

*Januari 1955*

# **Prothesen**

**Een overzicht van  
hedendaagse ontwikkelingen**

Advies comité ten aanzien van prothesen

**Nationale Academie van Wetenschappen  
Nationale onderzoeksraad**

## Functionele overwegingen bij het passen van een bovenbeensprothese

Bij het aanpassen van een prothese is het doel van de prothesemaker het herstellen van mogelijkheid voor de amputee om dagelijkse activiteiten op een natuurlijke en comfortabele manier te kunnen doen. Daarvoor zijn er drie basisvoorwaarden:

- comfort,
- functie en
- uiterlijk.

Met het laatste wordt zowel het cosmetische als het uiterlijk tijdens het gebruik bedoeld.

Wanneer een prothese redelijk comfortabel is, zal de prothesedrager in staat zijn de prothese te dragen. Wanneer de prothese de noodzakelijke functies met redelijk gemak uitvoert, zal de amputee de prothese bruikbaar vinden. Als de prothese cosmetisch goed of redelijk is, en wanneer deze op een natuurlijke manier gebruikt kan worden, zal de prothese waarschijnlijk voor zowel de drager, zijn vrienden en kennissen acceptabel zijn.

Deze drie eisen zijn onderling verwant met elkaar. Daardoor is het moeilijk tegelijkertijd aan deze, ogenschijnlijk eenvoudige, eisen te voldoen.

Hiermee wordt bedoeld dat de mate van tevredenheid die bereikt wordt op het gebied van één eis sterk beïnvloed wordt door de andere twee eisen. Cosmetisch uiterlijk, bijvoorbeeld, wordt noodzakelijkerwijs beperkt door de eisen op mechanische gebied. Het zelfde geldt voor de omgekeerde relatie. Hoe uitgebreid een prothese ook is, deze zal niet goed gebruikt worden als deze niet met gemak en zonder onbehaaglijkheid werkt. Van de andere kant zal geen voorziening comfortabel in gebruik zijn als de functionele eigenschappen niet passen bij de biomechanische eisen van de drager.

Elke verandering die het doel heeft meer tegemoet te komen aan één van de eisen zal altijd een effect hebben op de andere twee voorwaarden. Soms zal daardoor op dit gebied een verbetering optreden, soms een verslechtering.

Bij de onderste extremiteit is cosmetiek veelal geen serieus probleem. Hiervoor bestaan een aantal redenen.

- de vorm en het uiterlijk van een prothese zijn relatief makkelijk aan te passen aan het gezonde been
- zowel bij mannen als vrouwen kan de prothese onder de kleding gedragen worden

Om deze redenen wordt bij prothese voor de onderste extremiteit eerst voldaan aan de andere eisen en zal de prothese pas daarna cosmetisch afgewerkt worden. *Comfort, functie en uiterlijk tijdens het gebruik* zijn van groter belang.

De prothesen voor de onderste extremiteit worden vaak veel en langdurig gebruikt. Daardoor moeten deze zowel een *adequate steun als een natuurlijk ogende gang met zo min mogelijk energie* gebruik geven.

Om succes te hebben moet daarom bij het passen van een bovenbeenprothese gewerkt worden volgens de correcte biomechanische principes.

Omdat gedurende alle activiteiten de bovenbeen totaal contact prothese gecontroleerd wordt door het gebruik van de overgebleven heupmusculatuur zal elke moeite gedaan moeten worden om te zorgen dat deze spieren zo optimaal mogelijk gebruikt kunnen worden zonder

ongemak te veroorzaken.

De bedoeling van dit hoofdstuk is om de basis concepten te presenteren die van toepassing zijn bij alle bovenbeenprothesen. Dit onafhankelijk van de vorm van ophanging. In het bijzonder zijn zij van toepassing op totaal contact bovenbeen prothese.

## **De principes van de bovenbeen uitlijning Medio-laterale stabiliteit.**

Als men de gang van een bovenbeenprothese drager in het frontale vlak observeert, zijn twee kenmerken van het looppatroon vaak zichtbaar.

- ten eerste: lateraal neigen, laterale beweging van de romp van de ene naar de andere zijde is groter dan normaal.
- ten tweede: de prothesedrager loopt over het algemeen met zijn voeten verder uit elkaar dan een 'normaal iemand' met dezelfde bouw.

Bij de gemiddelde mens is de afstand tussen de hielen bij de opeenvolgende momenten van 'heel contact' tussen de 5 en 10 centimeter. Om een zo normaal mogelijk uitziende gang te hebben moet de prothesedrager met een zo smal mogelijk loopspoor lopen. De prothesedrager met een loopbasis van 15 tot 25 cm breed zal nooit een normaal uitziend looppatroon bereiken. Als aan zo iemand gevraagd wordt waarom hij met zo'n brede gang loopt, geeft deze meestal als reden dat het comfortabeler is, en dat hij zich zekerder voelt met zijn voeten ver uit elkaar.

Dit wordt veroorzaakt door het feit dat als een prothesedrager met de benen dicht bij elkaar probeert te lopen er functionele eisen gesteld worden aan de pasvorm van de koker, en aan de uitlijning van de koker. Normaal gesproken is er niet aan deze eisen tegemoet gekomen bij een prothese die uitgelijnd is voor het lopen met een brede gang. Als er geprobeerd wordt met zo'n prothese met een smal gangspoor te lopen ontstaan er problemen. Deze worden veroorzaakt doordat er krachten gaan werken die niet op een comfortabele manier opgevangen kunnen worden door de stomp. Een slecht passende prothese kan gedurende verschillende maanden redelijk comfortabel zijn als de drager zo loopt dat hij de fouten in het ontwerp en de uitlijning compenseert. Als de drager echter probeert volgens een normaal looppatroon te gaan lopen zal deze prothese zeer onaangenaam kunnen worden.

Het is echter mogelijk om voor de gemiddelde prothesedrager een prothese te ontwerpen die :

- een redelijk normaal loop patroon toestaat
- die comfortabel is in alle normale activiteiten
- die veel voorkomende punten van stomp irritatie uitschakelt. Voorbeelden hiervan zijn die in de lies en aan het einde van het femur..

## **De belastingslijn**

Een van de door de prothesemaker meest gebruikte termen bij het passen en uitlijnen van een bovenbeenprothese is de belastingslijn. Het dient als een gids in verschillende fasen van het opbouwen van een prothese. De precieze plaats is onderwerp van discussie. Een prothesemaker zal een gewichtslijn tekenen die loopt van het tuberositas ischiadicum door het centrum van het enkel gewricht. Een ander zal een lijn selecteren die mediaal van de voet valt. Een derde zal een lijn verdedigen die van het geometrische centrum van de koker, op het niveau van de tuber ischiadicum, naar het midden van de hiel loopt. Het is mogelijk nog vele

andere definities van deze 'weight bearing line' te vinden. In feite zijn ze allen even behulpzaam bij de uitlijning van de prothese. Als je in overweging neemt op welke manier de belastingslijn gebruikt wordt valt het onmiddellijk op dat deze in feite dient als een 'referentie lijn' of als een 'constructie lijn'.

In de discussie die volgt is de term gewichtlijn gebruikt als term die uitlegt dat we ons een voorstelling kunnen maken van een theoretische lijn waarlangs de kracht van het lichaamsgewicht werkt. Deze lijn is anders dan de belastingslijn. Gewicht is het gevolg van de werking van de zwaartekracht, terwijl gewichtdragen verwijst naar de overdracht van een kracht door de gewichtsdragende delen van het lichaam en de prothese. Het is moeilijk een lijn te bepalen waardoor het netto effect van het gewicht van de verschillende uit elkaar liggende anatomische structuren loopt. Dit kan echter op een theoretische, geïdealiseerde, manier gedaan worden door in het lichaam een punt te kiezen waarin al het lichaamsgewicht wordt veronderstelt geconcentreerd te zijn. Dit punt wordt over het algemeen het zwaartepunt van het gehele lichaam genoemd. We veronderstellen dat al het gewicht geconcentreerd is in het zwaartepunt. Dan moet het lichaamsgewicht altijd gezien worden alsof het door dit punt loopt. Het is alsof er een (schie)lood aan een touwtje door het lichaamsswaartepunt hangt. Het touwtje is als de lichaamsgewichtlijn..

Figuur 1

Een korte definitie van de gewichtlijn, zoals die in figuur 1A te zien is: *de gewichtlijn van het lichaam is een lijn door het lichaamsswaartepunt waarlangs het lichaamsgewicht altijd verticaal naar beneden wordt veronderstelt te werken.*

## Variaties in verticale kracht

Tot nu toe hebben we alleen gelet op het lichaamsgewicht dat recht naar beneden werkt. Zowel bij een prothesedragers als bij een persoon met twee gezonde benen moet het lichaamsgewicht gedragen worden door het contact tussen de vloer en de voet. Om verschillende redenen is de kracht van dit contact moeilijk precies te meten. Dit komt omdat voor elke voet de contact kracht zeer sterk verandert in de korte tijd dat de voet gewicht draagt. Kort na hiel contact neemt het been gewicht op dat, door de afname van de voortgang van het gehele lichaam, snel groter wordt dan het lichaamsgewicht. Gedurende midstand, als het lichaamsswaartepunt het laagste niveau tijdens het gaan bereikt, vermindert het gewicht op het been tot een waarde die lager ligt dan het lichaamsgewicht. Als het lichaam stijgt en naar voren wordt bewogen naar de volgende stap wordt het gewicht weer groter dan dat van het lichaam.

## Wrijvingskrachten

Terwijl boven beschreven veranderingen plaatsvinden wiegt de persoon van de ene naar de andere kant en varieert een beetje de snelheid terwijl hij loopt. Dit vereist dat de contact kracht ook enkele horizontale wrijvingskrachten op de vloer verzorgt. Iedereen kent dit als hij uitglijdt bij het maken van een scherpe bocht op ijs.

De krachten die op de voet werken tijdens het lopen zijn dus tweërlei:

- die krachten die loodrecht op de vloer werken. Zij steunen het lichaamsgewicht.
- die krachten die parallel aan de vloer werken. Zij verlenen noodzakelijk weerstand tegen de impuls van het lichaam naar voren, naar achteren of zijwaarts te bewegen.

## **Bodem reactie kracht**

De totale kracht die op zool van de voet uitgeoefend wordt, dit is de combinatie van boven beschreven krachten, is bekend als de bodem reactie kracht. Deze werkt langs de zelfde lijn als de totale kracht die door de prothesedragers uitgeoefend wordt op de koker van de prothese. De bodem reactie kracht is de belasting die het been, zowel bij een prothese als bij een normaal been, vanuit de grond naar boven door moet geven. Algemeen loopt deze lijn niet loodrecht op het grondoppervlak. De lijn loopt naar boven, naar binnen, en naar voren of naar achteren met een hoek die voortdurend wisselt als één van beide voeten het lichaam draagt. Het is zeker geen lijn die door het heupgewricht, door de knie- en het enkelgewricht loopt. Zo'n lijn zou in plaats daarvan de mechanische as van de onderste extremititeit genoemd moeten worden.

## **Opbouwlijn of stompkoker belastingslijn**

Een ander noodzakelijk concept is dat van de opbouw lijn. (figuur 1C). Om de opbouwlijn te kunnen definiëren is het nodig eerst een belastingspunt bepalen.

Zo'n punt kan gedefinieerd worden als het centrum van actie van alle verticaal dragende krachten. Deze werken op de rand van de koker, inclusief die op de tubersteun, als steun in de gluteale streek, en als steun in de andere gewichtsdragende gebieden rond de kokerrand. Waar zo'n punt ligt is zeer moeilijk te bepalen. Zijn precieze plaats hangt sterk af van de individuele kwaliteiten van de prothesemaker bij het ontwerpen van een koker.

In een karakteristieke ischiaal gewichtdragende koker (zoals de quadrilaterale koker) ligt het 'support point' waarschijnlijk ergens anterior en lateraal ten opzichte van het punt van contact tussen de koker en de tuber ischiadicum.

De 'support line' wordt gedefinieerd als een verticale of loodlijn die door het 'support point' loopt. Er wordt verondersteld dat hierlangs de effectieve dragende kracht tussen de kokerrand en de stomp werkt. In zijn algemeenheid komt de opbouwlijn noch overeen met de gewicht lijn noch met de 'load line'.

## **Gebruik van de heupspieren**

In figuur 2 is een bovenbeenprothesedragers van de achterzijde te zien. Deze loopt met een smalle basis. In de tekening wordt het deel van de loopcycles weergegeven waarin de prothesedragers volledig gewicht draagt op de prothese. Gedurende de standfase wordt het bekken primair door de actie van de heupabductoren aan de kant waarop het gewicht gedragen horizontaal gehouden. Dit geldt zowel voor een prothesedragers als een 'normaal individu'. Let op de spanning van de abductoren in tekening 2.

Als om de een of andere reden de heupabductoren niet in staat zijn de noodzakelijke kracht uit te oefenen zal het bekken aan de niet gesteunde zijde naar beneden zakken. Als de persoon met de bovenbeenamputatie op zijn prothese staat zal het bekken de neiging hebben te zakken naar de normale zijde.

Dit wordt veroorzaakt door:

- zwakke heupabductoren of door
- onvoldoende of onjuiste steun aan de laterale zijde van de stomp.

Deze steun is noodzakelijk om het femur te stabiliseren en om een stevige basis te geven voor de werking van de heupmusculatuur.

Het naar beneden zakken van het bekken naar de gezonde zijde veroorzaakt meestal in een verhoogde druk in de lies. Het zorgt er vaak voor dat de ramus pubis in contact komt met de mediale rand van de koker. Dit kan zeer oncomfortabel zijn. Vooruitlopend op deze actie zal de prothesedragers de juiste compensatie proberen te krijgen. Hij behoudt zijn balans door of over de kant van de prothese te leunen, hetgeen resulteert in het bekende overhellen van de geamputeerde of door met een wijde basis te lopen en van de ene naar de andere kant over te hellen.

Bij de uitlijning van een bovenbeenprothese is daarom een van de belangrijkste doelen de prothese zo te construeren dat de heupabductoren op een goede en normale en comfortabele manier gebruikt kunnen worden. Dit alles om de neiging van het zakken van het bekken, of het overhellen van de romp te voorkomen en om een redelijk normale en comfortabele gang mogelijk te maken.

### **Het bekken als hefboom**

Zoals in figuur 1A wordt uitgeduid, is het centrum van de zwaartekracht gedefinieerd als het punt waar het hele gewicht geconcentreerd zou moeten zijn als het het zelfde effect op het hele lichaam zou moeten uitoefenen als gebeurt door normale gewichtsverdeling. Op basis van dit idee kan het bekken, in de standfase waarin de prothesedragers gewicht draagt op de prothese (figuur 3), gezien kan worden als een hefboom. Bij het gebruik van het ischium als draaipunt draagt de bekken hefboom het lichaamsgewicht (dit werkt verticaal naar beneden door het lichaamsswaartepunt en langs de gewichtslijn) door de balancerende werking van de heupabductoren. Dit proces is vergelijkbaar met de normale heupactiviteit waar verticale steun door het centrum van de heup plaats vindt. De abductoren kunnen alleen deze functie hebben als abductie van de stomp voorkomen wordt door stevig contact van de stomp tegen de laterale wand van de koker. Indien dit niet zo is zal de contractie van de abductoren alleen abductie van de stomp in de koker veroorzaken.

### **Verdeling van laterale druk**

De noodzakelijke stabilisatie van de stomp tegen de laterale wand van de koker kan comfortabel verkregen worden door de stabiliserende druk breed te verdelen over de laterale kokerwand. Bij een stomp van een gemiddelde lengte wordt stabilisatie verkregen door de laterale wand over de gehele lengte stevig tegen de stomp te maken. Een lichte afvlakking van de laterale wand, met een uitsparing rond het distale einde van het femur, verzekert meestal dat de gewenste stabiliserende krachten zowel comfortabel als naar mediaal gericht zijn (figuur 2). Als een poging gedaan wordt de heupabductoren te gebruiken voor stabilisatie van het bekken, terwijl de stomp niet goed steunt tegen de laterale wand kan er een opening ontstaan rond de laterale kokerrand en een pijnlijke concentratie van druk nabij het distale einde van de stomp.

### **Overwegingen van mechanisch voordeel**

Twee andere factoren spelen een rol bij de laterale stabilisatie van het bekken door de heupabductoren. Ten eerste zal de spanning in de heupabductoren het grootste effect hebben als de hefboom tussen de abductoren en het steunpunt zo groot mogelijk is. Steun van een

aanzienlijk deel van het lichaamsgewicht door de ischiale steun en van een kleiner deel door de gluteale musculatuur geeft de abductoren voldoende mechanisch voordeel om het lichaamsgewicht met weinig tot geen bewuste inspanning in evenwicht te laten zijn. De kenmerken van deze hefboom zijn te zien in de schematische weergave van figuur 3. Hier is de vereiste spanning  $T$  verminderd door afname van de afstand  $X$  en door vergroting van de afstand  $Y$ .

## **Adductie van de stomp**

Een tweede factor om normaal gebruik van de heupabductoren mogelijk te maken is de mate van stomp adductie in de koker. De theorie van de 'rust lengte' van spieren (1,6,7,11,12,13,14) verduidelijkt dat de spieren het meest efficiënt werken als ze ongeveer op de normale rustlengte zijn. Om de werking van de heupabductoren efficiënt te laten zijn moet de stomp op zo'n manier in de koker gepast worden dat rekening gehouden wordt met de beweging van het femur, in de spiermassa van de stomp, naar lateraal. Bovendien moet de normale hoek tussen het bekken en het femur zoveel mogelijk gehandhaafd worden, terwijl het lichaamsgewicht op de prothese gedragen wordt. Bij de gemiddelde geamputeerde kan hieraan op een praktische manier voldaan worden door de mediale wand van de koker loodrecht ten opzichte van de grond uit te lijnen. De laterale wand loopt daarbij naar binnen. Er zijn uitzonderingen op basis van de lengte van de stomp. Zo zal de korte stomp met minder adductie uitgelijnd worden. Echter, steeds moet er naar gestreefd worden zo veel als mogelijk adductie in de koker in te bouwen. Natuurlijk steeds gelet op alle condities die een rol spelen. Een bijkomend voordeel is van uitlijning in adductie wordt onmiddellijk duidelijk. Als het resultaat van de vermindering van de spanning in de adductoren zal de druk in de lies verminderen. Hierdoor zal de druk in de lies of het mediale deel van de stomp (fig. 2) voornamelijk naar lateraal zijn in plaats van verticaal. Er wordt niet langer een pijnlijke druk op de uitgerekte adductoren pezen of in het gebied van de ramus veroorzaakt. Het moet benadrukt worden dat bij een goed passende en uitgelijnde koker er geen of nauwelijks gewicht op de mediale wand gedragen wordt.

## **Positie van de voet**

Uitlijning van de voet in een mediale positie is van essentieel belang om te zorgen dat de geamputeerde kan lopen zonder te veel met de romp over te hellen. Hierdoor zal het lichaamsgewicht voornamelijk op de ischiale steun gedragen worden. De gemiddelde prothesedragers loopt goed als het centrum van de voet direct onder het ischium geplaatst is terwijl de prothese het totale lichaamsgewicht draagt. Maar deze algemene regel, gedemonstreerd door de referentie lijn in figuur 2, varieert afhankelijk van het vermogen van de geamputeerde om de abductoren te gebruiken.

Als een geamputeerde met een zeer korte stomp probeert deze te gebruiken voor laterale stabilisatie kan hij de vergrote en vaak plaatselijke druk niet verdragen. Deze is het gevolg is van de korte stomp en de concentratie van krachten in een klein gebied. Daardoor moet de geamputeerde lopen met een beperkt gebruik van de heupabductoren. Compensatie wordt verkregen door over de prothese te hellen. Dit gebeurt door de gewichtslijn te verschuiven naar de stompkoker belastingslijn en door met een bredere basis te lopen. Dit leidt tot vergroting van de laterale stabiliteit maar ook tot overmatig overhellen van de romp. Om deze redenen, en in verband met de mogelijkheid van het bestaan van een abductiecontractuur, moet de prothese van de geamputeerde met een zeer korte stomp zo uitgelijnd worden dat met een bredere basis gelopen kan worden.

## **Samenvatting**

Mediolaterale stabiliteit van het bekken en een verminderd overhellen van de romp kan verkregen worden door:

- uitlijning van de voet in een ‘mediale’ positie ten opzichte van de koker
- de stomp, indien mogelijk, in een geadduceerde positie te plaatsen
- door een stevige steun aan de stomp te geven aan de laterale wand van de koker

zodat efficiënt gebruik van de overgebleven heupmusculatuur mogelijk is.

## **Kontrolle van de knie**

### **Onvrijwillige kontrolle**

Algemeen wordt de neiging van het kniegewricht van een prothese te buigen als het lichaamsgewicht door de prothese gedragen wordt onvrijwillig gecontroleerd door:

- de uitlijning of
- door mechanische voorzieningen die flexie blokkeren of tegengaan (20).

Alhoewel onvrijwillige kontrolle gewenst is als hulp bij het verkrijgen van een vloeiende en natuurlijke gang moet er een goed evenwicht verkregen worden tussen de hoeveelheid onvrijwillige en vrijwillige kontrolle van de kniestabiliteit. Hierbij moet rekening gehouden worden met de coördinatieve vaardigheden, met de leeftijd van de geamputeerde, en de conditie van de stomp.

Onvrijwillige kontrolle van de kniestabiliteit tijdens gewichtsragen is mogelijk door de knieas zo te plaatsen dat deze steeds posterior van de gewichtslijn van de prothese is (10).

Een prothese waarbij de koker :

- voor op de knieblok geplaatst is
- uitgelijnd is in hyperextensie en
- waarbij het kniegewricht posterior geplaatst is ten opzichte van het enkelgewricht

heeft een grote mate van stabiliteit door uitlijning. Dit betekent dat bij gewichtsdragen het kniegewricht gedwongen wordt te strekken totdat de extensie stop contact maakt en verdere beweging voorkomt.

Deze voorziening is vaak noodzakelijk bij geamputeerden die bang zijn te vallen, bij hoge leeftijd, bij onvoldoende kracht van de spieren van de stomp, door overmatig gewicht, of door het terrein waarop gelopen wordt. Het nadeel is dat de protheseknie moeilijk te buigen is zelfs als er maar een gering gewicht op gedragen wordt. Dit resulteert in een slechte gang en moeilijkheden bij traplopen en lopen op een helling.

### **Vrijwillige kontrolle**

Daarom moet altijd geprobeerd worden de onvrijwillige stabiliteit door uitlijning tot een minimum te beperken. Daarnaast zal de een maximale vrijwillige kniekontrolle door activiteit van de stomp gegeven dienen te worden omdat dit resulteert in een zo gelijkmatig mogelijke gang die de minste inspanning kost. De gemiddelde bovenbeen geamputeerde heeft een redelijke hoeveelheid kracht in zijn heupflexoren en extensoren. Hij is in staat zijn stomp in redelijke mate te flecteren en te extenderen. Het is belangrijk dat volledig gebruik wordt



gemaakt van zijn spieren om de kniestabiliteit vrijwillig te controleren. Terwijl deze controle op de meest efficiënt mogelijke manier uitgeoefend kan worden zal de stomp nooit de grenzen van de beweeglijkheid bereiken als de geamputeerde zijn dagelijkse activiteiten uitvoert. Als, bijvoorbeeld, de stomp maximaal 20 graden kan extenderen, dan zal een 'push off' die groter is dan deze 20 graden altijd resulteren in een voorwaartse rotatie van het bekken. Om zo'n voorwaartse rotatie van het bekken te compenseren zal de geamputeerde de rug strekken, hetgeen leidt tot de ontwikkeling van een lordose. Uitlijning van de koker in lichte flexie, zoals te zien is in figuur 4, voorkomt dit probleem.

## **Lichte flexie van de koker**

Als de koker uitgelijnd wordt in een lichte flexie worden verschillende andere voordelen duidelijk. Door de extra flexie van de heup zullen de heup extensoren verlengd worden. Hierdoor heeft de geamputeerde een grotere controle van de knie tijdens de hele stand fase van de loopcycles. Door de lichte verlenging van de extensoren zullen ze makkelijk de gewenste spanning ontwikkelen. Met veel minder bewuste inspanning van de geamputeerde zal de stomp de noodzakelijke kracht uit kunnen oefenen om de protheseknie tegen de extensie stop te houden.

Figuur 4.

Bij een geamputeerde met overontwikkelde hamstrings bestaat vaak de neiging, als de stomp extendeert bij 'push off', om de tuber van de tubersteun te duwen. Hierdoor wordt druk op de hamstrings en tegen de voorste rand van de koker veroorzaakt. Lichte flexie van de koker vermindert deze neiging en zorgt er voor dat een deel van het lichaamsgewicht comfortabel gedragen kan worden door de hamstrings (te veel flexie resulteert in een vermindering van de lengte van de stap, hetgeen soms onwenselijk is).

Als dezelfde mate van stabiliteit door uitlijning behouden moet worden, zal naast de lichte flexie, de koker naar anterior verplaatst moeten worden ten opzichte van de knieas. Alleen veranderen van de extensie stop om de knie extensie te verminderen, geeft nooit de gewenste resultaten. Minder stabiliteit door uitlijning is echter noodzakelijk onder deze omstandigheden vanwege de vermeerderde vrijwillige knie controle van de knie. Naar anterior plaatsen van de koker ten opzichte van de knie-as maakt flexie van de knie makkelijker, als het gewicht overgebracht wordt van de prothese naar het niet aangedane been op het einde van de stand fase. Dit resulteert in een gelijkmatiger gangbeeld. Het grotere gebruik van de heupextensoren, door hun grotere werk lengte, geeft een vermindering van de kracht die beschikbaar is in de flexoren. Deze vermindering is niet serieus omdat de heupflexoren tijdens de normale activiteiten nooit de grens van de uiterste flexie bereiken en omdat de benodigde kracht klein is in vergelijking tot die welke vereist wordt van de heupextensoren.

## **Enkel positie en 'toe break'**

Een andere belangrijke factor om de juiste hoeveelheid kniestabiliteit te bereiken, is de anterior-posterior positie van de enkel ten opzichte van het kniegewricht. Voor de actieve bovenbeen geamputeerde is het gewoonlijk wenselijk om het enkelgewricht precies onder of juist achter het kniegewricht te hebben, zoals in figuur 4 gedemonstreerd is.

Zo'n plaatsing heeft verschillende effecten. Ten eerste, als de voet naar posterior geplaatst wordt, vermindert de afstand 'out to the toe break' (????) om de voet meer een 'rocker action' te geven en om de knie toe te staan makkelijker te buigen op het einde van de standfase. Ten tweede kan het grootste deel van het gewicht tijdens het staan gedragen worden op de bal van

de voet. Ten derde zal de “toe clearance” tijdens het lopen groter zijn bij een gegeven flexie van de knie.

Als het enkelgewricht te ver naar posterior geplaatst wordt, geeft dit echter in een instabiliteit tijdens hiel-contact en een overmatige verkorting van de paslengte.

Veel van deze voordelen kunnen verkregen worden door het gebruik van een dubbele ‘toe break’ (bij voorbeeld een flexibele voorvoet). Dit geeft de voet ook meer een ‘rocker action’ en vermindert de hoeveelheid wippen (vaulting) over de prothesevoet. Maar te veel flexibiliteit of een te kleine afstand van de enkel tot de ‘toe break’ zorgt ervoor dat de prothese te kort lijkt op het moment van ‘push off’.

## **Dynamische uitlijning**

Voor het grootste deel van de tijd dat de geamputeerde steunt op de prothese tijdens de stand fase, zijn de bewegingen relatief gelijkmatig. Daarnaast werken de krachten die op de prothese uitgeoefend worden op de zelfde manier als wanneer de geamputeerde stil staat met het gewicht op de prothese. Echter, tijdens de zwaai fase en tijdens de overgang van standfase naar zwaai fase en van zwaai fase naar standfase, wordt het gedrag van de prothese sterk bepaald door dynamische krachten die sterk variëren in de tijd. Het is vaak relatief makkelijk de geamputeerde zo een prothese te passen dat hij comfortabel is in de standfase. Het is echter in veel gevallen moeilijker de prothese zo te construeren dat de geamputeerde in staat is te lopen met een gelijkmatige, natuurlijk uitziende en gemakkelijke zwaai van de knie. De eerste eis voor een vloeiende zwaai fase is een vloeiende overgang van standfase naar zwaai fase. Dit omdat als de prothese op een goede manier moet zwaaien, het een goede start moet hebben.

## **Kniestabiliteit en ‘toe break’**

Kniestabiliteit is van groot belang tijdens de periode van gewichtdragen. Deze wordt beïnvloed door de uitlijning en de stijfheid van de plantairflexie en dorsaalflexie in het enkelgewricht. Daarnaast is de combinatie van de exorotatie van de voet en de plaats van de ‘toe break’ in de voet van belang. Voor de zekerheid moet de knie-as ver genoeg achter de heup - enkel lijn geplaatst worden zodat de geamputeerde zich tijdens het staan, bewust is van een stabiele knie. De gewenste hoeveelheid stabiliteit hangt af van individuele kenmerken van iedere geamputeerde. Als, terwijl de geamputeerde probeert te lopen, de knie niet stabiel voelt, moet de dorsiflexie positie en de stijfheid in de enkel onderzocht worden. Het kunnen mogelijke oorzaken zijn van knie-instabiliteit.

In zijn algemeenheid geeft de plaatsing van een stijve dorsiflexie ‘bumper’ in de enkel en de voet in neutrale plantairflexie - dicht bij het punt waar de geamputeerde het gevoel heeft een helling op te lopen - de meest gewenste kniestabiliteit. Het staat ook vloeiende flexie van de knie in het begin van de zwaai fase toe. De mate van exorotatie van de voet wordt meestal aangepast aan de individuele wensen van de geamputeerde. In ieder geval, echter, moet de ‘toe break’ loodrecht op de voortgangslijn (line of progression) staan om onzekerheid ten gevolge van de snelle verplaatsing van het druk-centrum tijdens ‘push off’, te voorkomen.

## **“Whip” tijdens de zwaai fase**

Een van de meest duidelijke aanwijzingen voor een slechte dynamische uitlijning is de zogenaamde ‘whip’ van de prothese tijdens de doorzwaai. (figuur 5) Deze laterale beweging van de knie wordt vergezeld door een mediale beweging van de voet, of vice versa. Deze beweging wordt over het algemeen veroorzaakt

- door een onjuiste hoeveelheid adductie van de koker
- door een onjuiste hoek van de knie-as ten opzichte van het frontale vlak
- door de natuurlijke neiging van de femorale stomp naar binnen te draaien als deze naar voren gebracht wordt
- of een combinatie van deze factoren.

??? Een bovenbeenprothese wordt vaak “knocked at the knee” om de voet lateraal te plaatsen voor grotere stabiliteit tijdens het staan. Voldoende stabiliteit tijdens het staan met twee benen wordt dan verkregen, maar een stabiele gang met een smalle basis is dan niet mogelijk. De neiging van de prothese om te ‘whip’ is ook verergerd doordat, omdat het zwaait als een slinger, het been na ‘toe off’ een natuurlijke neiging heeft naar mediaal te zwenken en naar lateraal te zwenken net voor hiel contact. Een prothese waarbij de voet, voor een smalle basis tijdens de standfase, naar mediaal is uitgelijnd, hoeft alleen in een rechte lijn naar voren te bewegen van ‘toe off’ tot hiel contact.

### **Rotatie van de knie - as**

Studies van normaal menselijk voortbewegen (2.18) demonstreren dat het femur gemiddeld 3 tot 4 graden naar mediaal draait als de heup gebogen wordt om de knie naar voren te brengen. Mediale rotatie van het femur veroorzaakt een laterale verplaatsing van de voet. Dit kan makkelijk gezien worden bij een persoon die staat en de heup flecteert met een verticaal hangende schacht van het femur. Overeenstemmend hiermee wordt de knie - as van een bovenbeenprothese meestal naar lateraal geroteerd om te compenseren voor de neiging van het femur om naar mediaal te roteren bij flexie van de heup. Wanneer de prothese knie - as uitgelijnd is met een laterale rotatie ten opzichte van de koker zal de voet een beetje naar mediaal bewegen bij knieflexie. Hiermee geeft het compensatie voor de laterale beweging van de voet die veroorzaakt wordt door de mediale rotatie van de koker tijdens de zwaai fase en geeft het de mogelijkheid aan de voet recht te bewegen.

### **Stijfheid van de enkel**

De stijfheid in het enkelgewricht bepaalt, voor een groot deel, de stabiliteit van de knie tijdens hiel contact. Een stijve enkel staat de voet niet toe naar voren te roteren naar een stabiele vlakke positie en zorgt er daardoor voor dat de knie naar voren doorbuigt als het gewicht overgebracht wordt op de prothese. Een enkelgewricht met onvoldoende plantairflexie stijfheid staat de voet echter toe in hiel contact “toe slap” / vlak neer te komen. Een goed evenwicht tussen deze twee effecten moet daarom verkregen worden voor iedere geamputeerde. Een juiste doorzwaai wordt daarom verkregen door juiste dynamische uitlijning, die op zijn beurt, beïnvloed wordt door

- een comfortabele, stabiele en functionele prothese in de stand fase
- een vloeiende overgang van stand naar zwaai fase
- juiste stijfheid van de enkel
- een instelling van de knie - as in laterale rotatie om te compenseren voor de mediale rotatie van de stomp tijdens heup flexie.

### **Vorm van de koker en plaatsing**

Tot nu toe zijn de manieren besproken waarop de geamputeerde op de meest efficiënte manier gebruik kan maken van de resterende heupmusculatuur om de bewegingen van het lichaam en de prothese tijdens stand en zwaai fase te controleren. Er zijn echter vele functionele details van vorm en het passen van de koker die het voor de geamputeerde mogelijk maken deze voordelen op een comfortabele manier te verkrijgen. Zoals al eerder beschreven is, kan indien er voldoende lengte en kracht van de stomp is, overhellen van de romp en leunen over de zijde van de prothese in stand fase bijna volledig uitgeschakeld worden door voorzieningen in de koker te treffen voor het volledige gebruik van de abductoren van de heup - en speciaal de m. gluteus medius. Dit kan op twee manieren bereikt worden:

- ten eerste: als de stomp geadduceerd is in de koker waarbij de laterale wand naar binnen en beneden loopt en de mediale wand voornamelijk verticaal blijft.
- ten tweede: een lichte afvlakking van de laterale wand, een ondersnijding van vrijlaten van de drukpunten is noodzakelijk; het verzekert een comfortabele verdeling van de druk direct mediaal tegen de stomp

De heup abductoren kunnen dan de benodigde spanning ontwikkelen omdat de uitslag van het femur comfortabel geblokkeerd wordt tegen de laterale wand van de koker. Als, nadat de pasvorm van de laterale wand als comfortabel naar tevredenheid is, de koker te strak bevonden wordt, moet ontlasting hiervan aan de mediale wand verzorgd worden. Dit om verstoring van de pasvorm te voorkomen die voor een blokkering van de beweging van het femur nodig is.

## **De anteriore wand**

De laterale druk, die samenwerkt met de horizontale tegendruk in het bovenste deel van de mediale wand, zorgt ervoor dat de tuber mediaal op de tuber zit blijft. Om de tuber steviger op de plaats te houden, is het noodzakelijk aan de voorzijde van de koker stabilisatie te geven. In overeenstemming hiermee moet de anteriore wand van de koker de stomp stevig passen in de driehoek van scarpa. Daarnaast moet een zeer accurate maat genomen worden van de afstand van de tuber tot de pees van de adductor longus zodat de anterior-mediale apex strak rond de adductor longus gepast wordt. De kokerrand moet afgerond en hoog aan de anteriore zijde gepast worden. Als de pasvorm juist is, kan de anteriore rand de hoogte hebben van de liesplooi, zonder dat de prothesedragers er last van heeft bij het zitten. De uiteindelijke hoogte van de anteriore rand is afhankelijk van de individuele kenmerken en wordt beperkt door het contact met de benige uitsteeksels. Normaal gesproken reikt het tot 5 a 6 cm. boven het niveau van de tuber zit; het moet in ieder geval zo hoog zijn dat de rand in de buikspeiren drukt in plaats van in een vleesrol te knijpen aan de bovenrand van de stomp. Verdeeld over het bovenste deel van de gehele anteriore wand van de koker kan deze anteriore tegendruk makkelijk voorkomen dat de tuber in de koker glijdt en het kan ongemak voorkomen in de lies.

## **Het gebied van de adductoren**

Het in acht nemen van de juiste afstand tussen de pezen van de adductoren en de tuber, in combinatie met een goed passende, hoge, anteriore rand van de koker, voorkomt meestal elke ongewenste druk in het gebied van de lies. Enige laterale stabilisatie door druk in het gebied van de lies is onvoorkoombaar, maar het moet voornamelijk door laterale in plaats van verticale druk zijn. Deze kan comfortabel verdragen worden als deze verdeeld wordt over een zo groot mogelijk oppervlak. Afvlakking van de mediale wand van de koker is één van de mogelijkheden om een comfortabele verdeling van de druk in het anteriore gebied te verzekeren.

## **De anteriorposteriore maat**

Gewicht dragen in het gebied van de gluteus maakt het mogelijk de tuberzit kleiner te maken. Als de anteriorposteriore maat verkleind is, de koker mag mediolateraal breder gemaakt worden, heeft dit verschillende voordelen:

- ten eerste geeft het een groter oppervlak om gewicht te dragen door de gluteale musculatuur op de posterioere rand van de koker
- ten tweede, het isschium is naar lateraal verplaatst waardoor de ramus binnen de rand van de koker kan zijn. Hierdoor wordt een belangrijke bron van irritatie voorkomen
- ten laatste: omdat het isschium geen gewicht draagt in posterior mediale apex bestaat er minder de neiging dat de adductoren en de hamstring klem komen te zitten in de koker. Ontspanning in dit gebied door de adductie van de stomp helpt om niet comfortabele druk in dit gebied te voorkomen..

## **Vorm op het niveau van de tuber**

Als het resultaat van deze functionele vereisten is de kokervorm in figuur 6 ontwikkeld. In combinatie met de juiste uitlijning is het bewezen zeer heilzaam voor de gemiddelde geamputeerde te zijn. Zoals bij elke methode moeten variaties in de vorm gemaakt worden in overeenstemming met de musculaire ontwikkeling en conditie van de individuele stomp. De invloed van de musculaire ontwikkeling en conditie van de stomp is te zien in figuur 7.

De entree van de pezen van de adductoren in de anteriormediale apex, als A in figuur 6 getoond, kunnen meer comfortabel gemaakt worden door de rand van de koker in dit gebied licht af te ronden. Deze ronding van de rand van de koker in het gebied van de hamstrings: B, heeft geen functie terwijl de geamputeerde loopt. Het draagt echter sterk bij aan het comfort tijdens het zitten. Veel geamputeerden ervaren een brandend gevoel terwijl ze zitten omdat de aanhechtingen van de hamstrings over de tuberzit gerekt worden als deze hoog of mediaal geplaatst is. Dit is zeker het geval als de tuberzit diagonaal tegenover de posterioormediale apex geplaatst is. De vorm van de koker, die in figuur 6 getoond wordt, staat toe om de tuberzit lateraal te plaatsen. Hierdoor ontstaat ontlasting in het gebied van de hamstrings en wordt de functie van het been tijdens het lopen niet verstoord.

## **Constructie van de koker**

### **Onderzoek van de stomp en maatnemen**

Voordat de bovenbeenprothese gemaakt kan worden, moeten de geamputeerde en de stomp nauwkeurig onderzocht worden. Daarna kan een prothese ontworpen en gemaakt worden waarin optimaal voordeel gehaald kan worden uit de kenmerken van de mogelijkheden. Van bijzonder belang is een grondig onderzoek van de functionele mogelijkheden van de stomp. Antwoorden op de volgende vragen zijn behulpzaam bij het ontwerpen van de prothese. Ze moeten opgenomen worden bij de gegevens van het onderzoek.

1. welke graad van flexiecontractuur heeft de stomp
2. welke graad van stomp abductiecontractuur is er aanwezig?
3. zijn de spieren van de stomp zacht, gemiddeld of hard?
4. zijn de hamstrings zacht, gemiddeld of hard of zijn ze opvallend als ze aangespannen zijn?
5. zijn de gluteale spieren zacht, gemiddeld of hard, zijn ze opvallend bij extensie van de

stomp?

6. is de vorm van de stomp aan de laterale zijde convex, concaaf of voornamelijk vlak?
7. is de m. rectus femoris uitstekend tijdens flexie van de stomp?
8. is de adductor longus zacht, gemiddeld of hard?
9. is het issium ongevoelig, druk gevoelig, bedekt met spieren of uitstekend?
10. is de geamputeerde gewend aan gewicht dragen op de tuber?
11. wat is de hoeveelheid en plaats van het overvloedig weefsel?
12. in welke mate zijn er littekens, op welke plaats bevinden deze zich en zijn zij verkleefd?
13. zijn er geïrriteerde gebieden zoals zichtbaar is aan blaren, zweertjes, puistjes, littekens, donkere huid, etc.
14. zijn er gebieden die extra gevoelig zijn door uitstekende bothaakjes of andere uitstekende delen?
15. had de patiënt eerder last van oedeem?

In aanvulling op deze algemene informatie over de conditie van de stomp, die op een formulier zoals figuur 8a demonstreert, ingevuld kan worden, moeten ook de maten die in figuur 8B staan vermeld, genomen worden.

## **Planning van de vorm van de koker**

Nadat de informatie die tijdens het onderzoek is verzameld, is opgeschreven, kan de prothesemaker beginnen met de planning van de prothese. Dit is een essentiële stap op weg naar een goed passende koker. De vorm van de koker en de standaard uitlijning die bij elke beenprothese toegepast wordt, hangt af van de relatie tussen verschillende factoren.

- Ten eerste ,moet de algemene conditie van de geamputeerde bepaald worden.
  - Zal de geamputeerde een actieve looper worden?
  - Is gemakkelijk lopen van groter belang dan zekerheid van de knie of is het andersom?
  - Heeft de geamputeerde loop gewoonten ontwikkeld die door training hersteld of gecorrigeerd dienen te worden?
- Ten tweede moet de stomp geëvalueerd worden op een functionele manier
  - Gelet op de potentiële bruikbaarheid voor de controle van de prothese en van de bewegingen van het lichaam, wordt de stomp geklassificeerd als kort, medium of lang?
  - Is er een normale beweeglijkheid in alle richtingen?
  - Zijn er gebieden die extra gevoelig zijn en die de functie van de stomp beperken?

Het antwoord op deze vragen beïnvloed zowel de uitlijning van de prothese als de pasvorm van de koker.

Het is belangrijk de uitlijning te plannen voordat de vorm van de koker overwogen wordt. De plaatsing van de koker op de stomp en de uitlijning van de koker op de prothese kan de methode voor het bepalen van de kokervorm sterk beïnvloeden. In figuur 9 worden enkele algemene vormen van uitlijning gedemonstreerd die gebaseerd zijn op de functionele mogelijkheden van de stomp: kort, medium, lang. Er zijn natuurlijk uitzonderingen, deze illustraties dienen slechts als een gids.

Nadat tot de algemene uitlijning besloten is, kunnen de noodzakelijke dingen in de oriëntatie van de koker ten opzichte van de stomp erin op genomen worden. Hiervoor moet een beslissing genomen worden over de hoeveelheid flexie en adductie die in de uiteindelijke uitlijning verwacht kan worden. De vorm van de koker wordt bepaald in relatie de informatie over de ontwikkeling van de stompmusculatuur zoals die genoteerd is tijdens het onderzoek.

Figuur 7 toont een typische koker vorm voor een geamputeerde met een gemiddelde musculatuur en geeft een duiding van de variaties die mogelijk zijn in combinatie met de verschillende typen stompmusculatuur ontwikkeling. Benedenmaatse voor het ontwerpen van de koker in ruwe lijnen worden in werkelijke grootte getoond in figuur 10 en 11. De maten die aan de mediale zijde van de patronen geven een indicatie van de afstand van de tuber tot aan het anteriore aspect van de adductor longus pees. De omtrek maten die getoond worden corresponderen met de werkelijke maten van de stomp. Maar deze patronen kunnen modificaties nodig hebben om tegemoet te komen aan de individuele stomp karakteristieken. Een voorbeeld van zo'n modificatie van een patroon wordt getoond in figuur 12.

## **Materialen**

De eerste vereisten die aan een materiaal gesteld worden bij de fabricage van een zuigkoker zijn:

- gemak in aanpassing aan de juiste vorm
- mogelijkheid tot aanpassing tot een afwerking die niet irriteert en makkelijk schoon te houden is
- gemakkelijke aanpassing van de vorm bij veranderingen in de stomp.

Hout en plastic-laminaten zijn, tot nu toe, het meest bevredigend gebleken. Grote veranderingen in de omvang van de stomp vinden vaak plaats in de eerste maanden van het gebruik. Hout wordt daarom aanbevolen voor de eerste koker. Het is relatief makkelijk te vormen en het is mogelijk veranderingen in de vorm aan te brengen als dit nodig is. Nadat de omvang van de stomp is gestabiliseerd, kan een koker gemaakt worden van plastic-laminaten. Deze lijken beter te zijn dan hout omdat ze flexibel zijn, door hun mogelijkheid gereinigd te worden met zeep en heet water en door hun grotere weerstand tegen zweten.

## **Vormen van de houten koker**

De drie stappen in het vormen van een typische koker worden in figuur 13 getoond.

- Allereerst wordt de posteriomediale rand uitgehold nadat het patroon voor de koker op het blok is getekend. De ischioguteale rand wordt zo uitgehold dat deze horizontaal is als de koker verticaal gehouden wordt. Voor de gemiddelde koker is de mediale wand evenwijdig aan de 'verticale referentie lijn' (figuur 2). De horizontale ischiogluteale rand is daardoor haaks op de mediale wand van de koker. Nadat de ischiogluteale rand is gemaakt, wordt het ontbrekende deel van de 'koker patroon lijn' overgebracht tot op ischiaal niveau.
- De tweede stap in de constructie toont de koker in ruwe lijnen. Er is veel extra hout boven de tuber zit gelaten om een uitstekende en afgeronde anteriore rand mogelijk te maken.
- In het derde deel is de koker klaar met alle randen afgerond zodat irritatie van de stomp voorkomen wordt. Dit is speciaal van belang in het anteriomediale punt waar de pees van de adductor longus de koker in komt.

In figuur 6 worden de belangrijkste spiergroepen en andere anatomische structuren die van belang zijn bij de voorbereiding van de patronen die dienen als een eerste indicatie voor het kokerontwerp, getoond. Door de atrofie van enkele spiergroepen van de bovenbeenstomp en doordat de doorsnede de stomp toont tijdens het gewichtdragen, verschilt de vorm in lichte mate van de normale vorm. Als de stomp gewicht draagt, wordt het weefsel noodzakelijkerwijs licht ingedrukt in die gebieden waar zich relatief zacht spierweefsel dat gewicht draagt, bevindt. Een voorbeeld is het 'gluteale kanaal'.

## **De laterale wand**

De laterale zijde is altijd hoger dan het niveau van de tuberzit. In de meeste gevallen is het mogelijk het door te laten lopen tot over de trochantor. Dit is in het bijzonder van belang bij een korte stomp en wanneer de hoogte van de koker in dit gebied nodig is om ophanging door onderdruk te behouden. Als de musculaire ontwikkeling het nodig maakt wordt soms de laterale wand ondergraven boven ischiaal niveau. Onderzoek van de geamputeerde bepaalt hoeveel er ondergraven moet worden. Indien het nodig is, moet het met voorzichtigheid gedaan worden. De laterale wand moet meteen naar binnen lopen na het ischiale niveau om adductie en lateraal gewichtdragen door het femur, boven het distale einde, mogelijk te maken. Omdat het femur gebruikt wordt als de stabilisator van de romp in de standfase kan een ondergraving onder het ischiale niveau de druk oneven verdelen en daardoor toestaan dat het grootste deel van de druk gedragen wordt op de bovenrand van de koker en dicht bij het distale einde van de stomp. De laterale wand moet zo gevormd worden dat het de stomp nauwkeurig past. Indien nodig moet deze afgevlakt worden zodat de 'laterale gewichtsdruk' goed verdeeld wordt over een groot oppervlak. Hierdoor kan deze comfortabel verdragen worden.

## **De mediale wand**

De lengte van het liesgebied waar de adductor longus, de gracilis, en de adductor magnus door lopen moet nauwkeurig bepaald worden door maat te nemen van het skelet. Zoals in figuur 12 is aangegeven geeft de afstand van het anteriore aspect van de adductor longus pees tot aan het gewichtdragende deel van de tuber, dit is minder dan 1,5 cm., ongeveer de lengte van de mediale zijde van de koker aan. In zijn algemeenheid is het bovenste derde deel van de mediale wand afgevlakt. De bovenste rand wordt afgerond om irritatie aan de huid te voorkomen.

In bijna alle gevallen varieert de hoogte van de lieslijn in relatie tot het niveau van de tuberzit. Het moet echter altijd zo hoog mogelijk zijn als acceptabel is. In de gemiddelde koker is het lies gebied 0,3 tot 0,6 mm. lager dan de tuberzit. Een kanteling van het bekken verlaagt de ramus van het ischium. Het is daardoor mogelijk dat de mediale zijde lager gemaakt moet worden. In een juist passende ischiogluteale gewichtsdragende koker wordt geen of weinig gewicht gedragen door de mediale zijde. Van de ramus tot aan het anteromediale punt kan de rand verhoogd worden, voor zover comfortabel. Als een mediale adductoren rol aanwezig is, wordt de koker aan de mediale zijde licht verhoogd (nooit verlaagd) om het overige weefsel in de koker op te nemen. Dit wordt in de koker getrokken en zal langzaam verminderen.

form 8A

form 8B

figuur 9

## **De anteromediale punt.**



De vorm van de koker bij de anteromediale punt (figuur 6) moet overeenstemmen met de contour van de m. adductor longus en de m. gracilis. De vorm is echter bij iedereen anders omdat deze spieren een koordachtige pees vormen. Deze moet precies gepast worden. Te strakke passing in dit gebied, een veel voorkomende bron van irritatie bij zuigkokers, wordt over het algemeen veroorzaakt door een te grote lengte van de mediale zijde van de koker. Hierdoor kan het ischium naar voren schuiven in de koker. De stomp klemt in de anteriomediale punt van de koker. Als te grote strakheid in de anteriomediale punt blijft bestaan, is het waarschijnlijk veroorzaakt door onjuiste steun van de stomp over de anteriore rand en bij het anteriore aspect van de adductoren groep.

## **De anteriore wand**

De eerste functie van de anteriore rand van de koker is om het ischium op zijn plaats te houden op de tuberzit zodat ischiaal gewichtsdragen geen ongemak veroorzaakt. Bij veel geamputeerden die geen gewicht kunnen dragen op het ischium kan de oorzaak gevonden worden in een niet correct contact tussen het ischium en de koker. Gewicht dragen op de rand van een vlakke tuberzit is in het bijzonder onaangenaam. Om de tuber op de juiste plaats te houden, is een aanzienlijke kracht van de voorkant van de koker nodig. Omdat het gedeelte van de stomp dat in contact is met het gebied van de anteriore rand, om en nabij, bestaat uit zacht weefsel is enige compressie van de stomp nodig. Dit wordt verkregen door een afgevlakte en naar binnen gerichte uitstulping van de anteriore wand in het gebied van de driehoek van scarpa. Het bovenste deel van de anteriore wand wordt 5 tot 6,5 cm. hoger gemaakt dan de tuberzit. Het heeft een zachte afronding over de superieure rand. Wanneer de anteriore wand zo hoog gemaakt wordt, kan het ischium makkelijk op de plaats gehouden worden. Het hoge deel staat zitten en voorover buigen om de veters te strikken niet in de weg. Als de stomp geflecteerd wordt, zal de hoge rand van de koker opgevangen door de buikspieren. De rand knijpt niet in een vleesrol in het bovenste deel van het bovenbeen. De rand moet alleen verlaagd worden als noodzakelijk is om contact met benige delen als de spina iliaca anterior superior te voorkomen. Onder de rand moet een kanaal gemaakt worden voor de m. rectus femoris, die meestal prominent wordt bij flexie van de stomp.

## **De posterieure wand**

De achterkant van de ischiaal gewichtsdragende koker verdient speciaal aandacht. Het creëren van een kanaal voor de m. gluteus maximus is afhankelijk van de individuele anatomie. In de meeste gevallen waar weinig atrofie of vervorming is, moet dit gebied van de koker op hetzelfde niveau gehouden worden als de tuberzit met een graduele vergroting van de posteriorlaterale punt. De m. gluteus maximus moet op een afgeronde kokerrand een aanzienlijk deel van het lichaamsgewicht dragen.

Een uitsparing voor de adductoren, of de 'lieslijn', kan vaak gemaakt worden door een uitsparing voor de gluteus maximus. Een te strakke pasvorm van de gluteus maximus kan een te nauwe pasvorm opleveren voor de adductoren in het liesgebied. Als de ruimte voor de gluteus spier verlaagd of wijder gemaakt wordt, kan de tuber naar posterior en lateraal bewogen worden op de tuberzit van de koker. Het verlagen van dit deel geeft echter een verhoging van de druk op de tuber en moet daarom voorkomen worden. Zou er extra ruimte nodig zijn in de koker, dan kan het laterale gebied van de koker wijder gemaakt worden. Het gluteale gebied moet wijder gemaakt worden in plaats van een posterieure verlaging van de kokerrand. Een verlaagd gebied geeft een uitsteeksel waarop het been draait bij het zitten. Dit geeft een brandend gevoel van de huid op de tuber.

De vorm van de buitenkant van de koker in het posteriore gebied is van belang voor het zit comfort. Er moet echter geen poging gedaan worden deze af te werken voordat de binnenkant comfortabel is, en voordat het been is uitgelijnd en het been getest is tijdens het lopen. Nadat deze dingen gedaan zijn, wordt de achterkant afgevlakt voor comfort en uitlijning tijdens het zitten.

## **De tuberzit**

De tuberzit kan niet genoeg benadrukt worden. Het moet precies onder de tuber geplaatst zijn. Hiertoe moet met individuele anatomische verschillen rekening gehouden worden. De steun moet groot genoeg zijn, maar niet zo groot dat het zitten ongemakkelijk wordt. Het naar binnen of buiten schuiven van de tuber over de tuberzit geeft een oncomfortabel gevoel. Het kan voorkomen worden door het gewichtsdragende oppervlak zo te vormen dat de steun licht naar de binnenkant van de koker naar beneden neigt. Dit vergroot de radius van de hoek van de tubersteun en vermindert het brandende gevoel in dit gebied.

Als de steun te prominent is of als de tuber op de rand van de koker steunt, wordt op het eind van de standfase een stekend gevoel of een duidelijke verhoging van de druk gevoeld. Verlaging van de tuberzit maakt het mogelijk meer gewicht te dragen in het gluteale gebied. Als de tuber ook goed geplaatst is op de steun zal dit resulteren in een minder discomfort en een 'shorter break-in period' (???)

Geamputeerden met goed ontwikkelde stompspieren hoeven misschien geen duidelijk gevormde tuberzit. In sommige gevallen duwen de spieren de tuberzit weg van de tuber. Ze zorgen ervoor dat het gewicht gedragen wordt door de spieren rond de rand van de koker. Er bestaat geen bezwaar tegen zo'n situatie, als de koker maar de goede tuberzit heeft. Zo'n vorm kan inderdaad noodzakelijk zijn in uitzonderlijke gevallen zoals bijvoorbeeld bij stompen die eindstandig gewicht dragen.

## **Speciale overwegingen met betrekking tot een zuigkoker**

- **De strakheid van de pasvorm**

Bij een zuigkoker wordt een beter resultaat bereikt door de koker op een juiste manier te vormen dan door een strakke pasvorm te maken (3). Als tijdens het aandoen van de prothese het moeilijk is de sok uit de koker te trekken, is de koker te strak. De bovenrand van de koker moet de vorm van de stomp passen als de spieren aangespannen worden. De pasvorm moet zo nauwkeurig zijn dat de koker voor een kort moment door de frictie van de huid blijft hangen. Dit zonder het gebruik van onderdruk (bijvoorbeeld zonder een ventiel).

- **Vrije ruimte onder de stomp**

Het volume van de vrije ruimte distaal van de stomp is niet van belang bij het handhaven van voldoende zuiging. In de meeste gevallen is het wenselijk ongeveer 5 cm. ruimte te hebben onder het einde van de stomp voor de installatie van het ventiel en voor de verlenging van het zachte weefsel. In zijn algemeenheid geldt dat des te kleiner het volume aan het einde van de stomp is des te kleiner de beweging is. Maar op zich zelf heeft de hoeveelheid vrije ruimte geen effect op de hoeveelheid onderdruk.

- **Gewichtdragen op het distale einde van de stomp**

Als het getollereerd kan worden wordt gewicht dragen op het distale einde van de stomp aanbevolen. Het vermindert het gewicht op het ischium. Door de plaatsing van vilt of 'foam-rubber' distaal in de koker is maakt comfortabel eindstandig gewicht dragen mogelijk. De dikte van de vulling bepaald de hoeveelheid gewicht die op het einde van de stomp gedragen wordt. Alhoewel er weinig vrije ruimte overblijft in de koker worden de zuiging en de controle niet beïnvloed. Bijvoorbeeld amputaties volgens Gritti-Stokes, die voornamelijk eindstandig gewichtsdragend zijn, zijn succesvol voorzien van zo'n prothese.

### • **Afwerking aan de binnenzijde**

Er bestaat geen indicatie voor een adequate afwerking die niet irriteert. Industriële en transpiratie resistente lakken, normaal in de been industrie, worden regelmatig gebruikt. Sommige geamputeerden rapporteerden uit de koker te glijden door de transpiratie. In sommige gevallen heeft de transpiratie de lak achteruit doen gaan en een ruwheid van de koker veroorzaakt waardoor de huid geïrriteerd raakte. In zijn algemeenheid hebben deze lakken bewezen goed te werken als ze gebruikt worden volgens de specificaties van de industrie. In gevallen van overmatig transpireren kan het nodig zijn dat de koker om de 2 of 3 maanden opnieuw afgewerkt moet worden. Wanneer transpiratie een ernstig probleem veroorzaakt, moet de geamputeerde naar de dermatoloog verwezen worden voor een eventuele behandeling.

### • **Afsluiting van het distale einde**

De bodem van de koker moet afgesloten worden met een stuk hard hout dat een dikte heeft van tenminste 3 mm. Dit moet zo gezaagd worden dat het oppervlak evenwijdig loopt aan de vezels van het hout. Het moet verzegeld worden met een waterdichte lijm. De bodem kan een extra bescherming worden gegeven met een laagje thermoplastisch materiaal. Dit wordt algemeen gebruikt in de 'limb industry'.

### • **Controle van de onderdruk**

Verschillende typen ventielen zijn in zuigkokers met een goed resultaat gebruikt. Een eenvoudig type 'plug ventiel' met een handmatige onderdruk 'relaese' is bevredigend. Automatische 'expulsion valves' staan enige verandering van de lucht in de koker toe. Dit is een goede zaak als het warm weer is en als de geamputeerde transpireert. Ze hebben bewezen succesvol te zijn en worden nu algemeen gebruikt.

De opening voor het ventiel moet zo geplaatst worden dat:

- de prothesesok gemakkelijk uit de koker getrokken kan worden als de prothese aan gedaan wordt.
- de manuele controle makkelijk te bedienen is
- het distale einde van de stomp waarschijnlijk de binnenkant van het ventiel niet raakt.

De ideale plaats is aan de mediale-voorkant, onder het distale einde van de stomp.

De hoeveelheid onderdruk die nodig is om de zuigkoker op zijn plaats te houden is slechts een beetje groter dan de waarde die verkregen wordt door het gewicht van de prothese te verdelen door de 'cross-sectional area' van het distale einde van de stomp. Meestal is dat ongeveer 1,5 lb. per vierkante inch. Met de extra steun die tijdens elke stap verkregen wordt door de aanspanning van de spieren van de stomp, is een onderdruk van 1,5 lb per sq. Inch voldoende.

Sommige geamputeerden hebben de voorkeur voor een iets grotere onderdruk vanwege het grotere gevoel van zekerheid die dat geeft. Overmatige onderdruk kan echter oedeem veroorzaken. Een onderdruk die groter is dan 1,5 lb. per sq. inch duidt op krachten die de stomp uit de koker duwen of trekken. Dit kan voorkomen als de stompspieren aangespannen worden. Het kan ook veroorzaakt worden een niet juiste pasvorm die de spieren aan doet spannen. Het gebruik van een peilstok om de maximale onderdruk te meten bij de ruwe en de uiteindelijke pasvorm dient als een controle op de kwaliteit van de pasvorm. Het is essentieel om goede en consistente resultaten te krijgen.

Tijdens normaal lopen moeten de variaties in de druk in de koker op een nauwkeurige manier geregistreerd worden. Met de automatische 'expulsion valve' die nu algemeen gebruikt wordt, moeten deze metingen een lichte bovendruk tijdens het gewichtsdragen laten zien en een onderdruk als de prothese in de zwaafase is. In figuur 14 is een weergave te zien van de metingen van de variaties van de druk in een zuigkoker tijdens twee volledige stappen tijdens het gaan. De ventiel die gebruikt werd liet automatisch lucht uit de koker bij een bovendruk van 0,5 lb. per sq. inch.

De stijfheid van de veer in het ventiel heeft op zich zelf geen invloed op de hoogte van de maximale onderdruk. Het laat, echter, tijdens elke stap een grotere of kleinere hoeveelheid lucht uit de koker ontsnappen. Daardoor heeft het effect op de mate waarin bovendruk tijdens het gewicht dragen ontstaat. Behoorlijk hoge bovendruk in de koker tijdens de standfase is meestal wenselijk omdat het de 'pavex' actie van de koker op de stomp verhoogd. Dit heeft een goed effect op de circulatie. Hoge bovendruk helpt het oedeem te controleren geeft de geamputeerde een gevoel 'op lucht te lopen'. Maar zoals al eerder opgemerkt is, heeft een te grote bovendruk de neiging het been tijdens de standfase uit te duwen of het kan de zuigerwerking van de stomp in de koker vergroten. Veren die bij een grotere bovendruk dan 0,5, 1,5, of 2 lb per sq. inch de druk uit de koker laten, zijn nu op de markt verkrijgbaar. De keuze van de veren moet individueel bepaald worden.

In het ventiel zelf of tussen de wand van de koker en de stomp vindt vaak enige lek plaats. Een gereguleerde hoeveelheid is echter wenselijk. Het vermindert de zuiging tijdens perioden van inactiviteit. Als de hoeveelheid lucht die lekt te groot is, kan het been van de stomp vallen of de zuiger werking (piston action) kan te groot zijn waardoor ongemak ontstaat. Als de hoeveelheid lucht die lekt echter te gering is kan oedeem ontstaan. Een goede manier om de hoeveelheid lucht die lekt te meten, is door de tijd te meten die de onderdruk nodig heeft om te halveren als de prothese aan de stomp hangt. Een tijd 50 tot 80 seconden is bevredigend. Als de tijd meer is dan 100 seconden moet de manuele 'release' gebruikt worden tijdens perioden van inactiviteit.

## **Conclusie**

Samenvattend kan het opnieuw gezegd worden dat bij de constructie van een bovenbeen prothese het doel van de prothesemaker is de gebruiker

- een optimale zekerheid te geven tijdens staan en lopen
- een minimale hoeveelheid extra energie te laten gebruiken door het gebruik van de prothese
- een in zijn algemeenheid comfortabel te gebruiken been te geven
- een prothese te geven dat min of meer continue gebruikt kan worden zonder de stomp te verwonden
- een prothese te verschaffen die geen ongewenste houdings afwijkingen veroorzaakt

De prothese moet zoveel mogelijk de functies van het normale been vervangen. Het moet dit echter doen onder de beperkingen van een overblijvend motor mechanisme dat te weinig kracht heeft en onvoldoende sensorische controle. Aan de noodzakelijke eisen kan daarom alleen voldaan worden door enkele functionele regels te volgen. Deze regels zijn bepaald op basis van anatomische, fysiologische, en mechanische overwegingen.

In de eerste plaats is het van belang dat de prothesemaker de wederzijdse afhankelijkheid van enerzijds de details van de uitlijning van de verschillende onderdelen en anderzijds de pasvorm en de plaatsing van de koker goed begrijpt. Omdat, anders dan bij een gewoon been, de steun in de bovenbeenprothese niet door de schacht van het femur plaats vindt, maar door een andere as, moet er duidelijk rekenschap gegeven worden van de nieuwe musculo-mechanische relaties en van de invloed van deze relaties op de statische en dynamische kenmerken van de kunstmatige vervanging. Als een juiste compensatie voor deze factoren door de prothesemaker verzorgd wordt, wordt ongewenste compensatie door de geamputeerde voorkomen, terwijl de eisen voor comfort, voor functie, en voor een acceptabel looppatroon bevredigd worden. Op geen andere manier kan zo veel bevrediging gegeven worden aan de bovenbeen geamputeerde.

## *Vertalingen bij verschillende figuren*

### figuur 1

Definities in de uitlijning van een onderbeen prothese.

A, Het zwaartepunt is een punt waarin het gewicht van het lichaam veronderstelt wordt geconcentreerd te zijn. Het effectieve lichaamsgewicht passeert door het zwaartepunt en werkt verticaal naar beneden langs de gewicht lijn.

B, De zwaartelijns is een lijn waarlangs de kracht tussen de voet en de grond werkt. In zijn algemeenheid is het niet loodrecht op het oppervlak van de grond, omdat deze kracht twee effecten heeft. Ten eerste steunt het het lichaamsgewicht in een verticale richting en ten tweede geeft het de horizontale krachten die nodig zijn om beweging van het lichaam te veroorzaken in de voorwaartse richting en naar mediaal.

C, de opbouwlijn, of stompkokerbelastingslijn, is een verticale lijn waarlangs de effectieve steun kracht die tussen de rand van de koker en de stomp van de geamputeerde verondersteld wordt te werken. In zijn algemeenheid loopt de opbouwlijn niet door het lichaamszwaartepunt of door het centrum van de voet-druk.

### figuur 2

Gebruik van de heupabductoren voor laterale stabilisatie van het bekken

### figuur 3

Hefboom werking van het bekken terwijl het bekken gestabiliseerd wordt.

### figuur 4

De invloed van de uitlijning op de controle van de kniestabiliteit, koker uitlijning in beginnende flexie om te veel draaiing van het bekken te voorkomen.

### figuur 5

Algemene indicaties van een niet correcte uitlijning.

A, 'Whip' van de prothese tijdens de zwaai fase.

B, Mediolaterale instabiliteit

C, Rotatie tijdens hiel contact

Voor de specifieke oorzaken van deze problemen zie Radcliff (10)

### figuur 6

Anatomische kenmerken van de bovenbeenstomp tijdens gewicht ragen, getoond in dwarsdoorsnede, 1,5 cm. onder het ischiale niveau.

### figuur 7

zacht weefsel

(aanzienlijke hoeveelheid onderhuids weefsel)

Een lichte vermindering in de anterior-posterior maat (m)

is noodzakelijk om het ischium op de juiste plaats te houden

prominenten rectus femoris

Gemiddelde spierontwikkeling

Let op de vermindering in de maat (n) ten gevolge van de uitsparing voor de hamstring wat resulteert in meer comfort tijdens het zitten

prominente pezen van de hamstrings

Zeer gespierde stomp

Let op het diepere kanaal voor de gluteus en de afronding van de wanden van de koker om de grotere spieren een plaats te geven.

prominente gluteale spieren

Onderontwikkelde gluteus maximus

fig. 7. invloed van de ontwikkeling van de stomp musculatuur op de vorm van de koker op het ischiale niveau.

Prothese informatie - bovenbeen prothese

A. Beschrijving van de stomp

Geamputeerde ----- Datum -----  
 Lengte -----  
 Gewicht -----  
 Leeftijd -----  
 Geslacht -----

Toon de lokatie van de details van de stomp, identificeer ze met een lettercode:

- A. schaafwond
- B. zweer
- C. bot punt
- D. ontkleuring
- E. oedeem
- F. irritatie
- G. 'muscle bunching'
- H. druk punt
- I. overmatig weefsel
- J. litteken
- K. trigger punt

Ischium: Gehard ( ) Druk gevoelig ( )  
 Spier bedekking ( ) Uitstekend ( )  
 Voorgaand ischiaal gewichtsdragen? Ja ( ) Nee ( )

Onderhuids weefsel: Zwaar ( ) Conditie van de huid: Hard ( )  
 Licht ( ) Dun ( )

Laterale vorm van de stomp: Convex naar buiten ( ) Vlak ( ) Concaaf naar binnen ( )

stomp musculatuur	zacht	gemiddeld	hard	
algemeen				
hamstrings				opvallende met extensie van de stomp?
gluteale spieren				opvallend met extensie van de stomp?
rector femoris				opvallend met flexie van de stomp?
adductor longus				

Stomp flexie contractuur: ----- graden; abductie contractuur: -----graden

Toon de modificatie van de gewenste basis vorm van de koker, indien gewenst:

Code van de spieren:

- a. sartorius
- b. rectus femoris
- c. pectineus
- d. vastus medialis
- e. vastus intermedius
- f. vastus lateralis
- g. Tensor fasciae latae
- h. Gluteus maximus
- i. hamstrings
- j. Adductor magnus
- k. Adductor brevis
- l. Adductor longus
- g. gracilis

Universiteit van California  
 Prothese voorzieningen onderzoek

Fig 8A. Formulier dat gebruikt wordt aan de universiteit van California voor de notatie van kenmerken van de stompen maten bij de pasvorm van een bovenbeen prothese.

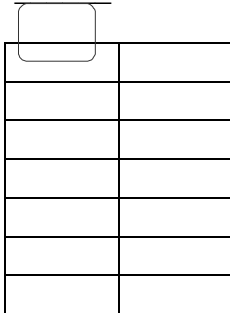



Prothese informatie - Bovenbeen prothese  
B. Prothese maten

Geamputeerde \_\_\_\_\_  
Rechter of linker amputatie \_\_\_\_\_

Datum \_\_\_\_\_  
Prothesemaker \_\_\_\_\_

Afstand van de tuber tot de pees van de adductor longus



\_\_\_\_\_ voorvoet - hiel omvang

\_\_\_\_\_ knie breedte (zittend)  
bovenkant van de knie (zittend)  
tibia plateau

\_\_\_\_\_ omtrek van de kuit

\_\_\_\_\_ omtrek van de enkel

\_\_\_\_\_ schoenmaat

Universiteit van California  
Prothese voorzieningen onderzoek

Fig. 8B.

koker licht geabduceerd  
voor een korte stomp

posteriore verticale referentie lijn  
door het contact punt  
met het ischium

recht onderbeen

Centrum van de hiel naar lateraal  
gezet in relatie tot de verticale referentie lijn

zo veel initiële flexie  
in de koker als praktisch is

koker naar voren op het  
knie blok uitgelijnd

laterale verticale referentie  
lijn door de knie as

enkel uitgelijnd voor de  
verticale referentie lijn

### korte functionele lengte

mediale wand vertikaal

laterale wand loopt naar binnen  
om stomp adductie in de koker te  
voorkomen

posteriore verticale referentie lijn  
door het contactpunt van het ischium

recht onderbeen

centrum van de hiel direct onder  
het contact punt van het ischium

trochanter maakt contact met de  
laterale wand samen met de  
referentielijn

laterale verticale referentie lijn  
door de knie as

initiële flexie in de koker is be-  
vredigend als de 'line of sight'  
de "toe break" verdeeld

enkel gewricht direct onder het  
kniegewricht

### medium functionele lengte

posteriore referentie lijn  
door punt van contact van het ischium

naar binnen geplaatst onderbeen

centrum van de hiel naar binnen gezet  
de  
ten opzichte van de verticale referentie lijn

trochanter maakt contact met de  
koker achter de referentie lijn

beginnende flexie wordt beperkt  
door de lengte van de stomp

laterale verticale referentie lijn  
door de knie as

enkelgewricht uitgelijnd achter

knie

### Lange functionele lengte

Fig 9. Variaties in de uitlijning om tegemoet te komen aan verschillende stomplengten. Bij een kortere stomp, bij de langzame of onzekere loper, die een beperkt gebruik heeft van de heup abductoren en de extensoren, moet er een goede stabiliteit door uitlijning zijn. De gemiddelde loper, met een stomp van een gemiddelde functionele lengte, heeft een gemiddeld gebruik van de heup abductoren en de extensoren. Uitlijning voor een lange stomp is voor een actieve loper die een goed gebruik heeft van de heup abductoren en de extensoren.

Mediale breedte patroon  
is gelijk aan de afstand van de tuber  
tot het anteriore aspect  
van de pees adductor longus  
min 1,3 cm.

### Zachte of gemiddelde spieren

maat van het patroon  
wordt bepaald door de maat  
van de omtrek van de stomp  
op het niveau van de tubersteun

Punt, bij benadering, waar het ischium contact maakt

Fig. 10. Te kleine koker patronen ( op werkelijke grootte getoond) voor een stomp met een zachte of een gemiddelde spierontwikkeling.

Mediale breedte van het patroon  
is gelijk aan de afstand van de tuber  
tot het anteriore aspect van de pees  
van de adductor longus min 1,3 cm.

## Harde spieren

Maat van het patroon  
is bepaald door de maat  
van de omtrek van de stomp  
op het niveau van de tubersteun

Punt, bij benadering, waar het ischium contact maakt.

Figuur 11. Te kleine koker patronen (op werkelijke grootte) voor de stomp met een stevige spierontwikkeling

De basis 'of layout' van een zuig-koker patroon:

1. musculaire ontwikkeling van de stomp
2. de omtrek van de stomp op het niveau van het ischium (C)
3. mediale breedte van de stomp, gemeten van de pees van de adductor longus tot de tuber ischiadicum (W)

A:

Kies van figuur 7 het patroon dat het beste past bij de spierontwikkeling en de omtrek van de stomp. Verander de mediale breedte van het patroon als dit noodzakelijk is. De mediale breedte van het patroon moet 1,3 cm. kleiner zijn dan de afstand van de pees van de adductor longus tot de tuber ischiadicum.

B.

Bepaal de diepte van het vereiste kanaal voor de gluteus. Dit figuur laat een modificatie zien van het basispatroon voor de stomp met zachte of slappe gluteale musculatuur.

C.

Modificeer de contour aan de voorzijde als nodig. Dit figuur illustreert een modificatie voor een stomp met een zachte musculatuur van de adductoren en een prominente rectus femoralis

D.

Knip het patroon uit en varieer de totale breedte om zo een omtrek van een patroon te krijgen die 5 tot 7 cm. kleiner is dan de maat van de stomptomtrek op ischiaal niveau. De contouren van de koker worden vergroot als dit tijdens het passen noodzakelijk is.

Fig. 12. Modificatie van de vorm van de koker als aanpassing aan individuele stomp kenmerken.

figuur 13

Drie stadia in de constructie van een houten koker.

A, Blok gezaagd om de mediolaterale hoek te vormen.

B, Koker in de ruwe vorm

C, Afgewerkte koker met afwerking aan de binnenzijde en een lederen bedekking aan de buitenkant

figuur 14

Typische variatie in de druk bij een zuig koker boven de knie tijdens lopen op een horizontale ondergrond. Het lichaamsgewicht is 145 lbs.