

하퇴 의지의 제작 - PTB 소켓의 개념을 중심으로

한서대학교 의료보장구학과

김 장 환

Fabrication of Transtibial Prosthesis - Based on Concept of PTB Socket

Janghwan Kim, C.P.O., Ph.D.

Department of Prosthetics and Orthotics, Hanseo University

J Korean Soc Prosthet Orthot 2012; 6: 27-35

서 론

하퇴(종아리) 의지는 경골(정강뼈)과 비골(종아리뼈)에서 절단된 경우에 착용하며, 의지 중 가장 많은 비율을 차지한다.¹ 소켓은 절단단(stump)을 수납하고 체중을 지지하며, 의지발의 움직임을 조절하기 위하여 절단단으로부터 힘을 전달하는 기능을 한다.²

현재까지 하퇴 의지에서 가장 많이 처방되고 제작된 소켓은 PTB (patellar tendon bearing) 소켓으로, 1957년 미국보훈처 연구지원으로 샌프란시스코 버클리에서 캘리포니아 대학교 생체역학연구소(UCBL)에서 최초로 개발되었다.³ PTB 소켓의 기본 개념은 하중을 견딜 수 있는 절단단 부위에서 하중을 분배하는 것으로,⁴ 소켓 내부로 튀어나온 바(bar) 또는 채널(channel)을 적용하여 슬개 인대(patellar ligament)를 부분적인 체중지지 표면으로 이용한다. 용어상으로 슬개건에서 체중을 지지한다는 뜻의 PTB라는 용어는 오해의 소지가 있다.

의지의 편안함, 안정성, 그리고 기능은 확실한 생체역학적 원리를 적용함으로써 이루어진다. 이전에는 이러한 생체역학적 원리의 적용이 대부분 임상적으로 시도하고 실패한 경험에 근거하여 이루어졌으나, 최근에는 많은 연구결과와 근거에 기인하여 이러한 생체역학적 인자들이 명확하게 이해되고 있다. 여기에서는 가장 기본적인 PTB 소켓의 제작방법과 관련된 생체역학적 원리를 설명하고자 한다.

PTB 소켓의 생체역학(biomechanics)

1) 편안함의 결정요소로써 압력(pressure as a determinant of comfort)

절단단과 소켓 사이의 압력의 크기는 의지의 편안함을 결정하는 주요 요소 중 하나이다. 압력은 적용된 힘과 정비례하며, 적용된 부위에 반비례한다. 즉 평균 압력(P)은 적용된 힘(F)을 힘이 적용되는 부위(A)로 나누어 나타낸다.⁵

$$P=F/A$$

힘 F는 의지 소켓에 적용되는 체중을 의미하며 kg으로 나타낸다. 부위는 절단단에서 소켓에 의하여 적용되는 표면으로 cm²로 나타낸다.

소켓 착용 시 불편함을 최소화하기 위하여 절단단에 과다한 압박을 피하는 것이 중요하다. 압력을 감소시키기 위한 방법은 두 가지가 있다. 첫 번째 방법은 체중을 줄여줌으로써 절단단에 적용되는 힘의 양을 감소시키는 것이며, 두 번째는 힘이 적용되는 부위를 증가시키는 것이다.

첫 번째 방법의 체중을 줄이는 것은 생각보다 간단한 방법이 아니며 체중이 감소되어도 여전히 불편함이 남을 것이다. 두 번째의 절단단과 소켓 간의 접촉 부위를 증가시키기 위하여 절단단의 모든 가능한 지지 표면을 사용해야 한다. 그러나 절단단 조직 자체의 단단함(firmness)이나 부드러움(softness)이 일정하지 않기 때문에 그리고 절단단의 어떤 부위는 압박을 잘 견뎌낼 수 있으나 다른 부위는 압박에 비교적 민감하기 때문에 그리 간단한 문제가 아니다. 이러한 절단단의 특징들을 수용하고 압박을 분배하는 소켓이 되도록 그 형태를 적절하게 디자인해야 한다.

2) 압력의 분배

Fig. 1과 2는 서로 다른 2가지의 하퇴의지 소켓 벽의 형태를 위에서 본 것이다. Fig. 1은 PTB 소켓이며 Fig. 2는 PTB

접수일: 2012년 11월 19일, 게재승인일: 2012년 11월 26일

교신저자: 김장환, 충남 서산시 해미면 대곡리 360

☎ 356-706, 한서대학교 의료보장구학과

Tel: 041-660-1396, Fax: 041-660-1580

E-mail: profpo@hanseo.ac.kr

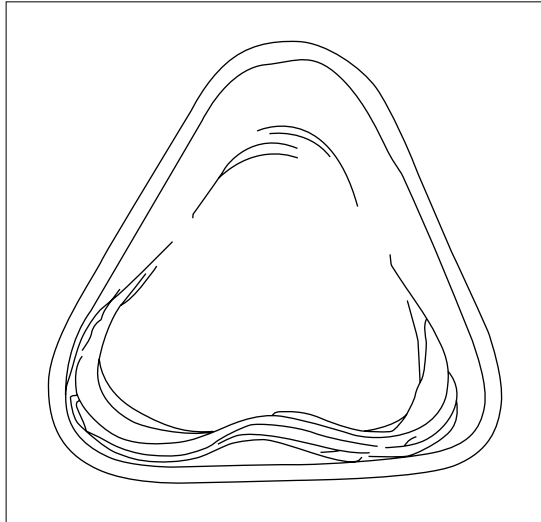


Fig. 1. Top view of contour of PTB socket.

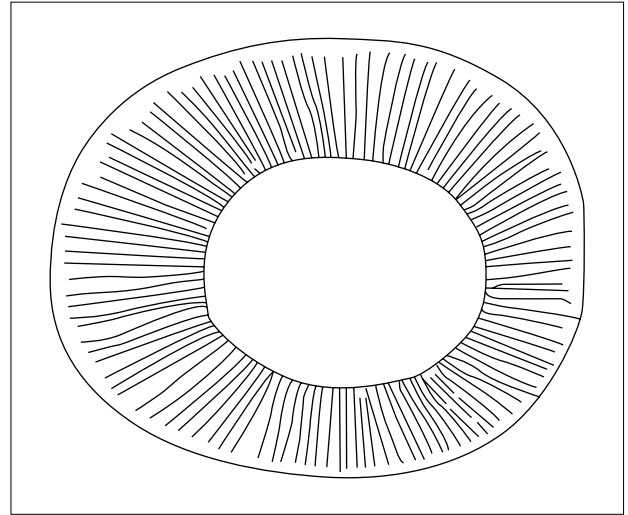


Fig. 2. Top view of contour of previous conventional socket.

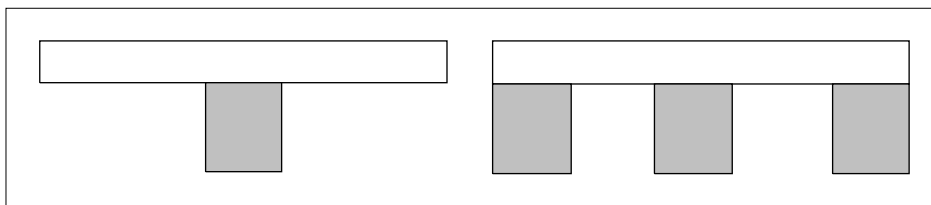


Fig. 3. Example of increasing supported area.

소켓 이전에 일반적으로 사용되던 소켓이다. Fig. 2에서 소켓 바깥 둘레가 절단단에 보다 밀착되어 적합하다고 보이지만, PTB 소켓이 편안함과 기능의 관점 모두에서 더 효율적이다. 압력 분배를 위한 소켓 형태와 관련된 원리와 그 이유를 이해하는 것이 중요하다.

몇 가지 간단한 예를 통해 이러한 원리를 시각적으로 이해하고 의지 제작에 원리를 적용해야 할 것이다. Fig. 3은 정육면체 위에 무거운 금속 바가 놓인 것을 보여준다. 왼쪽 그림에서 정육면체 상부의 압박은 금속 바의 무게를 정육면체의 상면 표면 부위로 나눈 것과 같다. 반면 오른쪽 그림은 동일한 정육면체 2개를 동일한 간격으로 추가하여 왼쪽과 같은 금속 바를 지지하고 있는 것을 보여준다. 이 경우, 가운데 있는 정육면체의 압박은 왼쪽 그림과 비교할 때 1/3 밖에 되지 않는다. Fig. 3의 예는 의지 착용에 있어서 기본적인 원리이며, 가능한 한 많은 절단단의 부위에서 힘이 분배되어야 함을 보여준다.

예를 들어, 중간에 있는 정육면체는 금속 재질이고 나머지 양쪽의 정육면체는 부드러운 고무 재질이라면, 금속 정육면체가 대부분의 하중을 지지하게 된다. Fig. 4에서 보는 바와 같이 금속 바에 홈을 파내어 경감부(relief)를 적용하면 금속과 고무 재질의 정육면체는 상대적으로 단단함에서 차이가 있다하더라도 보다 균등한 압박분배가 이루어진다.

그러나 고무 정육면체가 너무 부드러운 재질이라면 금속

바에 홈을 파내어도 균등한 압박분배를 이루기에는 충분하지 않다. Fig. 4에서 금속 바의 무게가 200 kg이며 고무 정육면체가 부드러워 15 kg의 힘으로 압박된다고 가정할 때, 금속 바는 중앙에 있는 금속 정육면체에서 보다 견고하게 지지되며 결과적으로 가운데 금속 정육면체는 170 kg의 힘을 지지하게 된다.

3) 서로 다른 단단함(firmness)을 가진 절단단 조직의 수용

절단단 조직은 그 단단함에 있어 부위에 따라 많은 차이가 있다. 이러한 절단단 조직에 대하여 압박을 균등하게 분배하기 위해서는 필수적으로 소켓에 윤곽(contour)을 적용하고 수정하여야 의지를 착용할 수 있게 된다.⁵

앞서 언급한 바와 같이 Fig. 4에서 정육면체들이 치수는 같지만 상대적으로 단단함이 틀리다면, 압박은 균등하게 분배되지 않는다. 금속 바에 홈을 파내어 경감부를 적용함으로써 무게 분배가 어느 정도 개선될 수 있었지만, 양쪽의 고무 정육면체에 비하여 가운데 금속 정육면체가 대부분의 하중을 지지하게 된다. 경감부를 더 많이 적용할 수는 있으나 이 경우 금속 바를 약하게 할 수 있으므로 다른 대안을 사용해야 할 것이다.

금속 바에 홈을 더 깊게 파내어 경감시키는 대신 2곳을 강화(build-up)할 수 있다. 금속 바를 적절한 깊이로 파내어 경감부를 만들어준 상태에서 양쪽의 고무 정육면체 위에

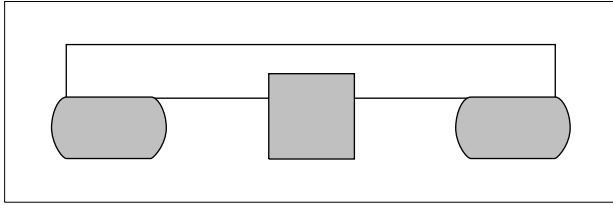


Fig. 4. Relief for middle of metal bar.

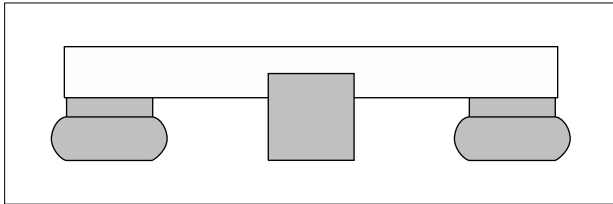


Fig. 5. Build-up at both ends.

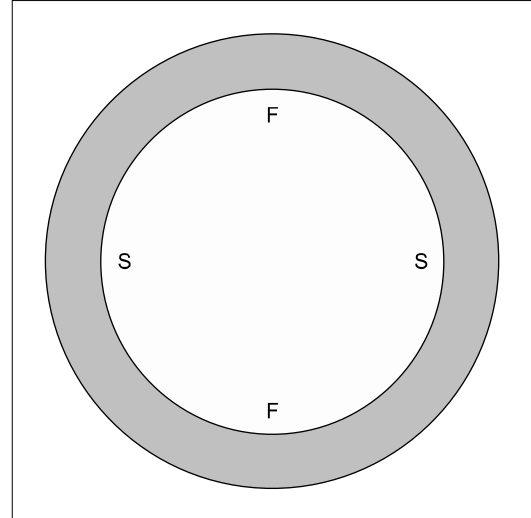


Fig. 7. Cross-sectional view of socket and unevenly firm stump.

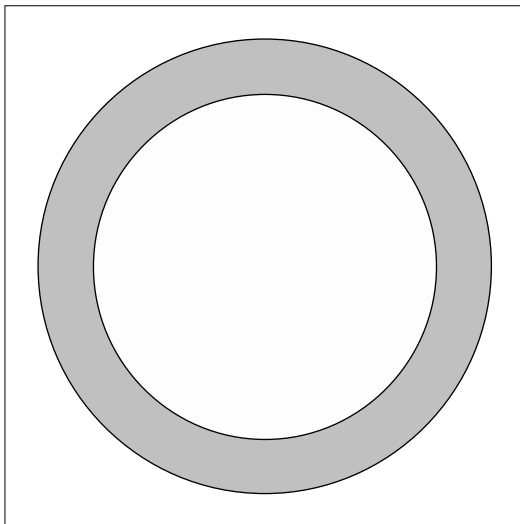


Fig. 6. Cross-sectional view of socket and uniformly firm stump.

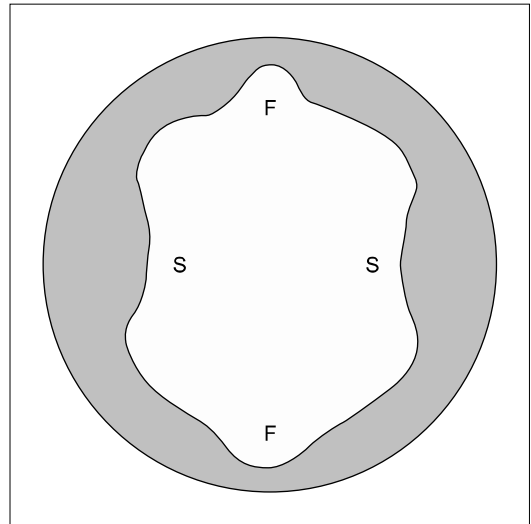


Fig. 8. Socket with reliefs and build-ups for unevenly firm stump.

적절한 두께로 강화하면 균등한 압박분배가 이루어질 수 있다.(Fig. 5)

지금까지의 원리를 의지 소켓에 적용시켜보자. Fig. 6은 원래 원형인 절단단이 정확하게 잘 맞는 소켓에 의해 감싸진 것을 횡단면에서 본 것이다. 만약 절단단 조직이 균일하게 단단하다면, 이 소켓에서는 균등한 절단단-소켓 압박이 이루어질 것이다. Fig. 7은 Fig. 6과 유사하지만 절단단이 균일하게 단단하지 않다는 것을 보여준다. “F”로 표시된 부위는 단단한(firm) 조직이며 “S”로 표시된 부위는 부드러운(soft) 부위를 나타낸다.

Fig. 7에서 소켓이 절단단에 맞게 정확하게 착용되었다면 절단단에서 압박은 균등하게 분배되지 않을 것이다. 즉 “F”로 표시된 단단한 부위는 “S”로 표시된 부드러운 부위에 비

하여 상대적으로 더 많은 하중을 받게 될 것이다. 이 경우, 절단단 조직이 단단한 부위 위에서는 소켓에 경감부(relief)를 만들어 주고 부드러운 부위 위에서는 절단단 쪽으로 볼록하게 강화(build-up)를 해주는 방법으로 소켓을 제작함으로써 보다 균등한 압박분배가 이루어질 것이다.(Fig. 8)

실제 의지 제작과정에서 양성모델을 수정할 때 대체적으로 골돌출부에는 석고를 깎아줌으로써 소켓에 경감부가 만들어진다. 반면 부드러운 연부조직이 있는 부위에는 석고를 깎아냄으로써 소켓에 강화 부위가 생성된다.

4) 압박에 견디는 내성(tolerance)이 서로 다른 절단단 조직의 수용

절단단 조직은 단단함에서도 차이가 있지만 압박을 견디

는 내성에 있어서도 차이가 있다. 지금까지 설명한 경감부와 내부로 볼록한 윤곽을 적용한 소켓은 서로 다른 압박내성을 가진 절단단 부위를 보상하는 데에도 적용될 수 있다. 이 경우 목적이 다르게 된다. 즉 압박을 균등하게 분배하기보다 절단단 조직마다 선택적으로 하중을 주어 압박에 내성이 강한 부위에는 더 큰 압박을 주고 압박에 민감한 부위에는 압박이 덜 되도록 해야 한다.⁵

앞서 설명한 Fig. 3의 우측에서와 보는바와 같이 동일한 크기와 단단함을 가진 3개의 정육면체 위에 금속 바가 있다. 이번에는 가운데 정육면체가 압박에 민감한(pressure-sensitive) 부위이고 그 외 양쪽으로 2개의 정육면체는 압박에 내성이 있는(pressure-tolerant) 부위라고 가정하자. 이 경우, 정육면체 위에 금속 바가 놓여 있기 때문에 3개의 정육면체는 동일한 무게를 지탱해야 한다.

압박에 내성이 있는 부위 즉, 양쪽의 정육면체에 선택적으로 하중을 줌으로써, 압박에 민감한 부위인 가운데 정육

면체에 적은 무게가 적용되도록 해야 한다. 이 경우에서도 금속 바에 경감부를 적용함으로써 원하는 체중 분배가 이루어질 수 있다.(Fig. 4) 경감부만으로 충분한 결과를 얻을 수 없다면 양끝의 정육면체를 강화할 수 있다.(Fig. 5) 적절한 치수의 경감부와 강화를 통해 3개의 정육면체에 어떠한 비율을 가진 체중분배가 이루어질 것이며, 가운데 정육면체는 거의 하중을 받지 않게 할 수도 있다.

Fig. 9는 지금까지의 원리를 조직이 일정하게 단단한 이론상의 절단단과 이를 감싸고 있는 소켓에 적용시킨 것이다. 이 소켓에서 압박에 민감한 부위에는 경감부(S)를 적용하였으며 압박에 내성이 있는 부위에는 내부로 볼록하게(T) 적용하였다. 압박에 강한 부위에 내부로 볼록하게 적용함으로써 비교적 큰 하중을 견뎌내야 하며 반면 압박에 민감한 부위에는 경감부를 적용하여 상대적으로 적은 하중을 받을 것이다.

실제 의지 제작과정에서 양성모델을 수정할 때 이와 같이 압박에 견디는 부위와 견디기 어려운 부위에 따라서 수정해야 한다. 의지보조기기는 절단단 부위의 이러한 특징을 숙지하고 있어야 한다. 절단단에서 압박을 견디지 못하는 부위에 과도한 압박이 가해질 경우 불편함을 줄이면서 걷기 때문에 보상적 보행편위(compensatory gait deviation)가 발생한다. 또한 상처받기 쉬운 부위에서 과도한 압박이 가해지면 피부 자극이나 손상의 위험이 증가하며, 자극받은 피부나 소켓 착용으로 인한 개방성 상처가 치유되기까지 기다리는 것은 재활기간과 보행훈련을 상당히 지연시킬 수 있다.²

하퇴 절단단에서 압박에 견디지 못하는 부위는 비골두(비골신경 부위) 및 비골 원위 끝, 경골능, 경골 전방 원위 끝, 슬괵근 건, 경골 조면이 대표적이며, 그 밖에 상처부위 등 압박에 민감한 부위가 있을 수 있다.(Fig. 10)

반면, PTB 소켓을 제작할 때 하퇴 절단단에서 체중 지지 동안 하중을 견디는 주된 부위는 슬괵 인대, 슬괵부(popliteal area), 비골간부(fibular shaft), 경골의 전방-내측 간부(anterior-medial tibial shaft) 및 전방-(외측) 구획(anterior-

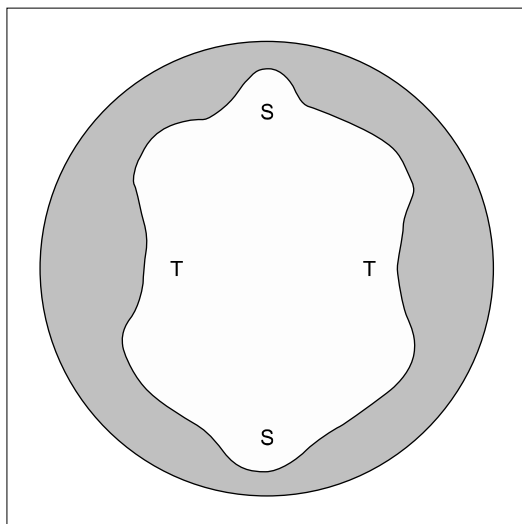


Fig. 9. Socket with reliefs and build-ups for unevenly pressure-tolerant stump.

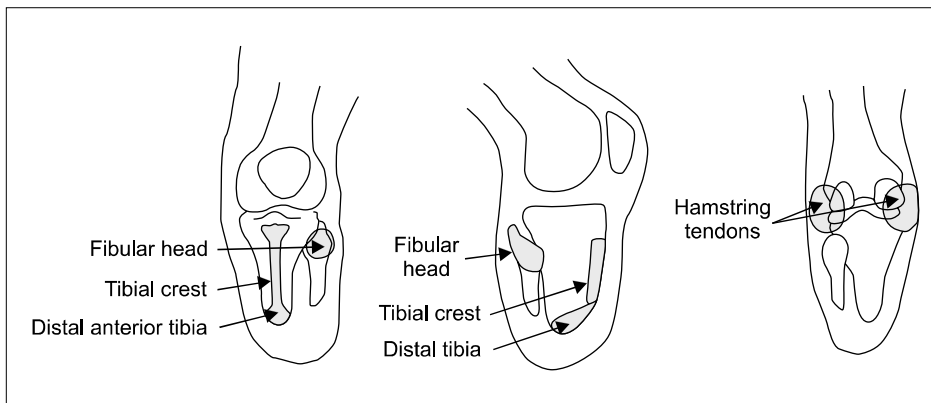


Fig. 10. Pressure-sensitive areas of transtibial stump.

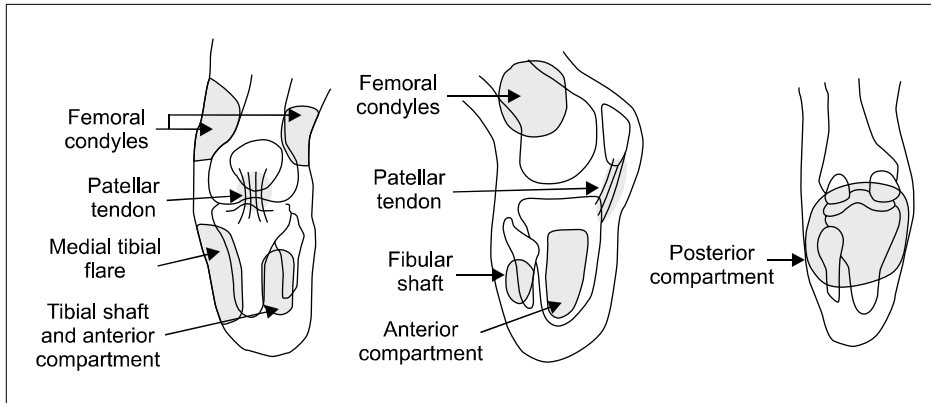


Fig. 11. Pressure-tolerant areas of transtibial stump.

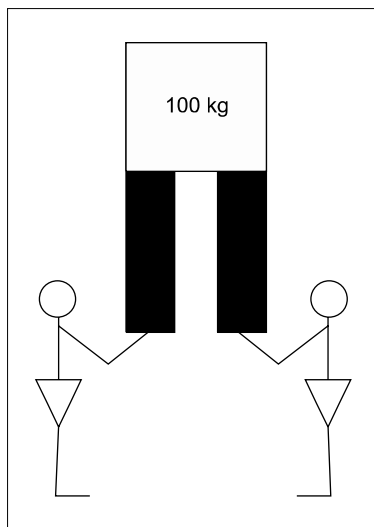


Fig. 12. Supporting surface is inclined 0°.

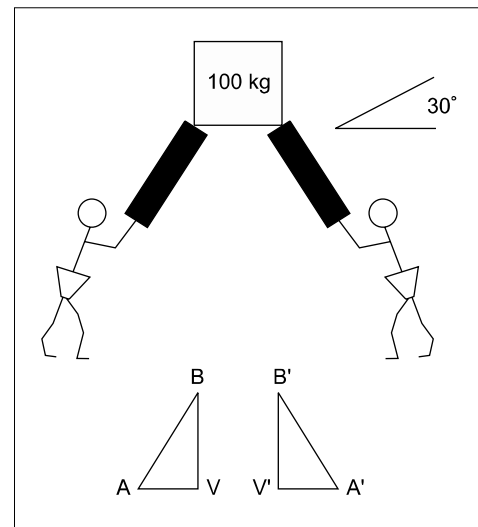


Fig. 13. Supporting surface is inclined 30°.

(lateral) compartment), 경골 내측 flare, 그리고 내측 및 외측 대퇴골 상과(epicondyle)이다.(Fig. 11)

5) 지지면의 상대적 경사(relative inclination)에 따른 효과

절단면에 대한 압박은 절단면이 접촉하는 지지면의 상대적인 기울기에 의하여 크게 영향을 받는다.⁶⁾

예를 들어 두 사람이 100 kg 박스를 지지하고 있고 박스의 무게가 균등하게 분배된다고 가정하면, 각각의 사람들은 상방으로 100 kg의 무게를 밀어주고 있는 것이다.(Fig. 12) Fig. 13에서 박스의 무게도 100 kg이다. 그러나 이번에는 두 사람이 Fig. 12와 달리 직상방으로 박스를 밀지 못하기 때문에 힘의 수직 성분뿐만 아니라 수평 성분에 대해서도 박스를 지지해야 한다.

지지면이 수평면을 기준으로 30° 각도라고 가정하면, 지지면에 수직으로 적용되는 힘 AB와 A'B'의 방향은 수평면과 60°의 기울기를 가진다. 힘의 수직성분 VB와 V'B'은 100 kg으로 동일하며 각도 BAV와 B'A'V'는 60°로 동일하기 때문에, 힘의 크기는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} VB/AB &= \sin 60^\circ \\ AB &= VB/\sin 60^\circ \\ AB &= 100/0.866 \\ AB &= 115.5 = A'B' \end{aligned}$$

수평면에 대하여 30° 기울기를 가진 지지면의 경우, 직상방으로 무게를 지지할 때에 비하여 전체적으로 약 15% 이상 더 큰 힘이 적용되어야 하며, (Fig. 13) 수평면에 대하여 지지면의 경사각도가 클수록 더 큰 힘이 적용되어야 한다. 즉, 지지면이 수평에 가까울수록 주어진 무게를 지지하는데 적용되어야 하는 반대힘(counterforce)이 적어진다. 반대로 지지면이 수직에 가까울수록 주어진 무게를 지지하는데 적용되어야 하는 반대힘이 더 커진다.⁵⁾

지금까지 설명한 원리를 적용하면 소켓 내에서 수평으로 지지하는 면이 경사가 있는 가파른 면보다 더 바람직한 것으로 보인다. 그러나 하퇴의지 소켓의 경우 주요 하중 부위를 수평 표면으로 처리하는 것은 이루어질 수 없다. 유일한 하퇴 소켓의 바닥은 거의 수평에 가깝지만 절단면의 원위 끝은 무거운 하중을 견딜 수 없기 때문이다.

PTB 소켓에서는 슬개 인대로 지지하면서 착용시키기 위하여 안쪽으로 볼록한 바를 적용하고 소켓을 전체적으로 약간 굴곡시켜 정렬함으로써 효과적인 체중지지 부위가 생성된다.(Fig. 14) 슬개 인대에 적용된 바는 시상면 상에서 수평은 아니지만 소켓 벽의 다른 지지부위에 비해 기울기가 많이 깊지 않다. 따라서 슬개 인대는 전체 하중의 상당량을 수용할 수 있다.

6) 소켓 벽의 기능

(1) 전벽: 전벽에서는 앞서 설명한 바와 같이 슬개인대를 위한 바가 적용되어 대부분의 체중을 지지한다. 또한 경골능과 경골 원위 끝을 위한 경감부가 적용되는 한편 경골능을 따라 전방 내측과 외측에 압박이 적용된다. 이러한 압박은 절단단을 지지함과 동시에 입각기 동안 경골을 조절해 준다.(Fig. 15)

소켓의 전방 브림은 슬개골의 중앙(midpatella level)까지를 기준으로 절단가공(trimming)한다. 그러나 사용자의 안정성과 편안함에 따라 슬개골을 개방시켜 적용하는 경우가 많다.

(2) 후벽: 슬개 인대 지지 부위가 다른 지지 부위에 비하여 기울기가 덜 하더라도 여전히 하방 및 후방으로의 경사면을 가지고 있다. 그러므로 슬개 인대 부위에서 지지되는 절단단은 하방 및 후방으로 미끄러지는 경향이 있다. 이를 예방하고 슬개 인대 부위를 바에서 유지하기 위하여 전방으로의 반대힘이 필요하며, 이러한 반대힘은 소켓의 후벽에 의하여 적용된다.⁵

절단단의 후면에 맞추기 위하여 후벽은 안쪽으로 약간 볼록하게 적용되어 절단단의 후방에 있는 조직이 다소 압박되면서 접착되도록 한다. 후벽은 가능한 한 반대압을 넓은 부위로 적용하기 위하여 높아야 하지만 앉을 때 편안함

을 위하여 너무 높지 않아야 한다. 특히 후벽은 근위에서 flaring되어야 착용자가 앉았을 때 편안하게 슬관절을 굴곡시킬 수 있으며 슬립근 건이 과도하게 압박되는 것을 막을 수 있다.(Fig. 16)

(3) 내벽과 외벽: 소켓은 거위발건(pes anserius) 부위에서 즉, 경골 내측 flare에서 안쪽으로 약간 각도를 주어 효과적인 체중 지지 부위를 제공할 수 있다. 경골 내측 flare 부위는 압박에 잘 견디는 부위로서 PTB 소켓에 있어서 중요한 체중지지 부위이며, 양성모델에서 깎기 수정을 실시한다(Fig. 17).

내벽에서 기울어진 표면에 절단단을 유지하기 위해서는 소켓의 외벽에 의하여 절단단의 외측면에 반대압이 적용되어야 한다. 외벽은 비골두를 위한 경감부를 제공하며, 비골간부(fibular shaft)를 지지하면서 내벽에 대한 반대압을 적용한다.⁷ 이를 위하여 양성모델에서 석고 깎기 수정을 실시한다.(Fig. 18)

외측에서 비골간부를 따라 외벽에 의해 적용되는 압박은 입각기 동안 절단단의 원위 부분을 조절하고, 중간입각기 동안 슬관절에서 정상적으로 발생하는 외측 쏠림(varus thrust)에 대하여 의지를 안정시키는데 도움을 준다.² 비골간부에서 이러한 체중지지 압박의 분배는 압박에 민감한 비골두와 비골 끝에 가해지는 힘을 감소시켜준다.

또한 소켓의 내측 및 외측 브림은 대퇴골의 내전근 결절(adductor tubercle) 부위에서 절단가공되며, 이는 전벽에 비해 약 1.3 cm 정도 높다.(Fig. 19) 이러한 내벽과 외벽의 근위 브림은 내측과 외측 대퇴골 상과를 따라 약간의 압박을 적용함으로써 절단단이 소켓 내에서 회전하는 것을 조절하고, 연부조직을 수납하며, 어느 정도의 슬관절 내외측 안정성을 제공한다. 그러나 이 부위에서 과도한 압박은 불편함

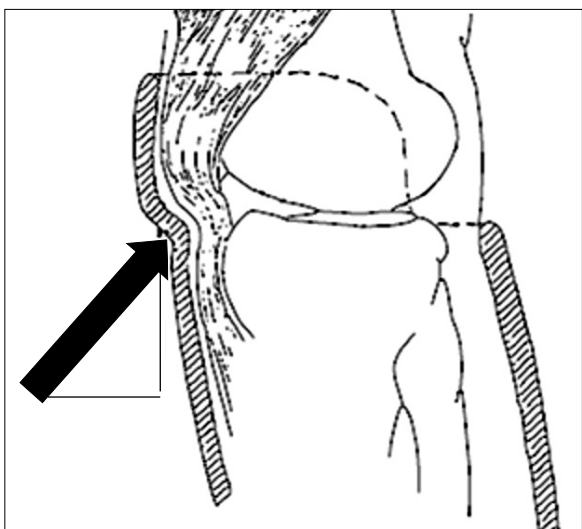


Fig. 14. Weight bearing under the area of the patellar tendon.

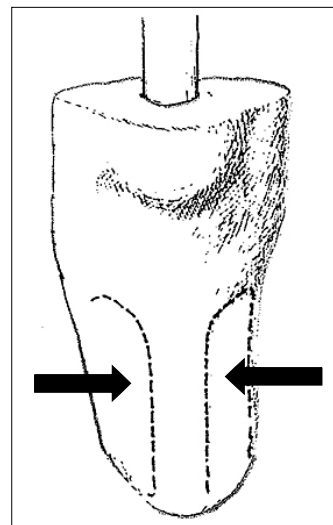


Fig. 15. Plaster removal at the anteromedial and anterolateral aspects of the tibia.

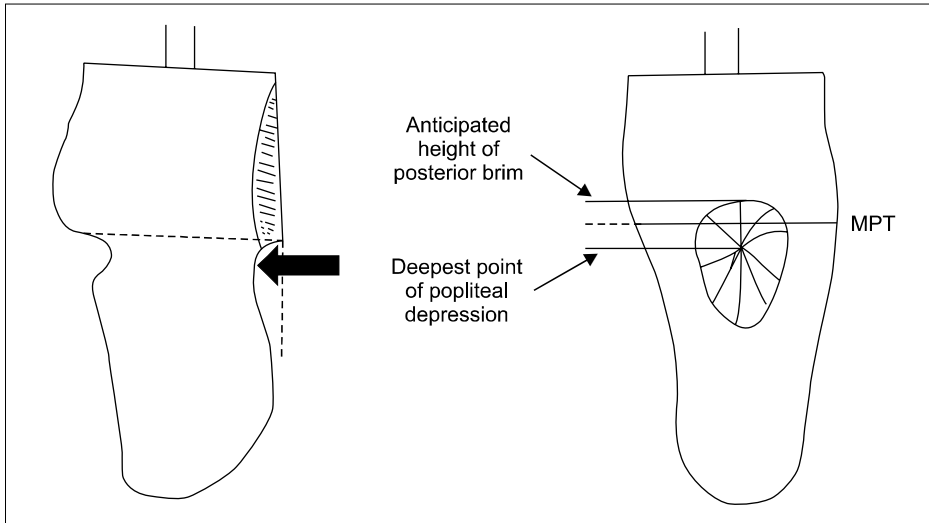


Fig. 16. Flaring and height for posterior brim.

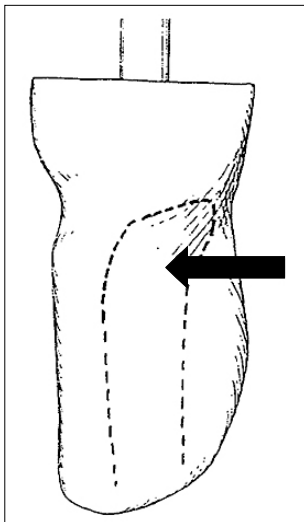


Fig. 17. Plaster removal at the medial flare of tibia.

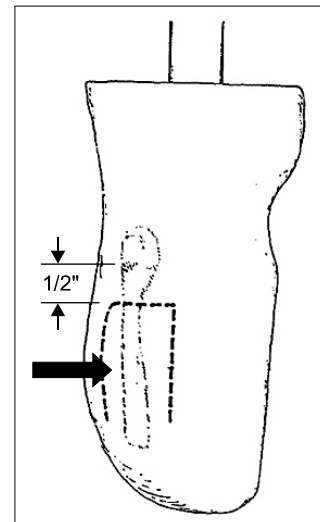


Fig. 18. Plaster removal at the shaft of the fibula.

을 유발할 수 있으므로 주의를 기울여야 한다.

7) 동적 힘에 대한 고려

정상 인체 보행에서 지면반력(ground reaction force)은 하지 관절에서 모멘트를 발생시킨다. 의지착용 보행에서도 유사하며 의지소켓을 통해 절단단에 적용된다는 점만 다르다. 절단단에 적용되는 힘, 특히 전후 및 내외측 힘은 소켓의 편안하게 해주고 피부 손상을 예방하기 위하여 반드시 관리해야 한다. 가장 큰 전후 힘은 발뒤축 접지기(heel strike)에서부터 발바닥 닿기(foot flat)까지 발생되며 이 동안 강력한 슬관절 굴곡 모멘트가 존재한다. 이 때 슬관절의 안정성은 대퇴사두근의 수축에 의하여 유지된다. 소켓과 절단단 사이의 합력(resulting force)은 경골의 전방원위 부분과 후방 근위 슬와부(popliteal area)의 연부조직에 집중된다(Fig. 20).

그러므로 소켓은 슬와부에서 균등하게 압박되어야 하며 경골의 전방원위부 압박을 경감시켜야 할 뿐만 아니라 경골의 원위끝 위에 과도한 압박이 되지 않도록 각각의 소켓 벽에서 반대압을 제공해야 한다.⁷⁾

의지측 단하지 지지기 동안 가장 큰 내외측 힘이 발생한다. 의지를 정렬할 때 기저부를 좁게 해주기 위하여 의지발을 내측으로 설정(inset)하는 경우가 있다. 이 경우, 일반적으로 힘은 절단단의 근위내측과 원위외측에서 증가한다. 의지발을 외측으로 움직여 이런 힘을 감소시킬 수도 있지만, 대부분의 경우에서 의지 소켓은 이러한 힘을 수용해야만 한다. 근위내측의 힘은 내측 대퇴골 상과와 내측 경골 고평부가 압박에 잘 견디는 부위이기 때문에 큰 문제가 되지 않는다. 그러나 원위외측 힘은 절단된 비골 끝에 과도한 압박을 생성시킨다. 이러한 점을 고려한다면 비골의 원위

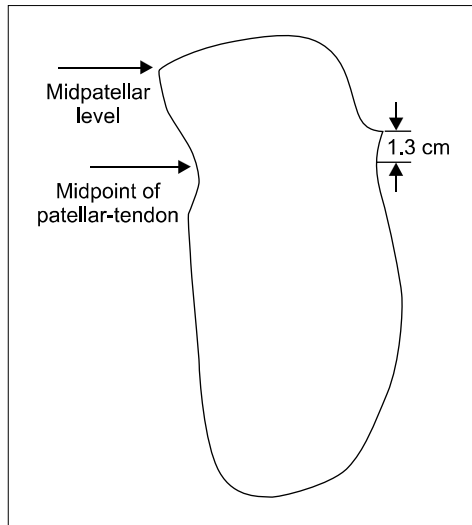


Fig. 19. Triline of PTB socket.

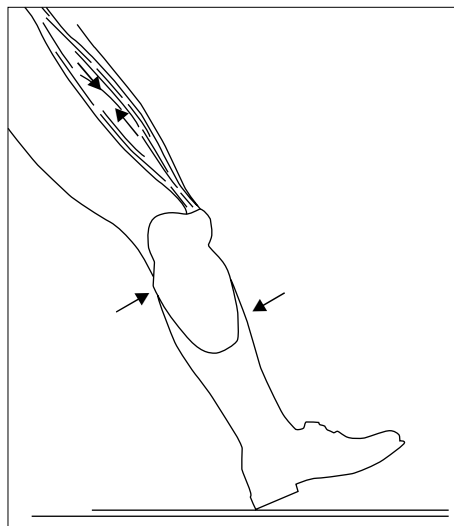


Fig. 20. During the initial contact, socket pressure increases on the anterodistal and posteroproximal aspects.

외측 면과 비골간부를 따라 외측에서의 안정, 그리고 전방 구획에서 외측 안정을 위한 힘을 포함한 이러한 문제를 막기 위하여 소켓 수정이 필요하다.

8) 전체 접촉(total contact)의 원리

PTB 소켓은 원래 절단단이 전체적으로 접촉되도록 디자인되어야 한다. PTB 의지 개발 이전에 대부분 하퇴소켓은 절단단 원위 끝이 소켓과 접촉되지 않았다. 압박의 생체역학적 관점에서 볼 때, 전체 접촉 디자인은 다음의 장점을 제공하기 때문에 보다 바람직하다.²

가장 중요한 장점으로 부종을 예방하고 정맥순환(venous return)에 도움이 된다는 점이다. 손상되지 않은 사지에서 근육의 펌프 작용은 정맥혈이 심장으로 되돌아오게 하는데

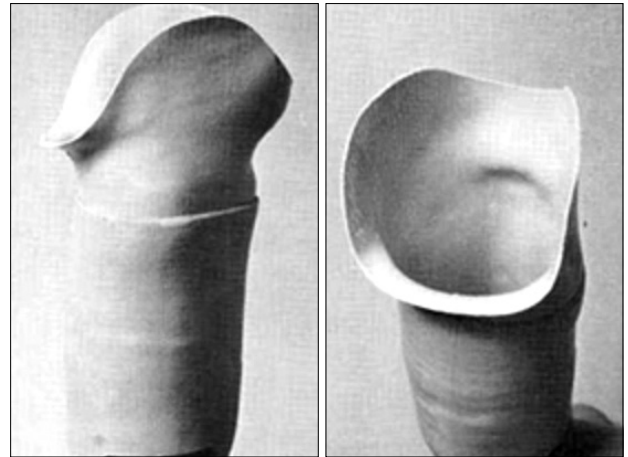


Fig. 21. PTB socket.

중요한 요소이지만, 절단단의 경우 이러한 펌프 작용이 감소된다. 절단단 전체에 압박이 적용되지 않는 한 절단단에서 부종이 발생하는 경향을 가진다.

앞서 언급한 원리에서 알 수 있듯이 전체 접촉 소켓은 더 넓은 절단단 부위로 하중을 분배할 수 있다. 절단단의 다른 부위에 의하여 지지되어야 할 하중을 약간이라도 감소시키기 때문에 절단단 원위 끝에서 큰 하중을 지지하지 않게 할 수 있다.

더 넓은 절단단의 부위에서 접촉되기 때문에, 전체 접촉 소켓은 절단장애인에게 더 나은 감각 피드백(sensory feedback)을 제공할 수 있다.

그러나 PTB 소켓에서 전체 접촉 방식은 아무래도 압박에 잘 견디는 부위에서 주로 이루어지게 된다. 부종을 예방하기 위하여 전체 표면이 접촉되기는 하지만 그렇다고 모든 부위에서 동일한 하중을 받을 수는 없다.⁷

결 론

PTB 소켓은 최근의 TSB (total surface bearing) 소켓과 함께 현재까지도 제작되고 있다.(Fig. 21) PTB 소켓 제작과정 동안 기본적인 원리와 기준을 항상 염두에 두고 이를 적용하는 것이 중요하다.

PTB 소켓을 제작하기 위해서는 압박을 이해하고 이를 분배하는 것이 중요하다. 이를 위해서는 절단단 조직의 단단함과 압박에 대한 내성을 기준으로 절단단의 조직에 대하여 이해해야 하며, 이를 수용하기 위하여 소켓에 경감부와 강화를 적용해야 한다.

또한 PTB 소켓은 소켓 벽에서의 경사와 반대압 적용에 대해서도 정적 및 동적으로 고려해야 하며, 기본적으로 절단단의 표면 전체를 감싸주는 전체-접촉(total contact) 방식으로 제작되는 것이 원칙이다.

지금까지 언급한 원리를 적용하기 위해서는 절단단 각각

의 부위에 대하여 접촉되어 하중을 견디거나 경감받을 수 있도록 적용해야 하며, 측정과 본뜨기 과정에서 절단단을 잘 평가하고 세심한 양성모델에서의 수정과정이 필요하다.

참 고 문 헌

1. Keagy BA, Schwartz JA, Kotb M, et al. Lower extremity amputation: the control series. J Vasc Surg 1986;4:321-326.
2. Berke GM. Triantibial prostheses. In: Lusardi MM, Nielsen CC, eds. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 2nd ed. St. Louis: Saunders Elsevier, 2007:679-710.
3. Silver-Thorn BM. Design of artificial limbs for lower extremity amputees. In: Kutz M, ed. Standard handbook of biomedical engineering and design. New York: McGraw-Hill Co, 2003:33.1-33.30.
4. Stewart RE. Variants of the PTB (patellar-tendon-bearing) below-knee prosthesis. Bull Prosthet Res 1970;10:120-134.
5. New York University Post-Graduate School. Lower limb prosthetics including prosthetists supplement. New York: New York University, 1982.
6. Pinzur MS, Reddy N, Charuk G, et al. Control of the residual limb in transtibial amputation. Foot Ankle Int 1996;17:538-540.
7. Kapp SL, Fergason JR. Transtibial amputation: prosthetic management. In: Smith DG, Michael JW, Bowker JH, eds. Atlas of amputations and limb deficiencies, surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 3rd ed. Rosemont: AAOS, 2004: 503-515.