

Miguel Terra de Araújo Coelho

**ILUSTRAÇÃO DA CINEMÁTICA E DA CINÉTICA
CORPORAL DURANTE ATIVIDADES EM CADEIA
FECHADA: revisão de literatura**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2012

Miguel Terra de Araújo Coelho

**ILUSTRAÇÃO DA CINEMÁTICA E DA CINÉTICA
CORPORAL DURANTE ATIVIDADES EM CADEIA
FECHADA: revisão de literatura**

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do título de bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira Fonseca

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2012

RESUMO

A escassez de ilustração na literatura didática sobre o estudo do movimento do corpo em cadeia cinética fechada pode ser um limitador para a compreensão da cinesiologia por parte do aluno, especialmente quando estuda-se o corpo em cadeia cinética fechada. O propósito deste trabalho consiste-se em reunir literatura didática já reconhecida que aborda o assunto, e construir um atlas do movimento em cadeia cinética fechada em duas situações convenientes para a prática fisioterápica – avaliação postural e de marcha. Serão feitas ilustrações de movimentos e posturas ideais já documentadas e algumas descrições de como compensações posturais podem ocasionar disfunções de movimento. Espera-se que este trabalho venha facilitar a compreensão do estudo do movimento nestas duas situações ideais, e que possa servir de base para o aluno na compreensão das disfunções de movimento.

Palavras-chave: Ilustração. Cadeia cinética fechada. Avaliação postural. Marcha.

ABSTRACT

The shortage of illustration in didactic literature on the study of body movement in closed kinetic chain may be a limitation for the understanding of kinesiology by the student, especially when the body is studied in closed kinetic chain. The purpose of this work consists in gathering already recognized didactic literature that approaches the subject, and make an atlas of motion in closed kinetic chain for two situations suitable for physiotherapy practice - assessment of posture and gait. Will be made illustrations of ideals movements and postures already documented and some descriptions of how postural compensations can cause movement dysfunctions. It is hoped that this work will facilitate the understanding of the study of motion in these two ideal situations, and can serve as a basis for the student comprehend movement dysfunctions.

Keywords: Illustration. Closed kinetic chain. Assessment posture. Gait.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	6
2	REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA AVALIAÇÃO DA POSTURA	10
2.1	Descarga de Peso	11
2.2	Controle Muscular	13
3	REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA AVALIAÇÃO DA MARCHA	15
3.1	Descarga de Peso	15
3.1.1	Contato inicial	15
3.1.2	Apoio Médio	17
3.1.3	Impulso	18
3.2	Fáscia Tóraco-Lombar e sua Participação na Marcha	19
3.3	Controle Muscular	20
3.3.1	Contato Inicial	20
3.3.2	Apoio Médio	21
3.3.3	Impulso	22
4	CONCLUSÃO	43
	REFERÊNCIAS	44
	ÍNDICE	48

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	24
FIGURA 2	25
FIGURA 3	26
FIGURA 4	27
FIGURA 5	28
FIGURA 6	29
FIGURA 7	30
FIGURA 8	31
FIGURA 9	32
FIGURA 10	33
FIGURA 11	34
FIGURA 12	34
FIGURA 13	35
FIGURA 14	35
FIGURA 15	36
FIGURA 16	37
FIGURA 17	38
FIGURA 18	39
FIGURA 19	40
FIGURA 20	41
FIGURA 21	42

1 INTRODUÇÃO

A observação empírica da cinemática do corpo segue, tradicionalmente, um método comum da ciência para tentar entendê-lo: fragmenta-se o objeto de estudo em partes para depois reconstruí-lo (BUNGEE, 2009). Nas áreas médicas, é comum entender a parte e focar sua atenção até que se esgotem as possibilidades de descobertas sobre os processos patológicos que podem originar daquela fração. Este processo de particionamento do conhecimento permite, supostamente, compreender a doença e, ao conhecer mais sobre a parte estudada, aumenta as chances de uma intervenção local bem sucedida (NISHIKAWA, 2009). Nesse sentido, o direcionamento da formação acadêmica e profissional com foco nas especialidades têm se torna do cada vez mais comuns (BUNGEE, 2009).

Na cinesiologia do corpo humano a abordagem tradicional não é diferente. O estudo cinesiológico busca a compreensão de partes específicas do corpo em que o movimento acontece e procura identificar como os segmentos corporais trabalham durante o movimento com o objetivo de reconhecer processos atípicos que podem contribuir para a ocorrência de lesões crônicas ou agudas (KISNER, 2005). Este fato é ilustrado pela existência de capítulos separados para cada articulação do corpo, especificando cada detalhe cinesiológico e alterações mais comuns de cada região (NEUMANN, 2005; NORKIN, 2001). O estudo de cada região (segmento corporal) isoladamente, sem considerar as interrelações entre os diferentes segmentos, leva a uma compreensão restrita do movimento. Por exemplo, uma tendinite de bíceps femoral deve ter sua causa dentro dos limites da articulação do joelho; uma ruptura de um tendão de supraespinhoso terá a resposta do que a ocasionou dentro da articulação glenoumeral; uma fascíte plantar será consequência de alterações do segmento tornozelo-pé, entre outros inúmeros exemplos (KISNER, 2005).

Entender esses processos de maneira tão reducionista parece confortável a primeira vista, pois, aparentemente, permite a criação de protocolos de tratamento que podem ter efeitos em curto prazo e com menor custo para o cliente (CAMPBELL, 1992). Certamente, esta abordagem não é de todo indesejável, pois as ciências da saúde buscam, além do bem estar do indivíduo, a redução dos custos de tratamento que impactam diretamente nos gastos do Estado para os cuidados da

população (DETTINGER, 2002). Uma pessoa economicamente ativa afastada de seu ofício por razões de saúde, além de deixar de contribuir com sua mão de obra, pode ainda ser causa da retirada de outra(s) pessoa(s) do mercado de trabalho que passarão a cuidar dela (DETTINGER, 2002).

A intervenção ortopédica com um escopo de conhecimento especializado nem sempre resulta em um tratamento bem sucedido (HEBERT, 1998). Milhares de pessoas ainda continuam a sofrer de queixas primárias mesmo após o tratamento classicamente prescrito. Isso nos leva a interrogar, como profissionais da reabilitação, onde estaria, de fato, as causas da queixa persistente. Essa abordagem limitada ocorre não pela falta de pesquisas e discussões sobre anatomia, histologia, patologia, farmacologia, engenharia, cinesiologia, ortopedia, neurologia, psicologia, dentre outros, mas porque nos falta um melhor entendimento sobre como o processo de adoecimento acontece (PERRACINI, 2009). Talvez o ponto de partida seja mudar a estratégia de como entendemos o sistema musculoesquelético. O fracionamento dos estudos das áreas da saúde (médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, fonoaudiólogos, educadores físicos e outros) e da ergonomia (engenheiros, arquitetos, psicólogos, designers e outros) pode ser responsável pela lacuna existente no conhecimento global do corpo. A síntese desse conhecimento pode ser o gatilho para uma nova forma de estudar a biomecânica.

Perder de vista a compreensão do todo (o sistema locomotor como uma unidade interdependente entre suas partes e o meio em que se situa) faz com que determinados conhecimentos fiquem negligenciados (BUNGEE, 2009). Por exemplo: cada articulação do corpo relaciona-se com a adjacente, e esta com outra, sucessivamente, de acordo com a tarefa realizada dentro de um determinado ambiente (casa, rua, trabalho, quadra, piscina, praia, etc.) (STEINDLER, 1973). Entretanto, esta visão macro do corpo humano não é abordada nos estudos que são desenvolvidos de forma demasiadamente particionada e específica.

O corpo pode ser comparado, com seu alinhamento ósseo e articulações diversas que limitam os graus de liberdade possíveis, a uma estrutura mecânica. Todavia, o modelo estrutural (ou as representações gráficas utilizadas) comumente é estudado de modo fracionado (STEINDLER, 1973). Entender esta estrutura mecânica como um sistema (elementos que se relacionam) poderá nos dar uma

maior clareza de como essa harmonia intersegmentar ocorre durante a postura e o movimento em atividades funcionais (CAMPOS, 1982). Assim, atividades realizadas em cadeia cinética fechada, como subir escada, carregar objetos, alcançar uma peteca em um jogo de quadra, devem ser analisadas como um todo e não por meio do estudo de articulações separadas.

Este trabalho tem como foco a ilustração gráfica de modo global da postura e do movimento. Considerando que uma das grandes dificuldades do aluno na graduação do curso de Fisioterapia em compreender a cinemática está ligada aos movimentos complexos que ocorrem em cadeia cinética fechada, será apresentado um atlas resumido da cinemática e cinética do corpo humano em situações estáticas (postura) e dinâmica (movimentos, especificamente a marcha). Portanto, este trabalho propõe criar uma ilustração do o corpo durante a avaliação da postura e do movimento humano em cadeia cinética fechada, interrelacionando os segmentos corporais e as estruturas do sistema musculoesquelético, por meio de modelos com desenhos ilustrativos.

No sentido de facilitar o entendimento do processo de avaliação fisioterapêutica, este trabalho será dividido em duas partes. A primeira parte consistirá em um atlas de avaliação postural. A segunda parte abordará a representação gráfica da avaliação do movimento. Cada parte desta monografia será organizada por meio de ilustrações que abordarão as forças que causam a postura e/ou o movimento em dois contextos distintos:

A) Representação dos torques passivos produzidos pelos pesos segmentares e força de reação do solo (torques externos), e pela resistência ligamentar e articular;

B) Representação dos torques ativos produzidos pela força muscular (torque interno), responsáveis pelo controle do movimento na postural e na marcha.

Nestes contextos, além da representação do movimento e postura típicos, algumas alterações posturais ou de movimento serão descritas no sentido de demonstrar a importância dessas forças na produção de processos comumente encontrados na clínica fisioterápica.

Os desenhos serão criados a partir do estudo de peças anatômicas ou ilustrações contidas em atlas anatômicos ou livros de cinesiologia. Esses desenhos consistirão, principalmente, de modelos representativos dos segmentos corporais e, portanto, não irão reproduzir fidedignamente cada estrutura óssea, ligamentar ou muscular do corpo humano. Para cada desenho apresentado, haverá uma descrição do que deverá ser observado para seu entendimento. Os desenhos serão apropriados para ilustrar questões importantes do sistema músculo-esquelético durante a avaliação da postura e do movimento pelo estudante de Fisioterapia. As ilustrações foram elaboradas preferencialmente considerando o sistema de maneira integral, mas, quando necessário, regiões segmentadas foram enaltadas.

2 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA AVALIAÇÃO DA POSTURA

O objetivo dessa seção consiste em ilustrar como as forças que atuam ativa e passivamente sobre o corpo produzem torques que atuam na posição ortostática e em repouso. A postura ideal será utilizada para descrever o que se deve observar durante a postura em ortostatismo, e detalhes das articulações mais importantes serão ressaltados para ilustrar cada etapa de descarga de peso.

Inicialmente faremos uma descrição das forças passivas atuantes no corpo, como o peso dos segmentos corporais e a força de reação do solo. Estas forças provocam torques sobre os segmentos e articulações do corpo em cadeia cinética fechada, o que influencia nos movimentos de todos os segmentos corporais participantes na manutenção da postura. A representação detalhada desse “efeito em cadeia” é fundamental para a compreensão de como movimentos pontuais sobre uma região podem influenciar outros segmentos que aparentemente não possuem relação. Além disso, a análise será em sentido caudo-cefálico.

Após a apresentação das forças passivas (descarga de peso e força de reação do solo) atuantes sobre as estruturas corporais e seus torques resultantes, deve ser demonstrado como o corpo controla ativamente essas forças. Para se manter o equilíbrio de forças no sistema, sua resultante deve ser igual a zero. Logo, para que o corpo mantenha sua postura em repouso, estruturas ativas músculo-tendíneas devem responder à resultante de forças originadas das forças passivas. Nesta segunda parte da avaliação postural, descreveremos os torques ativos que anulam essa resultante de forças.

Assim, nestas ilustrações serão realizadas representações globais e locais de como a musculatura participa da manutenção da postura. A orientação dessas forças será feita em sentido caudo-cefálico, indicando as forças necessárias e as estruturas responsáveis no controle de movimento resultante das forças passivas.

2.1 Descarga de Peso

A linha que representa a força da gravidade passa anterior ao eixo da articulação talo-crural, provocando um torque dorsiflexor **(P.1)** (NORKIN, 2001). A força de reação ao solo no calcâneo, por se concentrar lateralmente à esta articulação subtalar, provoca um torque de pronação no retropé **(P.2)** (MICHAUD, 1993). O movimento resultante é a eversão de calcâneo e adução com flexão plantar de tálus. Como a articulação talo-crural permite pouca rotação sobre o eixo vertical, a perna acompanha a adução de tálus com um movimento de rotação medial **(P.3)** (MICHAUD, 1993).

Com a eversão do calcâneo durante a pronação de retropé, a borda medial do antepé vai de encontro ao chão. A força de reação concentrada sobre a cabeça do primeiro metatarso provoca uma força inversora no antepé **(P.4)** (pronação do eixo oblíquo e supinação sobre o eixo longitudinal da articulação mediotársica) (NORKIN, 2001; MICHAUD, 1993).

O movimento de eversão do calcâneo também provoca uma relativa redução do comprimento do membro inferior pelo abaixamento do tálus. Isso pode influenciar a postura de pelve se a eversão for assimétrica entre os dois pés **(P.5)** (MICHAUD, 1993).

Na articulação do joelho, a linha de gravidade passa anteriormente, provocando um momento extensor **(P.6)** (NORKIN, 2001). Essa articulação em extensão durante a postura ortostática mantém a relação de tíbia e fêmur sobre o eixo vertical devido às estruturas ligamentares que participam da artrocinemática do joelho (mecanismo em parafuso, ou “screw-home”) (NORKIN, 2005). A rotação medial da tíbia leva o fêmur também em rotação medial **(P.7)**, produzindo um aumento do ângulo Q (SARHMANN, 2005). A tração de estruturas laterais, como retináculos laterais da patela, banda ílio-tibial e músculo reto femoral também contribui para esse posicionamento da patela **(P.8)** (MICHAUD, 1993).

A linha da gravidade passa posteriormente à articulação do quadril, provocando um momento extensor **(P.9)**. Ocorre também rotação medial de fêmur provocada pela rotação medial da tíbia e adução do tálus **(P.10)**. O ligamento ílio-femoral, ísquio-femoral e pubo-femoral resistem a este torque de extensão e rotação medial, o que roda a pelve anteriormente **(P.11)** (MICHAUD, 1993).

Caso a cabeça femoral, condilo medial femoral e o calcâneo sobre o estejam alinhados verticalmente, não ocorrerá torques em valgo ou varo no joelho **(P.12)** (NORKIN, 2001).

O posicionamento anterior do centro de gravidade em relação ao eixo de rotação da sacro-ilíaca provoca um momento de nutação sacral **(P.13)** (NORKIN, 2001). Os ligamentos sacrotuberosos e sacroespinal resistem ao movimento com um torque de contra-nutação **(P.14)**.

A postura do sacro influencia diretamente na curvatura da coluna vertebral **(P.15)**, pois qualquer alteração na base dessa coluna trará movimentos compensatórios por toda sua extensão. Por exemplo, um aumento do ângulo lombo-pélvico trará um aumento da lordose lombar, resultando em postura alterada dos quadrantes superiores **(P.16)**.

A linha da gravidade que passa sobre as coluna torácica e lombar encontra-se anterior à transição tóracolombar (T12 e L1) e posterior à coluna lombar baixa (L3) **(P.17)**, provocando, respectivamente, um torque flexor e outro extensor. A linha da gravidade que atravessa a coluna, portanto, acentua as curvas lordóticas e cifóticas naturais das regiões cervical, tóraca e lombar **(P.18)** (NORKIN, 2001).

A postura da coluna torácica influencia o posicionamento espacial da cintura escapular, pois esta acompanha o formato do gradil costal **(P.19)**. Por exemplo, um aumento da cifose torácica por uma anteversão pélvica coloca a escápula em inclinação anterior relativa sobre o eixo sagital (SARHMANN, 2005); um desnivelamento pélvico resultante de uma diferença de comprimento funcional ou estrutural de membros pode provocar uma escoliose funcional, alterando o posicionamento escapular (MICHAUD, 1993; SARHMANN, 2005).

O peso do membro superior provoca uma força de translação inferior de úmero sobre a fossa glenóide **(P.20)**, um torque de rotação inferior de escápula

próximo à articulação acrômio-clavicular **(P.21)**, e depressão de clavícula devido ao torque sobre a articulação esterno-clavicular **(P.22)**. (NEUMANN, 2006).

O centro de massa da cabeça está localizado anteriormente à articulação atlanto-occipital, provocando um torque em flexão **(P.23)**. A tração do ligamento nugal provocada pela força flexora gera uma extensão da coluna cervical superior **(P.24)**. Na região cervical baixa, o centro de massa anteriorizado provoca um torque flexor **(P.25)** (NORKIN, 2001). A articulação atlanto-axial mantém-se alinhada seguindo um alinhamento retrógrado de coluna vertebral até cintura pélvica **(P.26)** (NORKIN, 2001).

2.2 Controle Muscular

O controle da força inversora no antepé é feito pelo alongamento da fásia plantar, ligamentos plantares **(Q.1)** (em mola, plantar longo, aponeurose plantar e plantar curto, em ordem de importância – MOORE, 1985, *apud* NORKIN, 2001), e músculos flexor longo do hálux e fibular longo (MICHAUD, 1993). A pronação de retopé é controlada pelo ligamento deltóide, interósseo e pelas musculaturas do tibial anterior e posterior **(Q.2)** (MICHAUD, 1993).

O momento de dorsiflexão é resistido pelo tríceps sural que realiza um torque de flexão plantar **(Q.3)**.

O torque de extensão causado pela linha da gravidade que passa anteriormente à articulação do joelho é controlada pelos isquiossurais, gastrocnêmio e cápsula articular **(Q.4)** (NORKIN, 2001).

A rotação medial do fêmur será controlada pelos rotadores laterais de quadril **(Q.5)** (glúteo máximo, glúteo médio posterior e musculatura intrínseca) (SAHRMANN, 2005). A anteversão pélvica provocada pela rotação medial de fêmur será controlada pelas musculaturas extensora de quadril (glúteo máximo e isquiossurais) e abdominais (principalmente o reto e oblíquo externo).

A ativação do músculo bíceps femoral auxilia no aumento de tensão do ligamento sacrotuberoso, auxiliando no controle da natação sacral **(Q.6)**. Os músculos piriforme e o glúteo máximo também colaboram para o torque de contra-natação **(Q.7)** (VLEEMING, 1997).

Sobre o eixo da articulação esterno-clavicular, a porção superior do trapézio produz um torque no plano frontal sobre a articulação esterno-clavicular no sentido de elevar a clavícula **(Q.8)** (SAHRMANN, 2005). A rotação inferior da escápula é contida pela ação da musculatura do serrátil anterior, trapézios superior e inferior **(Q.9)** (NEUMANN, 2006). Alterações na postura de repouso da cabeça umeral podem ser devido à postura alterada de escápula **(Q.10)** (LUDEWIG, 2000, *apud* NEUMANN, 2006).

Os extensores cervicais de pescoço e cabeça resistem ao torque de flexão de cervical baixa e alta, respectivamente **(Q.11)** (BRODY & HALL, 2005). O ligamento nucal resiste ao movimento de flexão cervical alta, mantendo a postura dessa região em extensão **(Q.12)** (NORKIN, 2001).

3 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA AVALIAÇÃO DA MARCHA

O objetivo desta seção é a descrição das forças passivas e ativas que agem no sistema musculoesquelético durante marcha para que esta atividade possa ser controlada voluntariamente. Como a marcha é um processo complexo de interações entre estruturas passivas e ativas, é apropriado descrevê-la em seus eventos principais, como comumente é feito na literatura.

A marcha foi subdividida nas fases de contato inicial, apoio médio e impulso. Cada fase possui suas particularidades cinesiológicas, e terá uma descrição separada das forças ativas e passivas que estão atuando no sistema musculoesquelético. A análise da fase de balanço será feita do membro contralateral que está na fase de apoio.

Inicialmente, como na avaliação postural, serão feitas descrições das forças passivas que atuam sobre o corpo em cada uma das fases. Estas forças (peso corporal e a força de reação do solo) serão descritas, e os movimentos resultantes ilustrados. Como a fase de apoio da marcha também é considerada um movimento em cadeia cinética fechada, a interrelação entre os segmentos será realizada para cada torque puntual que ocorre em cada segmento. O sentido das descrições será em sentido caudo-cefálico.

Na segunda parte, como feito na avaliação postural, serão analisadas as forças ativas que controlam o movimento e mantêm as características cinemáticas já descritas na literatura. Essa descrição também será realizada no sentido caudo-cefálico.

3.1 Descarga de Peso

3.1.1 Contato inicial

A força de reação do solo, aplicada na região postero-lateral do calcanhar **(A.1)**, produz um torque de pronação subtalar **(A.2)** e flexão plantar talo-crural **(A.3)**

(MICHAUD, 1993). A força de reação do solo movimenta a subtalar entre 4 a 12° de pronação. Conforme descrito na postura, este movimento de pronação envolve flexão plantar e rotação medial (adução) do tálus, o que força a tibia a entrar em rotação medial concomitantemente **(A.4)**.

Na descarga de peso sobre o antepé, a força de reação ao solo provoca a força inversora da mediotársica, composta de pronação pelo eixo oblíquo e supinação sobre o eixo longitudinal **(A.5)** (MICHAUD, 1993). Energia elástica é absorvida pelas estruturas que suportam o arco longitudinal medial em até 17 joules (KER *et al.*, *apud* MICHAUD, 1993) **(A.6)**.

A rotação medial da tibia promove o “destravamento” da articulação do joelho **(A.7)**, permitindo a flexão da articulação em uma maior amplitude de movimento **(A.8)**. Nesta fase, a patela é submetida a uma grande força de reação da tróclea femoral na amplitude de movimento necessária nessa fase (até 30° de flexão) (NEUMANN, 2006). A rotação medial da tibia de até 6° durante a resposta à carga cria uma redução dinâmica do ângulo Q (a tibia roda medialmente mais do que o fêmur), o que favorece o aumento da resultante de forças de reação retropatelar medial (HUBERTI, *apud* MICHAUD, 1993) **(A.9)**.

O quadril inicia nesta fase com 30° de flexão, e reduz essa angulação à medida que há progressão do centro de gravidade do corpo sobre os pés em direção ao apoio médio **(A.10)**. O fêmur roda medialmente, acompanhando a movimentação de rotação medial da tibia, até a fase de apoio médio, quando a articulação subtalar está supinando **(A.11)**. Com a progressão da marcha, a pelve começa a entrar em rotação para a direita (em direção ao membro em apoio) devido ao avanço do quadril contralateral na fase de balanço **(A.12)** (MICHAUD, 1993).

A hemipelve ipsilateral ao contato inicial termina de rodar posteriormente sobre o eixo da articulação sacroilíaca, nutando-a **(A.13)**, e começa a rodar anteriormente à medida que o corpo progride sobre o membro de apoio **(A.14)**. No lado contralateral, a hemipelve está em rotação anterior com sacro contranutado. Ao iniciar a fase de balanço, esta hemipelve começa a rodar posteriormente enquanto avança para o próximo contato inicial.

A coluna lombar roda para o lado contralateral ao contato inicial, mas o alinhamento das EIAS é mantido (GREENMAN, 1997) **(A.15)**. Os segmentos entre T5 e T10, principalmente, rodam para o lado contralateral à coluna lombar, mantendo segmentos vertebrais superiores alinhados com a pelve (GRACOVETSKY, 1997) **(A.16)**. Isso ocorre graças à movimentação dos membros superiores em sentido contrário ao movimento da pelve no plano transversal, reduzindo o torque sobre a pelve **(A.17)** durante a marcha (GRACOVETSKY, 1997).

3.1.2 Apoio Médio

Da resposta à carga até a elevação de calcanhar, o pé começa a ressupinar **(B.1)**. Isso ocorre graças ao aproveitamento da energia cinética do membro contralateral que progride durante a fase de balanço **(B.2)**, levando o membro inferior de apoio a rodar lateralmente **(B.3)** (MICHAUD, 1993). Com a rotação lateral do membro em apoio, o tálus acompanha o movimento e o calcâneo se inverte até a posição neutra. Esse movimento de supinação no retropé aumenta a estabilidade da articulação mediotársica por diminuir o paralelismo entre seus eixos (MICHAUD, 1993). O antepé precisa realizar uma força eversora para manter seu contato com o solo **(B.4)**, e isso ocorre pela força de reação do solo lateral à planta do pé **(B.5)** (NORKIN, 2001).

À medida que o membro de apoio se aproxima de extensão completa, ocorre rotação lateral para acompanhar o quadril **(B.3)**.

O quadril entra em extensão e, devido ao torque provocado pela energia cinética do membro inferior em balanço, roda lateralmente **(B.3)**. Ocorre uma queda pélvica contralateral ao membro de apoio, evitando deslocamento superior do centro de massa corporal em aproximadamente 1/8 polegadas, ou 0,325cm (MICHAUD, 1993).

Há rotação anterior da hemipelve do membro em apoio, o que aumenta a força de contra-nutação sacral **(B.6)**. A hemipelve contralateral (à medida que o membro em balanço progride para frente) inclina inferiormente e roda

posteriormente, num movimento de natação sacral (GREENMAN, 1997). Há um aumento do torque de natação sacral do lado do membro em balanço, enquanto no lado do membro em apoio a contra-natação é resistida pelo ligamento sacroilíaco dorsal (LEE, 1995).

A coluna lombar flete lateralmente em direção ao membro de apoio e roda para o lado contrário, chamado de movimento conjugado desse segmento de L5-S1 **(B.7)** (GREENMAN,1997). Na coluna torácica, há um movimento de rotação contrária à rotação lombossacra, principalmente entre os segmentos T5-T10, o que permite ao tórax manter-se alinhado para frente **(B.8)** (GRACOVETSKY,1997).

Os membros superiores continuam seu movimento pendular, auxiliando na dissipação do torque provocado pelos segmentos superiores sobre a pelve **(B.9)**.

3.1.3 Impulso

O centro de massa localizado anteriormente ao antepé provoca um torque para frente, facilitando a progressão da marcha **(C.1)**. Isso provoca um deslocamento da força de reação do solo no pé para a porção medial do antepé, liberando o calcâneo para continuar a supinação **(C.2)**. A articulação calcâneo-cubóide everte, garantindo a alavanca de propulsão do pé **(C.3)**.

A abdução do tálus ainda é assistida pela perna em balanço, que continua a rotação lateral do quadril da perna de apoio. A supinação também é auxiliada pela fásia plantar que, ao ser alongada pela extensão de hálux, provoca a supinação ao aproximar os pilares anterior e posterior do arco longitudinal medial (MICHAUD, 1993) **(C.4)**.

Da retirada do calcanhar até o final da impulsão, o joelho flete progressivamente, preparando-se para a fase de balanço **(C.5)** (MICHAUD, 1993).

O quadril alcança sua extensão máxima de 10° de extensão, rodando anteriormente a hemipelve ipsilateral **(C.6)**. As alturas das duas pelves se igualam

quando o membro contralateral alcança a fase de resposta à carga (NEUMANN, 2006).

A coluna lombar, o sacro e a pelve estão voltados para o membro em apoio. O ligamento sacroilíaco dorsal longo está tensionado, resistindo à força de contra-nutação, enquanto no lado oposto resistem à nutação sacral os ligamentos interósseo e o sacrotuberoso com sua conexão com o bíceps femoral (LEE, 1997). A coluna lombar roda para a direção do membro em apoio, acompanhando o movimento pélvico **(C.7)**, e as cristas ilíacas estão alinhadas pelo apoio do membro contralateral que entra na fase de contato inicial e descarga de peso.

Os segmentos torácicos de T5 até T10 rodam para o lado contrário, acompanhando o movimento de torque compensatório da pelve **(C.8)** (GREGERSON e LUCAS, *apud* GRACOVETSKY, 1997).

Os membros superiores estão realizam e extensão contralateral e ipsilateral, respectivamente. Ambos prontos para novo movimento pendular em sentido contrário do próximo passo.

3.2 Fáscia Tóraco-Lombar e sua participação na marcha

Os músculos abdominais oblíquo interno e transversos possuem ligação direta com a rafe lateral da fáscia tóraco-lombar (FTL), e a contração simultânea desses músculos estabiliza a coluna lombar pela tensão direta sobre as vértebras lombares gerada pela FTL.

A FTL é tensionada também por ação direta do bíceps femoral que transfere energia para o ligamento sacrotuberoso **(D.8)**, e deste para os eretores da espinha (multífidos, longuíssimo e espinhal) (GRACOVETSKY, 1997). Os eretores da espinha, por se localizarem sob a FTL, exercem tensão via mecanismo de “pump up” (VLEEMING, 1998).

Outro músculo que tensiona a FTL é o glúteo máximo. Fibras deste músculo se interdigitam com as fibras da lâmina superficial da camada posterior da FTL, que

por sua vez também mantém conexão com o músculo grande dorsal contralateral **(D.9)** (VLEEMING, 1998).

3.3 Controle Muscular

3.3.1 Contato Inicial

No pé durante o contato inicial, a flexão plantar é resistida pela contração excêntrica da musculatura de compartimento anterior de perna **(D.1)**.

O quadríceps controla excentricamente a flexão de joelho **(D.2)**. Os isquiotibiais estão se contraindo para auxiliar na extensão de quadril e no controle da rotação medial de tibia – neste último, especificamente, por ação do músculo bíceps femoral **(D.3)**.

Na resposta à carga, a ativação do vasto medial oblíquo diminui as forças lateralizantes, participando do equilíbrio de forças atuantes na patela **(D.4)** (NEUMANN, 2006). A ativação de vasto lateral colabora para aumentar a tensão da banda ílio-tibial devido ao aumento da área transversa da musculatura **(D.5)** (VLEEMING, 1997).

Os abdutores de quadril trabalham para controlar a queda pélvica que acompanha o membro contralateral em balanço, e sua ativação dura até a fase final da fase de apoio **(D.6)**. Os extensores e rotadores externos de quadril controlam excentricamente a flexão de quadril e a rotação interna de fêmur. O glúteo máximo, por sua conexão sobre a banda ílio-tibial, traciona-a, transferindo tensão para o tibial anterior **(D.7)** (VLEEMING, 1997).

Na resposta à carga, os abdutores e os extensores de quadril começam a contrair-se e excêntricamente para controlar a queda pélvica e a flexão de quadril, respectivamente (NEUMANN, 2006).

O ligamento sacrotuberoso recebe tensão pela contração de bíceps femoral, o que ajuda a controlar a natação sacral **(D.8)** (LEE,1997). O glúteo máximo colabora para a estabilidade da articulação sacro ilíaca por fechamento de força, além de transferir forças para o grande dorsal contralateral através de sua conexão pela lâmina superficial da camada posterior da FTL (VLEEMING, 1997) **(D.9)**.

Em uma linha (via) diagonal posterior, a contração do glúteo ipsilateral à perna de apoio, que transmite energia mecânica para a camada superficial da FTL e deste para o grande dorsal contralateral à perna de apoio, cria uma força diagonal para extensão e rotação interna do quadril em balanço **(D.10)** (GRACOVETSKY, 1997). Na linha diagonal anterior, o oblíquo externo ipsilateral à perna de apoio e o oblíquo interno contralateral produzem um torque de rotação de coluna, “puxando” a pelve com seu membro inferior **(D.11)**.

3.3.2 Apoio Médio

Não há atividade significativa de musculatura intrínseca de pé, pois o torque produzido por estas é muito inferior quando se compara com a magnitude de forças necessárias para o controle do movimento neste segmento. As estruturas tensivas passivas, como ligamentos e cápsulas articulares, são responsáveis pela maior parte da absorção e produção de forças no arco do pé durante a marcha **(D.12)** (MICHAUD, 1993). No tornozelo, o tríceps sural controla excêntricamente o movimento de dorsiflexão que ocorre nessa etapa, e é auxiliado pelas outras musculaturas do compartimento posterior da perna **(D.13)** (MICHAUD, 1993).

A atividade de quadríceps e isquiossurais reduzem à medida que a coxa se aproxima de sua posição neutra (MICHAUD, 1993), pois o torque sobre esta articulação também reduz à medida que seu braço de alavanca com o centro de gravidade diminui. Somado a este fator há a velocidade corporal em sentido horizontal para frente, que produz um torque em extensão de joelho e diminui também a demanda pelas musculaturas extensoras da articulação (NEUMANN, 2006).

A atividade muscular de glúteo máximo é reduzida, mas mantém-se para continuar o movimento de rotação de tronco **(D.14)** (VLEEMING, 1997). A musculatura abduutora de quadril (glúteo médio e mínimo) controla excentricamente a queda pélvica contralateral **(D.15)**.

As cadeias diagonais anterior e posterior superficial estão em atividade para garantir a estabilidade lombo-pélvica e o movimento de rotação inverso de tronco em relação à pelve **(D.16)** (LEE, 1997). O músculo quadrado lombar e o ílio-costal controlam a flexão lateral para o lado de apoio, “puxando” a pelve para cima e controlando a rotação pélvica posterior **(D.17)**.

O músculo grande dorsal contralateral à perna em apoio está em atividade, transmitindo energia mecânica para a FTL pela cadeia diagonal posterior, rodando o tronco no sentido contrário à pelve e estendendo o ombro contralateral **(D.18)** (GRACOVETSKY, 1997).

3.3.3 Impulso

O músculo sóleo e a musculatura do compartimento posterior de tíbia controla a dorsiflexão de tornozelo causada pelo deslocamento anterior do centro de massa **(D.19)**, e faz com que a força de reação do solo se concentre medialmente sobre o antepé **(D.20)**. Os fibulares evertem o cubóideo **(D.21)**, tornando a articulação mediotársica rígida sobre o eixo longitudinal, e transferem a força de reação do solo para a cabeça do primeiro metatarso, enquanto o adutor do hálux supina a mediotársica (MICHAUD, 1993).

O músculo gastrocnêmio, que participa ativamente da flexão plantar no tornozelo desde o apoio, também atua na flexão de joelho junto com os isquiossurais, sendo que este entra somente na etapa de impulso **(D.22)** (MICHAUD, 1993). O momento para frente causado pela localização anterior do centro de massa causa um torque de extensão sobre o joelho **(D.23)**.

Os flexores de quadril (reto femoral, tensor da fáscia lata e iliopsoas) e os adutores (longo e magno) começam a ativar, se preparando flexão de quadril da pelve durante a fase de balanço **(D.24)**.

A rotação posterior da pelve hemipelve ipsilateral chega ao seu fim, preparando para a rotação anterior durante a fase de balanço. O controle excêntrico da musculatura flexora de quadril freia o movimento e acumula energia elástica para a fase de balanço (NEUMANN, 2002). Os paravertebrais e quadrado lombar são ativados nesse momento, controlando a queda pélvica ipsilateral (WATERS *et al.*, *apud* SHIAVI, 1985).

As cadeias diagonais anterior **(D.25)** e posterior **(D.26)** opostas terminam de se alongar, preparando para o balanço contrário do próximo passo com o membro contralateral.

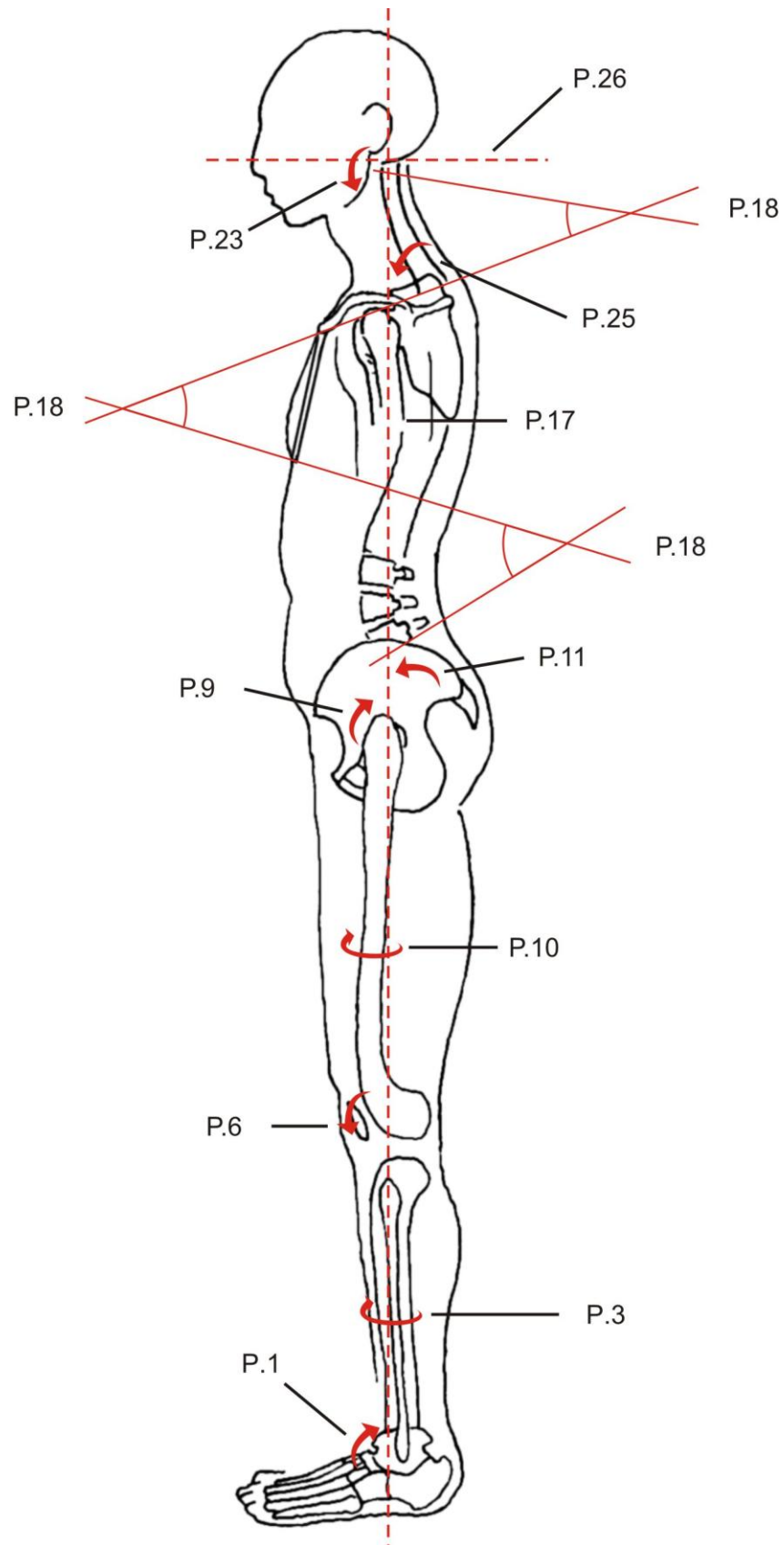


FIGURA 1

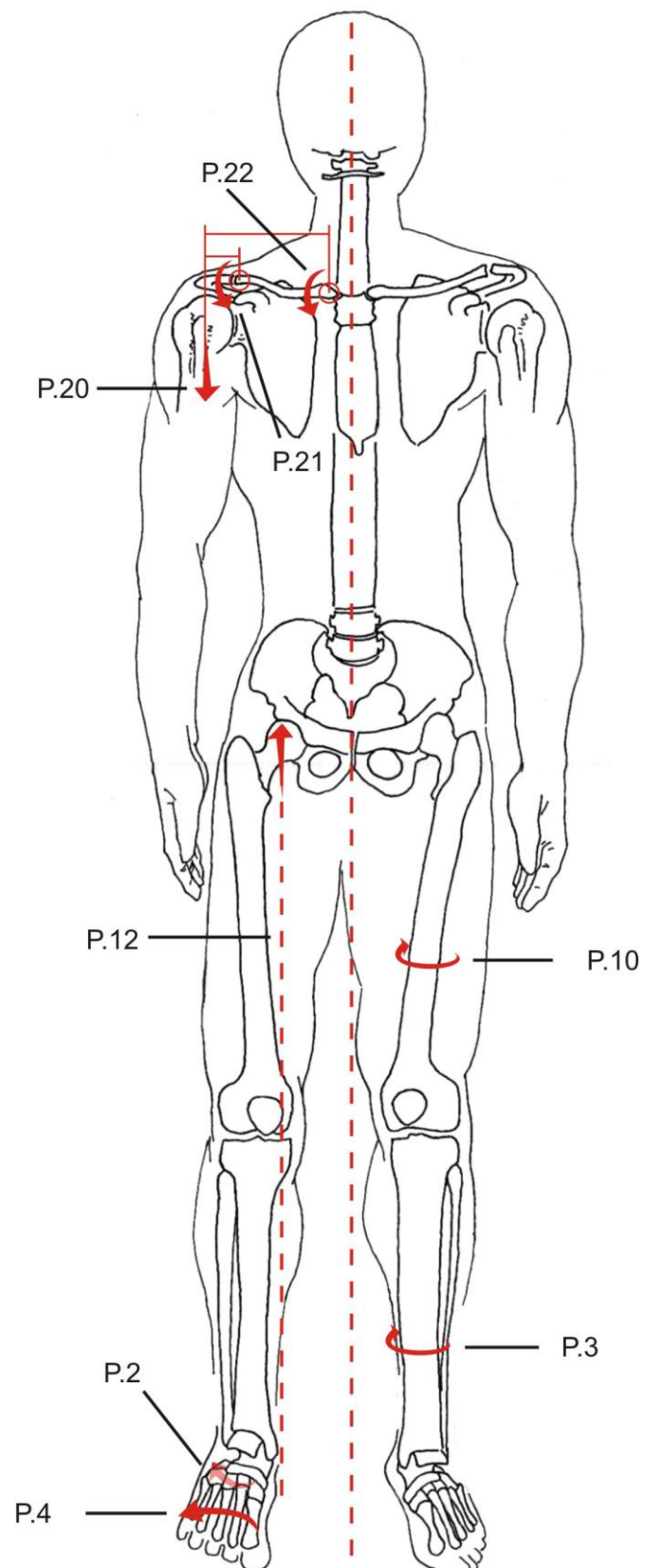


FIGURA 2

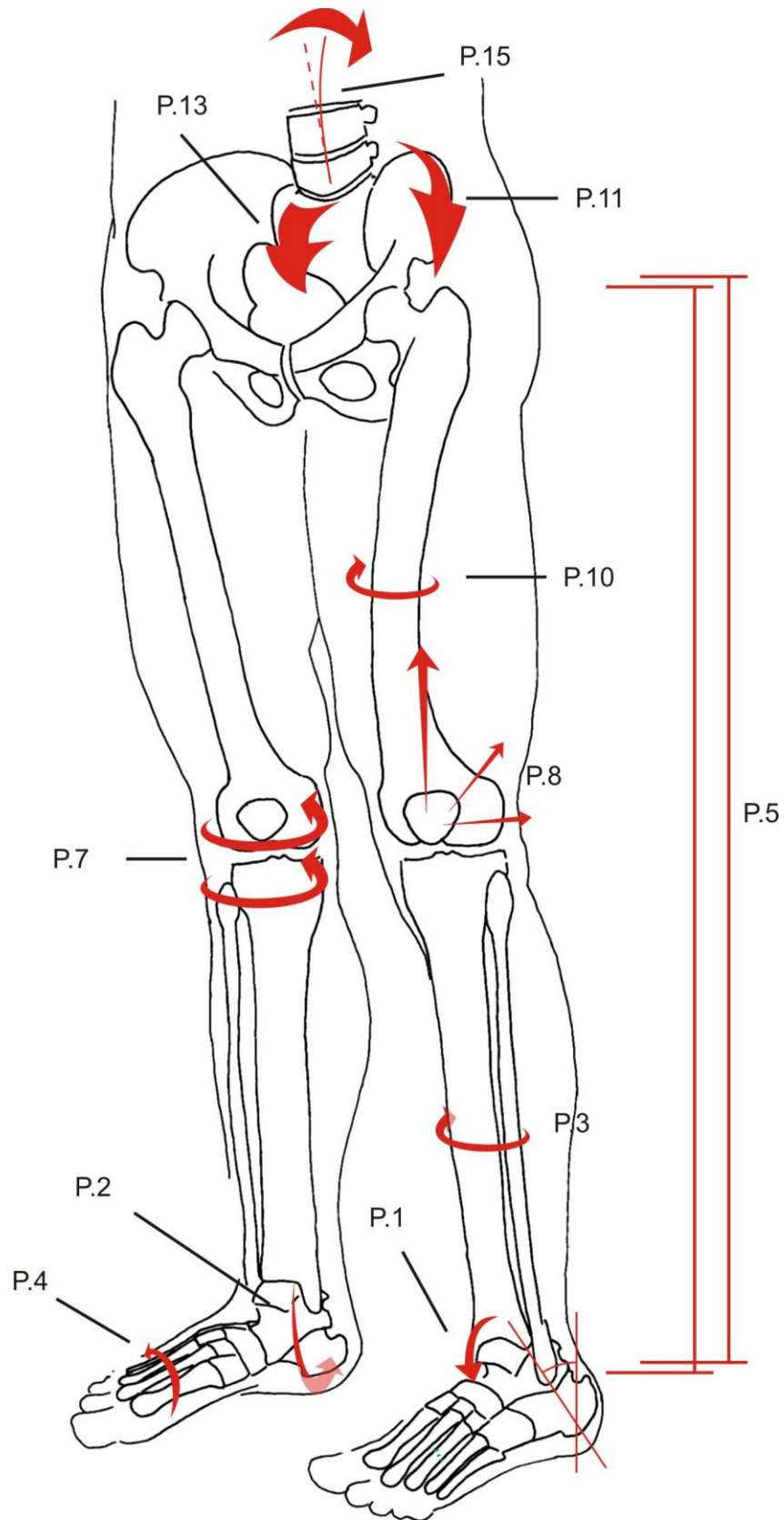


FIGURA 3

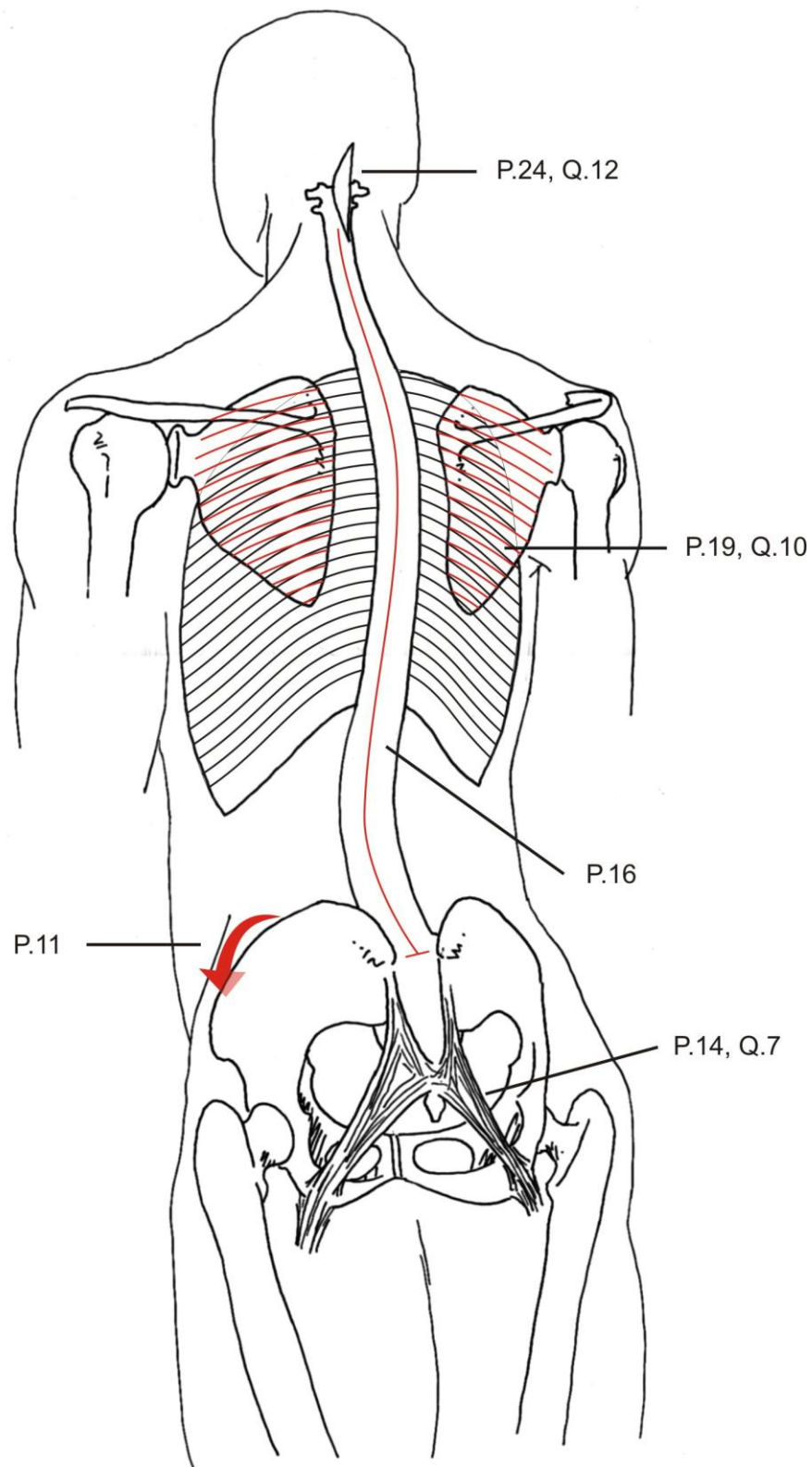


FIGURA 4

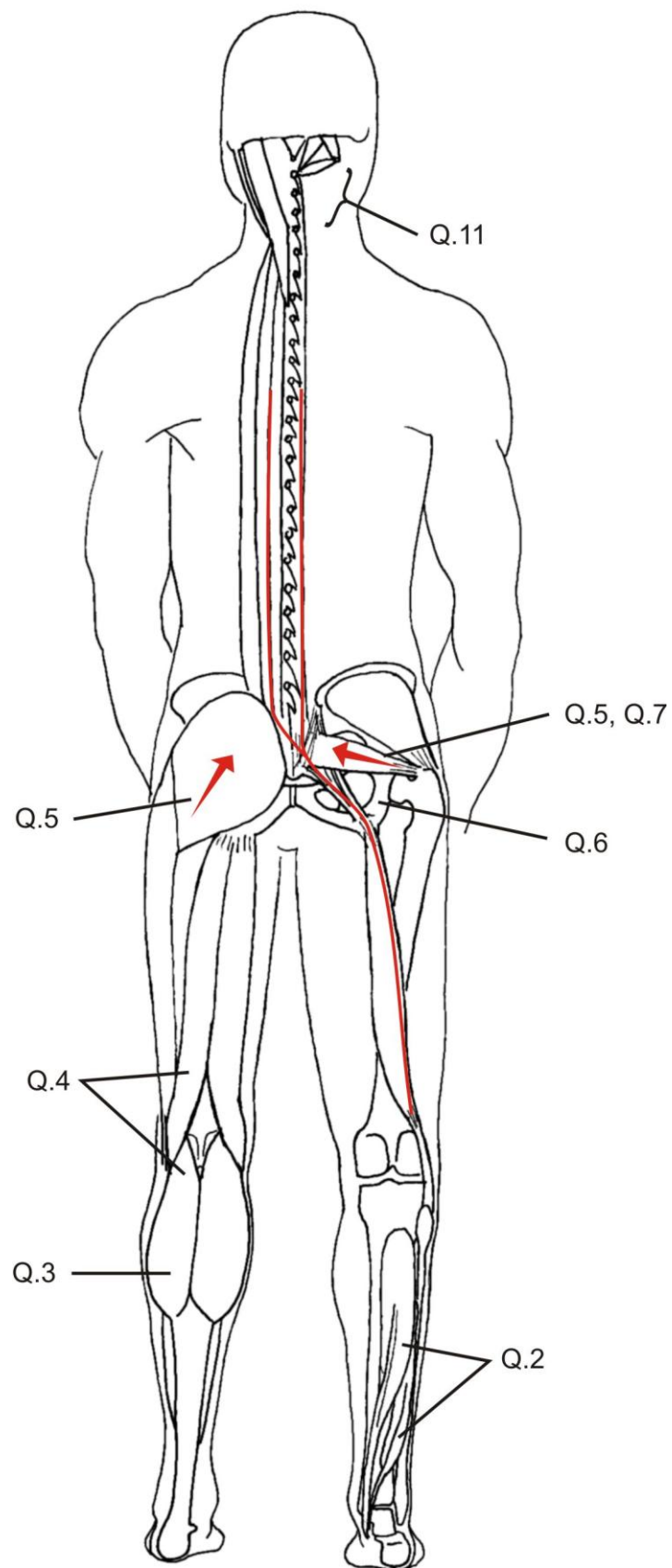
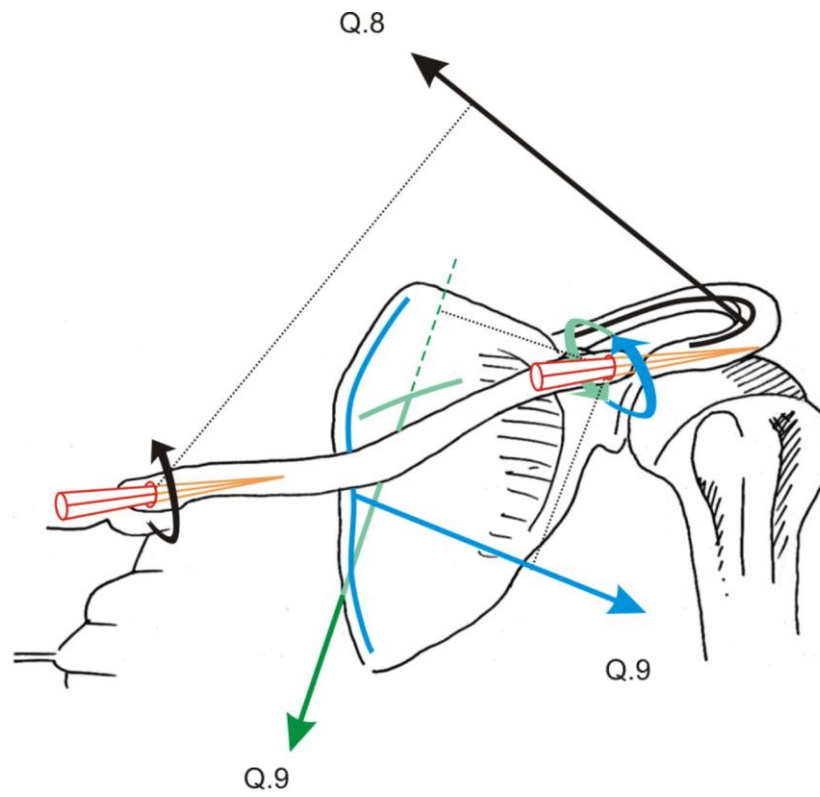


FIGURA 5



Direção da ação muscular:

Q.8 - Trapézio Superior

Q.9 - Serrátil Anterior

Q.9 - Trapézio Inferior

FIGURA 6

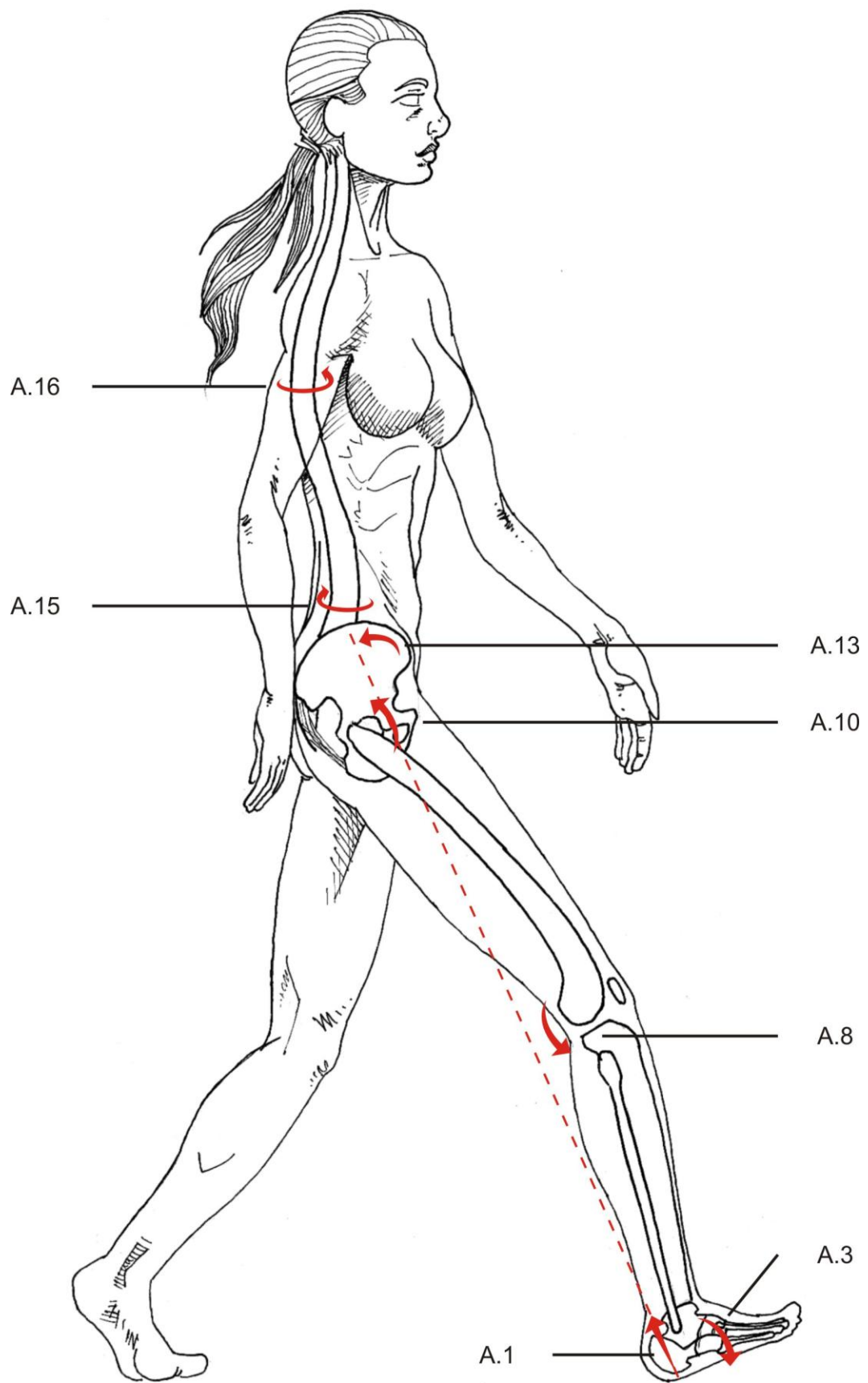


FIGURA 7

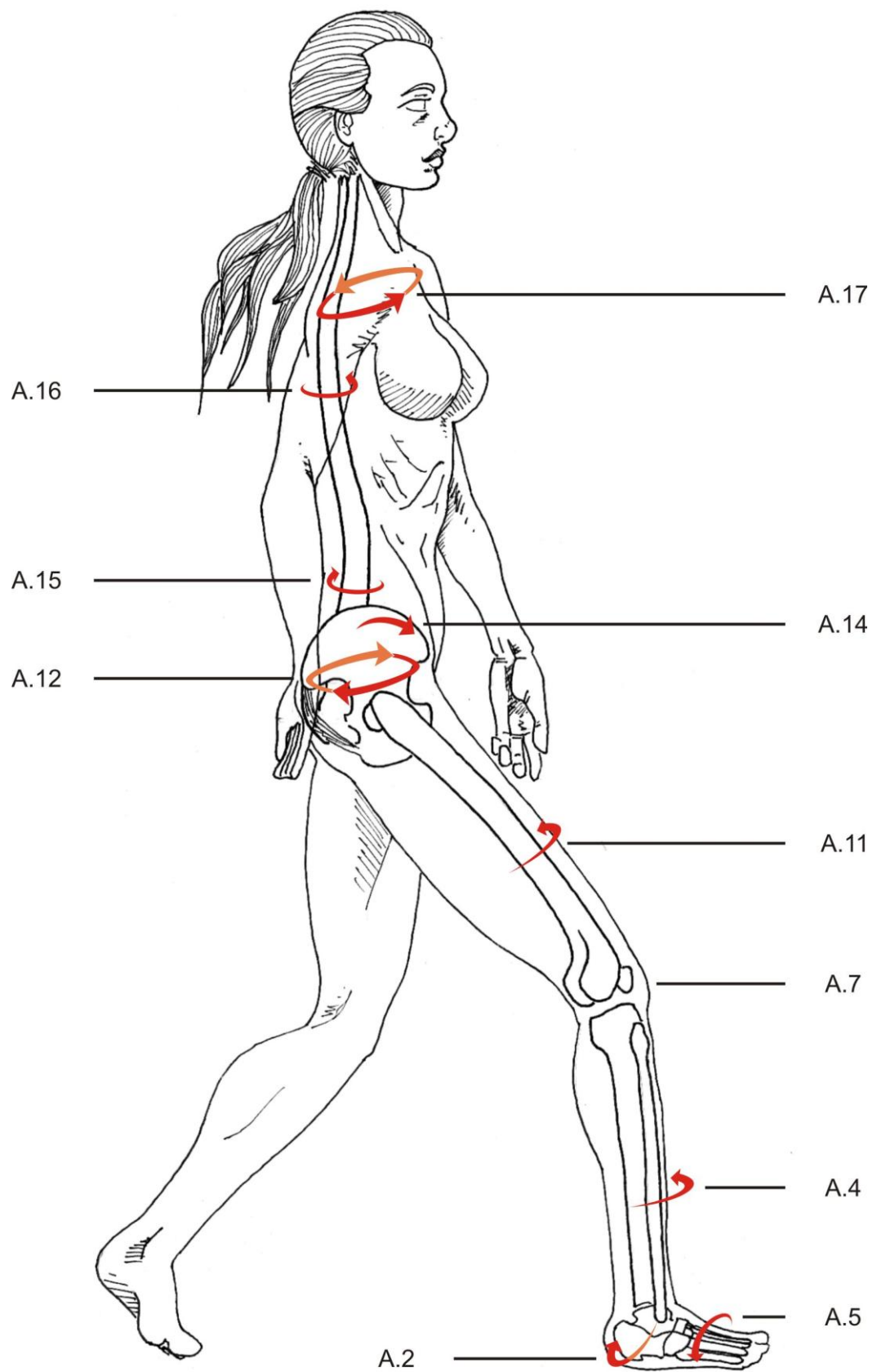


FIGURA 8

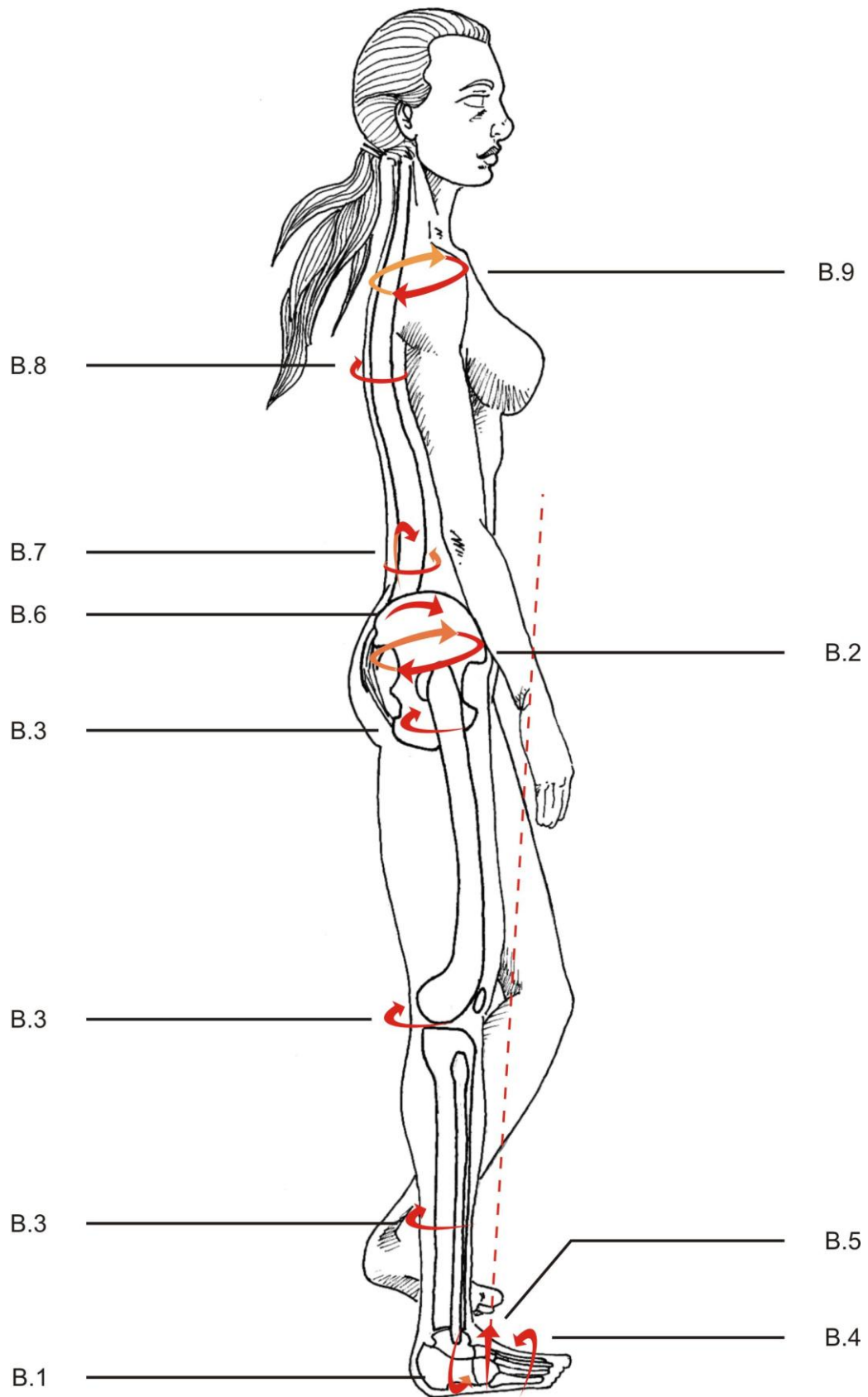


FIGURA 9

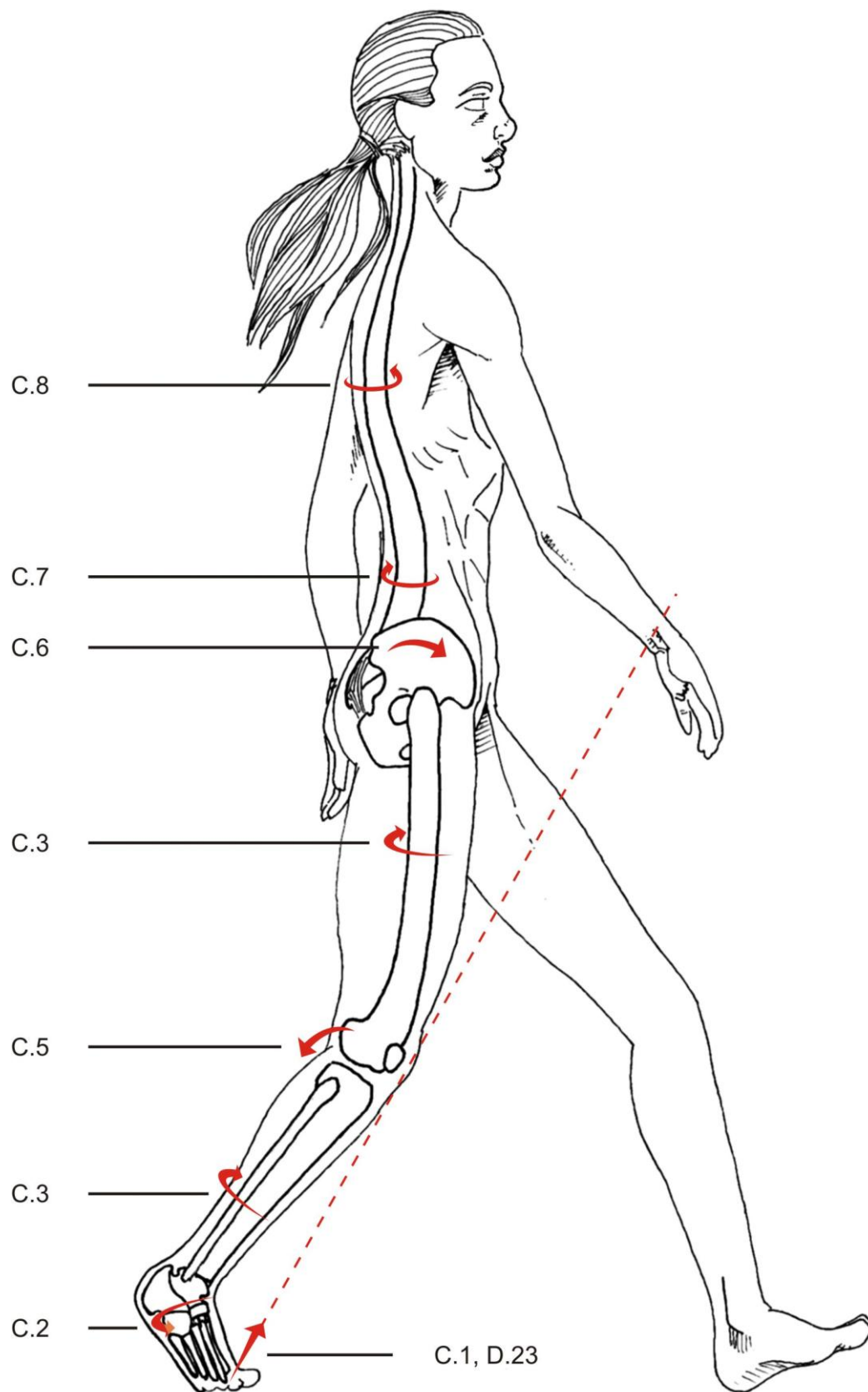


FIGURA 10

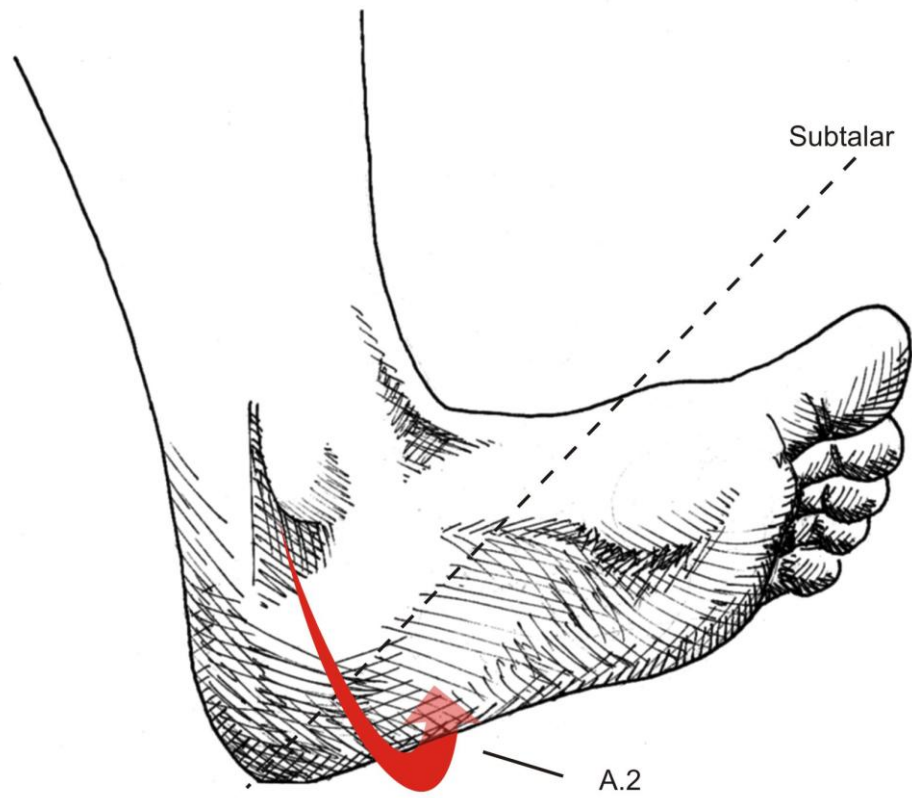


FIGURA 11

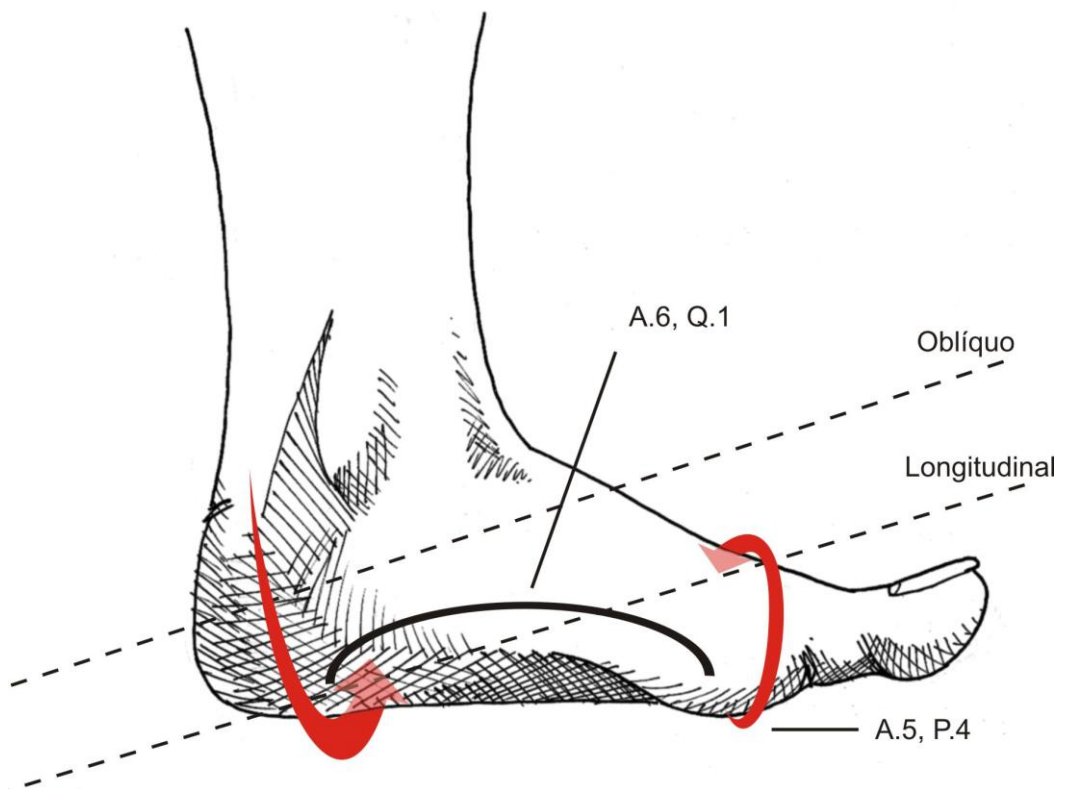


FIGURA 12

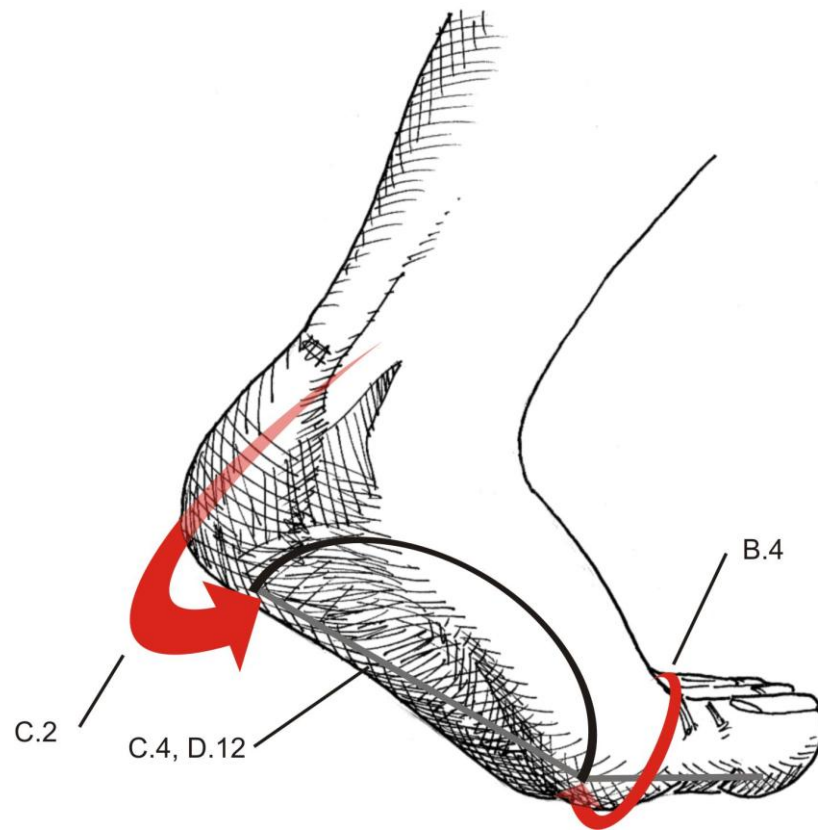


FIGURA 13

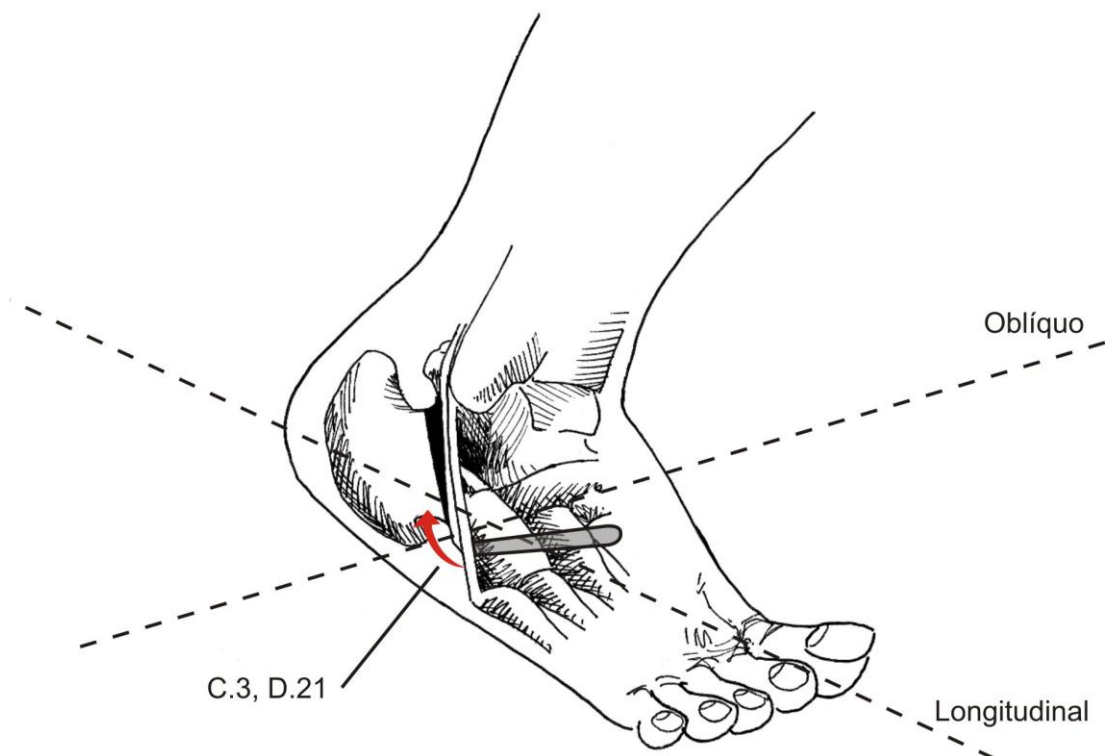


FIGURA 14

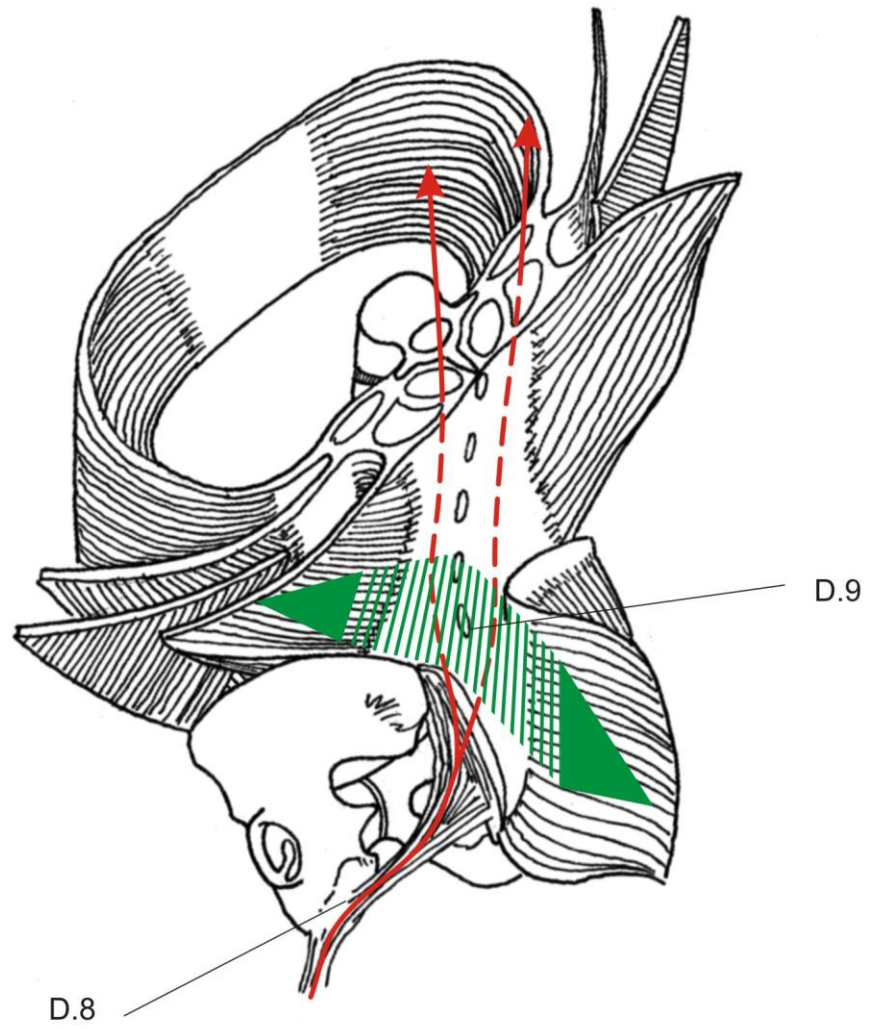


FIGURA 15

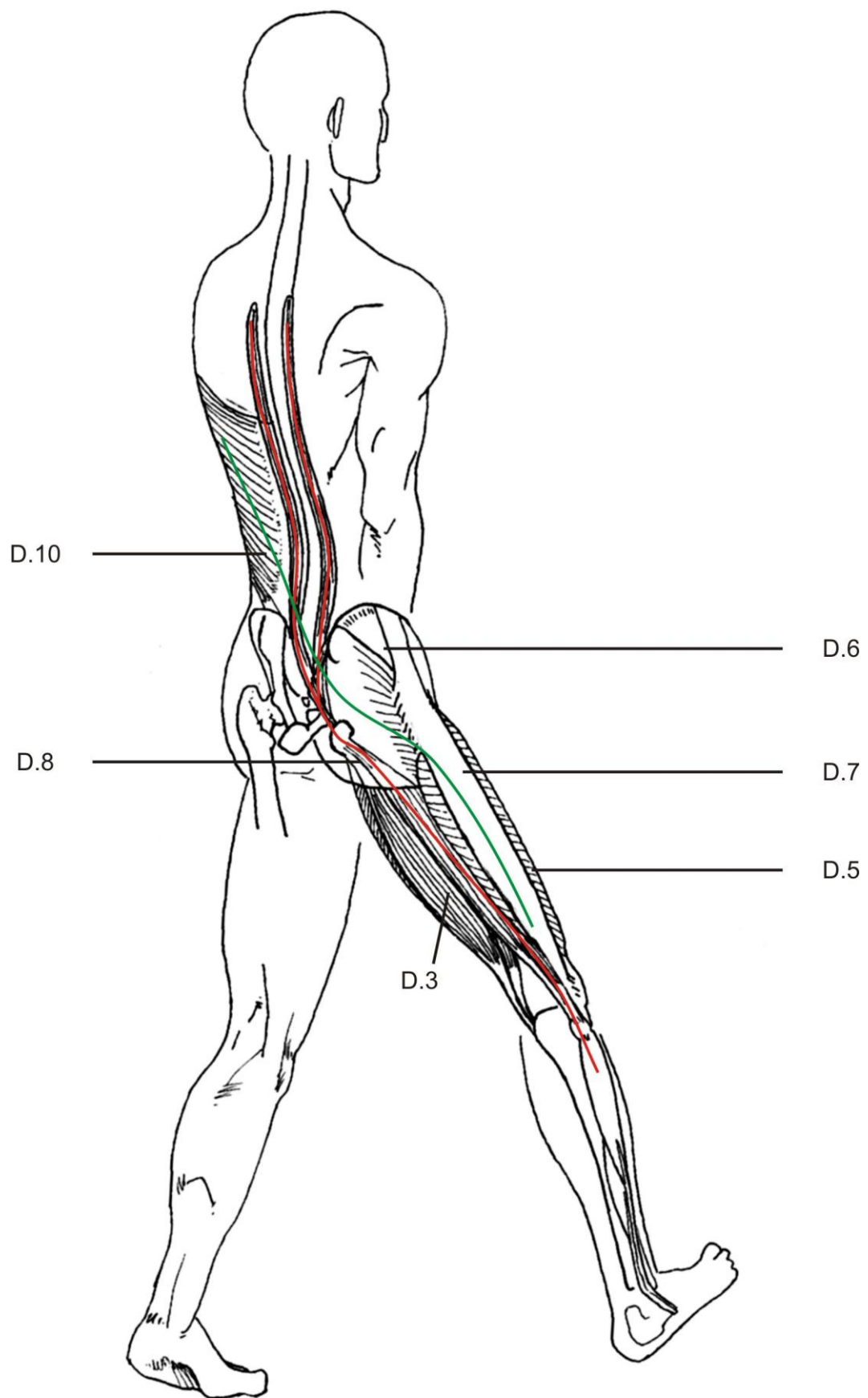


FIGURA 16

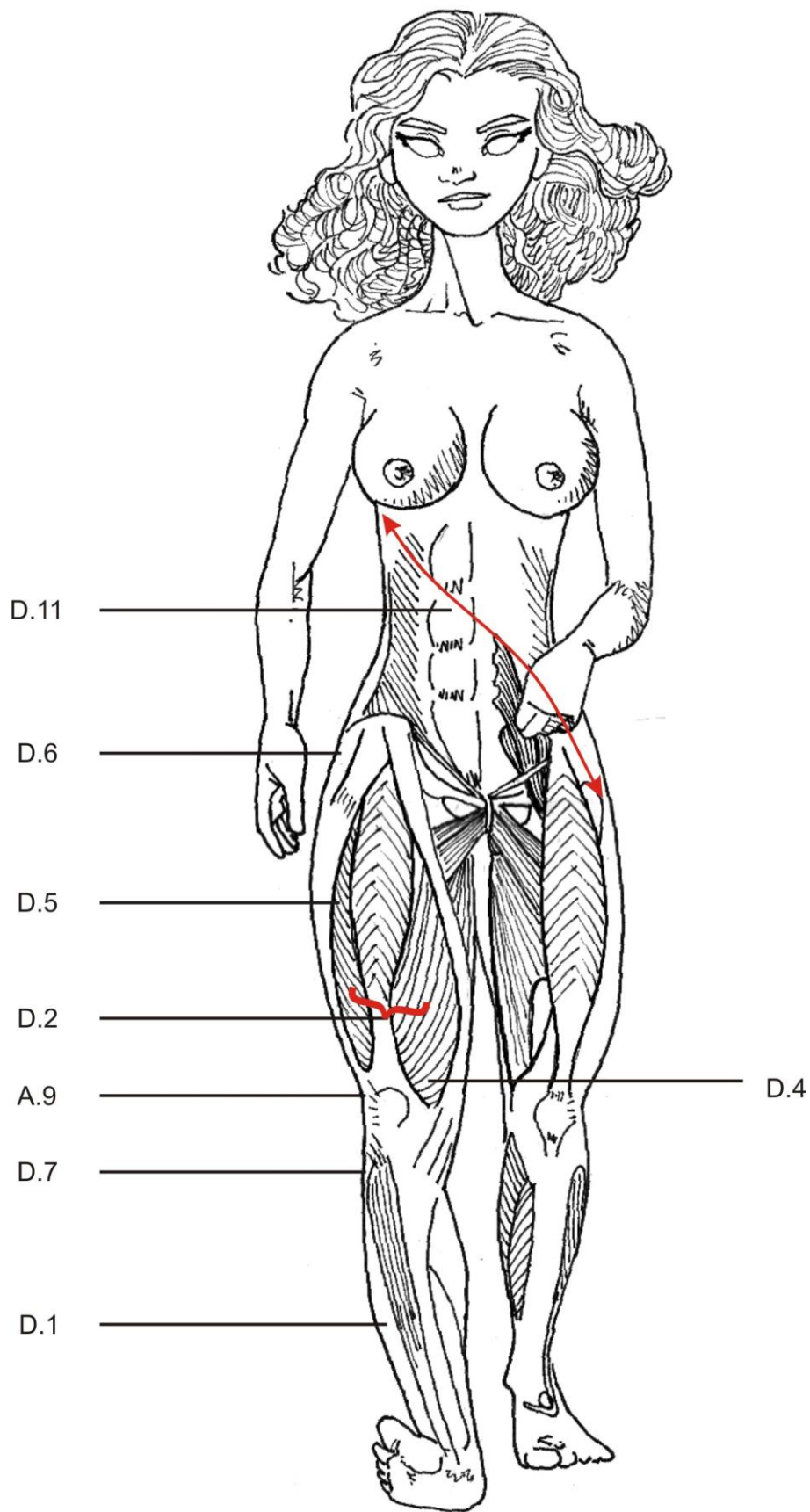


FIGURA 17

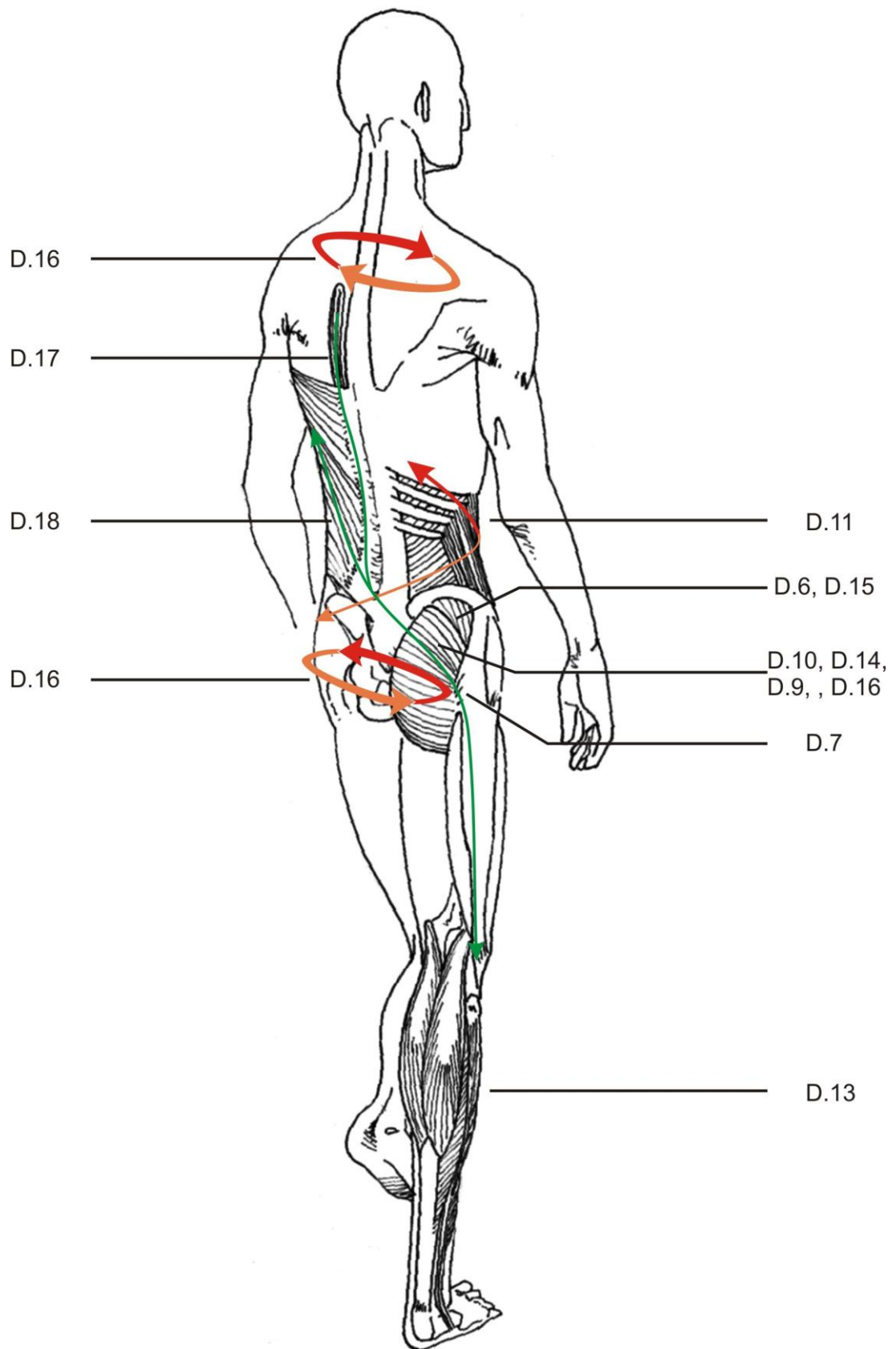


FIGURA 18

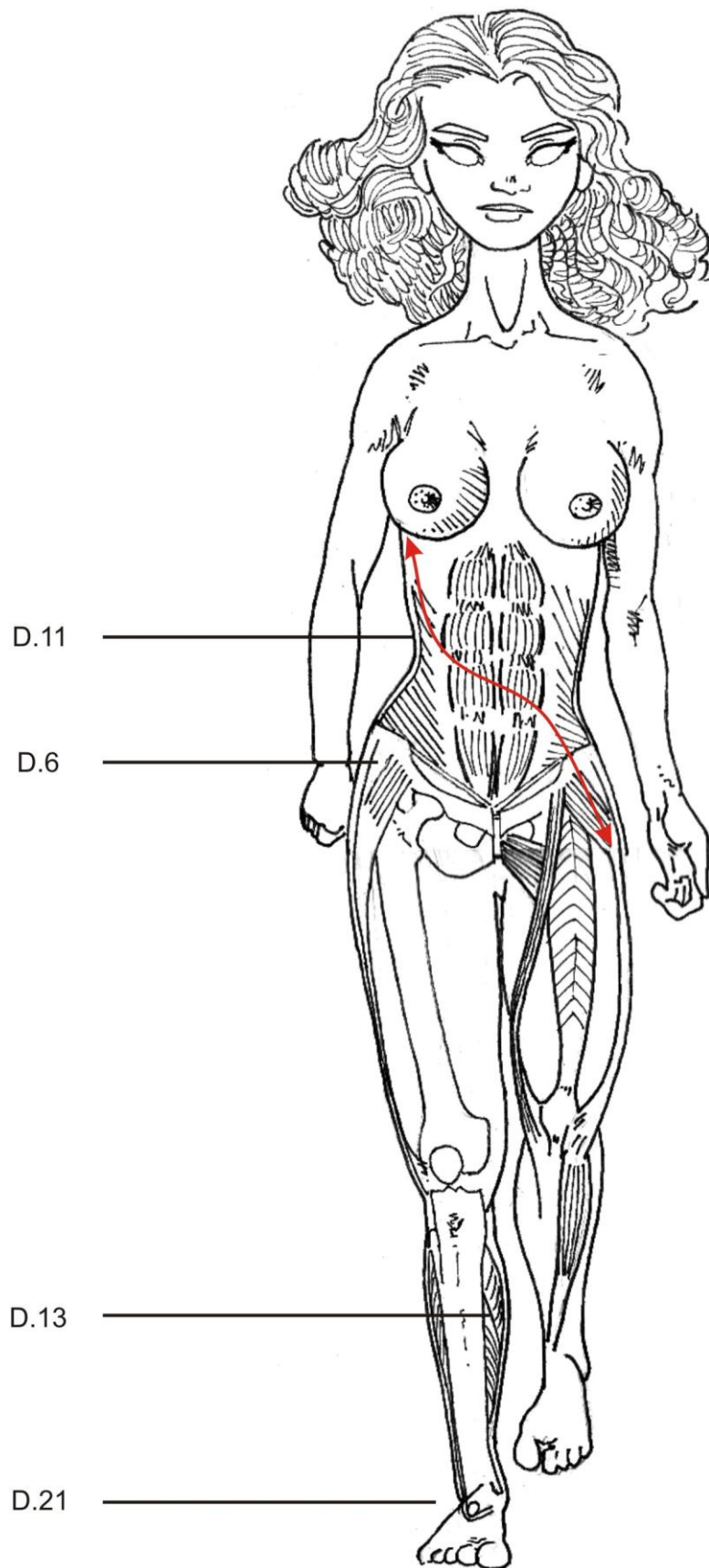


FIGURA19

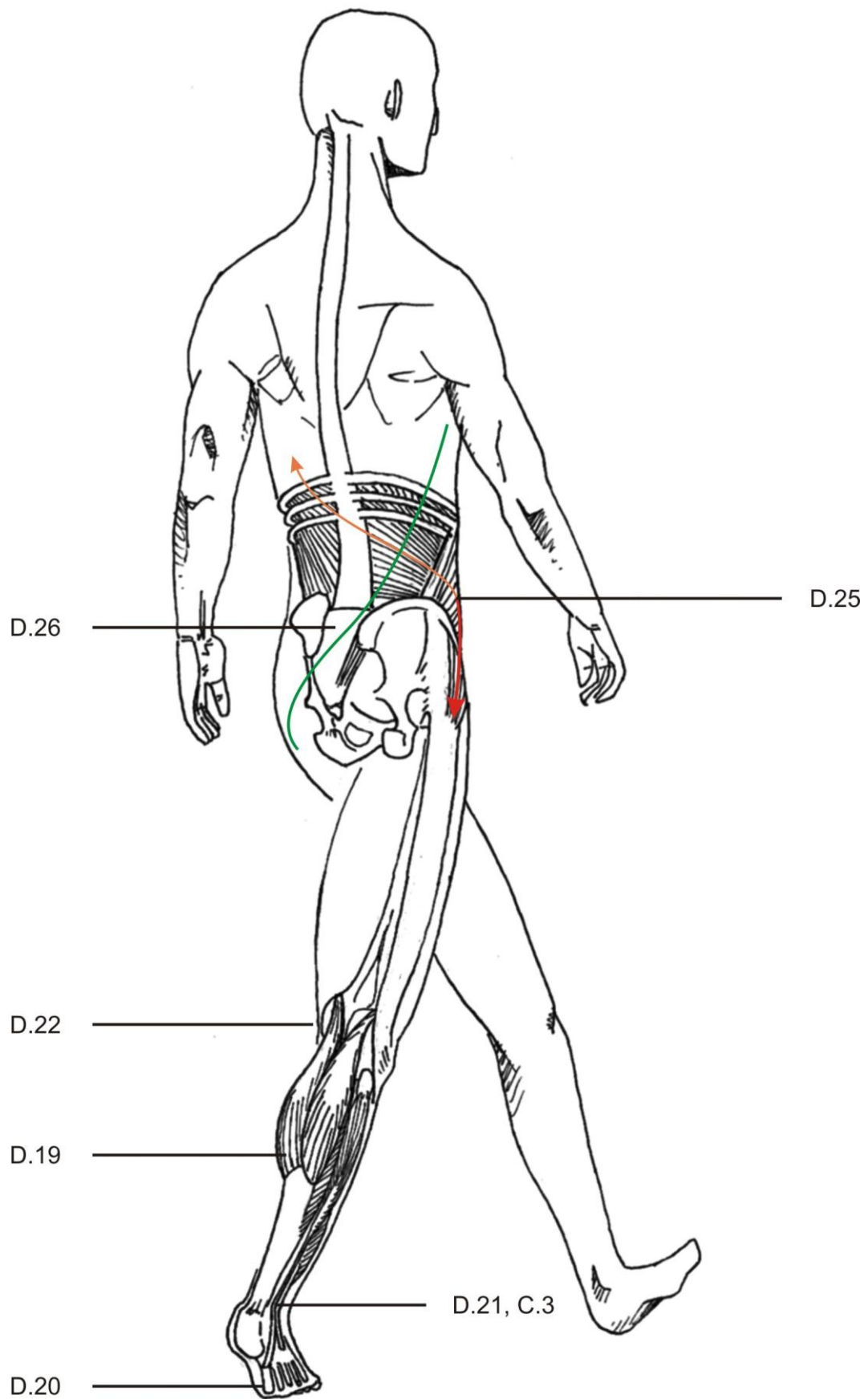


FIGURA 20

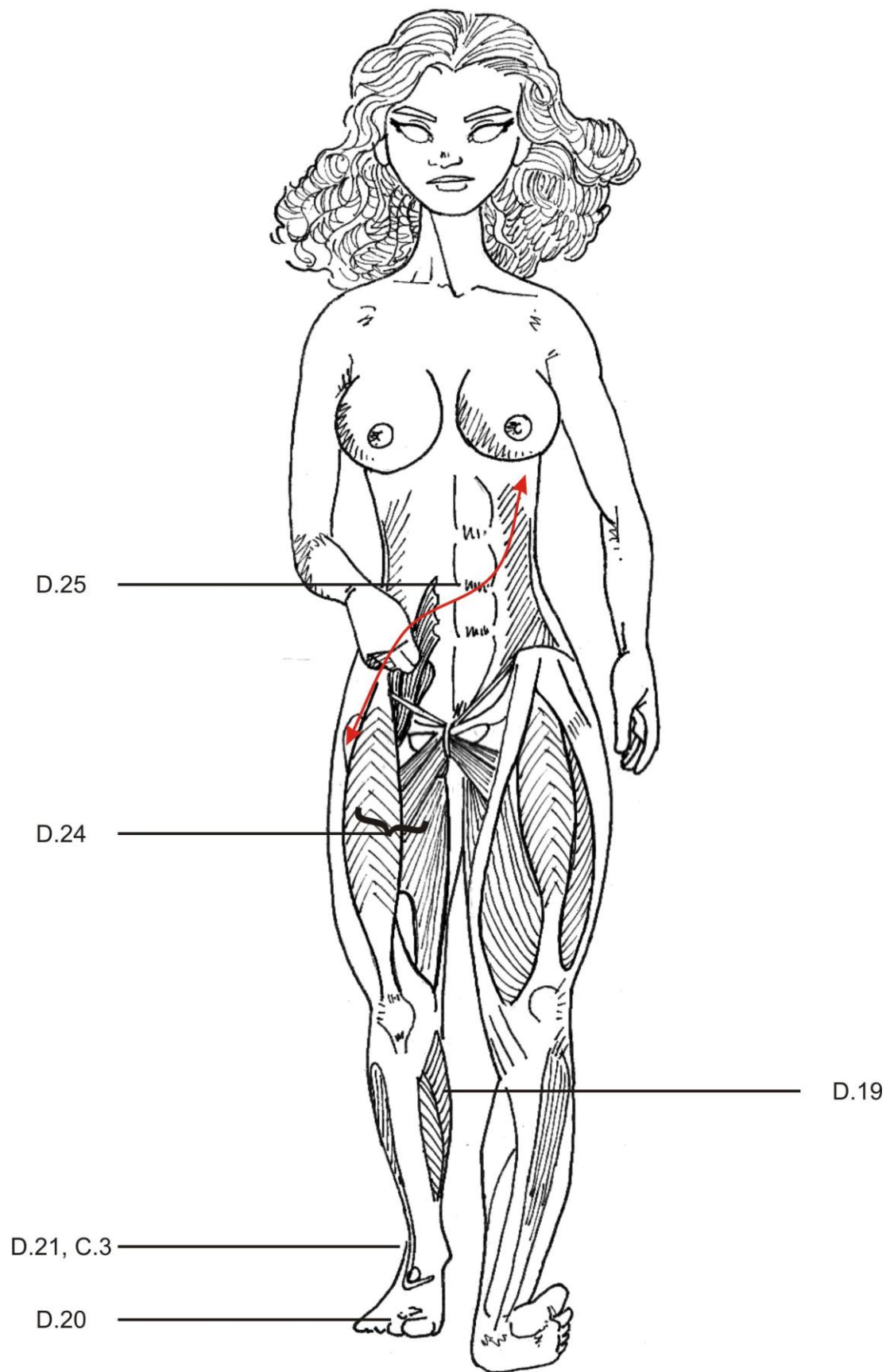


FIGURA 21

4 CONCLUSÃO

O presente trabalho buscou ilustrar didaticamente como os movimentos articulares e segmentares do corpo humano trabalham em cadeia cinética fechada a fim de facilitar a avaliação cinesiológica de conduta fisioterapêutica.

O estudante de fisioterapia possui muita dificuldade de compreender a integração dos vários componentes corporais durante uma atividade em cadeia cinética fechada, a qual é pouco descrita na literatura (NORKIN, 2001; NEUMANN, 2005; GOULD, 1993). A visão restrita na literatura didática do movimento articular dificulta o entendimento de como esses componentes interagem entre si, e pouco ilustra a importância de como uma movimentação em uma parte da articulação pode afetar segmentos distantes do movimento observado.

Somado a esse obstáculo didático, também há o fato de haver pouca ilustração a respeito do assunto, dificultando ainda mais a compreensão pelo aluno de graduação. Como o movimento é essencialmente espacial, descrições abstratas do movimento podem causar confusão, erros no entendimento, ou mesmo desinteresse do leitor sobre o assunto. Por esse motivo, existe uma demanda dos alunos de graduação em Fisioterapia por um guia com exemplos ilustrativos do corpo, analisado durante a avaliação fisioterápica, em pacientes com disfunções ortopédicas.

Foram feitas descrições e ilustrações do corpo durante o ortostatismo em repouso e durante a marcha, as quais são etapas importantes da avaliação física. Este trabalho não concluiu todo o conhecimento sobre as possíveis alterações e suas explicações para alterações na postura, limitando em descrever somente o corpo em postura ideal. No entanto, abre caminho para uma compreensão maior pelo leitor de como a cadeia cinética fechada pode alterar o padrão de postura e movimento.

Guiado pelo ditado popular, “uma imagem vale mais do que mil palavras”, espera-se que este trabalho seja útil para futuros estudantes de fisioterapia, ou mesmo para os interessados na cinesiologia do corpo humano.

REFERÊNCIAS

BUNGE, M. Two Unification Strategies: Analysis or reduction, and Synthesis or Integration. In: RAHMAN *et al.* **Logic, Epistemology, and the Unity of Science**. 1. ed. Londres: Springer, 2009. v. 1, p. 145-158.

CAMPBELL, W.C. **Campbell's Operative Orthopaedics**. 8 ed. St. Louis: Mosby, 1992. 5v.

CAMPOS, O. **Estruturas Isostáticas**. 4 ed, Belo Horizonte: Edições de Arquitetura e Engenharia, 1982. 261 p.

DETTINGER, E. Informal caregiving and retirement timing among men and women: Gender and caregiving relationships in late midlife. **Journal of Family Issues**, v. 23, n. 7, p. 857-879, jan. 2005.

GOULD, J.A. **Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte**. São Paulo: Manole, 1993. 691 p.

GRACOVETSKY, S.A. Linking the Spinal Engine with the Legs: a Theory of Human Gait. In: VLEEMING, A. **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 243-251.

GREENMAN, P.E. Clinical Aspects of the Sacroiliac Joint in Walking. In: VLEEMING, A. **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 235-241.

GREGERSON, G.G; LUCAS, D.B. An *in vivo* study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine, Journal of Bone and Joint Surgery, v. 49, n.2, p. 247-262 *apud* GRACOVETSKY, S.A. Linking the Spinal Engine with the Legs: a Theory of Human Gait. In: VLEEMING, A., **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 243-251.

HALL, C.M. **Exercício Terapêutico: na busca da função**, 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007, 786 p.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.*, v. 77, p.132-144, 1997 *apud* HALL, C.M.; BRODY, L.T. **Exercício Terapêutico: na busca da função**, 2 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 2007, 355-408.

HEBERT, S. **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**, 2. ed, Porto Alegre, Artmed, 1998, 830p.

HUBERTI, H.H.; HAYES, W.C. Patellofemoral Contact Pressures, *J Bone Joint Surg* 1984; 66A: 715-724 *apud* MICHAUD, T.C. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Care**, Baltimore: Williams & Wilkins, 1993, p. 57-180.

KER, R.F.; BENNETT, M.B.; BIBBY, S.R.; KESTER, R.C.; ALEXANDER, R. The spring arch of the human foot, *Nature*, v. 325, p. 147-149, 1987 *apud* MICHAUD, T.C. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Care**, Baltimore: Williams & Wilkins, 1993, p. 57-180.

KISNER, C. **Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas**, 4. ed, Barueri: Manole, 2005. 841p.

LEE, D. Instability of the Sacroiliac Joint and the Consequences for Gait. In: VLEEMING, A. **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 231-233.

LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People with Symptoms of Shoulder Impingement, *Phys Ther.*, v. 80 (S12B), p.276-291, 2000 *apud* NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação física**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, p. 93-136.

MICHAUD, T.C. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Care**, Baltimore: Williams & Wilkins, 1993, 248p.

MOONEY, V. Sacroiliac Joint Dysfunction. In: VLEEMING, A. **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 37-52.

NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana**, 3. ed., Porto Alegre: Artmed, 2003, 542 lâminas, 48 p.

NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação física**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, 593p.

NISHIKAWA, T.F. **Metodologia da pesquisa científica**, São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2009, 174p.

NORKIN, C.C. **Articulações, estrutura e funções: uma abordagem prática e abrangente**, 2 ed. Rio de Janeiro, 2001. 498p.

PERRACINI, M.R. **Funcionalidade e Envelhecimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009, 557p.

PORTERFIELD, J.A.; DEROSA, C. Mechanical Low Back Pain: Perspectives in Functional Anatomy, 2 ed., Philadelphia: WB Saunders, 1998 *apud* HALL, C.; BRODY, L.T. **Exercício Terapêutico: na busca da função**, 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007, p. 355-408.

SAHRMANN, S. **Diagnóstico e Tratamento das Síndromes de Disfunção dos Movimentos**. São Paulo: Santos, 2005, 460p.

STEINDLER, A. **Kinesiology of the human body: under normal and pathological conditions**. Springfield: Charles C. Thomas, 1977, 708p.

VLEEMING, A. *et al* The Role of the Sacroiliac Joints in Coupling Between Spine, Pelvis, Legs and Arms. In: VLEEMING, A. **Movement, Stability & Low Back Pain**, London: Churchill Livingstone, 1997, p. 53-72.

WATERS, R.; MORRIS, J. Electrical activity of Muscles of the Trunk during Walking, *J Anat* 111:191-199, 1972 *apud* SHIAVI, R. Electromyographic Patterns in Adult Locomotion: a comprehensive review, **J Rehab Res Dev**, v. 22 n. 3 BPR 10-42 p. 85-98, jul. 1985.

ÍNDICE

Descritos abaixo em quais figuras se encontram ilustradas as siglas.

Ex: D.23 (*sigla*) – 10 (*nº da figura*)

A

A.1 – 7

A.2 – 8, 11

A.3 – 7

A.4 – 8

A.5 – 8, 12

A.6 – 12

A.7 – 8

A.8 – 7

A.9 – 17

A.10 – 7

A.11 – 8

A.12 – 8

A.13 – 7

A.14 – 8

A.15 – 7, 8

A.16 – 7, 8

A.17 – 8

B

B.1 – 9

B.2 – 9

B.3 – 9

B.4 – 9, 13

B.5 – 9

B.6 – 9

B.7 – 9

B.8 – 9

B.9 – 9

C

C.1 – 10

C.2 – 10, 13

C.3 – 10, 20, 21

C.4 – 13

C.5 – 10

C.6 – 10

C.7 – 10

C.8 – 10

D	D.26 – 20	P.25 – 1
D.1 – 17	P	P.26 – 1
D.2 – 17	P.1 – 1, 3	Q
D.3 – 16	P.2 – 2, 3	
D.4 – 17	P.3 – 1, 2, 3	Q.1 – 12
D.5 – 16, 17	P.4 – 2, 3, 12	Q.2 – 5
D.6 – 16, 17, 19	P.5 – 3	Q.3 – 5
D.7 – 16, 17, 18	P.6 – 1	Q.4 – 5
D.8 – 15, 16	P.7 – 3	Q.5 – 5
D.9 – 15, 18	P.8 – 3	Q.6 – 5
D.10 – 16, 18	P.9 – 1	Q.7 – 4, 5
D.11 – 17, 18, 19	P.10 – 1, 2, 3	Q.8 – 6
D.12 – 13	P.11 – 1, 3, 4	Q.9 – 6
D.13 – 18, 19	P.12 – 2	Q.10 – 4
D.14 – 18	P.13 – 3	Q.11 – 5
D.15 – 18	P.14 – 4	Q.12 – 4
D.16 – 18	P.15 – 3	
D.17 – 18	P.16 – 4	
D.18 – 18	P.17 – 1	
D.19 – 20, 21	P.18 – 1	
D.20 – 20, 21	P.19 – 4	
D.21 – 14, 19, 20, 21	P.20 – 2	
D.22 – 20	P.21 – 2	
D.23 – 10	P.22 – 2	
D.24 – 21	P.23 – 1	
D.25 – 20, 21	P.24 – 4	