

대퇴 절단 환자를 위한 의지 처방

인제대학교 의과대학 부산백병원 재활의학교실

김 현 동

Prosthesis Prescription for Transfemoral Amputation

Hyundong Kim, M.D.

Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Busan Paik Hospital, Inje University College of Medicine

J Korean Soc Prosthet Orthot 2011; 5: 4-10

서 론

최근 새로운 재질, 디자인 그리고 기술이 발달하면서 하지 의지 분야는 급속히 발전하였다. 특히 좌골 포함형 소켓(ischial containing socket), 현가장치, 유연성 소켓, 경량의 부품, 에너지 저장형 발, 슬관절 장치 등에서 많은 부품들이 새로이 개발되고 있는 추세다. 그러나 이러한 새로운 부품들은 의지 비용이 상승되는 결과를 초래하기도 하므로 환자의 목적, 신체 상태 등 개인의 상황을 세심하게 평가한 후에 처방하도록 하여야 한다. 그 외 하지의지 사용의 성공적인 결과를 얻기 위해서는 환자의 motivation level을 제대로 평가하여야 하며, 착용하였을 때 편안해야 한다. 착용하고 벗는 것이 쉬어야 하며, 경량이면서도 내구성이 좋아야 할 뿐 아니라 외관상으로도 만족스러워야 한다. 이렇듯 의지를 성공적으로 사용하기 위해서는 많은 요소들을 고려해야 하므로 수술 전부터 환자를 포함한 정형외과의사, 재활의학과 의사, 그리고 의지기술사가 충분한 논의를 거치는 팀 접근법이 강조되어진다.

본 론

1) 절단 환자의 기능적 단계

1994년 US Department of Health and Human Services' Center for Medicare and Medicaid Services에서는 K-rating scale을 통해 특정 기능수준의 환자에게 어떤 슬관절부, 족부-족관절부 구성을 선택할 지를 밝혔다.(Table 1)

‘기능수준(functional level)’이란 절단 환자가 재활 이후

일상생활에서 기대할 수 있는 기능을 획득할 수 있는 능력 및 잠재력의 정도를 말한다. 기능수준이 낮은 환자는 보다 단순한 의지 구성으로 제한하고, 보다 활동적인 사람은 좀 더 복잡하고 비싼 장치를 사용할 수 있도록 하였다. 기능수준은 편측 하지 절단 환자에게 적용되는 것이며, 기능수준의 결정은 의지 처방 의사의 재량에 달려 있다. 고려해야 하는 사항은 환자의 과거력, 현재 상태 혹은 기능적 상태, 장래 목표 및 기대치이며, 현재의 기능수준이 아닌 환자의 잠재력에 기초하여 결정한다는 것이 중요하다. K1 level은 transfer 보조를 위한 목적으로 의지를 사용하는 것도 포함된다.

K level의 분류를 돕기 위해 Amputee mobility predictor (AMP)가 개발되었으며, 절단 이후에 기능적 보행 능력을 결정하는 데 사용된다.¹ AMP는 시행이 간단하고 환자를 객관적으로 적절한 K-level에 분류할 수 있으며, 신뢰도와 타당도가 증명되었다.(Table 1)¹

2) 의지 처방에 고려해야 할 사항

(1) 절단 수술 후 관리: 절단 수술 후 상처가 잘 치유되고, 절단단이 충분히 성숙된 이후에 대퇴 의지를 처방하게 된다. 대퇴절단의 경우 절단단이 원추모양을 갖추어야 하고 상처 주변의 연부조직의 구축이 풀려야 한다. 이를 위해서는 상처 관리 및 부종 관리가 적절히 이루어져야 한다.

(2) 개인적 특성: 의지를 처방할 때는 절단 환자의 개인적 특성에 따라 의지의 각 부분에 대해 세심한 선택을 하고 정확한 처방을 해야만 한다.² 각 환자의 절단단 길이와 근력은 절단지 자체의 안정성에 영향을 미치며, 절단지가 갖는 안정성과 의지에 필요한 안정성은 서로 반비례한다. 절단단 조직의 양상은 interface system을 선택할 때 고려되어야 하며, 관절의 해부학적 안정성은 소켓과 현가장치의 종류를 선택하는 데 중요하다. 손 기능은 의지의 착탈에 중요한 문제이므로 처방 시 고려해야 한다. 인지장애가 있는 환자는 착탈이 단순한 의지가 필요하다. 그 밖에 환자의 연령,

접수일: 2011년 10월 21일, 게재승인일: 2011년 11월 4일

교신저자: 김현동, 부산시 부산진구 개금 2동

☎ 633-735, 부산백병원 재활의학과

Tel: 051-890-6754, Fax: 051-891-1430

E-mail: criskim@korea.com

Table 1. The K-Classification System for Functional Ambulation

Factor	K* level				
	K-0	K-1	K-2	K-3	K-4
Description	Nonambulator; requires assist with transfers	Household ambulator	Limited community ambulation	Unlimited community ambulation	Exceeds basic use
Gait activity	Nonambulance	Fixed cadence; level surfaces	Fixed cadence; negotiates minor community barriers (eg, curbs, ramps, stairs)	Variable cadence; negotiates environment freely; has use beyond simple gait	Exhibits high-energy activity; high impact activity
Recommended feet	Not a prosthesis candidate	Non-dynamic response foot	Non-dynamic response foot	Dynamic response foot; energy-storing foot	Dynamic response foot; energy-storing foot
Recommended knees	Not a prosthesis candidate	Fixed-cadence swing rate	Fixed-cadence swing rate	Variable-cadence swing rate; computer-assisted	Variable-cadence swing rate; computer-assisted

*K is an arbitrary letter assigned to this classification system.

직업, 취미 등의 상황도 참작을 해야 하며 의지 장착에 드는 비용을 부담할 수 있는 경제적인 여건도 고려하여 처방해야 한다. 대부분 의지의 무게는 정상 하지의 30%밖에 나가지 않기 때문에 부품의 무게는 의지 처방에서 고려사항이 아니며, 오히려 환자에게 필요한 기능 수준을 고려하여 부품을 선택하는 것이 중요하다.³

3) 대퇴 의지의 구성

대퇴의지는 현가장치, 소켓, 슬관절장치, 하퇴부, 족부-족관절부로 구성되며, 이들을 환자에게 적절히 적용하기 위해서는 각각의 구성에 대해 잘 이해하고 있어야 한다.(Fig. 1)

(1) 현가장치(Suspension)

① 흡입 현가장치(Suction suspension): 원위부에 one-way valve가 있어서 socket 밖으로 공기를 나갈 수는 있지만 들어갈 수는 없다. 입각기 때 소켓의 공기가 나가고 유각기 때는 음압이 형성되어 의지의 현가를 유지한다.⁴ 흡입 현가장치를 착용하기 위해서는 먼저 절단단 양말(stump sock)을 신고 그 위에 소켓을 끼운다. 소켓에 장치된 밸브 구멍으로 양말을 빼내면서 절단단 조직이 소켓 안으로 당겨진다. 이 때 마찰을 줄이기 위해 나일론 양말을 사용하기도 한다. 절단단에 탄력 붕대를 나선형으로 감았다가 밸브 구멍을 통해 빼내기도 한다. ‘Wet fit’ 법은 절단지에 로션을 바른 후 소켓을 씌우는 방법인데,⁵ 쉽기는 하지만 연부조직이 큰 경우에는 socket 안으로 다 포함되지 못하고 밖으로 밀려올라가서 medial adductor roll을 형성할 수 있다.

흡입 현가장치의 장점은 절단지와 소켓 사이에 움직임이 적어서 고유수용성감각이 향상되고⁶ 의지 조절이 수월하다는 점,³ 고관절 운동이 제한되지 않는 점, 별도의 외부 현가장치가 필요 없다는 점이다. 단점은 착용이 어려워서 노약자, 균형 감각이 떨어진 환자, 손기능이 저하된 환자는 적용하기 힘들다.³ 또한 절단지의 크기가 변하는 중인 경우 부피가 감소되면 현가가 잘 되지 않고, 부피가 증가되면

adductor roll이 생기거나, 접착이 잘 되지 않고 피부에 문제를 야기할 수 있다.

② 실리콘 라이너 현가장치(Gel or elastomeric liner suspension): 절단지의 크기에 변화가 있는 환자에서는 편이나 띠(lanyard)가 있는 라이너를 사용할 수 있다. 소켓이 너무 험거우면 라이너 위에 절단단 양말을 덧신는다. 허벅지 조직이 움직이는 경우에는 편을 잠금장치에 맞춰 넣기가 힘든 반면 띠(lanyard)의 장점은 신기가 편하다는 것이다. 또한 잠금장치에 의해 추가되는 길이를 띠를 사용함으로 해서 줄일 수 있어 절단지가 긴 경우에 적절하다. 편과 띠 공통의 장점은 다른 현가장치에 비해 조절이 잘 되고 편안하며 강한 현가력을 발휘한다는 것이다. 단점은 유지비가 많이 들고, 절단단이 짧은 경우 실리콘 라이너가 둔부를 제대로 감쌀 수 없으므로 충분한 현가력이 발생하기 힘들어 사용이 불가능하다. 이런 경우 오히려 흡입 현가장치는 사용 가능한 경우가 많다.

③ 벨트 현가장치(Belt suspension): 벨트 현가장치에는 탄력성 현가장치(total elastic suspension: TES), 실레지안 벨트(Silesian belt), 골반대(pelvic belt) 세 가지가 있다. 탄력성 현가장치(total elastic suspension: TES)는 네오프린 합성고무로 소켓의 근위부 8인치를 감싼 후 고관절 외측 부위와 허리둘레를 줄라매게 되어 있다. 편안하고 의지의 회전 조절이 용이하지만, 현가기능이나 내외측 안정성이 다른 두 가지에 비해 덜한 편이며, 착용하는 동안 체온이 올라가는 단점이 있다. 실레지안 벨트(Silesian belt)는 소켓 외측 대전자부 아래에 부착하고 후방으로 돌아 장골릉을 싸고돌아서 소켓 전상부에 고정하는 장치인데 외측 벽이 높아서 벨트의 효과를 증가시키며, 내외측 조절이 용이하여 절단지가 짧거나 고관절 외전근의 경한 위약이 있는 경우에 적합하다. 골반대(pelvic belt)는 금속으로 만든 고관절에 가죽 벨트를 부착시킨 구조이다. 골반대는 반드시 대퇴골의 대전자부와 장골릉 사이에 위치하여야 최대의 고정 효과를 얻을 수 있다.

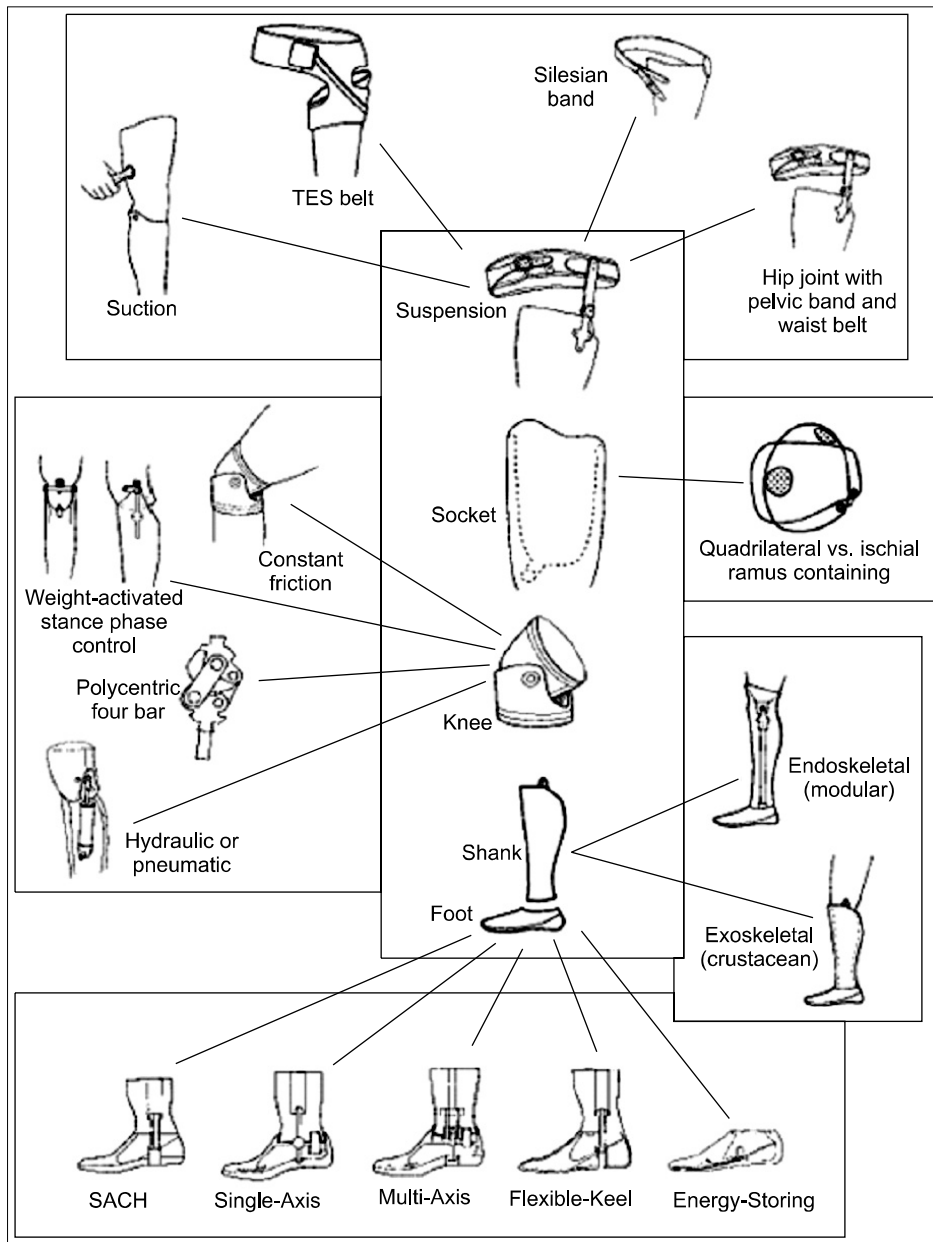


Fig. 1. Prosthetic options for the transfemoral amputee.

최대의 내외측 안정성을 제공하므로 고관절 외전근 약화가 심하거나, 활동적인 짧은 절단단 환자에게 적합하지만, 부피가 크고 무거우며 피스톤 운동이 많다는 단점이 있다.

(2) **Socket:** 소켓은 환자에 따라 맞춤 제작을 하게 되며, 잔여지와 완전 접촉(total contact) 하도록 제작된다. ‘완전 접촉’이 균등한 압력의 분포를 의미하는 것은 아니며, 압력에 잘 견디는 부위에는 더 높은 압력이, 예민한 부위에는 더 낮은 압력이 가해지게 된다. 이를 통해 부종을 줄이고, 고유 수용성감각을 증가시키고, 체중 부하 면적을 증가시키게 된다. 대퇴의지의 소켓은 내면의 모양에 따라 장사방형 소켓(quadrilateral design)과 좌골포함형 소켓이 있다.

① 장사방형 소켓: 근육이 기능할 수 있도록 네 귀퉁이에

근육을 위한 공간이 있고 좌골이 놓일 수 있는 좌골면(ischial seat)이 있어 체중이 부하된다. 작용 근육이 없는 앞, 뒤, 양옆의 네 벽은 소켓이 돌아가지 않도록 압력을 가한다. 전후축 길이가 내외측 길이보다 짧다. 소켓의 앞뒤, 좌우 네 개의 구분된 벽이 있고 각각 특수한 생역학적 역할을 가지고 있다. 외측벽은 대퇴골을 지지하며 절단지를 고정시켜 골반을 수평으로 유지하는 역할을 하며, 고관절 외전근이 작용할 수 있는 지지면을 제공한다. 외측벽은 약 10도 가량 내전상태가 되어 고관절 외전근의 수축력을 향진시킨다. 내측벽은 전진선(line of progression) 상에 놓이며, 고관절 내전근 부위를 지지한다. 내측벽의 주 기능은 절단지를 외측 벽으로 밀어서 안정성을 유지하는 것이다. 후측벽은 아래

로 내려갈수록 굴곡 상태가 되어 대둔근의 수축력을 증가시킬 수 있으며, 이는 무릎의 안정성에 매우 중요하다. 전측벽에는 스칼라 삼각부(Scarpa's triangle)를 압박하기 위한 융기부가 있으며, 이로 인해 절단지를 후방으로 밀어 좌골조면이 좌골면에 잘 얹혀 있게 하는 힘을 제공한다.⁷ 스칼라 삼각부를 너무 깊게 파는 오류를 흔히 볼 수 있는데, 최근 완전 접촉(total contact) 및 전면 체중부하(total surface bearing) 개념이 알려지면서 이 부위를 오히려 넓힘으로써 편안한 체중 부하와 함께 회음부도 편안함을 제공할 수 있다는 것을 임상적 경험을 통해 알게 되었다.

이 소켓의 단점은 좌골과 치골에서 피부의 손상, 앞쪽 원위부 대퇴골의 압통을 일으킬 수 있으며, 앉을 때 전벽의 불편함이 있다.³ 내외측이 좁은 형태의 소켓에 비해 안정성이 떨어지는데, 입각기에 소켓 외측면에 공간이 벌어지면서 외관상으로도 좋지 않고, 소켓이 lateral shifting 되어 잔여지 조절이 힘들고⁸ Trendelenburg-type gait 경향을 보이게 된다. 최근에는 거의 사용되지 않는다.³

② 좌골 포함형 소켓: 현재 가장 흔히 사용되는 형태이며, 장사방형에 비해 소켓의 후벽이 좌골 부위에서 더 근위부로 올라와 있다. 즉, 소켓의 내후방 안에 좌골조면(ischial tuberosity)과 좌골지(ischial ramus)가 놓이게 된다. 따라서 내외측 안정성을 유지할 수 있는 힘이 골반 원위부의 연부 조직에서만 나오는 것이 아니라 내측의 골반 뼈에 의해 발생하게 된다. 이를 “bony lock”이라고 한다. 따라서 소켓이 lateral shifting 되지 않아 입각기에서 정상적인 대퇴 내전 및 narrow-based gait를 유지할 수 있다. 따라서 짧은 잔여지를 가진 환자나 경한 고관절 외전근의 위약이 있는 환자에서 특히 도움이 된다. 최대한 대퇴골 간부(femur shaft)에 힘이 고루 퍼지게 되며,⁹ 전면 접촉된다. 필요하면 흡입 현가장치를 사용할 수 있으며, 뒤쪽 틀을 잘라내어 앉을 때 편안함을 증진시킬 수 있으며, 앞쪽 틀을 잘라내어 대퇴사두근의 수축을 위한 공간을 만들 수 있다. 보다 빠른 속도의 보행 시 에너지 효율성이 크고,¹⁰ 장사방형 소켓에 비해 회음부에 가해지는 전단력이 줄어들어 편안하다. 입각기 안정성에 의해 lateral thrust가 감소한다.⁸ 단점은 장사방 소켓에 비해 비싸고 제작이 어려우며, 좌골지 높이에서 전후 직경이 넓어서 전후 운동면(anterior/posterior plane)에서의 움직임이 커진다.⁸

최근 좌골 포함형 소켓의 변형인 Marlo Anatomical Socket (MAS) 소켓이 소개되고 있다. MAS 소켓은 좌골 포함형 소켓의 내측(좌골조면과 닿는 부분)과 외측(대전자부와 닿는 부분)은 그대로 두고 후면의 높이를 둔부주름선(gluteal fold) 이하로 대폭 낮추어 의지를 착용한 상태에서 고관절 가동범위가 증가하고 내외측 의지 조절이 더 강력해지며¹¹ 몸에 붙는 하의를 입었을 때 자연스러운 둔부 모양을 유지할 수 있는 장점이 있다. 아직은 제작 기술이 충분히 보급되지 않은 상태이며, 소켓이 잘 안 맞는 경우 좌골조면에 통증

이 발생하는 경우가 있다.

(3) 슬관절 장치(Prosthetic knees): 의지 슬관절 장치의 종류에 따라 능동적 조절(voluntary control) 및 자체 안정성(inherent stability)이 달라진다. 능동적 조절이란 입각기 이전과 입각기 동안 능동적으로 허벅지를 신전시키는 능력을 말한다. 능동적 조절을 통해 슬관절 장치를 안정화시킬 수 있으므로, 능동적 조절이 잘 될수록 자체 안정성은 덜 요구되고, 조절이 잘 안 될수록 자체 안정성이 많이 요구된다. 슬관절 장치의 안정성은 다음과 같은 방법으로 얻을 수 있다.

- 접지때와 기립때는 고관절 신전근을 이용하여 절단단이 소켓을 통해 후방으로 힘을 줌으로써 슬관절을 안정시킨다.
- 체중 중력선(weight line)보다 슬관절 축을 후방에 오도록 의지를 제작한다.
- 부적절한 슬관절 굴곡을 방지하기 위해서 슬관절의 제동장치(braking mechanism)나 제륜장치(locking mechanism)를 사용할 수 있다.

슬관절 장치의 마찰(Friction)은 유각기에 과도한 슬관절 굴곡을 막기 위한 저항을 주게 된다. 슬관절 조절에는 크게 mechanical friction과 fluid friction이 있는데, mechanical friction은 보행속도와 상관없이 일정한 마찰력이 제공되어, 일정한 속도로 보행하는 환자에게 적합하다. Fluid friction은 mechanical friction에 비해 비싸고 유지비가 많이 드는데, 보행속도에 비례하여 마찰력이 제공된다.

① Designs

㉠ 단축 슬관절(Single-axis knees): 단축 슬관절은 회전축이 하나이며, 슬관절 정렬(alignment)과 능동적 조절(근육의 힘)을 통해서만 안정성이 얻어진다. 회전축은 체중중력선의 약간 뒤쪽에 위치하며, 능동적 조절이 증가하게 되면 zero mark (체중중력선이 슬관절 축을 통과하는 지점)보다 더 앞쪽으로 무릎이 움직일 수 있게 되며 이를 ‘trigger’라고 한다. 무릎은 이 지점보다 앞으로 움직여서는 안 되며, 만일 앞으로 가게 되면 불안정성이 발생하게 된다. 근력이 약하거나 짧은 절단지를 갖고 있는 환자는 고관절 신전근을 적절히 수축할 수 없어서 슬관절을 대전자-무릎-발목 선(trochanter knee ankle line)의 뒤쪽에 두어야 하는데, 이런 정렬상태는 유각기에서 슬관절 굴곡을 하기 어렵게 만들어서 다른 장치에 비해 에너지 소비가 증가되는 단점이 있다. 마찰이 너무 적은 경우에는 swing이 너무 쉽게 일어나서 vault를 유발한다.⁸

㉡ 다중심 슬관절(Polycentric knees): 슬관절과 하퇴부가 네 개의 막대로 연결되며, 슬관절의 운동은 두 개 이상의 축을 중심으로 일어난다. 이 슬관절의 장점은 유각기에 효율적으로 의지 길이가 단축되며, 앉을 때 장치 내에서 스스로 접히기 때문에 미용상의 장점이 있다.¹² 또한 안정성이 우수하기 때문에 짧은 절단지의 환자에게 사용될 수 있으며, 회전축이 보다 근위부에 위치하게 되어 능동적 조절이 증가된다. 슬관절 장치가 짧아서 잔여지가 매우 길거나, 슬

관절 이단에서도 사용할 수 있다.⁸

㉠ 체중부하 입각기 제어 슬관절(Weight-activated stance control knees): 제동장치(braking mechanism)를 갖고 있어서 체중이 부하되면 슬관절 내의 마찰이 강화되어 입각기에 갑작스런 슬관절 굴곡을 막을 수 있다. 유각기 때의 저항은 항상 일정하다. 장점은 안정성이 좋아서 고관절 신전근이 약한 환자나 노인 환자에게 사용 가능한 것이다.⁸ 단점은 무릎을 굽히기 위해서는 완전히 체중부하가 제거되어야 하며, 따라서 양측 하퇴절단 환자에서는 두 무릎을 동시에 구부려 앉는 것이 불가능하여 적용할 수 없다.⁸

㉡ 수동 제륜 장치(Manual locking knees): 기립 상태에서 가장 안정성이 높은 형태이다. 앉기 위해서는 손잡이를 풀면 되고 완전 신전시키면 자동적으로 손잡이가 잠기게 된다. 단점은 무릎을 신전시킨 채로 걸어야 하기 때문에 정상적인 보행이 되지 않고 유각기 발꿈치 배제(clearance)를 위해서는 반대편 보다 길이가 짧아야 한다. 이 장치는 안정성이 최대 목표인 환자를 위주로 처방된다.

㉢ 인공지능형 슬관절(Microprocessor-controlled knees): 유압식(hydraulic) 혹은 공압식(pneumatic) 조절 장치에 보행 속도에 따른 조절 기능을 더한 것이다. Otto bock에서 제작한 C-leg, Ossur사의 Rheo knee가 있다. 장점은 힘, 속도, 그리고 활동 타입에 따라 마찰이 달라지게 되어 있어서 빨리 걸으면 유각기에서 마찰을 증가시켜 과도한 슬관절 굴곡을 막는다. 또한 발을 헛디디거나, 걷지 않는 상황에서는 무릎을 잠구어(locking) 안정성을 증가시킨다. 가격이 비싸다는 단점이 있다.

(4) 하퇴부(Shank): 하퇴부는 소켓과 족부-족관절부를 연결시키고 소켓에 걸린 체중을 족부-족관절부로 전달하는 역할을 한다. 외골격성 하퇴부는 단단한 바깥벽을 통해 체중이 실리게 되며, 무게고 부피가 크다. 내골격성 하퇴부는 최근에 주로 사용되고 있는 형태로 pylon을 통해서 체중이 전달되며, 소켓, 하퇴부, 족부-족관절부를 각각 조합해서 만들 수 있으므로 쉽게 교체, 수리할 수 있다. 외골격성 하퇴부보다 더 가볍고, 완성된 위치 주위에 외피를 씌워 하지의 외양을 자연스럽게 할 수 있다.

(5) 족부-족관절부(Foot-ankle assemblies): 족부-족관절부의 처방에서 고려해야 할 점은 다음과 같다.³

1. 충격을 적절히 흡수할 수 있는 능력
2. 편평하지 않은 바닥에 적응할 수 있는 능력
3. 의지 말단이 너무 무거워지지 않도록 한다.
4. 족부의 동적 반응(push-off 동안 에너지가 되돌아오게 하는 힘)
5. 적절한 균형 유지

① SACH (Solid ankle cushion heel) feet: SACH는 나무로 된 용골(keel), 용골을 감싸고 있는 탄성물질, 용골 밑을 지나는 벨트, 하퇴부와 족부를 연결시키는 나사못과 탄력이 있는 발꿈치 부분으로 구성되어 있다. SACH는 족부 내에

관절이 없으며, 하퇴부의 원위부에서 어떤 방향의 움직임도 허용하지 않는 형태이다. 그러나 입각기 때 발꿈치 부분의 탄성물질의 압박에 의해 정상적인 족관절의 편심성 배측 굴곡처럼 기능한다.¹³ 체중 부하기(loading response) 동안 충격 흡수 역할도 한다. 발꿈치 탄성이 적절한 경우 충격 흡수로 인해 전체 하지에 도움이 되며, 발꿈치가 너무 단단할 경우 발생할 수 있는 슬관절 굴곡 모멘트가 감소된다. 단점은 족관절의 저측굴곡 및 배측굴곡이 어느 정도 제한된다는 것과 발꿈치 높이가 고정되므로 일정한 굽 높이의 신발을 신고 실내에서는 실내화가 따로 필요하다는 점이다. 장점은 비싸지 않고 내구성이 좋으며 소음이 적다는 것이다. 또한 약간의 내외측 움직임이 있으므로 편평하지 않은 길도 쉽게 걸을 수 있다. 이러한 이유로 지금까지도 널리 사용되고 있다.

② 단축 족부-족관절부(Single-axis foot ankle assembly): 족관절 축을 중심으로 시상면(sagittal plane)에서의 움직임이 가능하다. 이 움직임은 대부분 저측굴곡이지만 일부 배측굴곡도 허용된다. 저측굴곡은 보행의 안정성에 매우 중요한데, 발이 저측굴곡되기 시작하면 지면반발력(ground reaction force)이 발 아래쪽에서 앞쪽으로 이동하고, 무릎의 뒤에서 앞으로 이동하게 되어 슬관절 신전 모멘트를 제공한다. 따라서 대퇴사두근의 위약이 있는 하퇴절단 환자나 혹은 고관절 신전근의 위약에 의해 슬관절의 적절한 조절이 되지 않는 대퇴절단 환자들에게 좋다. 저측굴곡이 있으면 경사 길을 내려갈 때도 도움이 되는데, 지면반발력이 급속히 앞으로 이동하게 되면 슬관절 굴곡 모멘트를 감소시키게 되어 급격한 슬관절 굴곡 없이 경사 길을 내려갈 수 있게 된다. 배측굴곡은 저측굴곡만큼 중요하지는 않지만 지면반발력이 발목의 앞으로 움직이기 시작하는 입각기 중, 후반에 주로 작용하여 보다 편안하게 걸을 수 있다. 만일 배측굴곡이 되지 않는다면 과도한 슬관절 신전 모멘트를 경험하게 되며 말기 입각기와 유각기 전기로 진행하기가 힘들다.

이러한 발목에서의 움직임은 주로 발목의 앞뒤에 장착되어 있는 범퍼를 통해 이뤄지며, 범퍼는 족부가 회전하는 속도와 움직임의 양을 조절하게 된다. 저측굴곡 범퍼는 족관절축의 뒤쪽에 위치하며, 범퍼가 단단하면 천천히, 부드러우면 빨리 회전한다. 만일 범퍼가 너무 단단하면 슬관절 굴곡 모멘트가 커지고, 너무 부드러우면 모멘트가 작아진다. 단축 족부-족관절부의 장점은 안정성이 뛰어나서 족관절의 내, 외측 안정성이 필요하거나 노인의 경우 선호하게 된다. 단점은 족관절의 내, 외측 움직임이 없으므로 편평하지 않은 길을 걸기에 불편하고 소음이 있을 수 있으며 유지하기 위해 손질을 자주 해야 한다는 점이다.

③ 다축 족부-족관절부(Multi-axial foot ankle assembly): 이 디자인은 해부학적 발의 움직임과 비슷하게 고안되어 저측, 배측굴곡 및 내번 외번과 약간의 회전이 가능하다. 이러

한 움직임은 유연성 있는 용골 혹은 실제 관절을 통해 이뤄진다. 유연성 있는 용골은 특히 편평하지 않은 지면에서 지면반발력에 의해 발의 변형이 발행하면서 용골 자체 내에서 움직임이 일어나게 된다. 변형이 오면서 족부가 지면과 접촉하게 되고 따라서 의지를 착용한 사람에게 안정감 있는 지지 기반을 제공하게 된다. 실제 다축 관절이 있는 족부는 세 가지 측면(저측-배측 굴곡, 내번-외번, 회전) 모두에서 움직임을 허용한다. 이런 움직임은 범퍼를 통해 일어나는데 단축 족관절과 비슷하게 고안되어 있다. 최근, 다축 족부는 에너지 되돌림(energy return)을 향상시킬 수 있는 재질로 만들어져서 충격을 흡수하고 보행 중 에너지 소비를 줄임으로서 불규칙한 지면에서 실외보행을 하는 활동적인 환자들에게 많은 도움이 되고 있다.

④ 동적 반응 족부(Dynamic response feet): 최근에는 좀 더 활동적인 절단 환자를 위하여 입각기 중반에 에너지를 축적하여 입각기 말기에 이용할 수 있는 에너지 저장형(energy storing) 족부-족관절부가 고안되어 사용되고 있다. 용골의 재료는 부하를 가하면 변형되었다가 다시 원래 형태로 되돌아오게 되어 있어서 부하가 제거되면 발과 다리가 앞으로 나아가도록 해준다. 이로 인해 보행시 에너지 소비를 감소시킬 수 있으며, 보행 속도가 다양한 활동적인 환자나 달리기, 점프와 같은 고난도의 활동을 하는 경우에 적절하다. 일정한 속도로만 보행하는 활동성이 적은 환자들(주로 노인들)은 충분한 부하를 가할 수가 없기 때문에 동적 반응 족부의 적응이 되지 않는다.

(6) 기타 구성(Other component)

① Rotators: 소켓과 슬관절부 사이에 위치하여 하퇴가 소켓에 대해 돌아갈 수 있도록 하여 양반다리(taylor's position)를 하기 쉽게 해준다.

② Shock absorbers

(7) 대퇴 절단 의지의 정렬(alignment): 대퇴 의지의 정렬은 부품 선택, 사용자의 근력, 관절가동범위에 좌우된다. 관상면(coronal plane)에서 족부와 슬관절은 대개 좌골에 비해 바깥에 위치하게 된다. 족부는 짧은 절단지 혹은 약간의 고관절 외전근 위약이 있는 환자에서는 보다 더 바깥으로 나가 거의 소켓의 중앙까지 가게 된다. 중등도의 외전근 위약이 있거나 아주 짧은 절단지에서는 실레지안 벨트 혹은 골반대를 사용해야만 한다. 시상면에서 소켓은 수직에서 5도 초기 굴곡(preflexion)되어야 한다.¹⁴ 예를 들어 환자가 고관절에 5도의 굴곡 구축이 있다면 의지 소켓은 10도 굴곡 되어야 한다. 이를 통해 입각기 말기에 부족한 슬관절 굴곡을 보상할 수 있으며, 건측에서 정상적인 보(step)를 형성하게 된다. 만일 5도의 굴곡을 만들지 않으며 의지 사용자는 보장(step length)이 짧아지게 되고, 고관절 구축을 반영하지 않으면 슬관절의 불안정성을 초래하게 된다. 장사방형 소켓의 슬관절 정렬에서는 대전자-무릎-발목 선이 사용된다. 단축 슬관절은 대전자와 발목을 연결하는 선에서 6 mm 뒤

에 위치해야 한다.¹⁴ 좌골 포함형 소켓에서는 체중 중력선(weight line)이 사용되는데, 정렬의 시작점인 좌골에서 소켓의 이등분선으로부터 수직으로 내려오는 선이다. 슬관절 축을 이 선의 뒤로 옮기면 안정성을 증진시킬 수 있고, 체중 중력선에 가깝게 옮기면 능동적 조절이 더 많이 요구되지만 말기 입각기에서 슬관절 굴곡이 더 쉬워져서 정상적인 보행 양상을 하게 된다. 정렬의 목표는 슬관절이 안정적이면서도 조절하기 쉽도록 하는 것이다.

결 론

의지 부품은 기능의 수행에 큰 영향을 미친다. 따라서 부품의 선택은 하지 의지의 부품의 특성을 충분히 이해하고 어떻게 적용하는지가 중요하다. 또한 의지 부품을 선택할 때에는 환자의 기능수준에 따라 달라져야 하는데, 특히 말초 혈관질환이나 당뇨로 인한 절단 환자들의 경우에는 이들의 특수한 상황, 건축 하지의 보호; 절단지에 가해지는 비정상적인 힘; 그리고 보행시의 에너지 소비, 등을 고려해서 결정해야 한다. 즉, 적절한 의지부품을 결정하는 데는 절단 레벨에 기초하여 예상되는 기능수준을 고려하여 이루어져야 한다.

참 고 문 헌

1. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, et al. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:613-627.
2. Han TY, Bang MS. Rehabilitation medicine. 3rd ed. Seoul: Koonja, 2008.
3. Friel K. Componentry for lower extremity prostheses. J Am Acad Orthop Surg 2005;13:326-335.
4. Dietzen CJ, Harshburger J, Pidikiti RD. Suction sock suspension for above-knee prosthesis. J Prosthet Orthot 1991; 3:90-93.
5. Layton H. A vacuum donning procedure for transfemoral suction suspension prostheses. J Prosthet Orthot 1998;10:21-24.
6. Kapp S. Suspension systems for prostheses. Clinical Orthopaedics and Related Research 1999;361:55-62.
7. Michelle ML, Caroline CN. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 2nd ed. Missouri: Saunders, 2007.
8. Sara JC. Physical medicine and rehabilitation board review. 1st ed. New York: Demos, 2004.
9. Pritham CH. Biomechanics and shape of the above knee socket considered in light of the ischial containment concept. Prosthet Orthot Int 1990;14:9-21.
10. Gailey RS, Lawrence D, Burdi HC, Spyropoulos P, Newell C, Nash MS. The CAT. CAM socket and quadrilateral socket: a comparison of energy cost during ambulation. Prosthet Orthot

- Int 1993;17:95-100.
11. Trower TA. Changes in lower extremity prosthetic practice. Phys Med Rehabil Clin N Am 2006;17:23-30.
12. Oberg K. Knee mechanisms for through-knee prostheses. Prosthet Orthot Int 1983;7:107-112.
13. Goh JC, Solomonidis SE, Spence WD, Paul JP. Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet. Prosthet Orthot Int 1984;8:147-154.
14. Radcliffe CW. Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. Prosthet Orthot Int 1994;18:159-173.