksi imukiinnitys ei niin hyvin sovellu ensimmäiseksi proteesiksi heti amputaation jälkeen, koska silloin tyngässä tapahtuu vielä paljon turvotuksen poistumista sekä lihasatrofiaa, eli lihasten surkastumista. Arpikudos saattaa olla myös kontraindikaationa imukiinnitykselle, koska iho joutuu kovalle rasitukselle proteesiholkin seinämän ja ihon välisen hankauksen johdosta. (Kapp 1999:59.)

Proteesiholkin kiinnitys voidaan saavuttaa myös erilaisten kiinnityksen apuvälineiden avulla. Jäykän vyön avulla tehty proteesin kiinnitys soveltuu hyvin paljon pehmytkudosta omaaviin tynkiin. Jäykällä vyöllä pystytään kontrolloimaan tyngän ja holkin välistä rotaatio liikettä. Lyhyissä tyngissä, joissa proteesin kiinnitys toimii

imukiinnityksellä, jäykkää vyötä voidaan käyttää apuna estämään holkin irtoamista istuttaessa. Jäykkä vyö ei sovellu käytettäväksi, jos proteesin käyttäjällä on huomattava lonkan instabiliteetti tai heikot lihasvoimat. Silloin tulisi ennemmin käyttää yhdistettyä lonkkanivel- ja lantiovyötä. (Kapp 1999:60.) Jäykkä vyö, esimerkiksi Silesian Belt, kiinnitetään proteesiholkin lateraaliseen sivuun trochanterin, eli ison sarvennoisen yläpuolelle, josta se kierretään kulkemaan vastakkaisen puolen lantion ympäriltä suoliluun harjun sekä ison sarvennoisen välistä. Edestä vyö kiinnittyy holkin pystysuoraan keskilinjaan. Siirtämällä lateraalisen sivun kiinnityskohtaa ylemmäs pystytään paremmin kontrolloimaan lonkan loitonnuista lyhyissä tyngissä tai henkilöillä, joilla on heikko m.gluteus medius. (Kapp 1999:60; Rodriguez 1996:530, 532.)

Jäykkien vöiden lisäksi käytetään myös elastisia kiinnitysvöitä. Neopreenista valmistettu kiinnitysvyö kiinnitetään vyötärön ympärille tarranauhan avulla. Tämän avulla paine jakautuu isommalle pinnalle sekä koska vyö on pehmeä ja elastinen, se on käytössä myös mukavampi. Leveä nauha tosin saattaa kuumentaa ikävästi. Elastinen kiinnitysvyö soveltuu erinomaisesti lisäkiinnitykseksi, koska proteesin käyttäjä voi itse lisätä tai poistaa sen tarvittaessa proteesista. (Kapp 1999:60.)

Erittäin varmaa kiinnitysmekanismeja halutessa voidaan käyttää lantiovyö yhdistettynä lonkkanivelellä. Proteesiholkin lateraalisivulle kiinnitetään metallista tai polypropyleenistä valmistettu nivel anatomisen lonkkaniveleen kohdalle. 5 cm levyinen metallituki liitetään niveleen ja se asetetaan tukevasti istumaan lantiota vasten suoliluun harjun alapuolelle. Metalliseen tukeen kiinnitetty nahkainen lantiovyö pitää proteesin kiinni tyngässä. (Kapp 1999:60-61, Shuch 1992: 530.) Lantiovyö lonkkanivelellä soveltuu parhaiten lyhyisiin tynkiin sekä geriatrisille potilaille, jotka tarvitsevat enemmän tukevuutta. Lonkkanivelellistä lantiovyötä tulisi käyttää varsinkin, jos proteesin käyttäjällä esiintyy sivuttaissuuntaista epätasapainoa tai rotaatio kontrollissa on puutteita. Haittana on liikeratojen rajoittuminen, vyöstä aiheutuva lisäpaino, huonompi kosmetiikka ja vyön aiheuttama vaatteiden kuluminen. Lantiovyö on sen lisäksi vaivalloisempi ja raskaampi käyttää, kuin muut kiinnitysmekanismit. (Kapp 1999:60-61; Rodriguez 1996:532.)

Materiaalien kehityksen myötä on myös kehitetty uusia kiinnitysmenetelmiä. Linerit on kehitetty lisäämään proteesin kiinnittyvyyttä. Linerin avulla voidaan tehostaa imukiinnitystä. Linerillisessä proteesiholkissa tyngän iho ei ole suoraan kosketuksissa

kovaan holkkiin, vaan välissä on pehmeästä materiaalista valmistettu linerituppi. Lineri puetaan suoraan tynkään, johon se kiinnittyy tarramaisella ominaisuudellaan. Linerissa olevalla lukitus mekanismilla kiinnitetään sen jälkeen itse lineri proteesiholkkiin. Tämä tekniikka mahdollistaa imukiinnityksen henkilöille, joilla on vaikeuksia pukea perinteinen imuholkki. Rotaation kontrolloimiseksi linerillisen kiinnityksen kanssa voidaan lisäksi käyttää kiinnitysvöitä. (Rodriguez 1996:532, Haberman 1995.)

Silicon Only Suspension-linerissa, SOS-menetelmä, lineri rullataan suoraan tyngän päälle, jonka jälkeen linerin ulkopintaan levitetään liukaste ainetta ja se työnnetään holkkiin. Holkki tiivistetään yksitieventtiilillä, jolloin linerin kiinnitys proteesiholkkiin tapahtuu alipaineen avulla. Lineri voidaan kiinnittää holkkiin myös lukkokiinnityksen avulla. Tämä kiinnitys mahdollistaa volyymin muutoksia, koska linerin ja holkin väliin voidaan tarvittaessa lisätä välisukkia. Tekniikka ei tosin sovellu erittäin pitkiin tynkiin, koska lukkomekanismi vaatii tilaa ja saattaa sen vuoksi siirtää polvinivelen sijainnin proteesissa väärään kohtaan liian alas. Proteesiholkin ja linerin välinen kiinnitys on mahdollista saavuttaa myös ylipainesukalla, jossa noin 2,5 cm levyinen silikooni rengas on lisätty linerin proksimaalipäähän. Tämä rengas aikaansaa tiivisteiden holkin ja sukan väliin. Yleensä rengas sijaitsee noin 5 cm istuinkyhmyn alapuolella. Liukastettu rengas työnnetään holkkiin, kun samalla ilma pakotetaan ulos yksitieventtiilin kautta holkin distaalipäästä. Vaihtelemalla tiivisterenkaan paksuutta sekä sukkiin kerroksia pystytään mukautumaan tyngän volyymin vaihteluihin. Tämän mekanismin yksinkertaisuuden ansiosta se soveltuu erinomaisesti geriatrisille tai pienen aktiivisuustason omaaville amputoiduille. Korkeamman aktiivisuuden omaavat tarvitsevat tämän kiinnitysmekanismin yhteydessä usein lisäksi kiinnitysvyön. (Kapp 1999:60.) Mikäli linerissa ei ole ollut Socket-Loc:ia, tiivisterengasta tai vastaavaa mekanismia, on SOS-menetelmässä todettu esiintyvän ongelmia. Holkeissa on esiintynyt sisäistä ei toivottua rotaatiota sekä ajoittaista imukiinnityksen puuttumista. Socket-Loc:in ja tiivisterenkaan on todettu vähentävän näitä ongelmia ja silti säilyttävän lineria hyödyntävän tekniikan hyödyt. (Haberman 1995)

5.2 Kiinnitysmekanismin valinta

Imukiinnityksen on todettu olevan paras tapa proteesin kiinnittämiseksi. Perinteinen imuholkki mahdollistaa erinomaisen kiinnittyvyyden. Imukiinnityksellisen proteesin kiinnitysmekanismi perustuu pehmytkudoksiin kohdistuvaan kovaan paineeseen sekä ihon ja holkin seinämän väliseen kitkaan, niin sanottuun tarramaiseen kiinnitykseen.

Tämänkaltainen tarrakinnitys voi ajan myötä aiheuttaa epämukavuutta, iho ärsytystä ja ihon rikkoutumista. Imukiinnityksellisen proteesin pukeminen on hankalaa ja vaatii hyvää tasapainoa, proprioseptiikkaa ja yläraajojen lihasvoimaa, joten yleensä käyttäjinä ovat olleet vain nuoret hyvävoimaiset amputoidut eikä geriatriset potilaat. (Kapp 1999:59,61; Haberman 1995). Linerit on kehitetty mahdollistamaan imukiinnityksen käytön useammassa tyngissä ja useammille amputoiduille. SOS-systeemissä silikonilineri suojaa ihoa, koska imukiinnitys muodostuu silikonin ulkopinnan ja holkin sisäpinnan väliin. Silikooni on ominaisuudeltaan itsekiinnittyvä, eli tarramainen. Jos se on oikea oppisesti puettu tyngän päälle, se pysyy paikoillaan eikä pääse kiertymään, kääntymään tai siirtymään pois paikoiltaan. Liukaste rasvan avulla helpotetaan proteesin pukemista ja samalla rasva toimii myös tiivisteenä. Tämän tekniikan avulla myös iäkkäämmät potilaat ovat pystyneet pukemaan ja riisumaan imuproteesin ilman apua. Pehmytkudoksiin kohdistuva vääntövoiman ja paineen on todettu vähenevän käytettäessä lineria. Silikoni lineri suojaa tynkää ei toivotulta holkin hankaus ja viilto voimilta. Mikäli kiinnitys on pelkän SOS-systeemin varassa, saattaa ajoittaisesta kiinnityksen puuttumisesta ja sisäholkin kiertoliikkeestä aiheutua jonkin verran ongelmia. Linereista on todettu hyötyvän erityisesti geriatriset potilaat. Linerin avulla myös iäkkäämmät henkilöt pystyvät pukemaan ja riisumaan imuproteesin ilman apua. (Haberman 1995.)

Linerin käyttö proteeseissa on mahdollistaa proteesin pukemisen istuen (Trieb - Lang - Kicking 1999: 524). Koska monien geriatristen potilaiden arvellaan hyötyvän silikoonista valmistetun imuholkin käytöstä, uuden tekniikan avulla pystytään mahdollisesti protetisoimaan prosentuaalisesti suurempi määrä reisiamputoituja. Sen pukeminen ei vaadi sorminäppäryyttä eikä suuria ponnisteluja, kuten perinteinen imu holkki. Kuitenkin siinä toteutuvat samat hyödyt kuin muissakin imuholkeissa suurempi liikevapaus, parempi jäljellä olevien lihasten käyttö, vähentynyt tyngän ylös-alas suuntainen pumppaava liike holkin sisällä, lisääntynyt käytön mukavuus sekä mahdollisuus parempaan kosmetiikkaan, kun kiinnitykseen ei tarvitse käyttää vöitä. Uudesta tekniikasta oletetaan hyötyvän myös sydän- ja keuhkoteuteja sairastavat, joilla on heikko fyysinen kunto. (Dietzen - Harshberger – Pidikiti:1995)

Proteesin valmistaminen geriatrisille potilaille on haastavaa, koska heillä on usein monia eri sairauksia tai rajoittunut toimintakyky. Jokaisen amputoidun tulisi saada mahdollisimman nopeasti proteesi, jotta päästäisiin varhaiseen mobilisaatioon.

Ekonomisesti on myös merkittävää saada potilas mahdollisimman nopeasti itsenäiseksi. Verratessa ilman lineria valmistetun imuholkin ja samalla mallilla linerin kanssa valmistetun holkin käyttöä geriatrisilla asiakkailla Tried, Lang, Stulning ja Kicking (1999:522) totesivat linerin käytön lisäävän asiakkaiden kävelyä proteesilla. Tämän vuoksi he suosittelevat käytettäväksi geriatrisilla reisiamputoituilla linereita. Linerilliset imuholkit mahdollistavat pidemmät kävelymatkat, kuin ilman linereita valmistetut holkit. Linereita käyttävien amputoitujen on todettu tarvitsevan harvemmin ja vähemmän proteesiensa säätämistä, kuin ilman lineria valmistetut proteesien käyttäjät. Amputoidut kokevat linerikiinnityksen turvallisemmaksi sekä seistessä että kävellessä. Lineria käytettäessä ei tarvitse pelätä proteesin instabiliteettia tai irtautumista. Linerin on todettu vähentävän myös iho trauma. Linerin avulla mahdollistetaan useammalle amputoidulle itsenäisempi elämä ja siten vähennetään kuntoutus ja sairaanhoito kustannuksissa. Sen vuoksi, vaikka lineri tekisikin proteesista kalliimman, hoidon kokonaiskustannuksissa säästetään. (Trieb - Lang - Kicking 1999: 522 – 525.) Haittana linereiden käytössä on usein alkuvaiheessa tapahtuvat suuret tyngän volyymin muutokset. Volyymin muutosten on arvioitu aiheutuvan heilahdusvaiheessa tapahtuvista tyngän liikkeistä, jotka pumppaavat imunestettä tyngän päästä ja siten pienentävät tyngän volyymin. Tämä tulisi huomioida proteesin valmistuksessa ja ennen protetisointia on erityisen tärkeää saada tyngän volyymin mahdollisimman paljon hallintaan. Linereiden haittana on myös se, että se saattaa lisätä tyngän hikoilua. (Dietzen – Harshberger – Pidikiti 1995: 90.)

6 REISIPROTEESIN BIOMEKANIikka

Reisiproteesiholki toimii biomekaanisena välittäjänä ihmisen kehon ja proteesin rungon välillä. Kaikenlaisesta liikkumisesta kuten kiihdyttämisestä, jarruttamisesta, nivelten stabilisoinnista, kehon painon siirtymisestä alustaan ja kontaktivoimien siirtymisestä kehoon syntyy erilaisia voimia. Nämä voimat kohdistuvat proteesin välityksellä myös tyngään. Proteesiholkin muotoilun sekä linjauksen avulla siirretään näitä liikevoimia proteesin ja tyngän välillä mahdollisimman tehokkaasti. Samalla kuitenkin pyritään välttämään haitallisten kuormitusten kohdistumista tyngän pehmytkudosrakenteisiin. Tämän vuoksi proteesiholkin muotoilun tulee olla toiminnallinen eikä välttämättä anatomisia muotoja mukaileva. Toiminnallisissa holkissa on kuitenkin otettava huomioon tyngän anatomiset ja fysiologiset rakenteet, kuten luusto, pehmytkudokset, hermosto ja verenkierto. Proteesiholkin on mahdollistettava myös jäljellä jääneiden

lihasten ja nivelten toiminta. Onnistunut holkin muotoilu ja linjaus mahdollistavat toiminnallisen proteesin ja sitä kautta myös symmetrisen kävelyn. (Kaphingst ym. 2001: 80.) Reisi-proteesin toiminta on riippuvainen siitä, miten proteesi on kiinnittynyt tynkään sekä siitä miten proteesi linjataan. Nämä seikat ovat tärkeitä proteesin toiminnan kannalta, koska kehon ja tyngän liikkeillä ohjataan koko proteesin toimintaa. Tyngän asennoilla muutetaan koko proteesin asentoa pystyakseliin nähden ja sitä kautta ohjataan nivelten komponenttien toimintaa. Proteesin linjauksen tavoitteena on saada aikaiseksi symmetrinen kävely sekä proteesin nivelkomponentit toimimaan mahdollisimman paljon anatomisten nivelten kaltaisesti. Proteesin toiminta pyritään saamaan vastaamaan ei amputoidun jalan toimintaa. (Geil 2002: 159.)

Epäonnistunut holkin suunnittelu ja proteesin linjaus voi aiheuttaa epäsuotuisia vääntövoimia ja paineita, jotka hankaloittavat proteesin käyttöä. Proteesin biomekaniikkaan vaikuttaa holkin muoto sekä lattiasta proteesin kautta tynkään siirtyvät voimat. Tynkään kohdistuvia voimia ovat puristusvoimat, vetovoimat, taivutusvoimat, kiertovoimat ja leikkausvoimat. Vertikaalisesti kehon painosta tyngän pinnoille kohdistuvista voimista syntyy puristusvoimia. Vetovoimia syntyy heilahdusvaiheessa maanvetovoimasta proteesiin kohdistuvista voimista. Vertikaaliseen akseliin nähden tapahtuvasta rotaatiosta aiheutuu kiertovoimia. Mediolateraalista ja anteroposteriorisista liikkeistä syntyy taivutusvoimia. Trimmauslinjan pehmytkudoksien puristuessa kovan holkin reunan ja kehon sisäisen luisen rakenteen väliin syntyy leikkausvoimia. Näitä voimia ei fysiikan lakien mukaan pystytä välttämään. Holkin oikealla muodolla ja proteesin kolmiolotteisella linjauksella, kitkavoimien hyödyntämisellä, proteesin kiinnittyvyys tarkoitukseen, ja kitkan vähenemisen hyödyntämisellä, vähentääkseen leikkausvoimia, pystytään käyttämään fysiikan voimia hyödyksi. (Kaphingst ym. 2001: 76.)

Holkin asentokulmat vaikuttavat proteesilla kävelyyn. Hyvin suunniteltujen holkin asentokulmien avulla on mahdollista saavuttaa normaali kävelyn sykli. Proteesiholkin suunnitteluvaiheessa tulee kiinnittää huomiota siihen mihin asentoon proteesiholkki rakennetaan. Tehokas kehon ja lantion stabilisoiminen sekä kapearaiteinen kävely on reisi-proteesilla mahdollista vain, jos reisiluun lateraalinen tuki on riittävä. Reisiluun tulisi olla mahdollisimman normaalissa, eli vertikaaliseen linjaan nähden lähentyneessä asennossa, jotta lonkan loitontajalihakset olisivat venytettyinä ja siten pääsisivät toimimaan mahdollisimman tehokkaasti. Tämän saavuttamiseksi on kiinnitettävä

riittävästi huomiota proteesin linjaukseen sekä proteesiholkkia suunnitellessa mietittävä proteesiholkin asentokulmat tarkasti, etenkin mediolateraaliossa suunnassa. Rakentamalla proteesiholkin mediaalireuna muodoltaan litteäksi ja vertikaalisesti suoraksi saadaan holkin mediaaliosasta hyvä tukipinta, jota vasten kävelyn tukivaiheessa muodostuvat vastapainevoimat jakautuvat tasaisesti. Proteesiholkin lateraaliosasta tulisi suunnitella ja linjata siihen kulmaan, mikä on mitattu tyngän adduktiokulmaksi liikelaajuuksia tutkittaessa. Mikäli tyngän lähennysliike on rajoittunut, kuten abduktio-kontraktuura tapauksissa, ei päästä yhtä hyviin tuloksiin lantion asennon stabilisoinnissa. Mediolateraaliseen lantion stabilisointiin vaikuttaa myös tyngän pituus, proksimaalisen kudoksen tiiviys sekä oikeaoppinen proteesikomponenttien linjaus holkin alapuolella. (Schuch 1992: 512, 515)

Proteesiholkin seinämien muodoilla vaikutetaan luisen rakenteen kontrolliin. Proteesiholkin muotoja hyödyntämällä aikaansaadaan istuinluunkontrolli, Ischial containment, jolla näyttää olevan suuri merkitys tyngän luisen rakenteen linjauksen ja stabiliteetin saavuttamiseen. Istuinluunkontrollin puuttuminen holkissa näyttää jonkin verran lisäävän lantion kallistumista tukivaiheen aikana, kun verrataan täydelliseen holkkiin rakennettuun istuinluunkontrolliin. Tutkimuksissa sen ei kuitenkaan ole todettu olevan kävelyn kannalta kovin merkittävää. Fluoroskopian avulla tehdyissä tutkimuksissa Kahle (2002) on havainnut reisiluun kulman ja lantion stabiliteetin pysyvän samana, vaikka luista istuinlukkoa ei ole holkkiin rakennettu. Istuinluun lukitseminen holkin muodoilla on näyttänyt kuitenkin lisäävän holkin istuvuutta ja proteesin käytön mukavuutta. (Kahle 2002:126, 130.127)

Proteesiholkissa anteriorisen seinämän tehtävänä on kontrolloida rotaatiota ja pitää istuinluu paikoillaan proteesiholkiin rakennetulla tukipinnalla. Rotaatiota kontrolloidaan pehmytkudosten ja anatomisten ääriviivojen avulla. Rotaatiokontrolli voidaan saavuttaa myös luustoa hyväksi käyttäen kohdistamalla vastavoima istuinkyhmyä vasten. Tämä tapahtuu anteriorisen ja posteriorisen seinämän yhteisvaikutuksesta, joiden avulla istuinkyhmy ja luusto lukitaan paikalleen. Fluoroskopian avulla tutkittaessa ei ole kuitenkaan pystytty toteamaan kontrolloiko anteriorinen seinämä todellisuudessa rotaatiota. Anteriorisen seinämän avulla pidetään istuinluu sille kuuluvassa kohdassa proteesiholkkia tämä on tärkeää, koska muuten luisen rakenteen kontrollia ei pystytä saavuttamaan. Anteriorisen seinämän liiallinen madaltaminen antaa istuinluulle tilaa kulkeutua alas- ja eteenpäin. Anteriorisen seinämän leikkaaminen liian matalaksi voi

aiheuttaa varvastyöntövaiheessa lonkan ojentuessa istuinluun vaeltamisen eteenpäin ja siten aikaansaa istuinkyhmyyn tipahtamisen pois proteesiholkkiin rakennetulta tukialueeltaan. Proteesiholkin anteriorisen seinämän madaltamisen ei ole todettu lisäävän holkin käytön mukavuutta merkittävästi, mutta se lisää tyngän liikelaajuuksia mahdollistaen laajemman fleksioliikkeen lonkkanivelessä. Posteriorisen seinämän tehtävänä on tukea pakarän pehmytkudoksia, antaa vastavoima anterioriselle seinämälle ja sitä kautta edesauttaa rotaation kontrollointia. Posteriorinen seinämä antaa lineaarisen vastavoiman kohti anteriorista seinämää. Tämä edesauttaa pitämään istuinluun paikallaan sekä ehkäisee istuinluun taaksepäin kallistumista. Mikäli istuinluu pääsee kallistumaan taaksepäin ja siten hypäämään pois kontaktialueelta, pääsee luinen rakenne liikkumaan. Tällöin voi esiintyä reisiluun kiertymistä proteesiholkin sisällä ja asento tasapaino saattaa heiketä. Posteriorisen seinämän madaltamisella ei näytä olevan vaikutusta lantion asentoon. Kuitenkin madaltamalla seinämää pakarän muotojen mukaiseksi voidaan saavuttaa huomattavasti parempi kosmetiikka ja lisätä proteesin käyttö mukavuutta. Lateraalisen seinämän madaltaminen ei kuitenkaan merkittävästi näytä muuttavan reisiluun asentoa tukivaiheessa, mutta sen on todettu vaikuttavan reisiluun asentoon heilahdusvaiheen aikana. Proteesiholkissa, missä on madallettu lateraalista seinämää, ei pystytä heilahdusvaiheen aikana saavuttamaan reisiluussa yhtä hyvää loitontunutta asentoa, kuin täyspitkällä seinämällä on mahdollista saavuttaa. Proksimaalilateraalisen seinämän tehtävänä on antaa vastavoima mediaaliselle seinämälle. Sen lisäksi lateraalinen seinämä edesauttaa rotaatiokontrollia hyödyntämällä pehmytkudoksien anatomisia ääriviivoja. Lateraalinen seinämä kontrolloi reisiluuta pitämällä sen lähentyneessä asennossa ja siten mahdollistaa paremman anatomisen linjauksen reisilulle. Lateraalisella seinämällä pystytään kontrolloimaan myös loitonnusta nostamalla seinämä ison sarvennoisen yläpuolelle. Lantion stabiliteetin kannalta on erityisen tärkeää saada reisiluu pysymään lähentyneessä asennossa. Lateraali seinämä saattaa vaikuttaa eniten reisiluun adduktioasennon ylläpitämiseen ja lantion kontrollin saavuttamiseen, varsinkin proteesijalan heilahdusvaiheen aikana. Mediaalinen seinämä taas ehkäisee lantion lateraalista siirtymistä ja siten stabilisoi lantiota. Sen lisäksi myös mediaalinen seinämä edesauttaa reisiluuta pysymään lähentyneessä asennossa. Kun lantio pystytään stabilisoimaan on mahdollista tehdä proteesissa lähes normaali linjaus. Sitä kautta pystytään saavuttamaan jouheampi kävely sykli. Mikäli mediaalisen seinämän tuenta on riittämätön, ei lantio saavuta tarpeeksi tukea. Silloin myös istuinluu saattaa tipahtaa pois paikaltaan. Tästä saattaa aiheutua

lantion keinumista, rotaatiota ja proteesiholkin istuvuuden ongelmia. (Kahle 2002:126-131.)

Proteesin linjauksella vaikutetaan siihen miten proteesin nivelkomponentit toimivat. Linjauksella voidaan vaikuttaa esimerkiksi proteesin polvinivelen stabiliteettiin. Proteesipolvinivelen stabiliteetilla tarkoitetaan polven pysymistä ojennuksessa ja vakaana tukivaiheen aikana. Epävakaana polvinivel aiheuttaa ei toivottua koukistumista tukivaiheen aikana sekä saattaa aiheuttaa yllättäviä ja vaarallisia kaatumisia. Liian vakaassa polvessa amputoidun on vaikeaa saada polvinivel koukistumaan ja siten hakaloittaa kävelyn etenemistä. Polven koukistumisella siirrytään tukivaiheesta varvastyöntöön ja polvinivelen koukistamista tarvitaan myös kävelyn heilahdusvaiheessa. Liian vakaa polvinivelen johdosta kuluu enemmän energiaa ja se saattaa aiheuttaa epänormaalin heilahduksen kävelyn aikana. Liian vakaan ja epävakaan polven välillä on hienon hieno ero. Oikean proteesipolven herkkyyden hakemisessa tarvitaan proteesipolven biomekaaniikan ymmärrystä.(Schuch 1992: 509.)

Proteesipolvinivelen herkkyyttä voidaan säädellä proteesin linjauksella. Sivusuunnasta katsottuna, jos polvinivelen akseli on asetettu suoraan biomekaanisen painolinjan kohdalle, saadaan aikaiseksi neutraali polvenkontrolli. Tässä linjauksessa polvi on stabiili tukivaiheessa, mutta vaatii amputoidulta enemmän tahdonalaista kontrollia kantauskun aikana. Mikäli polvinivelen akseli on taas asennettu biomekaanisen painolinjan etupuolelle saadaan aikaiseksi epävakaampi polvenkontrolli. Tässä linjauksessa ei ole luontaista mekaanista stabilisuutta. Jos taas polven akseli on linjattu painolinjan taakse aikaansaadaan vakaampi polven kontrolli. Tämä linjaus on stabiili koko tukivaiheen ajan sekä kantauskun aikana. Polven kontrollia voidaan vaikuttaa ja lisätä myös mekaanisesti erillaisten polvinivelkomponenttien avulla, kuten esimerkiksi lukkoutuvilla tai hydraulisilla polvinivelillä (Schuch 1992: 510.)

Epävakaamman polven kontrollissa amputoitu hallitsee polven kontrollia itsenäisesti, eli tahdonalasiesti. Kontrolli saavutetaan ja sitä ylläpidetään lonkan ojentajalihaksilla, eli pakaralihaksilla, pääosin m.gluteus maximuksella ja takareiden koukistajalihaksilla kuten mm.hamstrings. Näiden lihasten oikeaan aikaan tapahtuvalla jännittämisellä saavutetaan polven stabilisoiminen kävelyn tukivaiheessa. Tahdonalaisessa polven kontrollissa heilahdusvaiheen koukistus saavutetaan pienemmällä työllä, kuin vakaamman polvinivelen kontrollissa. Tämä mahdollistaa jouhevamman ja

energiatehokkaamman kävelyn, mikäli amputoidun tyngän lihaksissa on tarpeeksi voimaa kontrolloimaan polvea. Tahdonalainen polven kontrolli, eli epävakampi polvinivel ei sovellu jos lihaksissa ei ole tarpeeksi voimaa tai jos lonkkanivelessä on fleksiokontraktuura tai mikäli proteesikävelyssä ilmenee epävarmuuden tunnetta. Lonkan loitontajalihasten toiminta vetää polvinivelen loitontuneeseen asentoon ja ylläpitää tätä asentoa, eli loitontajalihakset aikaansaavat polven kontrollin. Reisiamputaation yhteydessä takareiden mm.hamstrings lihakset on osittain lohkottu. Jäljelle jääneiden lihasten uskotaan toimivan parhaiten silloin, kun ne on venytetty lepopituuteen. Iso pakaralihas, m.gluteus maximus on ainoa lonkan ojentajalihas, jota ei ole operoitu amputaation yhteydessä. Se ei kuitenkaan pysty aikaansaamaa merkittävää ojennus voimaa ennen kuin lonkkanivel saavuttaa 15 asteen kulman. Saadakse enemmän lihasvoimaa isolle pakaralihakselle proteesinholkki suunnitellaan ja linjataan sisäiseen fleksioon. Holkin sisäinen fleksio lisää amputoidun kyvykkyyttä ekstensoida lonkkaa ja sen vuoksi mitä heikommat ojennusvoimat sitä enemmän fleksio asennossa proteesiholkin tulisi olla. Ainoana rajoittavana tekijänä on tyngän pituus, koska pitkissä tyngissä liiallista fleksioasentoa ei saada piiloitettua kosmetiikkaan. Kompensoidakse heikkoja lonkan ojentajia amputoitu saattaa kääntää lantiota liialliseen lordoosiin saavuttaakseen tahdonalaisen polven kontrollin. Mitä edemmäksi holkki on linjattu suhteessa polviniveleen ja nilkkaan, sitä vakaampi polvinivel on. Saavuttaakseen turvallisen sekä tehokkaan kävelyn, proteesin linjauksen tulisi aikaansaada polvinivelen lukkiutumisen turvallisesti sekä samanaikaisesti energiatehokkaan tahdonalaisen polven koukistumisen. Jokaiselle amputoidulle tulee määriteellä, mikä on heille sopiva linjaus asento ja siten polven herkkyyys. Tämän saavuttamiseksi testiholkin sovituksessa voidaan käyttää apuna linjauksen apuvälineitä, joiden avulla holkin asentoa suhteessa polviniveleen ja nilkkaan voidaan liikuttaa vapaasti. Näin pystytään määrittelemään proteesiholkin linjaus asento amputoidun kävelyn aikana. (Schuch 1992: 510, 511.)

Nilkan ja jalkaterän dynamiikalta vaaditaan iskun vaimennusta ja samalla tasapainoittavia ominaisuuksia. Reisiamputoidulla tasapainon kannalta kriittisin vaihe on kantauskuvaiheessa. Kantauskussa aiheutuu momentti tai vääntövoima, joka pyrkii kiertämään säärtä eteenpäin ja siten koukistamaan polviniveltä. Tämä aiheuttaa polvinivelen instabiliteettia. Normaalisssa kävelyssä plantaarifleksorit ojentavat nilkkaa kantauskun jälkeen ja samalla vaimentavat kantauskusta aiheutuvaa vääntömomenttia. Reisiamputaatioissa nilkan ja jalkaterän komponentit, jotka vastaavat toiminnaltaan

normaalin nilkan ja jalkaterän toimintaa edesauttavat myös polven stabiiliteettia. (Schuch 1992: 511.)

6.1 Proteesiholkkiin kohdistuvat paineet

Mekaniikan lakien mukaan kävelyn edellytyksenä on kiihtyvyyden ja hidastumisliikkeen aikaansaaminen. Tämä tarkoittaa sitä, että tynkään kohdistuvien voimien on muututtava kävelyn eri vaiheiden aikana, jotta liikettä tapahtuisi. Sen vuoksi voimien muutoksien tulee olla suurempi kuin nolla, jotta aikaansaadaan momentti voima. Silloin ei ole mahdollista, että tynkään kohdistuisi kaikkialle samansuuruinen paine. Paineen vaihtelun tuntemukset kävelyn eri vaiheissa eivät välttämättä tee proteesista huonosti istuvaa. Tuntemuksilla saattaa olla suuri merkitys antaessaan palautetta kehon asennosta tasapainon hallintaa varten. (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 19.) Lihasten aktiviteetti vaikuttaa osaltaan tynkään kohdistuviin paineisiin. Reiden koukistajien ja ojentajien on osoitettu aiheuttavan aktivoituessaan suurempaa painetta tynkään. Aktivaation lisääntyessä on todettu myös paineen kasvavan. (Jung Hwa Hong – Mu Seong Mun: 2005: 59.)

Neumanin ym. tekemissä tutkimuksissa korkeimmat paineet esiintyivät holkin yläreunassa m.adductor longuksen, ramuksen ja istuinluun kohdilla. Paineet näillä alueilla olivat lähes kaksinkertaiset verrattuna paineisiin muilla alueilla. Korkein paine piikki esiintyi keskitukivaiheessa ramuksen alueella ja lähes yhtä suuri piikki esiintyi myös femoraalisen vapautuksen lateraaliosassa, femoral relief. Nämä alueet ovat tyypillisiä kohtia missä sovituksen aikana yleisesti esiintyy ongelmia. Paineen muutokset ramuksen ja distaalisen femurin alueilla olivat hyvin samankaltaiset. Suurimmat paineet näille alueille kohdistuivat keskitukivaiheessa ja pienimmät paineet esiintyivät kantaiskuvaiheessa. Paineet scarpan kolmion alueella nousivat painepiikiksi keskitukivaiheeseen siirryttäessä. Kävelyn muissa vaiheissa paineet scarpan kolmion alueella muuttuivat samantapaisesti kuin ramuksen ja femurin distaalipään alueella. Istuinluun ja pakarapöydän alueilla pienimmät paineet esiintyivät kantaiskuvaiheessa, paineet kasvoivat keskitukivaiheeseen siirryttäessä ja kovin paine piikki esiintyi varvastyöntövaiheessa. Paineet m. adductor longuksen alueella kohdistuivat myös korkeimmillaan myös varvastyöntövaiheessa. (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:6, 7.) Alueittain suurimmat paineet tynkään tulivat kantaiskuvaiheen, loading responcen aikana, niin distaaliosissa kuin proksimaaliosissa osissa tynkää. Lukuunottamatta tynkän

anteriorista osaa ja distaalista mediaali osaa, joihin suurimmat paineipiikit kohdistuivat keskitukivaiheeseen. Keskitukivaiheessa paineipiikit kohdistuivat scarpan kolmioon, femoral reliefiin, ramukseen ja m. adduktor longukseen. Varvastyöntövaiheessa paineipiikit kohdistuivat pakarapaimuihin, istuinluulle ja m. adduktor longukseen. (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:7.)

Neumannin ym. (2005b:18) tutkimuksien mukaan Scarpan kolmion ja ramuksen alueella mitatut paineet olivat lähes kaksin- tai kolmin kertaiset verrattuna tyngän proksimaalisiin paineisiin. Kuitenkaan tällä ei vaikuttanut olevan merkitystä sen kanssa minkälaisia painetuntemuksia amputoiduilla oli. Tämä saattaa johtua näiden lihasalueiden psykofyysisisten ominaisuuksien eroavaisuuksista. Tämän alueen anatomisen rakenteen ansiosta alueelle kohdistuva puristava paine ei kohdistu suoraan luista rakennetta vasten, vaan scarpan kolmion alueella sijaitsee jäniteitä, verisuonia ja lihasten reunoja. Tyngän distaaliosissa taas paine kohdistuu suoraan reisiluun päähän. Ramuksen alueella on myös jäniteitä ja pyöreä luinen rakenne on olemassa, mutta tällä alueella paineet voidaan kohdistaa suoraan luustorakenteisiin. Vaikka paineet ovatkin kovia, yksilöt voivat kestää paineita pitkiäkin aikoja. Aivan kuten hyvin suunnitellussa kapeassa pyörän satulassa niin myös hyvin suunnitellun holkin reunoilla istuessa käyttäjä ei koe ramuksen alueelle kohdistuvia korkeita paineita epämiellyttävinä.

Kävelyn kantauskuvaiheessa lihakset ja kudokset pakara alueella ovat venyttyneenä. Silloin tällä alueella saattaa olla vähemmän kudosta proteesiholkin seinämän ja luun tai jänteiden välissä. Kantauskuvaiheesta siirryttäessä varvastyöntövaiheeseen tämän alueen lihasryhmä supistuu ja kudossmassa kasvaa lonkan ojentuessa. Tällöin pehmytkudoskerros paksunee proteesiholkin ja kovan kudoksen välillä. Mikäli yhtäaikaaisesti tunteoreseptoreihin kohdistuva puristuskormitus laskee ja ympärystmittaan kohdistuva kuormitus kasvaa, saatetaan tilanne käsittää tai tuntea paineen pienenemisenä. Samanlainen tilanne esiintyy istuinluun alueella. Tämä on huomiotava sovitustilanteessa. Sovituksessa proteesin käyttäjä saattaa kokea paineen vähentyvän istuinluun alueella ja pakara poimussa siirryttäessä kantauskuvaiheesta varvastyöntöön, vaikka todellisuudessa paine kasvaa. Vasta käytettyä proteesia pidemmän aikaa alkaa tälle alueelle ilmaantua paine tuntemuksia. Tyypillisesti asiakkaat valittavat ongelmia holkin istuvuudessa näille alueille vasta viikkojen proteesin käytön jälkeen. (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 18.)

Reisiproteesiholkissa paineen nousu saattaa heikentää verenkiertoa. Verenkierron olessa häiriintynyt esiintyy tyngässä usein epämukavuutta ja kipua. Yleisesti painetta lisää reisiluun liike. Ihoa myötäilevässä holkissa reisiluun liike aiheuttaa sisäisiä voimia sen liikkua alaspäin kantaiskuvaiheessa. Lonkkanivelen loitonnuksessa ja ojentuessa tyngään kohdistuu voimia lateraalista tai posterorisestä suunnasta. Tämä aiheuttaa kävelyn eri vaiheissa paineen nousun vaihtelemista eri alueilla. Holkin ja tyngän väliset paine-erot distaalista proksimaaliseen voivat vaikuttaa proteesin istuvuuteen. Mikäli paine-erot vähenevät distaalista proksimaaliseen, helpottuu imunesteen ja veren kulku tyngän päästä kohti sydäntä. Tämä vähentää turvotusta. Jos paine erot kasvavat proksimaalisesta distaaliseen, tarvitaan lihasaktiivisuutta tai jotain muuta mekanismia palauttamaan nesteet tyngän päästä pois päin. Neumanin ym. 2005 tutkimuksissa proteesin käyttäjä koki räsitystä tyngässä anteriorisella alueella, jossa paine erot olivat distaalista pienemmät, kuin proksimaalisesti. Muilla tyngän alueilla koehenkilö koki holkin istuvuuden hyväksi ja niillä alueilla mitattiin paino erojen olevan tyngän ja holkin välillä distaalista suuremmat kuin proksimaalisesti. (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 17.)

On todennäköistä, että sovittaessa uutta ja ei tuttua holkkia, paineet koetaan tavallista herkemmin. Sovittaessa testiholkkia kiputuntemukset saattavat olla indikaatio liian suurelle paineelle kyseisellä alueella, mutta kipu tuntemuksen puuttuminen ei välttämättä tarkoita sitä että holkki ei olisi istuva. On mahdollista että sovitusta ajan lyhyden johdosta puristus ei ole vielä ehtinyt aiheuttaa verenkierron tukkeutumista riittävän pitkän aikaa, jotta se ehtisi aikaansaada epämiellyttäviä tuntemuksia tai kipua. Ajan kanssa, mikäli verenkierto ei ole häiriintynyt eikä proteesin käytöstä esiinny epämiellyttäviä tuntemuksia, yksilöt voivat sopeutua pieniin paine-eroihin ihoamyötäilevässä tyngässä, mikäli ne eivät oleellisesti häiritse kävelyä. Toisaalta kyky kokea ja erottaa paine eroja on riippuvainen mekaanisten tuntereseptoreiden herkkyydestä ja sijainnista tyngässä. Reseptoreiden herkkyys vaihtelee eri alueilla. Tyngän istuvuuteen voi vaikuttaa myös psykofyysiset tuntemukset. Proteesiholkin ääriiivat proksimaalisilla alueilla ovat jyrkemmät, kuin distaalilla alueilla. Tyngän proksimaaliset alueet voivat siis sen vuoksi olla herkempiä paineelle, kuin distaaliset osat. (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 18,19)

Quadrolateralisessa holkissa istuinluulle rakennettu tukipinta, Radcliffin hypoteesin mukaan, rajoittaa lantion ja femurin liikettä alaspäin. Ischial containment holkissa,

missä istuinluu asettuu holkin sisäpuolelle pääsee reisiluu liikkumaan alaspäin ja sen vaikutuksesta paineen jakautuminen distaalisissa osissa voi olla suurempi, kuin Quadrolateraalissa holkeissa. On hyvin todennäköistä, että reisiluu liikkuu distaalisesti IC-holkissa kantaiskun aikana. Reisiluu myös liikkuu pehmytkudoksien sisällä. Reisiluu lähentyy, loitontuu, koukistuu ja ojentuu holkin seinämiä vasten. Nämä liikkeet aiheuttavat kuormitusta pehmytkudoksiin. (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:9.)

Kävelyn eri vaiheissa painepiikit esiintyvät eri kohdissa proteesiholkkia. Saman mallin proteesiholkeissa paineet kohdistuvat samoille alueille, mutta erilaisissa holkkimalleissa paineet kohdistuvat hieman eri suuruisina eri alueille. Quadrolateraalissa holkissa suurin osa kuormituksesta kohdistuu holkin yläreunaan sekä vaihtelevasti holkin ympärille. Korkein paine kohdistuu istuinkyhmyyn sekä lateraaliseen seinämään. Quadrolateraalissa holkeissa paineet ovat kaikkein pienempiä holkin distaalisemmissa osissa. IC-holkissa suurin painekuormitus kohdistuu proksimaaliseen kolmannekseen holkista, mutta kuormitusta kohdistuu myös jonkin verran femurin distaaliseen päähän. Neumann ym. ovat todenneet tutkimuksissaan että tynkä pääsee liikkumaan ylös-alas holkin sisällä silloin, kun holkin proksimaalisessa kolmanneksessa paineet ovat alle 95mmHg. Mukavalta tuntuvissa holkeissa pehmytkudoksiin kohdistuvat paineet olivat noin 50mmHg luokkaa ja maksimipaineet suurin piirtein 110-140 mmHg välillä. Epämukaviksi koetuissa holkeissa maksimipaineet olivat yli 150 mmHg. (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:3) Geeli linerit näyttävät vähentävän puristavan paineen merkitystä kuormituksessa, jonka kautta elastomeerisissa materiaaleissa esiintyy jonkin asteista materiaalin siirtymistä paineen aikana. Tämä vähentää paineen korkeiden painealueiden keskittymistä, eli jakaa painepiikit laajemmille alueille. (Neumann - Wong - Drollinger 2005b: 18,19.)

7 PROTETISOINTI

Protetisointi vaatii huolellista suunnittelua ja siinä tulee ottaa huomioon amputoidun toimintakyky, fysiologia, anatomia ja yksilölliset ominaisuudet. Reisiroteesin valmistukseen kuuluu kliinisiä ja teknisiä osioita. Kliinisissä osioissa suunnitellaan mitä komponentteja käytetään, valitaan proteesiholkin muoto, tehdään mitanotot ja mallennos tyngästä, joko kipsimalli tai tietokonemalli, suunnitellaan

proteesiholkkimalli. Kliinisiin osioihin kuuluu myös proteesin testiholkin koe sovitus, jonka jälkeen tehdään mahdollisia holkkimallin muunteluita, jonka jälkeen proteesi sovitetaan ja koekäytetään. Koekäytön jälkeen viimeistellään linjaus ja proteesin holkkimallin muodot, annetaan kävelynopetusta, ohjataan proteesin käyttö ja sen huolto sekä hoito. Myös jatkoseuranta kuuluu protetisoinnin kliinisiin osioihin. Teknisiin osioihin protetisoinnissa kuuluu valmiskomponenttien tilaus ja kokoaminen, kipsipositiivin valmistus ja muokkaus tai tietokonemallennoksen tekeminen ja muokkaaminen, testiholkin valmistus, lopullisen holkin valmistus, proteesin jalan, nilkan, polvinivelen ja holkin penkkilinjaus, proteesin kokoaminen ja viimeistely sekä proteesin suojan ja kosmetiikan valmistaminen. (Kaphingst – Raab – Farley- Kaphingst 2001: 32.)

Proteesiin valmistuksessa mitanoton tavoitteena on saada talletettua mahdollisimman paljon informaatiota asiakkaan tyngästä, jotta tietojen perusteella voidaan valmistaa yksilöllinen tynkään istuva ja toiminnallinen holkki. Mitanotossa voidaan käyttää apuna mittanauhaa, kulmamittaa ja mittaharppia tai työntömittaa. Näiden avulla saadaan tietoa pituusmitoista, kuten tyngän pituus, leveys anterior-posterior sekä mediaali-lateraali suunnassa, ympäryysmitoista, tyngän proksimaaliset ja distaaliset ympärysmittat, sekä liikelaajuuksista. Pelkät mitat eivät välttämättä riitä kuvaamaan tarpeeksi tyngän kolmiulotteista tilavuutta sekä anatomisten tai herkkien alueiden sijaintia. Sen vuoksi tyngästä otetaan monesti myös kipsinegatiivi. (Kaphingst ym. 2001: 34.) Huolellinen mitanotto ja tyngän anatomian sekä biomekaniikan arviointi on perusedellytys oikeaan holkin muotoon sekä proteesin ja proteesiholkin linjaukseen. Pituuden ja ympärysmittojen lisäksi on tärkeää mitata sekä arvioida liikelaajuudet tyngässä niin sagittaali, ojennus ja koukistus, kuin frontaalitasossa, lähennys ja loitonuus. Reiden liikeratojen analyysi sekä mittaus on erittäin tärkeää, kun tehdään proteesiholkin asennon ensilinjausta. Oikea suunnittelu ja holkin kulmien mittaus mahdollistavat tietyt biomekaaniset ja linjauksen periaatteet, jotka edesauttavat kävelyn eri vaiheissa. Erityisen tärkeä on reiden ojennus taaksepäin. Normaali liike on 5 astetta taaksepäin ilman lantion kiertoa tai lordoosia. Kyvyttömyys oikaista reisuuta ojennukseen on merkki fleksiokontraktuurasta. Lihasten kiinnityskohtien johdosta koukistajalihakset ovat voimakkaammat kuin ojentajat, joten varsinkin lyhyissä tyngissä fleksiokontraktuurat ovat tavanomaisia. Nämä liikerajoitukset tulee tarkkaan kirjata ylös. Frontaalitasossa tärkeää on kyky lähentää reisi kokonaan. Keskimäärin normaali lähennysasento on 6 astetta. Kyvyttömyys lähentää kunnolla kertoo

abduktiokontraktuurasta. Loitontajalihakset ovat sijaintinsa johdosta vahvemmat ja sen lisäksi vahvimmat lähentäjälihakset on yleensä jouduttu katkaisemaan amputaation yhteydessä. Loitonnus asento tulee kirjata tarkkaan ylös. (Shuch 1992: 509.)

Tyngästä on mahdollista mallentaa kipsinegatiivi. Kipsinegatiivin avulla voidaan valmistaa kipsiposiitiivi tyngästä, josta voidaan muotoilla halutun mallinen aihio holkin valmistamista varten. Kipsiposiitiivin avulla saadaan siirrettyä anatomiset muodot holkkiaihioon. Aihio voidaan valmistaa myös tietokoneavusteisesti CAD-CAM, Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing, teknologiaa hyödyntäen. Aihion päälle pystytään muovailemaan lämpömuovattavia muoveja tai valamaan hartsivaluja valmistettaessa testiholkkeja sekä lopullisia proteesiholkkeja. (Kaphingst ym. 2001: 34, 36, 37.)

8 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS

Opinnäytetyön tarkoituksena on ollut kerätä proteesimestareiden kokemustietoa proteesiholkkimallien suunnittelusta ja valinnasta. Suomessa ei ole viime aikoina kerätty tietoa proteesimestareiden kokemuksista proteesien valmistuksesta. Suomessa on kuitenkin paljon mestareita, jotka ovat olleet alalla jo vuosia. Näiden mestareiden kokemustietoa on hyvä saada kirjattua ylös. Tämän opinnäytetyön avulla on pyritty keräämään niin sanottua hiljaista tietoa proteesien valmistuksesta, jotta pystytään siirtämään tietoa useampien ihmisten saataville. Saamalla tietoon se, missä tänä päivänä proteesin valmistuksessa mennään, pystytään lähtemään kehittämään alaa eteenpäin. Historiallisessa merkityksessä on mielenkiintoista taltioida nykypäivän proteesivalmistuksen trendejä. Opinnäytetyön avulla on pyritty saamaan vastauksia kysymyksiin ”minkälaisia reisiproteesiholkkeja proteesimestarit Suomessa valmistavat?” sekä ”millä perusteella proteesiholkkimalli valitaan?”. Samalla opinnäytetyössä on kerätty tietoa holkkimallien suunnittelusta, protetisointi asiakkaan tutkimisesta ja mitanotosta sekä proteesin kiinnitysmekanismin valinnasta ja siitä miten se vaikuttaa holkkimallin valintaa. Lisäksi opinnäytetyön avulla on tahdottu selvittää miten teknologian kehitys näkyy reisiproteesiholkkimallien suunnittelussa. Erityisesti kiinnostuksena on ollut elastisista materiaaleista valmistettujen pehmeiden sisätuppien,

eli linereiden käytön yleistymisen protetisoinnissa. Opinnäytetyössä ei ole ollut tarkoituksena selvittää numeraalisesti, kuinka monta reisiproteesia milläkin holkkimallilla on Suomessa valmistettu. Vaan opinnäytetyössä on tahdottu kartoittaa esimerkkejä siitä minkälaisia holkkimalleja valmistetaan. Opinnäytetyön resurssit eivät riitä kaikkien proteesin valmistajien haastattelemiseen, joten siksi opinnäytetyön tarkoituksena on antaa vain yleiskuvaa nykypäivän protetisoinnista. Opinnäytetyössä halutaan tuoda esille protetisoinnin monimuotoisuus ja amputoitujen yksilölliset tarpeet.

Opinnäytetyössä tutkimuskysymyksinä olivat ”minkälaisia reisiproteesiholkkeja proteesimestarit valmistavat?”, ”mitä tietoja mitanotossa kerätään ja miten ne vaikuttavat mallin valintaan?” sekä ”mitä kiinnitysmekanismia käytetään ja miten kiinnitysmekanismi vaikuttaa holkkimallin valintaan?” Kun lähdin tekemään opinnäytetyötä oletuksena oli että mallin valintaan vaikuttaa ensisijaisesti amputoitujen yksilölliset ominaisuudet, mitanotossa kerättyjen tietojen perusteella suunnitellaan proteesiholkkimalli ja että proteesin kiinnitysmekanismi vaikuttaa osaltaan siihen minkälainen holkkimalli valitaan.

9 OPINNÄYTETYÖN TUTKIMUS MENETELMÄ

Opinnäytetyö on tehty haastattelemalla eri yrityksissä työskenteleviä neljää proteesimestaria. Haastattelut tehtiin teemahaastatteluina, jotta proteesimestarit pystyisivät parhaiten tuomaan keskusteluissa esille omia kokemuksiaan ja yksilöllisiä mielipiteitä holkin suunnittelusta. Haastattelun runkona ovat kuitenkin olleet selkeät aihealueet. Haastattelurunko on esitetty liitteessä (Liite 1.).

Haastatteluja analysoimalla ja vertaamalla haastattelu tuloksia kirjallisuudesta löytyvään tietoon reisiproteesien valmistuksesta on pyritty selvittämään onko Suomessa samanlaista käytäntöä kuin muualla Maailmalla sekä perustuuko suomalaisten proteesin valmistajien käyttämät tekniikat kirjallisuudesta löytyviin periaatteisiin. Haastattelutuloksista on etsitty yhtäläisyyksiä sekä eroavaisuuksia ja tulosten avulla on rakennettu kokonaiskuva tänäpäivänä käytettävistä protetisointimenetelmistä. Haastattelujen analyysissa on pyritty ymmärtämään proteesiholkkimallien valintaa ja nykytrendejä Suomessa.

Opinnäytetyö on luonteeltaan kvalitatiivinen. Kvalitatiiviseen tutkimus menetelmään päädyttiin, koska sen avulla pystytään kuvaamaan tutkinnan kohdetta mahdollisimman kokonaisvaltaisesti. Tutkimusmenetelmän tavoitteena on paljastaa tosiasioita (Hirsjärvi – Remes – Sajavara 1997:161). Siinä ei yritetä todentaa jo olemassa olevia väittämiä, vaan sen tarkoituksena on luoda uutta teoriaa. Opinnäytetyössä halutaan kerätä proteesimestareiden kokemuksia ja tietoa proteesiholkkimalleista mahdollisimman kokonaisvaltaisesti. Lähtökohtana tutkimuksessa on todellisen protetisoinnin kuvaaminen.

10 AINEISTON KERUU

Aineiston keruu menetelmäksi valittiin haastattelu, koska aihealuetta on aikasemmin kartoitettu vähän. Lähtiessä tekemään opinnäytetyötä ei tarkalleen tiennyt minkälaisia proteesiholkkimalleja valmistetaan. Oletuksena oli että proteesimestareilla saattaa olla omia malleja käytössä, eikä nämä mallit ole välttämättä täsmälleen kirjallisuudessa esiintyvien mallien kaltaisia. Vastausten suuntia ei siis pystytty etukäteen määrittelemään, jonka takia haastattelu soveltuu parhaiten aineiston keruu menetelmäksi (Hirsjärvi – Remes – Sajavara 1997:201). Haastattelu on hyvä menetelmä silloin, kun halutaan tutkittavien oma ääni ja heidän omia näkökulmia esille. Haastattelussa tutkittavien kanssa ollaan suorassa vuorovaikutuksessa, mikä mahdollistaa aineiston keräämisen joustavasti ja syvällisesti. (Hirsjärvi – Hurme 2000: 48, 49.)

Haastattelumenetelmäksi valittiin puolistrukturoitu teemahaastattelu, jossa on etukäteen valittu teemat sekä tarkentavat kysymykset (Tuomi – Sarajärvi 2002:77). Haastattelun aihepiirit olivat etukäteen tiedossa, mutta kysymysten tarkka muoto ja järjestys puuttui (Hirsjärvi – Remes – Sajavara 1997:204). Teemahaastattelun avulla on pyritty pitämään keskustelu näissä aiheissa. Haastattelu haluttiin rajata mitanottoon, holkkimalleihin ja proteesin kiinnitysmekanismeihin. Etukäteen oli määritelty mistä asioista halutaan saada tietoa.

Haastateltaviksi valittiin proteesimastareita, joilla on paljon kokemusta reisi-proteesien valmistuksesta. On tärkeää, että haastateltavat tietävät mahdollisimman paljon tutkittavasta ilmiöstä ja että heillä on kokemusta asiasta (Tuomi – Sarajärvi 2002:88). Haastateltavilla tuli olla useita vuosia kokemusta alalta. Haastateltavien valintaan

vaikutti myös erikoisosaamiset, kuten tietokone avusteisen mallin suunnitteluohjelman käyttökokemus tai perinteisten holkin valmistusmenetelmien osaaminen. Tutkimuksen perusjoukko on siis pieni otanta, jossa on haastateltaviksi pyritty valitsemaan ne henkilöt, joilta oletetaan saavan parhaiten tietoa tutkittavasta ilmiöstä. Koska haastateltavat ovat kaikki alan ammattilaisia, voidaan olettaa haastateltavien ymmärtävän kysymykset samalla tavalla. Tämä on oletettava teemahaastattelun onnistumiseksi (Tuomi – Sarajärvi 2002:79, 88). Haastattelussa oli tavoitteena saada mahdollisimman paljon tietoa käytettävistä proteesiholkkimalleista. Sovittaessa puhelimitse haastateltavien kanssa haastattelusta, heille on kerrottu opinnäytetyön aiheeksi reisiproteesien valmistus. Sen lisäksi haastatelluille on etukäteen kerrottu miten haastattelun avulla on tarkoituksen selvittää haastateltavien käyttämiä mitanotto menetelmiä sekä proteesiholkkimalleja. On eettisesti perusteltua kertoa haastateltaville mitä aihetta haastattelu koskee (Tuomi – Sarajärvi 2002:75).

Aineiston kokoa ei alunperin pystytty tarkkaan määrittelemään. Opinnäytetyön tarkoituksena on harjoitus työ, joten osaltaan siihen varatut resurssit ovat vaikuttaneet aineiston kokoon. Laadullisessa tutkimuksessa ei pyritä tilastollisiin yleistyksiin, vaan pyritään kuvaamaan ilmiötä ja ymmärtämään sen toimintaa. Aineiston koko on määräytynyt harkinnan varaisen näytteen mukaan, jossa haastateltavat on valittu ennalta määrättyjen kriteerien mukaan. Opinnäytetyössä on ollut myös tavoitteena tutkia käytetäänkö kirjallisuudessa esiintyviä holkkimalleja. Tässä näkökulmassa taustalla esiintyy jo valmis teoria minkälaisia holkkimalleja voi olla käytössä, joten tämän tutkimuskysymyksen vastauksissa on pyritty aineistosta saamaan saturaatio niin sanottu kylläntyminen, eli teoreettisen peruskuvion löytäminen . (Tuomi – Sarajärvi 2002:89.)

Opinnäytetyötä varten haastateltiin neljää proteesimestaria kolmesta eri yrityksestä. Yritykset sijaitsevat Helsingissä ja Turussa. Kaikki haastatellut ovat työksennelleet alalla useita vuosia, kolmella mestarilla on kymmenien vuosien ja yhdellä lähes kymmenen vuoden kokemus. Kaikki haastatellut valmistivat pääasiassa alaraajaproteeseja ja osa proteesimestareista oli keskittynyt lähes kokonaan reisiprotetiikkaan. Kaikilla haastatelluilla oli kymmeniä reisiproteesi asiakkaita vuosittain. Keskimääräisesti haastatellut kestivät noin tunnin ja kaikki haastatellut nauhoitettiin nauhurilla. Haastatelluilta kysyttiin ennen haastattelun aloittamista lupaa nauhottaa haastatellut, johon kaikki haastatelluista suostuivat. Sen lisäksi haastattelun aikana kirjattiin myös jonkin verran muistiinpanoja. Haastatellut etenivät teema

alueittain, mutta useasti keskustelussa aiheet kulkivat aihealueesta toiseen, joten haastatteluissa jo kysytyihin teemoihin jouduttiin palaamaan uudestaan halutessa tarkentaa vastauksia.

11 AINEISTON ANALYYSI

Aineiston analyysi menetelmänä on käytetty teoriasidonnaista aineistoanalyysia. Opinnäytetyö on rajattu tutkimusongelmassa jo selkeään teemaan, reisiproteesiholkki malleihin. Sen vuoksi analyysi tehdään teoriasidonnaisena. Opinnäytetyössä on haluttu kuitenkin etsiä uutta kokemustietoa, jota ei välttämättä löydy aikaisemmasta teoriasta. Analyysi aloitettiin haastattelu aineistosta. Haastattelu materiaalin pohjalta määriteltiin analyysiyksiköt, mutta aikaisempi teoriatieto on ohjannut ja auttanut analyysia. (Tuomi – Sarajärvi 2002:98.)

Teoreettisessa osassa, eli opinnäytetyön viitekehyksessä, ollaan tultu siihen johtopäätökseen, että mitanotto on hyvin merkittävä tekijä proteesiholkin suunnittelussa, holkkimalleja on useita ja amputoitujen yksilölliset ominaisuudet vaikuttavat eri holkkimallien soveltuvuuteen sekä se että proteesin kiinnitysmekanismi vaikuttaa oleellisesti proteesiholkin toiminnallisuuteen. Opinnäytetyön aineisto on kerätty haastattelemalla proteesimestareiden kokemuksista näistä aiheista. Aineistoa on lähdetty analysoimaan alkuvaiheessa aineistolähtöisesti, koska sieltä on tahdottu löytää myös teoreettisen viitekehysten ulkopuolelle jääneitä asioita. Analyysin loppuvaiheessa on analyysia ohjaamaan tuotu viitekehysten tuloksia ja aineistoa tarkastellaan myös niiden valossa. Päätelyn logiikka on abduktiivista, koska ajatteluprosessissa vaihtelee aineistolähtöisyys ja valmiit mallit. (Tuomi – Sarajärvi 2002:99.) Analyysi eteni litteroimalla haastattelut, lukemalla ne sekä perehtymällä niihin. Teksteistä on eroteltu pelkistettyjä ilmauksia, joista on etsitty samankaltaisuuksia sekä erilaisuuksia. Pelkistetyt ilmaisut on yhdistetty ja muodostettu alaluokkia. Alaluokat on yhdistetty ja niistä on muodostettu yläluokat, joista on muodostettu kokoava käsite. Lopulta aineisto on liitetty teoreettisiin lähtökohtiin. (Tuomi – Sarajärvi 2002:110, 116.)

12 TUTKIMUKSEN TULOKSET

Tässä opinnäytetyössä on pyritty selvittämään minkälaisia proteesiholkkimalleja Suomessa valmistetaan. Haastattelujen tuloksista ilmenee, että proteesimestarit valmistavat hyvin laaja-alaisesti eri mallisia reisiproteesi holkkeja. Holkkimalleina käytettiin niin quadrolateraalista kuin istuinluun holkin sisällä pitäviä malleja. Näiden lisäksi proteesimestarit olivat kehittäneet omia malleja, joissa kyseisten mallien periaatteita oli hyödynnetty sekä yhdistelty. Reisisyntyihin kehitettyjen linereiden myötä on kehitetty myös uusia holkkimalleja, kuten lyhyt holkki. Linerit ovat mahdollistaneet kuormituksen ottamisen pehmytkudoksilta paremmin. Useasti haastateltujen valmistamissa holkkimalleissa kuvattiin kuormituksen ottamista laajoilta alueilta, luusto- sekä pehmytkudospinnoilta. Uudempien holkkimallien lisäksi Suomessa valmistetaan myös perinteisempiä holkkimalleja, kuten quadrolateraalista mallia. Myös muutamia niin sanottuja historiallisia puuholkkeja kerrottiin valmistettavan. Valmistettavien holkkimallien kirjo on siis erittäin kattava.

Holkkimallin suunnitteluun käytettiin niin valmiita ensiproteesi holkkimalleja, kipsimallennoksia kuin tietokone avusteista suunnittelua. Holkimallin suunnittelu ja mitanotto menetelmät vaihtelivat kaikkien haastateltavien kesken. Mitanotto menetelmillä näyttäisi olevan yhteys valmistettavaan holkkimalliin. Quadrolateraalista mallilla useimmiten valmistavat näyttivät suosivan ensiprotetisointi menetelmää tai perinteistä kipsimitanottoa, kun taas istuinluun sisältävissä malleissa usein hyödynnettiin tietokoneavusteista ohjelmaa, johon siirretään yksilölliset mittatiedot tyngästä. Mitanotossa kerättyjen tietojen mukaan haastateltavat tekivät yksilöllisiä muutoksia kaikkiin holkkimalleihin, kuten hakivat lihaksille ja jänteille tilaa liikkua, kevensivät arkojen alueiden kontaktia, pyrkivät holkin muodoilla rajoittamaan luisen rakenteen liikkumista sekä tukemaan tyngän liikkeitä.

Haastatteluista ilmeni, että linereiden käyttö reisiproteetiikassa on yleistynyt. Osa haastatelluista kertoi valmistavansa lähes pelkästään linerillisiä reisiproteesiholkkeja. Linereiden käytön reisiproteetiikassa arveltiin myös lisääntyvän tulevaisuudessa. Linerikiinnityksellisiä proteeseja on valmistettu kaikenlaisille amputoiduille ja kaikenlaisiin tynkiin. Niiden on koettu soveltuvan lähes kaikille amputoiduille. Jotkut amputoiduista ovat halunneet proteesin valmistettavan ilman lineria, koska silloin holkin kovalta pinnalta hermoston saama palaute on tarkempaa, kuin jos välissä on ollut

voimia pehmentävää materiaalia. Erittäin paljon linereista kuvattiin hyötyvän heikkovoimaiset proteesin käyttäjät, koska linerin avulla pukeminen helpottuu ja avustajan tarve vähenee. Lineriteknologia mahdollistaa myös holkin reunojen madaltamisen ja sen on koettu lisäävän tyngän liikelaajuuksia sekä istumismukavuutta.

Proteesin kiinnitysmekanismina haastatellut suosivat imukiinnitystä ja sitä pidettiin ehdottomasti parhaana kiinnitysmekanismina. Haastateltavien mukaan imukiinnitystä pystytään käyttämään kaikissa holkkimalleissa, eikä se sinänsä vaikuta holkkimallin valintaan. Imukiinnitys toteutetaan holkkimalleissa, joko tyngän kitkan ja holkin alipaineen avulla tai lineria hyödyntäen. Lineria käytettäessä kiinnitys linerin ja holkin välillä tapahtui narulukon, tappilukon tai tiivisterenkaan ja yksitieventtiilin avulla. Lineria käytettäessä suosittiin tiivisterenkaista lineria tai narulukkoa. Tappilukollisen linerin käyttö osottautui erittäin harvinaiseksi. Linerin käytöllä on suuri merkitys holkkimallin suunnitteluun. Lineria käytettäessä haastateltavat kertoivat pyrkivänsä valmistamaan totaalikontaktiperiaatteita noudattavan holkin. Linerit ovat lisänneet imukiinnityksen käyttöä proteeseissa ja vähentäneet muiden kiinnityksen apuvälineiden käyttöä. Haastatteluissa ilmeni, että erillisten kiinnitysvöiden käyttö on vähentynyt. Kiinnitysvöitä saatetaan yhä käyttää jonkin verran protetisoinnin alkuvaiheessa.

12.1 Holkkimallit

Mitään erityistä kontraindikaatio ei millekään holkkimallille ole todettu (Michael W. 1996: 120). Tämä ilmeni myös haastatteluissa, koska proteesimestarit saattoivat suosia tiettyä mallia lähes kaikille amputoiduille, eivätkä olleet huomanneet käyttäjillä ongelmia näiden mallien suhteen. Osalla proteesimestareista oli kokemuksen kautta tullut selkeästi esiin suosikki holkkimallit, mitä käyttivät lähes kaikille asiakkaille. Holkimalli saattoi olla quadrolateraalis-tyyppinen malli tai saatettiin lähes poikkeuksetta käyttää istuinluun sisältäviä holkkimalleja, joissa kuormitus haettiin lähes kokonaan pehmytkudosrakenteista. Kuitenkin yksittäiset proteesimestarit saattavat käyttää hyvin monipuolisesti eri malleja. Eräs haastatelluista kertoi yrittävänsä välttämään tietyn mallin suosimista, vaan pyrkivänsä hakemaan aina jokaiselle amputoidulle parhaiten soveltuvan mallin. Hän myös kertoi yhdistelevänsä eri malleja muokaten niistä omia mallejaan.

Haastattelujen avulla selvisi, että kaikkia opinnäytetyön viitekehysten teoriaosuudessa esiintyviä holkkimalleja on Suomessa käytössä. Näiden lisäksi haastateltavat kertoivat

kehittäneensä omia malleja tekemällä muutoksia perinteisiin malleihin tai yhdistelemällä eri mallien ominaisuuksia. Käytettäessä lineria holkin ja tyngän välissä proteesimestarit valmistivat enemmän koko tyngän alueelta kuormitusta hakevia holkkimalleja, kun taas ilman lineria valmistettiin enemmän istuinluulta kuormitusta hakevia malleja. Valmistettavilla holkkimalleilla näytti olevan myös jonkinlainen yhteys siihen käytetäänkö lineria tyngän ja holkin välissä. Haastatelluissa vähemmän lineriteknologiaa hyödyntävät proteesimestarit kertoivat valmistavansa pääasiallisesti quadrolateraalisesta muotoiluun pohjautuvia malleja. Kun taas ne proteesimestarit, jotka suosivat linereita, eivät niin usein valmistaneet quadrolateralistyypisiä holkkeja tai mikäli valmistivat silloinkin hakivat kuormitusta istuinluun lisäksi merkittävästi myös pehmytkudoksilta. Haastateluissa tuli esille, kuinka jokaisella proteesimestarilla on oma tyyliinsä niin sanottu käsiala kaikissa malleissa, mutta tiettyjä holkin valmistuksen periaatteita kaikissa malleissa tulee aina noudatettua.

Haastattelujen mukaan quadrolateraalin malli näyttää soveltuvan lähes kaikille amputoiduille. Mallissa ei niin tarkkaan haeta amputoidun luisen rakenteen muotoa, vaan kyse on enemmänkin oikean volyymin löytämisessä, joten osa haastateluista koki, että quadrolateraalilla mallilla onnistuu parhaiten valmistamaan hyvän proteesin. Sen käytöstä on myös paljon kokemusta ja haastateltavat ottivat puheeksi kuinka se on yleismaailmallisesti hyvin paljon käytetty malli. Quadrolateraalisen mallissa esiintyvänä ongelmaksi mainittiin kuormituksen keskittymisen lähes täysin luiseen rakenteeseen. Sen vuoksi quadrolateraalissakin mallissa kuormitusta on ryhdytty hakemaan enemmän pehmytkudos pinnoilta. Varsinkin silloin kun tyngän ja holkin välissä käytetään lineria. Anterioris-posteriorisen leveyden merkitys tuli myös esille ja se kuinka suuri vaikutus sillä on verenkiertoon ja tyngän nestekiertoon. Toisten mielestä quadrolateraalin malli heikentää nestekiertoa ja aiheuttaa tyngässä turvotusta, kun taas toisten mielestä holkin reunan ja luisen rakenteen välissä on sen verran paljon pehmytkudosmassaa suojaamassa verisuonia, etteivät he nähneet sillä olevan niin suurta merkitystä nestekierrolle. Quadrolateraalisten holkkien muotoilua kuvailtiin enemmän eurooppalais-tyyppiseksi muotoiluksi, eli hiukan amerikkalaista hyvin kapeaa anterioris-posterior (A-P) suuntaista mallia leveämmäksi. Oikealla holkin A-P leveydellä haastatellut kertoivat pyrkivänsä kontrolloimaan reisiluun liikettä ja näin ehkäisemään luun pään painautumisen holkin distaaliosan reunaa vasten. Haastateluissa tuli esille myös vanhojen mestareiden käyttämä apukeino leveyden määrittämiseksi.

”Amputoidun käden mittaa hyväksi käyttäen voidaan määritellä, ettei holkista tule liian kapea. Kapein kohta holkissa ei saisi olla amputoidun omaa kämmenmittaa kapeampi.”

Haastavammaksi malliksi valmistaa kuvattiin luiseen lukkoon perustuvia holkkeja, joissa istuinluu asettuu tyngän sisään ja kuormitusta haetaan enemmän pehmykudoksilta. Näistä malleista mainittiin käytettävän Anatomic-holkkia, Interim-holkkia, IC-holkkia sekä tiettyjä näissä malleissa esiintyviä periaatteita hyödyntäen kehitettyjä omia malleja. Koska nämä mallit antavat enemmän tilaa anterioris-posteriorisesti, niiden sanottiin olevan parempia nestekierron kannalta. Kapemman mediolateraalisen muodon vuoksi, näissä holkkimalleissa kuvattiin helpommin esiintyvän ongelmia nivusalueella mikäli muotoja ei saada vastaamaan tarkasti tyngän anatomiaa. Anatominen muotoilu on hyvin tarkkaa näissä malleissa, mutta tietokone avusteisen suunnittelun avulla oikea muodon saaminen koettiin helpoksi. M.A.S. holkin suunnittelussa saatettiin käyttää tietokone avusteisen ohjelman lisäksi kipsimitanotto menetelmää. Luisen lukon vuoksi holkkimallissa muodot ovat jyrkempiä, mutta mallin oli todettu antavan enemmän tukea liikkumiseen ja sen vuoksi holkkimallilla kuvattiin pääsevään liikkumaan pitempään. Osa haastatelluista epäili, etteivät kaikki asiakkaat halua niin voimakasta muotoilua ja silloin heidän mielestään jokin toinen holkkimalli voisi soveltua paremmin. Istuinluun sisältävissä holkeissa oikean holkin volyymin saavuttaminen on havaittu tärkeäksi, koska muuten tynkä ei asetu puettaessa oikeaan kohtaan holkkia. Kokemusten mukaan, jos tyngän volyyymiin tulee muutoksia, se ennemminkin pienenee kuin kasvaa. Näissä tilanteissa olisi tarpeellista tehdä uusi holkki. Välisukilla pystyy pieniin volyymin muutoksiin sopeutumaan, mutta kokemusten mukaan volyymin pienentyessä muutos on pysyvää. Jos tyngän volyyymi kasvaa haastateltavilta tuli suosituksena, että asiakkaalle kannattaa antaa turvotuksen hoidon ohjeistusta, kompressiohoitoa ja koho asentoa. Niiden avulla tyngässä esiintyvä turvotus saadaan vähenemään ja viikossa tynkä saadaan taas mahtumaan holkkiin.

Linereiden käyttö on haastateltujen mukaan muuttanut reisiproteesiholkkien malleja. Nykyään yhä enemmän pyritään käyttämään linereita myös reisiproteesien valmistuksessa. Haastatelluista ilmeni, että jotkut valmistavat yli 97 % reisiproteeseista linereiden kanssa. Linereiden kanssa haastatellut kertoivat pyrkivänsä muotoilemaan proteesiholkin totaalikontaktiperiaatteita noudattaen. Toisinaan tyngän ja holkin väliin jää kuitenkin hiukan tilaa. Tyhjää tilaa voidaan täyttää myös silikooni tyynyillä tai

muilla pehmikkeillä, mutta linereissa kuvattiin olevan yleensä jo valmiiksi hiukan paksunnettu distaalipää. Linereiden kanssa haastatellut käyttävät kaikenlaisia muotoiluja. Haastatellut ovat todenneet linereiden soveltuvan erityisesti iho ongelmallisille ja luisiin, vähän pehmytkudosta omaaviin tynkiin. Joskus paljon pehmytkudosta olevissa tyngissä oli linerin huomattu heikentävän tuntumaa tyngän ja holkin välillä. Joku asiakas oli myös kommentoinut saavansa paremman tuntuman proteesiin silloin, kun välissä ei ollut lineria, vaan iho oli suorassa kosketuksissa holkin kovaa pintaa vasten. Linerin käyttö vaatii hyvää hygieniää ja joidenkin asiakkaiden kanssa kerrottiin esiintyneen iho ongelmia mahdollisesti huonon hygienian takia.

Lineria käytettäessä haastateltavat ovat huomanneet, että holkin yläreunoja on mahdollista madaltaa heikentämättä holkin kiinnittyvyys ominaisuuksia. Linerin avulla holkin kiinnitys kehoon on mahdollista vaikkei holkin ja tyngän välinen kosketuspinta olisikaan niin suuri. Haastatteluissa ilmeni, että madaltamalla holkin anteriorisen seinämän reunaa ei ole heikennetty istuinluun paikalla pysymistä malleissa, joissa istuinluu asettuu holkin sisäpuolella. Sen sijaan oli havaittu huonon proteesin kiinnittyvyyden saattavan aiheuttaa istuinkyhmyn kulkeutumisen pois sille tarkoiteltulta paikalta. Muutenkin holkin reunojen suunnittelussa tulisi haastateltujen mielestä ottaa huomioon jokaisen asiakkaan kohdalla yksilölliset tarpeet. Yleisinä huomioina esiintyi, että ramuksen alapuolelle tulevan reunan tulisi olla holkin reunojen matalin kohta lantion luustorakenteisiin asti ulottuvissa holkkimalleissa. Anteriorisen reunan tulisi aina mahdollistaa istuminen. Joskus lyhyissä tyngissä joudutaan tuomaan holkin yläreuna korkealle, mutta silloin reunaa voidaan pyöristää, jottei reuna paina vatsan alueen kudoksia. Lateraalista sivua nostamalla ison sarvennoisen yläpuolelle saadaan lateraalista tukea, jolloin holkista saadaan myös istuvan näköinen, kun muodot mukailevat lantion muotoja. Lähentäjä alueella holkin reunojen madaltamisen kanssa tulisi olla varovainen, jotta kaikki pehmytkudokset saadaan asettumaan holkin sisäpuolelle, tällöin holkin reunan ja luisen rakenteen väliin ei jää pehmytkudosmassaa. Valmistamalla kovan holkin ja tyngän väliin pehmeästä materiaalista väliholkki on todettu, että kovan holkin reunoja pystytään madaltamaan enemmän kovan. Holkin reunoja ei nosteta tarkoituksella liian ylös, vaan reunojen sopivalla korkeudella pyritään hakemaan toiminnallinen ratkaisu. Holkin reunojen suunnittelussa tulisikin harkita toimiiko tyngän kontrolli seinämän avulla, vai rajoittavatko seinämät mahdollisesti liikettä (Kahle 2002:126).

Haastatteluissa tuli esille, ettei lineria käytettäessä holkin yläreunoja tarvitse aina nostaa luisen rakenteen korkeudelle. Proteesimestarit valmistavat toisinaan niin sanottuja lyhyitä holkkeja. Lyhyessä holkissa holkin yläreunaa madalletaan, jolloin holkki mahdollistaa suuremmat liikelaajuudet sekä tuo mukavuutta istumiseen, kun holkin reunat eivät tule pakaralihaksen alle. Lyhyen holkin kuvattiin vaativan käyttäjältä huomattavasti enemmän tyngän kontrollia, mutta antavan mahdollisuuksia liikkumiseen aivan toisella tavalla. Holkkimallia käytettäessä on kuitenkin pystyttävä hallitsemaan kehoa hyvin. Haastateltujen mukaan malli ei sovellu mikäli lantio pääsee tipahtamaan tai jos lihaksistossa ei ole tarpeeksi voimaa kontrolloimaan liikkeitä. Tällöin paljon proteesilla liikuttaessa arveltiin tynkään tai niveliin aiheutuvan ongelmia. Kuitenkin mikäli liikkuminen on hyvin vähäistä, kuten lyhyitä siirtymisiä vessaan tai muualle sisätiloissa, ei lyhyen holkin käytössä kokemuksien mukaan ole esiintynyt ongelmia. Tällaisissa tapauksissa kerrottiin asiakkaiden käyttävän yleensä liikkumiseen muitakin apuvälineitä, kuten rollaattoria, joten kaatumisen riski on ollut myös alhainen. Pieniin siirtymisiin ja kosmeettiseen käyttöön valmistetuista lyhyt holkkisista proteeseista oli hyviä kokemuksia. Niissä tapauksissa arvioitiin asiakkaiden hyötyvän enemmän istumisen mukavuudesta holkin kanssa, kuin kävelyn laadusta. Lyhyessä holkissa pehmytkudoksiin kohdistuu suurta painetta niiden puristuessa kovan holkin trimmauslinjan reunoja sekä luista rakennelmaa vasten (Kaphingst ym. 2001: 76). Kuitenkaan haastateltujen mukaan lyhyen holkin yläreunojen kanssa ei ole asiakkailta esiintynyt ongelmia pehmytkudoksissa. Haastatellut huomauttivat, kuinka holkin muotojen tulisi levetä holkin yläreunaa kohti, jotta tämän kaltaisilta ongelmilta vältyttäisiin. Holkki ei myös kokemuksien mukaan sovellu paljon pehmeää pehmytkudosta omaaviin tynkiin, jolloin pehmytkudoksen ollessa tiiviissä paketissa holkin sisällä ja holkin reunojen yläpuolella vapaana, saattaa pehmytkudos makkara päästä muodostumaan. Paremmiin holkkimallin oli todettu soveltuvan lihaksikkaisiin ja kiinteisiin tynkiin. Holkkimallin on huomattu helpottavan proteesin pukemista, koska sen voi tehdä istualteen eikä pukemiseen tarvita avustajia.

Pääasiassa haastatellut valmistivat ulkoholkin laminoimalla, mutta saattoivat käyttää välissä pehmeämpää sisäholkkia. Sisäholkin pinta on tarraomaisuudeltaan parempi ja edistää proteesin kiinnittyvyyttä. Varsinkin lyhyissä tyngissä sisäholkin oli todettu lisäävän kiinnittyvyyttä. Joustavaa holkkia haastatellut kertoivat tekevän harvemmin. Joskus erittäin aktiivisille tai urheileville amputoiduille, jotka tarvitsevat tietyille lihasryhmille tilaa toimia, saatetaan valmistaa joustava holkki. Linerin käytön

lisäännyttyä osa asiakkaista on saattanut vaihtaa perinteisen joustavan holkin linerilliseen holkkiin. Avaamalla ulkokuorikkoon ikkunoita saadaan holkista joustavampi, jolloin mahdollistetaan lihaksilta tehokkaampi toiminta. Haastateltavat mainitsivat asettavansa joustavassa holkissa ikkunoiden taakse kuminauhan, jonka avulla saadaan holkki pysymään paremmin muodossaan.

12.2 Mitanotto ja tyngän tutkiminen

Proteesimestarit käyttävät toisinaan tietokone avusteista suunnittelua valmistaessaan holkkeja, mutta se ei haastattelujen mukaan näyttänyt olevan mitenkään vallitseva mitanottomenetelmä. Mitanoton apuna saatetaan käyttää myös kipsimallennosta ja sen lisäksi siirtää vielä kipsimallennos tietokoneohjelmaan. Toisinaan ennen ohjelmaan siirtämistä saatetaan muokata kipsipositiivi vastaamaan holkin muotoja ja vasta sen jälkeen siirtää mallennos tietokoneohjelmaan. Skannausta mitanoton apuna reisiroteesi puolella ei suosittu. Haastatellut kokivat, ettei skannauksen avulla saada riittävän tarkkaa kopiota tyngän muodoista. Proteesimestarit saattavat kuitenkin käyttää paljon perinteisempiä mitanottomenetelmiä. Proteesimestarit ottavat yhä paljon asiakkaista kipsimittoja ja valmistavat proteesiholkkiaihioita lopulliseen muotoonsa kipsipositiivia muokkaamalla. Lisäksi mitanottomenetelmänä saatetaan käyttää niin sanottua ensiprotetisointi tekniikkaa, jossa asiakkaalle valitaan tyngän koon mukaan oikean kokoinen valmis holkkimalli.

Ensi-protetisointi menetelmää käyttäessä mitataan tyngän pituus ja ympäryysmitat kolmesta eri kohtaan. Näiden tietojen perusteella valitaan ensiproteesiholkin oikea koko. Tyngän volyymi pienenee protetisoinnin alkuvaiheessa, joten ensiproteesi menetelmällä on kokemusten mukaan ollut erittäin helppoa vaihtaa volyymiltään pienempään kokoon. Mallin muoto pysyy holkissa koko ajan samana. Valmis holkkeja pystyy myös jonkin verran muokkaamaan yksilöllisten tarpeiden mukaan. Esimerkiksi paljon pyörätuoleissa istuville kerrotaan madallettavan anteriorista yläreunaa. Kokoja ensiproteeseissa on kahden sentin välein ja sen lisäksi niitä on eripituisille tyngille. Kokojen välissä holkkia voidaan myös pienentää sukkia tai campolite-pelotteja hyväksi käyttäen. Saavutettuaan pysyvän volyymien tyngässä kerrotaan, että ensiproteesi holkista otetaan kopio ja sen avulla valmistetaan kipsipositiivi, josta pystytään muokkaamaan varsinainen proteesi. Tämän tekniikan avulla kerrotaan pääsevän erittäin hyvin tyngän oikeaan volyymiin kiinni. Tekniikan toimivuudesta tuotiin esille myös se seikka, että ensiprotetisointi menetelmän avulla asiakas pääsee kuntoutuksen hyvin alkuvaiheessa

käyttämään proteesia ja siten saadaan tynkä nopeasti mukautettua varsinaiseen protetisointiin. Käytössä olevien ensiprotetisointiholkkien kerrottiin olevaan malliltaan quadrolateraalisia ja sitä varten ei tyngästä oteta kipsimallennosta.

”Uudelle amputoiduille ensiproteesi on paras. Sen avulla pääse hyvin kiinni oikeeseen volyymiin ja holkista saadaan istuva. Parasta siinä on se että asiakas saadaan mahdollisimman nopeasti liikkeelle, koska menetelmä on niin nopea. Proteesiholkki vastaa myös todella hyvää sidontaa ja sen avulla tyngän volyymia saadaan supistettua. Ensiproteesi holkki soveltuu muodoltaan lähes kaikille amputoiduille, mikäli tynkää on sidottu oikea oppisesti amputaation jälkeen.”

Mitat eivät välttämättä riitä kuvaamaan tarpeeksi tyngän kolmiulotteista tilavuutta sekä anatomisten tai herkkien alueiden sijaintia, vaan apuna saatetaan tarvita tarkempaa mallennosta tyngästä (Kaphingst ym. 2001: 34). Haastatellut kertoivat käyttävänsä kipsi mitanottoa erikoisissa tapauksissa, kuten mikäli amputaatioon taustalla on trauma ja tynkä on erittäin arpinen tai se on erikoisen muotoinen. Haastatteluissa painotettiin sitä, että kipsimallennoksen avulla saadaan tallennettua jokaisen asiakkaan yksilölliset muodot ja sen vuoksi proteesimestari saattaa haluata ottaa kaikilta asiakkailta kipsimallennoksen. Kipsimallennos saatetaan pyrkiä muokkaamaan samana päivänä, jotta yhä olisi tuoreena mielessä tyngän muodot kun kipsiä ryhdytään muokkaamaan.

Tehdessä kipsi mallennoksen tyngästä proteesimestarit pyrkivät huomioimaan tyngän venymisen proteesia käytettäessä. Yleisesti haastateltavat kertoivat lisäävänsä kipsiposiiviin tyngän päähän pituutta, jotta holkin distaalipäähän saadaan tilaa tyngän pituuden kasvulle. Haastatteluissa tuli esille erään proteesimestarin kehittämä tekniikka, millä tyngän venyvyys huomioidaan jo kipsimitanotto vaiheessa. Proteesimestari valmistaa mitanottoa varten asiakkaalle tiukat mitanottohousut venyvistä lycrakankaasta. Tynkä vedetään mitanotto housuihin samalla tavalla, kuin imuholkissa proteesia puettaessa vetosukkaa hyväksi käyttäen. Näin tyngän kudoksia saadaan hiukan venytettyä ja housujen tiukkuuden ansiosta kipsikuorikosta ei tule löysää. Tällöin tynkää kipsatessa ei tarvitse kiristää kipsinauhaa, vaan saadaan helpommin tarkempi kopio tyngän volyymista. Linerillista holkkia valmistaessa haastateltavat kertoivat ottavansa kipsimitat linerin päältä. Linerin avulla pehmytkudokset saadaan myös pakattua tiiviimmin ja oikea holkin volyymi sekä muoto ovat helpommin haettavissa.

Haastatellut kertoivat, etteivät yleensä kipsimittojen lisäksi käytä mittauksen apuvälineitä kulmien ja tyngän liikelaajuuksien mittaukseen, vaan arvioivat ne silmämääräisesti. Haastateltavat saattavat kuitenkin tarkistaa tyngän asentoa ja suunnitella proteesin linjausta luotilankaa tai laseria hyväksi käyttäen. Tyngän asennon linjoja saatetaan myös merkata kipsikuorikkoon ja siitä siirtää ne kipsipositiiviin. Linajusten avulla pystytään paremmin suunnittelemaan adapterin paikka holkissa. Holkin suunnittelu vaiheessa tuleekin suunnitella ja kiinnittää huomiota siihen mihin asentoon holkki rakennetaan (Shuch 1992:515).

Ympäryysmitat tyngästä haastatellut sanoivat otettavansa aika tarkasti. Moni kertoi ottavansa ympäryysmitat noin kolmen sentin välein. Kommentteina ympäryysmittojen ottamisesta tuli, että ennemmin liian tarkkaan kuin liian vähän. Mittojen tärkeyttä myös painotettiin, koska niiden mukaan holkki valmistetaan. Ensiprotetisointi menetelmää käyttäessä ympäryysmitat kolmeasta kohtaa olivat haastatellun proteesimestarin kokemuksen mukaan riittävät, koska tyngän volyymi muuttuu niin paljon protetisoinnin alkuvaiheessa. Millä tavoin ympäryysmitat otettiin vaihteli haastateltavien keskuudessa. Yleisesti mitat otettiin tynkä lepoasennossa, mutta lihaksikkaissa tyngissä saatettiin ottaa mitat myös tynkä jännittyneenä. Tyngästä saatetaan toisinaan ottaa kolmetkin eri ympäryysmitat. Tyngän ollessa lepoasennossa otetaan ensiksi löysä ja tiukka mitta sekä sen jälkeen mitat tynkää jännittäessä, jolloin nähdään kuinka paljon tyngän volyymi muuttuu jännittäessä ja kuinka paljon lihakset tarvitsevat tilaa toiminnalleen. Linerillista holkkia tehdessä ympäryysmitat otettiin linerin päältä, koska holkkiin tulee jäädä tilaa linerille.

Tyngän pituuden, istuinluusta tyngän distaalipäähän, haastateltavat kertoivat mittaavansa tarkasti työntö mitan tapaista apuvälinettä apuna käyttäen, missä mitan toinen pää on muotoiltu istuinluuhun tukeutuvasti. Tätä samaa apuvälinettä käyttäen haastateltavat kertoivat merkkavansa kohdat mistä ympäryysmitat otetaan. Pituusmitan hakemisen jälkeen mitta saatetaan vielä siirtää lateraalisivulle, jolloin ympäryysmittauksen kohdat saadaan merkattua tarkemmin. Huomiota kiinnitetään myös amputoidun koko kehon asentoon mitatilanteessa. Mitat saadaan paremmin vastaamaan tyngän muotoja, mikäli amputoitu on mitanotto tilanteessa siinä asennossa, kuin hän tulee olemaan proteesia käytäessään. Mittatilanteessa ongelmalliseksi on huomattu yhdellä jalalla seisomisesta aiheutuvan vääristyneen lantion asennon, joka vaikuttaa myös tyngän asentoon. Vääristyneen asennon ehkäisemiseksi mitanottotilanteissa

käytetään toisinaan apuna lantiojigiä, jolla lantio saadaan stabilisoitua ja tyngän asento saadaan vastaamaan sitä asentoa missä se tulee olemaan proteesia käytettäessä. Tietokoneavusteista holkin suunnittelussa mitat kuvattiin otettavan hyvin tarkasti. Ympäryysmitat saatetaan ottaa kolmen sentin välein sekä mitata mediolateraalisesti luustomitat ja 6 cm alemmaa vielä pehmytkudosmitat. Tyngän fleksio ja abduktio kulmat ja suoliluun kulma saatetaan mitata konjometria apuna käyttäen sekä luisen rakenteen ramus kulma mitata sitä varten kehitetyllä kulmamitta apuvälineellä. Mikäli mittauksessa käytettiin kipsimallennosta, kulmia ei mitata välttämättä niin tarkasti. M.A.S.- holkkia tehdessä haastateltavat painottivat ramuskulman vastaavuuden tärkeyttä tyngän anatomisten muotojen ja holkin välillä, mutta sen mittaamista pidettiin erittäin haasteellisena.

Tietokone avusteisessa holkin suunnittelussa mitat saatetaan siirtää ohjelmaan asiakkaan odottaessa, jolloin saadaan alustavat holkin muodot näkyviin. Tässä vaiheessa voidaan tutkia tynkä palpoimalla ja samalla suunnitella yksilöllisiä holkin muotoja palpaatiossa esiintyvien tyngän ominaisuuksien mukaan ja tallentaa tiedot ohjelmaan. Jo mitanottotilanteessa hahmotellaan tyngän lihasaktiivisuutta ja arkoja kohtia tyngässä sekä suunnitellaan, millä tavalla nämä huomioidaan holkin muotoja tehdessä. Samalla tarkistetaan reisiluun pään kohta ja miten reisiluun liikkuminen muuttaa reisiluunpään asentoa ja paikkaa tyngässä. Tämän mukaan arvioidaan miten holkin muodoilla onnistutaan rajoittamaan reisiluun liikettä tai antamaan tilaa reisiluun pään alueelle. Reisiluun liikkeitä aiheuttavat kuormitusta viereisille kudoksille (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:9). Haastattelu keskusteluissa esiintyi pohdintaa siitä, miten holkin muodoilla saadaan rajoitettua reisiluun liikettä. Mitanotossa tutkitaan aina tynkä palpoimalla. Palpoitaessa proteesimestarit etsivät hermokohtia, arkoja alueita, arpia sekä tutkivat lihasten ja jänteiden esille tulon jännittäessä. Löydökset merkataan joko kipsikuorikkoon tai siirretään tietokone ohjelman mallennokseen. Reisiproteesi holkkeja valmistaessa haastatellut kertoivat valmistavansa ensiksi testiholkin, jonka avulla kuormituksia pystytään tutkimaan paremmin ja sen jälkeen yleensä tehdään holkkimalliin tarvittavia muutoksia ennen varsinaisen proteesin valmistamista. Sovittaessa holkkia pystytään saamaan asiakkaalta tietoa holkin istuvuudesta. Tarkkailemalla visuaalisesti ihon väriä kontaktialueilta pystytään tarkastelemaan kuormituksen jakautumista tynkään (Neumann - Wong - Drollinger 2005a:2).

12.3 Proteesiholkin kiinnitysmekanismit

Imukiinnitystä suositetaan proteesin kiinnitysmekanismina ja sitä pidettiin haastatteluissa ehdottomasti parhaana kiinnitysmekanismina. Linereita imukiinnityksen apuna käytettäessä kiinnitys linerin ja holkin välillä tapahtui joko narulukon, tappilukon tai tiivisterenkaan ja yksitie venttiilin avulla. Kiinnitysmenetelmänä saatetaan käyttää myös perinteisempää imukiinnitysmenetelmää ilman lineria, jolloin holkin distaalipäähän asennetaan nappi, kierre tai kumi venttiili. Perinteisemmällä menetelmällä imukiinnitys tapahtuu suoraan ihopinnan painautuessa kovan holkin seinämää vasten, kun taas linerissa iho kiinnittyy lineriin ja kiinnitys holkkiin tapahtuu linerin välityksellä. Imukiinnityksellisen proteesin pukemisen on todettu vaativan voimia sekä hyvää tasapainoa, koska se on tehtävä seisten (Kapp 1999:59). Kuitenkin proteesimestareiden kokemusten mukaan myös heikkovoimaiset ovat pystyneet pukemaan imuholkin liukkaita vetosukkia avuksi käyttämällä. Linereiden todettiin helpottavan imukiinnityksellisen proteesin käyttöä, koska linerin pukeminen ei vaadi niin paljon voimia. Arpikudos on ollut kontraindikaationa imukiinnitykselle, koska iho joutuu kovalle rasitukselle holkin ja ihon välisen hankauksen johdosta (Kapp 1999:59). Nykyään linereiden avulla proteesimestarit ovat onnistuneet valmistamaan imukiinnityksellisiä proteeseja myös arpisiin tynkiin hyvin kokemuksiin.

Haastattelujen mukaan linerimalleista eniten on käytössä tiivisterenkaan avulla kiinnittyviä linereita, jotka kiinnittyvät proteesiin yksitievventtiilin aikaansaaman holkkiin muodostuvan alipaineen avulla. Haastateltavat kertoivat sen soveltuvan lähes kaikille amputoiduille. Tiivisterenkaisessa linerissa tiiviste panta tulee reilu neljä senttiä tyngän yläpuolelle, eikä sen kanssa ole havaittu venymisreaktiota tyngän päässä. Tiiviste renkaallisen linerin kanssa holkkiin tulee yksitievventtiili ja haastateltavat olivat havainneet menetelmän pitävän tyngän hyvin holkin pohjassa. Tiiviste renkainen lineri voisi soveltua hyvin myös iäkkäille amputoiduille, koska proteesin pukeminen tällä menetelmällä tapahtuu helposti työntämällä tynkä holkkiin, kuitenkin maksu sitoumuksia on ollut hankalampi saada tiivisterenkaiseen lineriin. Tiivisterenkaisen linerin eduiksi mainittiin se, että sen kanssa voidaan käyttää myös välisukkia tyngän volyymin vaihteluissa riskeeraamatta kiinnittyvyyttä. Narulukon haastateltavat olivat havainneet erittäin hyväksi vaihtoehdoksi ikääntyneille, heikkovoimaisille ja amputoiduille, joilla on ongelmia proteesin pukemisen kanssa. Narulukon hyväksi puoliksi mainittiin sen turvallisuus, koska jos tyngässä on volyymin vaihtelua

imukiinnitys saattaa heiketä, mutta narulukolla kiinnittyvyys on varmempaa. Tämän johdosta narulukkoa suositeltiin ensimmäisiin proteeseihin sekä amputoiduille, jotka työn tai harrastusten johdosta tarvitsevat erittäin varman kiinnitysmekanismiin. Narukiinnityksellä haastateltavien mielestä saatiin myös pehmytkudokset hyvin vedettyä holkin siälle. Narukiinnityksen sanottiin olevan myös helpompi käyttää ja narukiinnityksen avulla hyvin vähäistä voimaa omaavat saavat proteesin puettua. Tappikiinnityksellistä linereita ei reisiproteesi puolella haastateltavat suosineet. Joillekin hyvin nuorille amputoiduille niitä oli saatettu valmistaa. Tappikiinnityksen huonoiksi puoliksi kuvattiin lukkomekanismin vievän proteesissa tilaa sekä tuovan turhaa lisäpainoa ja aiheuttavan siten tyngän pään venymistä. Tapillisen linerin pukemisessa oli havaittu myös ongelmia, koska tappi saattoi sojottaa linerin päälle pukemisen jälkeen mihin suuntaan tahansa ja siksi asiakkailta oli ollut vaikeuksia saada tappi kiinnittymään lukkoon.

Linereiden kanssa haastateltavien kokemusten mukaan ei yleensä tarvitse kiinnityksen apuvälineitä, kuten vöitä. Haastateltavat kertoivat asiakkaiden tarvitsevan vöitä erittäin harvoin. Joissain tilanteissa, missä kehon hallinta on erittäin puutteellinen tai mikäli käytetään proteesia ensimmäisiä kertoja, saatettiin amputoiduille suositella lisäksi kiinnityksen apuvälineeksi vyötä. Alkuvaiheessa tyngän volyymin kerrottiin myös muuttuvan ja sen vuoksi alkuvaiheessa kiinnitys vyön käyttöä pidettiin joissain tapauksissa aiheellisena. Kiinnitysvöiden koettiin kuitenkin rajoittavan liikkumista ja haastateltavat mainitsivat esimerkiksi vessassa käymisen olevan hankalaa, mikäli käytössä on erillinen kiinnitysvyö. Joskus on saatettu valmistaa raskarakenteisia kiinnitysvöitä kiskoilla, mikäli hyvin lyhyeen tynkään on tarvittu normaalia enemmän sivuttaista tukea.

12.4 Haastateltujen kokemuksia eri holkkimalleista

Haastatelluissa tuli esille oikean volyymin merkitys holkin istuvuuteen.

”Holkeissa oikea volyymi on hyvin tärkeä. Jos volyymi holkissa on kohdallaan, niin asiakas kertoo holkin tuntuvan hyvältä ja harvemmin valittaa. Jos holkin päässä on paljon tyhjää tilaa imu vetää ja aiheuttaa kovaa painetta tyngän päähän. Jos tyngän päähän ei jätetä paljon ilmaa, niin tynkä hikoilee myös vähemmän. Totaalikiinnitys edesauttaa myös verenkiertoa ja aikaansaa tyngän volyymin pienentymistä. Varsinkin

istuinluun sisältävät holkit eivät toimi, mikäli volyyymi ei ole kohdallaan. Mikäli holkki on liian kireä, eikä pehmytkudos mittoja ole kunnolla huomioitu tynkä ei uppoa holkissa tarpeeksi syvälle, eikä silloin luusto rakenteelle synny kunnollista luista lukkoa. Silloin tynkä pääsee pyörimään holkin sisällä. Mikäli holkki on taas liian löysä tynkä tipahtaa liian syvälle holkkiin ja kuormitus tulee ramuksen alueelle. Jotkut ryhtyvät vain madaltamaan holkin reunaa, vaikka pitäisi pureutua ongelman ytimeen ja oikean volyymin hakemiseen.”

”Jos tyngässä on paljon volyyymi muutoksia, niin silti aika moni malli käy. Tiivisterengas linerin ja holkin väliinkin voi laittaa välisukkia. Holkit, jotka tehdään volyyymiltaan hyvin tiukoiksi, eivät välttämättä tyngän turvotessa istu ollenkaan. Quadrolateraalisen on taas mahdollista tehdä aavistuksen löysemmän, koska kuormitusta otetaan istuinluulta.”

Haastatteluissa ilmeni hyviä kokemuksia jaettaessa kuormitusta laajoille alueille. Voimat siedetään parhaiten, mikäli ne jaetaan mahdollisimman suurille alueille (Schuch 1992: 513, 514).

”Istuinluun sisältävistä malleista, joissa kuormitus otetaan pehmytkudoksilta on hirveän hyviä kokemuksia, joten näitä malleja tulee käytettyä lähes pikkeuksetta. Kun taas Quadrolateraalista mallia pitkään käyttäneillä asiakkailla olen tavannut tyngän pään turvotusta, kovettumista, pigmentoitumisia sekä vesikkelojen muodostumisia, mikä on johtunut siitä että tynkä on päässyt liikkumaan vapaana ja siihen on kohdistunut suurta painetta imun vetäessä tynkää alaspäin, mikäli holkissa on ollut liian paljon tyhjää tilaa tyngän päässä. Tälläisiin tynkiin, kun on valmistettu linerin kanssa pehmytkudoksista laajemmalla alueella kuormituksen ottava, luisella lukolla valmistettu anterioris-posteriorisesti leveämpi holkki, ongelmat ovat hyvinkin lyhyessä ajassa postuneet ja turvotus tyngän päässä on vähentynyt.”

Kuitenkin osa haastatelluista oli huomannut ilman lineria käytävissä holkeissa ongelmia, mikäli tyngän päähän ei ollut jätetty tyhjää tilaa.

”Luisen holkkiin on lähes pakko jättää tilaa tyngän päähän, koska ne eivät yleensä kestä kuormitusta. Paitsi jos käytetään linereita, jotka antavat pehmikettä ja tasaavat kuormitusta.”

Toiset haastatelluista käyttivät laajemmassa kirjossa eri holkkimalleja, kun taas toiset kokivat onnistuvansa parhaiten lähes poikkeuksetta samaa holkkimallia käyttäen.

”Holkkimallin valinta on aina yksilöllinen. Melkein kaikki mallit ovat toimivia kaikille asiakkaille, mutta pyrin löytämään jokaiselle asiakkaalle kaikista parhaiten toimivan ratkaisun. Jokaisessa holkkimallissa on jotain hyötyjä ja haittoja. Tulisi ajatella mistä holkkimallista on hyötyä millekin asiakkaalle.”

”Holkkimallin valinta ei eroa riippuen siitä onko tynkä löysää pehmytkudosta omaava vai lihaksikkaampi. Nämä erot vaikuttavat enemmän holkin tiukkuuteen. Jonkun verran se holkin muoto kuitenkin eroaa jokaisen tyngän anatomisten muotojen mukaan. Naisilla on eri mallinen lantio kuin miehillä ja naisilla tulee yleensä enemmän tilaa trochaterin yläpuolelle.”

Haastatteluissa todettiin, että pitkään tietyn mallista proteesia käyttäneille oli hankalaa ryhtyä valmistamaan toisenmallista proteesiholkkia.

”Vanhalle proteesin käyttäjälle on usein hankalaa ryhtyä vaihtamaan mallia. Uutta holkkimallia tehdessä ei kannata samalla vaihtaa muita osia proteesissa, koska ei kannata montaa asiaa muuttaa kerralla. Eri holkkimalleilla käveleminen on erilaista ja vaatii totuttelua. Amputoidulla olisi hyvä olla käytössä vain yksi holkkimalli, koska mikäli eri holkkimalleja käytetään rinnakkain ei välttämättä kumpikaan malli toimi kunnolla.”

”Joillekin asiakkaille tulee vielä tehtyä perinteisiä puuholkkeja. Silloin mä otan mitat vanhasta holkista länkiharpilla tarrakehältä ja holkin sisältä vanteella kolmen sentin välein. Sitten mielummin vanha holkki mukana, mistä näkee minkämallinen sen tulisi olla, kaivetaan holkin muodot mahdollisimman samannäköisiksi. Se on helpompaa kuin kipsin modofioiminen, ajaa se reikä sinne sisään. Siinä näkee muodot paremmin, kuin kipsipositiivissa. Mä tykkään tehdä välillä niitä puisia, että pysyy se tatsi siihen hommaan. Viime vuonna taisin tehdä kaksi puuholkkia.”

Linereiden käytön haastatellut kertoivat yleistyneen ja niiden käytöstä kerrottiin pääasiallisesti positiivisia kokemuksia.

”Linerin avulla proteesin pukeminen on helpompaa ja monet asiakkaat ovat kiitelleet jälkikäteen ja ihmetelleet käytön helppoutta.”

”Aktiivisen paljon liikkuvalla amputoiduille voidaan käyttää myös lineria, mutta hyvin soveltuu myös perinteinen imukiinnitys holkki tai joustava holkki.”

”Pitkään lihaksikkaaseen tynkään aktiiviselle amputoidulle, jolla on hyvä kehon hallinta voisi sopia hyvin tiivisterenkaallinen lineri lyhyellä holkillä. Iäkkäälle amputoidulle joka käyttää proteesia vain siirtymiseen voisi harkita myös lyhyttä holkkia narulukolla, mutta mikäli kehon hallinta on riittämätön ja vaikuttaa ettei hän pysty lyhyellä holkillä tekemään siirtymisiä nostaisin holkin reunat ylemmäksi ja saattaisin tehdä esimerkiksi quadrolateraalisen ja pehmykudoskilta kuormituksen hakevan holkkimallin yhdistelmää. Iäkkäille soveltuisi myös tiivisterenkainen lineri, mutta yleensä maksaja suostuu paremmin narulukolliseen lineriin.”

”Pehmykudoksiseenkin tynkään soveltuu lineri, mutta pehmykudosten määrä vaikuttaa linerin valintaan. Siinä tulee huomioida, kuinka pienen koon voi valita ja kuinka suuri venyvyys linerin materiaalissa tulisi olla. Pehmeä tynkä on aina haastavampi kuin lihaksikas tynkä.”

”Tiivisterengaslineri vaatii, että tynkä olisi hiukan napakka, eli siinä ei tulisi olla paljon löysää pehmykudosta. Joillekin asiakkaille olen kokeillut lineria, mutta ne eivät ole halunneet sitä, koska ilman lineria ne saa paremman tuntuman proteesista.”

13 POHDINTA

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää minkälaisia reisiproteesi holkkeja Suomessa valmistetaan. Haastatteluissa selvisi Suomessa valmistettavan hyvin paljon erilaisia holkkimalleja. Mikään tietty malli ei osottautunut maanlaajuisesti toista mallia suosittumaksi. Se miksi tiettyjä malleja tietyille asiakkaille käytettiin näytti kuitenkin perustuvan proteesimestareiden kokemuksiin eri malleista, sekä siihen minkälaisilla malleilla he ovat onnistuneet parhaiten. Proteesimestarit saattoivat henkilökohtaisesti suosia jotain tiettyä mallia. Haastattelujen mukaan proteesimestarit kokeilevat aina

uusia malleja ja etsivät uusia menetelmiä. Epäselväksi tutkimuksessa jäi kuitenkin se mistä johtuu tiettyjen menetelmien suosiminen. Reisiroteesi holkkien valmistaminen erittäin haasteellista ja sen vuoksi saattaa olla erittäin hankalaa opetella valmistamaan monenlaisia eri malleja. Saattaa olla, että onkin tärkeämpää hallita yhden mallin valmistaminen erinomaisesti, koska millekään proteesimallille ei ole todettu kirjallisuuden mukaan kontraindikaatioita. Kuitenkin syitä siihen minkätäkia joidenkin mallien valmistamista koetaan haastavammaksi, olisi aihetta selvittää tarkemmin. Sitä kautta saataisiin tärkeä informaatiota siitä miten alaa Suomessa voitaisiin kehittää eteenpäin. Selvittämällä mitkä seikat tekevät proteesin valmistuksesta haasteellista, voitaisiin kehittää koulustusta siihen suuntaan, että se antaisi parempia edellytyksiä ja teoria tietoa proteesin valmistukseen. Itse protetiikka alaa tulisi Suomessa kehittää siten, että alalla on riittävää tietotaitoa myös haasteelliseksi koettujen mallien valmistamiseen. Lisäksi proteesien valmistusteknologiaa tulisi kehittää jatkuvasti vähemmän haastavaksi.

Asiakkaiden kannalta olisi tärkeää, että holkkimallissa huomioitaisiin asiakkaan yksilölliset ominaisuudet ja niiden mukaan suunniteltaisiin holkkimallin muotoilu. Onko kuitenkaan toiminnalliselta kannalta ja asiakkaan näkökulmasta tarpeellista valmistaa erilaisia malleja? Aihetta tulisi mielestäni tutkia enemmän asiakkaan näkökulmasta. Olisi tärkeää saada kerättyä asiakkaiden kokemuksia erilaisista malleista. Mielestäni tulisi tutkia minkälaisia haittavaikutuksia ja ongelmia on esiintynyt suomalaisilla reisiroteesin käyttäjillä ja liittyvätkö ongelmat tiettyihin malleihin vai mallien onnistuneeseen valmistamiseen. Sen lisäksi tulisi selvittää reisiroteesi valmistuksen ongelmia ja sitä minkä takia joidenkin mallien valmistamista koettiin haastavammaksi. Voidaanko hankalaksi koettujen mallien valmistamista kehittää siten, että ne olisi helpompi valmistaa? Olisiko alaa mahdollista kehittää enemmän asiakkaiden yksilöllisiä ominaisuuksia huomioon ottavammaksi ja sitä kautta tarjota paremmin istuvia, käytännöllisempiä ja toiminnallisempia proteeseja asiakkaille? Reisiroteesien valmistusmenetelmiä kehitetään jatkuvasti. Uusia materiaaleja, menetelmiä sekä holkkimalleja suunnitellaan jatkuvasti. Tällä hetkellä käytettävien mallien kirjo on suuri. Lisätutkimusta olisi mielestäni aiheellista tehdä eri mallien hyödyistä ja haitoista, jotta asiakkaille pystyttäisiin valmistamaan yksilölliset ominaisuudet huomioon ottaen mahdollisimman toimiva proteesi holkki. Kirjallisuuden mukaan maailmalla käytetään paljon linereita reisiamputaatiossa.

Tämä opinnäytetyö toi esille myös Suomessa linereiden käytön yleistyneen reisiproteesi puolella. Linerin myötä on jo kehitetty uusia holkkimalleja, joiden soveltuvuutta amputoiduille olisi hyvä tutkia tarkemmin. Kirjallisuuden mukaan reisiproteesilinerit soveltuisivat erityisen hyvin geriatrisille potilaille. Työharjoittelussa itse olen törmännyt vain nuoriin ja hyvin aktiivisiin reisiamputoituihin, joilla on ollut lineri käytössä. Se herätti kiinnostuksen selvittää tarkemmin, miten reisiproteesien valmistajat ovat ryhtyneet hyödyntämään lineriteknologiaa ja minkälaisille amputoiduille he ovat lineri kiinnityksellisiä proteeseja valmistaneet. Opinnäytetyössä tuli esille proteesimestareiden kokemus tiedon kautta linerillisen kiinnityksen soveltuvan erinomaisesti geriatrisille amputoiduille. Suurin osa reisiamputoiduista on geriatrisia potilaita, joten linereiden tuominen hyötyjen johdosta voisi mahdollisesti reisiamputoitujen protetisointi prosenttia lisätä. Suomessa reisiamputoitua protetisoidaan tänä päivänä erittäin vähän. Tarkempaa tutkimusta tulisi tehdä, miten Suomessa eri sairaanhoitopiireittäin protetisointiprosentit vaihtelevat. Lisäksi olisi hyödyllistä selvittää onko linereiden käytön yleistymisen lisännyt protetisointiprosenttia tai olisiko mahdollisuuksia lisätä geriatristen potilaiden protetisointia. Voitaisiinko lineriteknologian tuomien hyötyjen ansiosta geriatrisia amputoituja protetisoida enemmän ja siten lisätä amputoitujen elämänlaatua. Tulisi suurella mittakaavalla pohtia, onko taloudellisempaa ja eettisempää protetisoida suurempi määrä amputoiduista, mikäli nykyteknologia antaa sille eväät.

Holkkimallien suunnittelu perustuu mekaniikan lainalaisuuksiin. Muotoilun avulla pyritään saamaan proteesiholkki kiinnittymään kehoon ja stabilisoimaan amputoitu tynkä. Tämä voidaan aikaansaada monenlaisilla eri muotoilulla ja eri apuvälineitä hyödyntäen, kuten linereita. Proteesiholkin suunnittelussa tulee kuitenkin huomioida amputoidun anatomiset ja fysiologiset ominaisuudet. Proteesimestarilta vaaditaan tätä osammista, jotta hän pystyy valmistamaan asiakkaalle yksilöllisesti parhaiten soveltuvan ja toiminnallisen proteesin. Anatomisesti ja fysiologisesti istuva, volyymiltaan optimaalinen holkki on perusedellytyksenä toimivalle proteesille. Opinnäytetyön avulla olen huomannut proteesin toimivuuteen vaikuttavan holkin muotoilun lisäksi myös muut proteesin osat ja erityisesti koko mekaanisten komponentin linjaus suhteessa kehon linjaukseen. Kuitenkin hyväkin proteesi vaatii käytön opettelemista ja kehon toiminnan yhteistyössä mekaanisen proteesin kanssa. Jokainen amputoitu on yksilö ja tavoitteena tulisi aina olla valmistaa asiakkaalle yksilöllisesti parhaiten soveltuva proteesi.

14 OPINNÄYTETYÖN EETTISYYS JA LUOTETTAVUUS

Hyvän tieteellisen käytännön, eli tutkimusetiikan noudattamista on pyritty pitämään mielessä koko opinnäytetyö prosessin ajan kaikissa sen vaiheissa. Hyvä tieteellinen käytäntö tarkoittaa sitä, että tutkimusta tehdessä käytetään tiedeyhteisön hyväksymiä eettisesti kestäviä tiedonhankinta ja tutkimusmenetelmiä. Hyvän tieteellisen käytännön noudattamiseksi opinnäytetyön tekijältä vaaditaan tutkimusmenetelmien, tiedonhankinnan ja tutkimustulosten hallintaa sekä rehellisyyttä, huolellisuutta ja tarkkuutta työtä tehdessä. Opinnäytetyön tulosten tulee täyttää vaatimukset, jotka tieteelliselle tutkimukselle on asetettu. Vaatimuksilla tarkoitetaan uuden tiedon tuottamista, vanhan tiedon hyödyntämistä tai yhdistämistä uudella tavalla. (Vilkkä 2005: 29-31.)

Laadullisella tutkimusmenetelmällä tehty tutkimus on luotettava, silloin kun tutkimuskohde ja tulkittu materiaali ovat yhteensopivia, eikä epäolennaiset tai satunnaiset tekijät ole vaikuttaneet teorian muodostukseen. Tutkijan tekemien tulkintojen tulee vastata tutkittavan käsityksiä. Viimekädessä luotettavuuden kriteeri on tutkija itse. Luotettavuutta arvioidessa arvioinnin kohteena ovat tutkijan tutkimuksessaan tekemät teot, valinnat ja ratkaisut. Tutkimuksen luotettavuutta tulee arvioida jokaisen valinnan kohdalla. (Vilkkä 2005: 158, 159.) Haastatteluaineiston luotettavuuteen vaikuttaa myös tallenteiden tekninen laatu. Jos tallenteiden kuuluvuus on hyvä ja litteroinnissa ollaan alusta asti samanlaisia sääntöjä, voidaan haastatteluaineistoa sanoa luotettavaksi. (Hirsjärvi – Hurme 2000: 185.)

Opinnäytetyön teoreettista viitekehystä kootessa ongelmana oli aikaisemman tutkimusaineiston hankala saatavuus. Opinnäytetyössä on paljon jouduttu hyödyntämään vanhoja lähteitä, koska uutta tutkimustietoa on ollut vaikea löytää. Suurelta osin on jouduttu käyttämään lehtiartikkeleita tutkimuksista, koska Suomesta käsin on hankalaa päästä käsiksi varsinaisiin tutkimuksiin. Käytetty materiaali on suurilta osin englannin kielistä ja osittain pystyttiin hyödyntämään suomenkielisiä tutkimuksia. Muiden kielisten tutkimuksien tulkintaa ei pystytty hyödyntämään opinnäytetyön tekijän kielitaidon johdosta. Nämä seikat ovat vaikuttaneet teoreettisen viitekehyksen tiedon hankintaan.

Aikataulullisista syistä joitakin haastateltaviksi suunniteltuja henkilöitä ei pystytty haastattelemaan. Opinnäytetyön tarkoituksena ei ollut antaa kaiken kattavaa kuvaa

suomalaisesta protetisoinnista, vaan tehdä alustavaa tutkimusta minkälaisia menetelmiä käytetään. Haastatteluja saatiin kuitenkin usealta proteesimastarilta, joten menetelmien vaihtelevuus tulee tutkimuksen kautta esille. On kuitenkin hyvin todennäköistä, että tämän tutkimuksen tuloksissa ei esiinny kaikkia Suomessa käytettäviä reisiprotetisointi menetelmiä. Haastattelussa voi esiintyä myös virhelähteitä niin haastateltavan kuin haastattelijan puolelta varsinkin kun kyseessä on ollut kouluttautumaton haastattelija. Haastattelun luotettavuuteen saattaa vaikuttaa myös haastateltavan taipumus antaa sosiaalisesti suotavia vastauksia tai antaa teoreettisesti hyväksytyjä vastauksia, vaikka ne eivät olisi omia mielipiteitä. (Hirsjärvi – Remes – Sajavara 1997:201.)

Haastattelijan kokemattomuus ilmeni haastatteluissa muun muassa haastatteluiden järjestelmällisyyden puuttumisessa. Haastattelun edetessä aihealueita ja teemoja saatettiin käydä sekavassa järjestyksessä, joten on mahdollista että haastateltavilta on jäänyt tutkimustuloksen kannalta joitain oleellisia asioita mainitsematta. Haastattelijan tekemiä virheitä oli haastateltavan päälle puhuminen, satunnaisesti johdattelevien kysymysten käyttö. Haastatteluissa tuli ongelmaksi myös haastatteluissa käytettyjen käsitteiden ymmärrettävyys. Reisiproteesi alalla käytetään monia englannin kielisiä nimityksiä tai niistä on tehty suomen kielisiä epävirallisia käännöksiä. Alalta on hyvin vähän suomenkielistä kirjallisuutta ja kattavaa suomenkielistä alan sanastoa ei ole olemassa. Itse jouduin turvautumaan joitakin termejä käyttäessä vapaisiin käännöksiin englannin kielestä. Haastatteluissa pyrin aina selventämään käsitteitä, mutta on mahdollista että haastatteluissa on esiintynyt väärin ymmärryksiä terminologian takia.

Haastattelua tutkimuksen aineiston hankinta menetelmäksi valitessa, jouduttiin miettimään suostuvatko haastateltavat antamaan haastatteluja ja suostuvatko he kertomaan käyttämistään menetelmistään. Yhtä haastattelua sopiessa haastateltava sanoi pystyvänsä kertomaan vain yleisellä tasolla käyttämistään menetelmistä, koska muuten saattaisi paljastaa liikesalaisuuksia. Kilpailu alalla ja liikesalaisuuksien varjeleminen on saattanut osaltaan vaikuttaa tutkimustulokseen. Haastattelujen jälkeen haastateltavilta kysyttiin lupaa käyttää haastattelun aikana esiin tulleita asioita opinnäytetyössä ja julkaista haastattelun avulla saatua tietoa.

LÄHTEET

- Dietzen, Charles – Harshberger, Jerald – Pidikiti, Rama 1995: Suction Sock Suspension for Above-Knee Prostheses. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 3 (2). 90. verkkodokumentti.
<http://www.oandp.org/jpo/library/printArticle.asp?printArticleId=19991_02_090> Luettu 7.3.2007
- Eskola, Jari – Suoranta, Juha 2000: Johdatus laadulliseen tutkimukseen. Tampere: Vastapaino
- Geil, Mark 2002: Variability among Practitioners in Dynamic Observatiol Alignment of a Transfemoral Prosthesis. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 14 (4). 159-164.
- Gottschalk, Frank 1999: Transfemoral amputation. *Biomechanics and Surgery. Clinical Orthopaedics and Related Research* 361. 15-22.
- Gottschalk, Frank – Kourosch, Sohrab – Stills, Melvin – McClellan, Bruce – Roberts, Jim 1990: Does socket configuration influence the position of the femur in above-knee amputation? *Journal of Prosthetics and Orthotics* 2 (1). 94-102. verkkodokumentti.
<http://www.oandp.org/jpo/library/1990_01_094.asp> Luettu 7.3.2007
- Gottshalk, Frank 1992: Transfemoral Amputation. Teoksessa Bowker, John (toim.) – Michael, John (toim.): *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation*. 2. painos. St.Louis: Mosby-Year Book. 501-507.
- Haberman, Louis 1995: Silicone-Only Suspension (SOS) with Socket-Loc and the Ring for Lower Limb. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 7 (1). 2-14. verkkodokumentti.
<http://www.oandp.org/jpo/library/printArticle.asp?printArticleId=1995_01_002> Luettu 7.3.2007
- Heim, Michael – Wershavski, Michael – Zwas, Shifra – Siev-Ner, Itzhak – Nadvorna, Hanna – Azaria, Morris 1997: Silicone Suspension of External Prostheses. A New Era in Artificial Limb Usage. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 79-B. (4) 638-640.
- Hirsjärvi, Sirkka – Hurme, Helena 2000: Tutkimushaastattelu. Teemahaastattelun teoria ja käytäntö. Helsinki: Yliopistopaino
- Hirsjärvi, Sirkka – Remes, Pirkko – Sajavara, Paula 1997: Tutki ja kirjoita. 3. painos. Tampere: Tammer-Paino Oy.
- Iivanainen, Ansa – Jauhilainen, Mari – Pikkarainen, Pirjo 1998: Sisätautikirurginen hoito ja hoitotyö. Tampere: Tammer-Paino Oy.
- Jung, Hwa Hong – Mu, Seong Mun 2005: Relationship between socket pressure and EMG of two muscles in transfemoral stumps during gait. *Prosthetics and Orthotics International* 29(1). 59-72.

- Kahle, Jason 2002: A Case Study Using Fluoroscope to Determine the Vital Elements of Transfemoral Interface Design. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 14 (3). 121-132. Verkkodokumentti. <http://www.oandpd.org/jpo/library/printArticle.asp?printArticleId=2002_03_121> luettu 7.3.2007
- Kaphingst, Wieland – Raab, Wilfried – Farley- Kaphingst, Anne (toim.) 2001: VIETCOT. Guideline for Prosthetic Management of Lower Extremity Amputations – Prosthetic Information for the Rehabilitation Team. Cartographic Publishing House.
- Kapp, Susan 1999: Suspension System for Prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 361 (april). 55-62.
- Kruus-Niemelä Maria 2004: Alaraaja-amputaatiot ja protetisointi. Teoksessa Liukkonen, Irmeli – Saarikoski, Riitta (toim.): *Jalat ja Terveys*. 1. painos. Helsinki: Duodecim. 967-703.
- Michael, W 1996: Prosthetic requirements and transfemoral biomechanics. Teoksessa Murdoch, G. (toim.) – Wilson, Bennett (toim.): *Amputation, Surgical Practise and Patient Management*. 1. painos. Great Britain: Bath press plc. 119-123.
- Määttänen, Mika – Pohjolainen, Timo – Lepäntalo, Mauri – Heikkilä, Pertti – Hurri, Heikki – Caján, Veli-Pekka – Lukinmaa, Asko – Weselius, Eeva-Maija – Redsvén, Raija – Kärkkäinen, Tero – Haavisto, Eija – Härkönen, Helena – Forsman, Satu 2006: Alaraaja-amputaatiopotilaiden kuntoutuksen kehittämishanke Helsingissä 2004-2006. Loppuraportti. Helsinginkaupungin terveyskeskuksen raportteja. Helsinki: Helsingin kaupunki.
- Neumann, Edward - Wong, Jocelyn - Drollinger, Robert 2005a: Concepts of Pressure in an Ischial Containment Socket: Measurement. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 17 (1). 2-11.
- Neumann, Edward - Wong, Jocelyn - Drollinger, Robert 2005b: Concepts of Pressure in an Ischial Containment Socket: Perception. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 17 (1). 12-20.
- Rodriguez, Raoul 1996: Amputation Surgery and Prostheses. *The Orthopedic Clinics of North America* 27 (3). 525-539.
- Salonen, Kauko – Huittinen, Matti 1992: Amputaatiot ja proteesit. Jyväskylä: Gummerrus Kirjapaino Oy.
- Sandelin, Jerker 2004: Orton Invalidisäätiön tiedotuslehti 1/2004. Verkkodokumentti. <<http://www.invalidisaatio.fi/verkkolehti>>. Luettu 9.11.2004.
- Shuch, Michael 1992: Prosthetic Management. Teoksessa Bowker, John (toim.) – Michael, John (toim.): *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation*. 2. painos. St.Louis: Mosby-Year Book. 509-533.

- Stakes 2004: Vuonna 2003 päättyneet toimenpiteelliset hoitajaksot – ennakkotieto.
StakesTieto.Verkkodokumentti.
<<http://www.stakes.info/files/pdf/2004/yleisimmatryhmat.xls>> Luettu
9.11.2004
- Trieb, Klemens – Lang, Thomas – Stulnig, Thomas – Kicking, Wolfgang 1999:
Silicone Soft Socket System: Its Effect on the Rehabilitation of Geriatric
Patients With Transfemoral Amputations. Archives of Physical Medicine
and Rehabilitation 80 (5).522-525.
- Tuomi, Jouni – Sarajärvi, Anneli 2002: Laadullinen tutkimus ja sisällön analyysi. 1-2.
painos. Gummerrus kirjapaino Oy: Jyväskylä.
- Vilka, Hanna 2005: Tutki ja kehitä: Keuruu: Otavan kirjapaino.

HAASTATTELU TEEMAT

PÄÄTEEMA: Reisipteesiholkkimallit, suunnittelu ja mallin valinta.

- Minkälaisilla malleilla on valmistanut reisipteeseja?
 - § Mitä muotoilua on käyttänyt?
 - § Millä perusteella malli valitaan?
 - § Minkälaisille amputoiduille eri malleja on valmistettu?
 - § Miten holkkimalli suunnitellaan?
 - § Kokemuksia eri malleista.

- Miten mitanotto suoritetaan?
 - § Mitä tietoja kerätään mitanotossa?
 - § Mitä mittoja otetaan?
 - § Miten mitanotossa hankittu informaatio vaikuttaa holkkimallin valintaan?
 - § Kokemuksia mitanotto tilanteista.

- Minkälaisilla kiinnitysmekanismeilla on valmistanut reisipteeseja?
 - § Mitä kiinnitysmekanismeja käytetään?
 - § Mitkä asiat vaikuttavat kiinnitysmenetelmän valintaan?
 - § Miten kiinnitysmekanismi vaikuttaa holkin muotoiluun ja malliin?
 - § Kokemuksia eri kiinnitysmekanismeista ja niiden soveltuvuudesta erilaisille amputoiduille.

ANALYSOINTI KAAVIO

Oheista kaaviota on käytetty tutkimusaineiston analyysin apuna.

