De activiteit van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen op een trottoir roulant

Een electromyografische studie

The activity of the knee muscles during walking on a treadmill
An electromyographic study

De activiteit van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen op een trottoir roulant

Een electromyografische studie

The activity of the knee muscles during walking on a treadmill
An electromyographic study

Proefschrift

ter verkrijging van de graad van
doctor in de geneeskunde
aan de Medische Faculteit te Rotterdam,
op gezag van de dekaan Dr. J. Moll,
hoogleraar in de faculteit der geneeskunde,
tegen de bedenkingen van het college van decanen
uit de faculteit der geneeskunde te verdedigen op
vrijdag 2 juni 1972
te 15.00 uur door

Johannes Henricus Maria van der Straaten
geboren te Rosmalen in 1943

Promotor	:	Prof. Dr. B. van Linge
		Dr. A. H. M. Lohman
Co-referenten	:	Prof. Dr. J. Moll
		Dr. M. de Vlieger

In dankbaarheid en liefde
aan Antoinette

INHOUD

INLEIDING 9

HOOFDSTUK I ALGEMENE BEGINSELEN

Enkele principes van de electromyografie . . . 11
De geregistreerde spieren 13
Plaatsing van de electroden 16
Verificatie van de juiste plaats van de electroden ten opzichte van andere spieren 19

HOOFDSTUK II APPARATUUR EN METHODIEK

Historisch overzicht van verschillende methodieken . 25
Apparatuur en onderzoekmethode 30

HOOFDSTUK III DE LOOPBEWEGING; DE BEWEGINGEN VAN DE KNIE TIJDENS HET LOPEN

2 km per uur 42
5 km per uur 44
7 km per uur 45
Discussie 47

HOOFDSTUK IV DE SPIERACTIVITEITEN TIJDENS HET LOPEN

2 km per uur 48
5 km per uur 51
7 km per uur 52
Discussie 54

HOOFDSTUK V DE ROL VAN DE MUSCULATUUR

2 km per uur 56
5 km per uur 59
7 km per uur 61
Discussie 62

SAMENVATTING 64

SUMMARY 65

LITERATUUR 67

AFBEELDINGEN 70

CURRICULUM VITAE 82

DANKWOORD 83

INLEIDING

Reeds sinds de Griekse en Romeinse tijd is het rechtop gaan en staan van de mens onderwerp van studie geweest voor vele onderzoekers. Met zowel theoretische als praktische doelstellingen voor ogen is getracht de verschillende aspecten van de menselijke voortbeweging te analyseren (Weber 1836, Fischer 1894, Schwartz 1939, Eberhart 1947). De huidige studie is vooral opgezet met het doel betrouwbare gegevens te verkrijgen over het normale lopen, waarmee de basis gelegd kan worden voor een analyse van pathologische looppatronen. Voor de revalidatie van patienten met loopstoornissen is het mogelijk een optimale aanwending van de hun ter beschikking staande spierarbeid te verkrijgen, wanneer een duidelijk en exact beeld van het normale activiteitspatroon van de spieren bekend is. In het werk van de fysiotherapeut zal een duidelijk inzicht in de activiteit van de verschillende spieren tijdens het lopen een betere begeleiding betekenen van de door hem te behandelen patienten met loopstoornissen. De resultaten van dit onderzoek kunnen, met de nodige aanvullende gegevens, ook van belang zijn voor een doeltreffende constructie van prothesen.

In de huidige studie is het geenszins de bedoeling geweest een beeld te geven van het lopen in het vrije veld: er is een onderzoekmethode gebruikt die reproduceerbaar is en die exacte resultaten geeft voor vergelijkingen. Het onderzoek beoogt geen volledigheid. Er wordt getracht een overzicht te geven van de betekenis van de musculatuur voor de bewegingen in het kniegewricht in het sagittale vlak tijdens het lopen. De analysen van de bewegingen in heup- en enkelgewricht en de daarop van invloed zijnde spieractiviteiten worden uitgevoerd door Van den Bosch en Van Linge.

Het onderzoek werd mogelijk gemaakt dankzij de medewerking van een groot aantal proefpersonen. Op deze proefpersonen is geen selectie toegepast. Het waren allen gezonde jonge mensen (28 mannen en 7 vrouwen) in leeftijd variërend van 18 tot 28 jaar. Hun lichaamslengten varieerden van 1.62 m tot 1.98 m, terwijl het gewicht lag tussen 58 kg en 90 kg. Alle proefpersonen hadden goed palpeerbare spieren.

Er werden drie verschillende loopsnelheden onderzocht: 2, 5 en 7 km per uur. Deze snelheden werden gekozen om het gedrag van de spieren te bestuderen bij een lage snelheid zoals bijvoorbeeld het slenteren, bij de normale loopsnelheid en bij een hogere snelheid zoals de looppas. De snelheid van 5 km per uur werd gekozen als een benadering van de normale loopsnelheid.

In alle uitgevoerde experimenten is de experimentele situatie hetzelfde gehouden: de versterking van alle E.M.G.-signalen is voor alle proefpersonen gelijk. Alleen de snelheid van het registratiepapier varieert: bij de langzame loopsnelheid werd een papiersnelheid van 20 cm per seconde genomen en bij de hogere loopsnelheden werd vaak 50 cm per seconde gebruikt.

Voor een overzicht van een groot aantal gegevens kan tijdens het lezen teruggevallen worden op de figuren 20, 21 en 22 respectievelijk op de pagina's 42, 45 en 46.

HOOFDSTUK I ALGEMENE BEGINSELEN

ENKELE PRINCIPES VAN DE ELECTROMYOGRAFIE

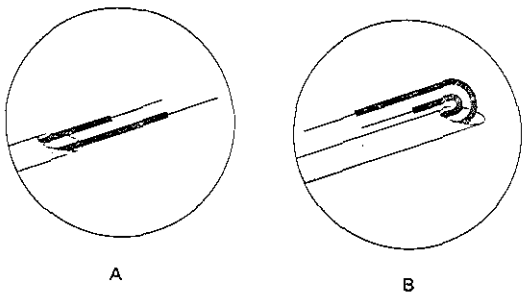
Het electromyogram is een registratie van de actiepotentialen van de spier. Deze actiepotentialen ontstaan op de volgende manier: een impuls vanuit het motorische neuron wordt op de motorische eindplaatjes van de vezels van de motor unit overgedragen. Een motor unit is een groep van spiervezels die door één enkele voorhoorncel worden geïnnerveerd. De depolarisatiegolf die door deze impulsoverdracht bij de motorische eindplaatjes ontstaat, plant zich voort langs de membraan van de spiervezel en brengt hierin een permeabiliteitsverandering teweeg. Deze verandering in doorlaatbaarheid heeft tot gevolg dat er een ionenstroom ontstaat, waardoor het contractiele deel van de spiervezel wordt geprikkeld en waarbij een potentiaalsprong ontstaat. Dit potentiaalverschil is de actiepotentiaal die zich langs de hele spiervezel voortplant en vanzelfsprekend in de omliggende weefsels voortgeleid wordt, omdat deze weefsels geleidend zijn. In de E.M.G.-techniek worden deze electrische verschijnselen met behulp van electroden opgevangen, versterkt en geregistreerd. Het signaal dat tijdens een willekeurige contractie als electromyogram ontstaat, vertegenwoordigt als regel een summatie van de actiepotentialen van meerdere motor units.

De kracht van de contractie van de spier is van invloed op het signaal: naarmate de contractie sterker wordt, worden meer motor units ingeschakeld. Bovendien wordt bij sterkere spieractiviteit de frequentie, waarin de motor units aangespannen worden, groter. Bijvoorbeeld: bij zwakke contractie wordt één motor unit 5–10 maal per seconde geprikkeld, bij sterke arbeid 20–50 maal per seconde. Het aantal motor units waarvan de actiepotentialen geregistreerd worden, is afhankelijk van de plaats en de aard van de gebruikte electroden. Voor het electromyografisch onderzoek kunnen 3 soorten electroden worden gebruikt: de oppervlakte-electroden, de naaldelectroden en de microdraadelectroden. In het huidig onderzoek zijn alleen oppervlakte-electroden en microdraad-electroden toegepast.

Oppervlakte-electroden bestaan uit zilveren plaatjes, in het centrum licht concaaf met een kleine opening en ongeveer 1–1,5 centimeter in doorsnede. Het gebruik is aan beperkingen onderhevig. Door hun afmeting en situering ten opzichte van de spiervezels zijn ze niet goed bruikbaar voor de klinische electromyografie. Zij zijn bovendien alleen te gebruiken voor oppervlakkig gelegen spieren. Door de afmeting van de electroden is het signaal dat ze opnemen, samengesteld uit actiepotentialen van meerdere motor units. De electroden worden in paren op de huid geplaatst op een afstand van ongeveer 1–2 centimeter van elkaar, zoveel mogelijk evenwijdig aan het vezelverloop van de te onderzoeken spier.

De verhouding tussen uitgangsimpedantie van het signaal (huidweerstand)

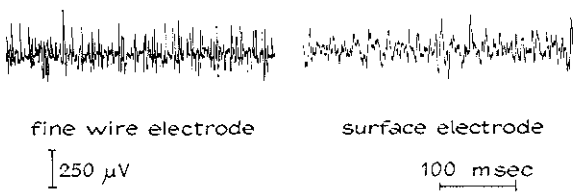
en ingangsimpedantie van de versterker moet zo klein mogelijk worden. Dit betekent dat de huidweerstand zo klein mogelijk gemaakt moet worden. De oppervlakkige hoornlaag van de huid maakt de weerstand vaak groter dan 200 kilo-ohm en deze moet voor een doelmatig gebruik teruggebracht worden tot rond 1000 ohm. Dit gebeurt het beste op de volgende manier: de huid wordt eerst geschoren en daarna ontvet met ether. Vervolgens wordt licht geschuurd met wat puimsteenpoeder, terwijl voortdurend de weerstand wordt gecontroleerd. Nog vóórdat enige roodheid van de huid ontstaat, wordt de weerstand al 5–10 kilo-ohm. Als dit bereikt is, wordt zeer voorzichtig verder geschuurd tot de weerstand ongeveer 1000 ohm is. Dan worden de electroden op de huid gedrukt en vastgeplakt met collodium. Als de collodium droog is, wordt electrodenpasta tussen de huid en het electrodenoppervlak gespoten. Dit is mogelijk, omdat deze electroden concaaf zijn en voorzien van een centrale opening. De electrode is nu klaar voor gebruik.
Microdraad-electroden bestaan uit een tweetal draadelectroden van geïsoleerd platinumdraad. Deze electroden hebben elk een doorsnede van 0,07 mm. De uiteinden worden over een afstand van 2–3 mm van isolatie ontdaan. De beide draden worden dan in de holle schacht van een lange intramusculaire injectienaald geschoven. Aan de punt van de naald worden de uiteinden van de beide dragen omgebogen, zodanig dat de niet-geïsoleerde topjes elkaar niet raken (figuur 1). Dit geheel wordt gesteriliseerd en is dan klaar voor gebruik.



Figuur 1
Microdraad-electroden. De niet geïsoleerde topjes kunnen elkaar niet raken. Situatie na het inbrengen in de injectienaald (A) en na het ombuigen om het uiteinde van de naald (B).

Het inbrengen is zeer eenvoudig, doch vereist wel een gedegen kennis van de topografische anatomie ter plaatse. Om het ongemak voor de proefpersoon tot een minimum te beperken, wordt de huid met novocaine verdoofd. Na het inbrengen van de electroden in de spier met behulp van de naald, wordt de naald over de beide electroden verwijderd, waarbij de uiteinden van de draadjes, die om de naaldpunt waren gebogen, als weerhaakjes de draden in de spier vasthouden. Het verwijderen van de draden gaat pijnloos, maar dient voorzichtig te geschieden. Het blijkt namelijk, dat na het experiment de draadjes nogal vast zitten. Te hard trekken heeft draadbreuk tot gevolg. In een

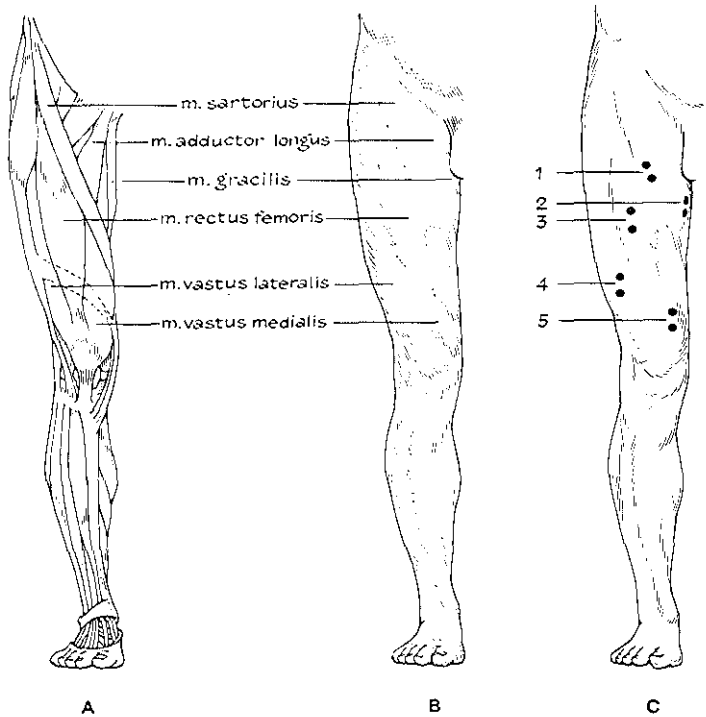
onderzoek van Reichmann (1967) is komen vast te staan, dat de draadjes zich tijdens het bewegen moeten „zetten". Gedurende de eerste bewegingen kronkelen de draden zich in een positie waarin de wrijving het geringst wordt. Dit is ook te zien aan het E.M.G. van de eerste bewegingen: dat vertoont namelijk erg veel „bewegingsonrust".
De draden zijn het gemakkelijkst te verwijderen wanneer er licht aan wordt getrokken, terwijl het been van de proefpersoon passief wordt bewogen met enkele flexie- en extensie-bewegingen.
Bij het gebruik van de twee beschreven electrodensoorten is er een duidelijk verschil in signaal op te merken (figuur 2). Dit berust op verschillen in de ruimtelijke relatie van de twee electrodensoorten ten opzichte van de spier.



Figuur 2
Registratie door middel van een microdraad-electrode (fine wire electrode) en een oppervlakte-electrode (surface electrode) bij eenzelfde versterkingsgraad en eenzelfde papiersnelheid. Duidelijk zijn in de linker registratie de spikes van afzonderlijke actiepotentialen te zien. In de rechter registratie heeft het signaal een veel meer geïntegreerd karakter.

DE GEREGISTREERDE SPIEREN

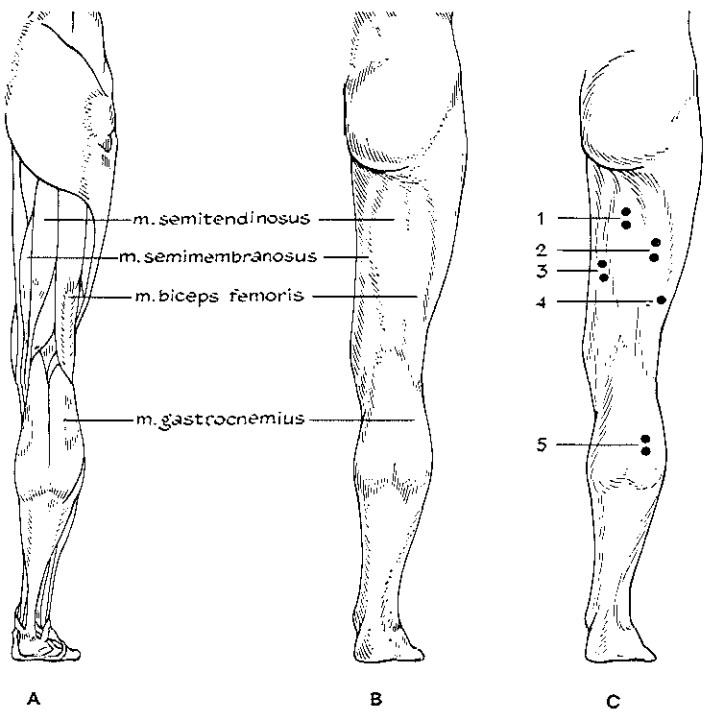
Het huidig onderzoek betreft de spieren rond het kniegewricht, waarvan verwacht mag worden, dat ze van enige invloed zijn op de bewegingen van de knie tijdens het lopen. De meeste van deze spieren liggen in het bovenbeen. Een beschrijving van de descriptieve en topografische anatomie van het bovenbeen en de knie valt buiten het bestek van dit werk. Hiervoor wordt derhalve verweven naar de bestaande leerboeken. Voor een goed begrip is het echter nuttig enkele overzichten te geven van de beenspieren en de door hen veroorzaakte reliëfs aan de oppervlakte van het been (figuren 3, 4 en 5).
In het huidig onderzoek zijn in elk experiment 8 spieren tegelijk geregistreerd. In totaal zijn 35 experimenten uitgevoerd. In de loop van het onderzoek is er enige verandering gekozen in de combinatie van de geregistreerde spieren. In de eerste serie van 18 experimenten zijn de m. rectus femoris, de m. vastus lateralis en medialis, het caput longum van de m. biceps femoris, de m. semimembranosus, de m. semitendinosus, de m. iliopsoas en de m. obliquus externus abdominis geregistreerd. Op de resultaten van de twee laatstgenoemde spieren zal niet worden ingegaan, omdat ze niet tot de „kniespieren" behoren. Ten behoeve van de registratie van alle spieren rond het kniegewricht zijn in



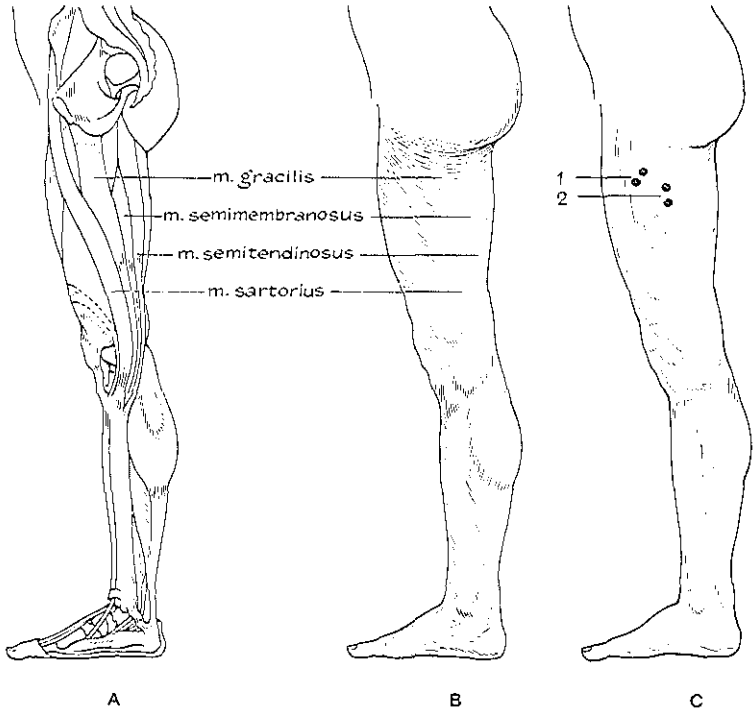
Figuur 3
Drie ventrale aanzichten van het been.
A Overzicht van de ligging van de spieren.
B Reliëfs aan de oppervlakte van het been, veroorzaakt door onderliggende structuren.
C Positie van de electroden voor de m. sartorius (1), de m. gracilis (2), de m. rectus femoris (3), de m. vastus lateralis (4) en de m. vastus medialis (5).

de tweede serie van 17 experimenten deels andere spieren opgenomen. Hiervoor zijn 4 spieren uit de eerste serie weggelaten, namelijk de m. iliopsoas, de schuine buikspier en de beide vastus spieren. Omdat uit de resultaten van de eerste serie is gebleken dat de m. vastus lateralis en de m. vastus medialis een nagenoeg identiek activiteitspatroon laten zien, dat bovendien gelijk is aan de standfase activiteit van de m. rectus femoris, werd besloten alleen nog de m. rectus femoris te registreren.
In de tweede serie is de samenstelling van de geregistreerde spieren als volgt: m. rectus femoris, m. sartorius, m. gracilis, m. biceps femoris caput longum, m. biceps femoris caput breve, m. semimembranosus en m. semitendinosus. Voor het laatste paar electroden is meestal de m. gastrocnemius genomen, terwijl in enkele gevallen ook de m. adductor longus is geregistreerd.
De verdeling van de geregistreerde spieren over de 35 experimenten is weergegeven in onderstaande tabel.

	1e serie	2e serie
m. rectus femoris	18 ×	14 ×
m. vastus medialis	18 ×	—
m. vastus lateralis	18 ×	—
m. sartorius	—	17 ×
m. gracilis	—	17 ×
m. semitendinosus	18 ×	17 ×
m. semimembranosus	18 ×	17 ×
m. biceps femoris caput longum	18 ×	17 ×
m. biceps femoris caput breve	—	17 ×
m. gastrocnemius caput laterale	—	13 ×
m. gastrocnemius caput mediale	—	3 ×
m. adductor longus	—	4 ×
m. iliopsoas	18 ×	—
m. obliquus externus abdominis	18 ×	—



Figuur 4
Drie dorsale aanzichten van het been.
A Overzicht van de ligging van het been.
B Reliëfs aan de oppervlakte van het been, veroorzaakt door onderliggende structuren.
C Positie van de electroden voor de m. semitendinosus (1), het caput longum van de m. biceps femoris (2), de m. semimembranosus (3), het caput breve van de m. biceps femoris en de m. gastrocnemius, caput laterale (5).



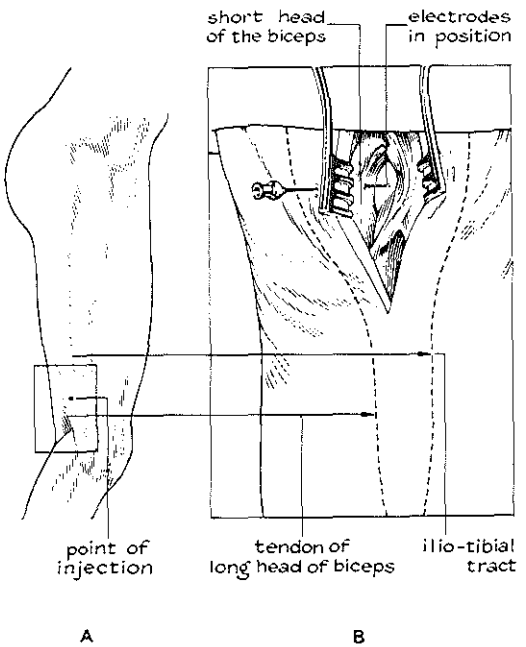
Figuur 5
Drie mediale aanzichten van het been.
A Overzicht van de ligging van de spieren.
B Reliëfs aan de oppervlakte van het been, veroorzaakt door onderliggende structuren.
C Positie van de electroden voor de m. adductor longus (1) en de m. gracilis (2).

PLAATSING VAN DE ELECTRODEN

De plaatsbepaling van de electroden is bij alle proefpersonen op dezelfde wijze gedaan: door zorgvuldige palpatie van contraherende spieren is het dikste en meest oppervlakkig gelegen deel van de spierbuik opgezocht. Hiervoor is bij de diverse spieren als volgt te werk gegaan:
De *m. rectus femoris* springt duidelijk naar voren wanneer het been, licht geanteflecteerd in de heup, vanuit een lichte knieflexie tegen een weerstand gestrekt wordt. De spierbuik is dan over bijna de gehele lengte af te grenzen ten opzichte van de beide vastus spieren en de m. sartorius. De electroden worden op ongeveer de helft van het bovenbeen aangebracht, precies op de plaats van de grootste zwelling van de gecontraheerde m. rectus femoris.
De *m. vastus lateralis* is wanneer de knie met kracht gestrekt wordt als een

vaste massa te voelen aan de gehele laterale zijde van het bovenbeen. Door zorgvuldig palperen is de grens tussen de spierbuik en de tractus iliotibialis te bepalen. De electroden worden geplaatst op de huid boven de spierbuik, midden in het gebied tussen de tractus iliotibialis en de laterale rand van de m. rectus femoris, ongeveer 10–15 cm boven de knie.
De *m. vastus medialis* is een krachtige spier, die duidelijk naar voren springt wanneer de knie tegen een weerstand wordt gestrekt. Ze ligt in de groeve tussen de m. sartorius en de mediale rand van de m. rectus femoris. De electroden worden aangebracht ongeveer 10 cm boven de knie, op het dikste deel van de spierbuik.
De *m. vastus intermedius* werd niet geregistreerd.
De *m. sartorius* wordt het best benaderd door het bovenbeen geheel te exoroteren in de heup en dan de knie vanuit een geringe flexiestand te laten buigen tegen een weerstand. Op deze manier kan de spier over zijn gehele verloop gepalpeerd worden. Hetzelfde geldt voor de *m. gracilis*. De electroden voor deze twee spieren worden ongeveer op dezelfde hoogte aangebracht. Voor de m. sartorius wordt een positie gekozen, waarbij de electroden zo ver mogelijk van de m. rectus femoris en de m. gracilis zijn verwijderd. Dit betekent, dat de electroden geplakt worden in het midden van de slanke spierbuik. De electroden voor de m. gracilis komen geheel aan de mediale zijde van het bovenbeen, ongeveer op $^1/_3$ deel van de spier vanaf zijn oorsprong van het os pubis.
De positie van de electroden voor alle spieren dient zodanig te worden gekozen, dat geen actiepotentialen van andere, dichtbij gelegen spieren storen. Bij de spieren die tot nu toe behandeld zijn, komt deze moeilijkheid niet voor.
Bij de *m. semitendinosus* en de *m. semimembranosus* komt dit probleem wel voor. Uit de anatomische positie blijkt, dat de m. semitendinosus in zijn pezige verloop een deel van de spierbuik van de m. semimembranosus oppervlakkig laat verschijnen en wel op twee plaatsen: mediaal van de pees over een vrij breed en lang gebied, erg oppervlakkig naast de m. gracilis en lateraal van de pees, vrij laag en diep in de knieholte.
Aan de hand van de beoordeling bij de palpatie wordt de beste plaats uitgezocht voor de electroden.
Voor de *m. semitendinosus* is dit altijd op de spierbuik, ongeveer 5 cm onder de bilplooi.
Voor de *m. semimembranosus* komt in de meeste gevallen de plaats mediaal naast de pees van de m. semitendinosus in aanmerking, omdat het laterale deel van de spierbuik door zijn sterk distale positie in de knieholte òf te diep ligt, òf te ongunstig is voor de electroden, in verband met bewegingsonrust. Wanneer de knie gebogen wordt tegen een weerstand, is de m. semimembranosus goed te voelen naast de pees van de m. semitendinosus.
Het *caput longum* van de *m. biceps femoris* is in alle gevallen over zijn gehele lengte goed te palperen. Door de achterrand van de tractus iliotibialis goed af te tasten kan vergissing met de m. vastus lateralis uitgesloten worden. De plaats van de electroden voor het caput longum van de m. biceps femoris

ligt op dezelfde hoogte als die van de m. semimembranosus, ongeveer halverwege de afstand tussen knieplooi en bilplooi.
Het *caput breve* van de *m. biceps femoris* is steeds geregistreerd met de microdraad-electroden. Enkele pogingen zijn ondernomen om de korte kop met oppervlakte-electroden op te nemen, maar deze gaven een onvoldoende resultaat, omdat het gedeelte van de spier dat aan de oppervlakte komt in de meeste gevallen te smal is.
Zoals reeds boven is vermeld, worden de microdraad-electroden ingebracht met behulp van een lange intramusculaire injectienaald. De plaats van inbrengen ligt midden tussen de pees van de lange kop van de biceps en de achterrand van de tractus iliotibialis, ongeveer 5–10 cm boven de knie



Figuur 6
A Plaats van inbrengen van de microdraad-electroden in het caput breve van de m. biceps femoris.
B Detailtekening van de positie van naald en electroden in het caput breve van de m. biceps femoris.

(figuur 6A). De naald wordt in de richting van het femur gestoken. Wanneer de electroden op deze wijze worden ingebracht, komen ze altijd in de korte bicepskop terecht. Figuur 6B laat aan het been van een cadaver zien dat de naald dwars door de korte bicepskop heen gaat, waarbij de electrodentipjes in het vetweefsel achter de spier komen. Door de electroden één voor één voorzichtig op te trekken direct na het inbrengen, kunnen ze in de juiste positie gebracht

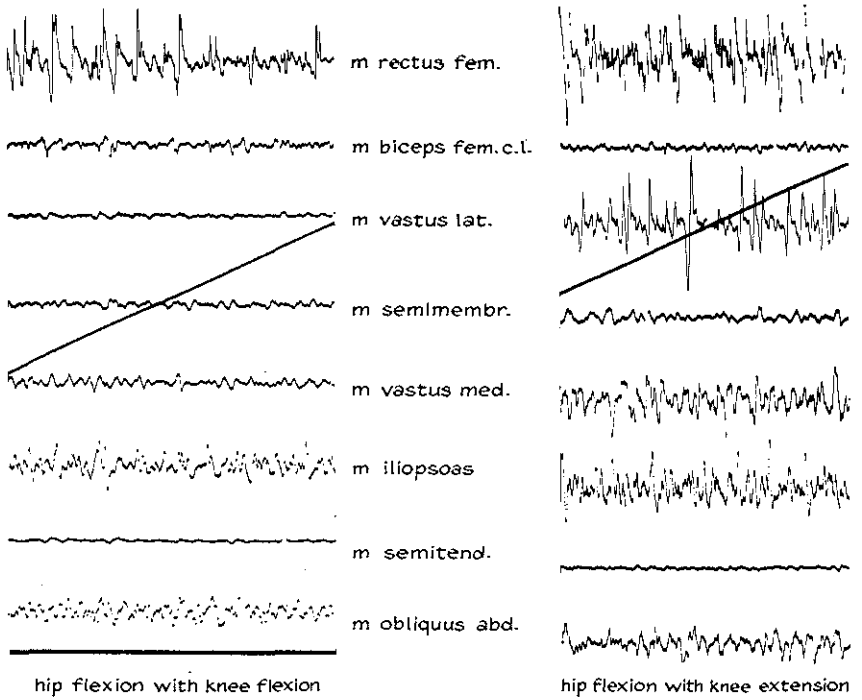
worden. In de experimentele situatie wordt deze positie electromyografisch gecontroleerd door de proefpersoon de knie maximaal te laten buigen.
Van de *m. gastrocnemius* zijn de electroden meestal alleen op het caput laterale geplaatst. In de drie experimenten waarbij ook het caput mediale in het onderzoek is betrokken, zijn de contractiepatronen van de beide koppen nagenoeg gelijk. Uit het onderzoek van Van Linge * blijken echter in vele gevallen duidelijke verschillen in activiteit tijdens het lopen te bestaan tussen de beide spierkoppen. In de huidige studie wordt hierop niet verder ingegaan. De plaats van de electroden is hoog op de kuit, mediaal of lateraal ongeveer 10 cm onder de knie.
Om een aantal spieren in het bovenbeen van elkaar te kunnen onderscheiden is ook de *m. adductor longus* geregistreerd. Deze spier is de meest oppervlakkige adductor. De spier is goed palpabel als het been vanuit de exorotatiestand in de heup wordt geadduceerd tegen weerstand. De electroden worden parallel aan het vezelverloop geplaatst zoals bij alle andere spieren, tussen de electroden van de m. gracilis en de m. sartorius.
Voor het wegvangen van stoorsignalen van allerlei aard is een gemeenschappelijke aard-electrode gebruikt, die zo centraal mogelijk ten opzichte van alle andere electroden is geplaatst. Ondanks het feit dat de electroden bij elke proefpersoon steeds op dezelfde manier en op dezelfde plaats zijn aangebracht, is iedere keer weer gecontroleerd met behulp van het electromyogram van enkele bewegingen of de electroden op de juiste spier waren geplakt.

VERIFICATIE VAN DE JUISTE PLAATS VAN DE ELECTRODEN TEN OPZICHTE VAN ANDERE SPIEREN

Voor het verkrijgen van de zekerheid dat de electroden ook inderdaad het gewenste spiersignaal registreren, wordt het electromyogram tijdens een aantal bewegingen en houdingen afgeleid. De plaatsen van de electroden op de m. vastus lateralis, de m. vastus medialis, het caput longum van de m. biceps femoris en de m. gastrocnemius maken de waarschijnlijkheid erg groot dat het spiersignaal, dat door deze electroden wordt opgenomen, inderdaad van de gewenste spier is. Een verwarring van de m. vastus lateralis met de m. vastus medialis, van de laterale hamstringgroep met de mediale en van het caput longum van de m. biceps femoris met de m. vastus lateralis is minder waarschijnlijk, omdat de afstand tussen deze spieren voldoende groot is.
Het onderscheid tussen het signaal van de m. rectus femoris en de vastus spieren is als volgt te maken: wanneer de staande proefpersoon het been in de heup anteflecteert terwijl het onderbeen passief afhangt, dus in de knie gebogen is, spant alleen de m. rectus femoris aan en zijn de beide geregistreerde vasti niet actief. Wordt dezelfde beweging uitgevoerd terwijl de knie gestrekt is, dan is de gehele quadriceps aangespannen (figuur 7).
In figuur 7 vertoont de m. vastus medialis tijdens de eerstgenoemde beweging lichte activiteit, die veroorzaakt wordt omdat de proefpersoon het onderbeen

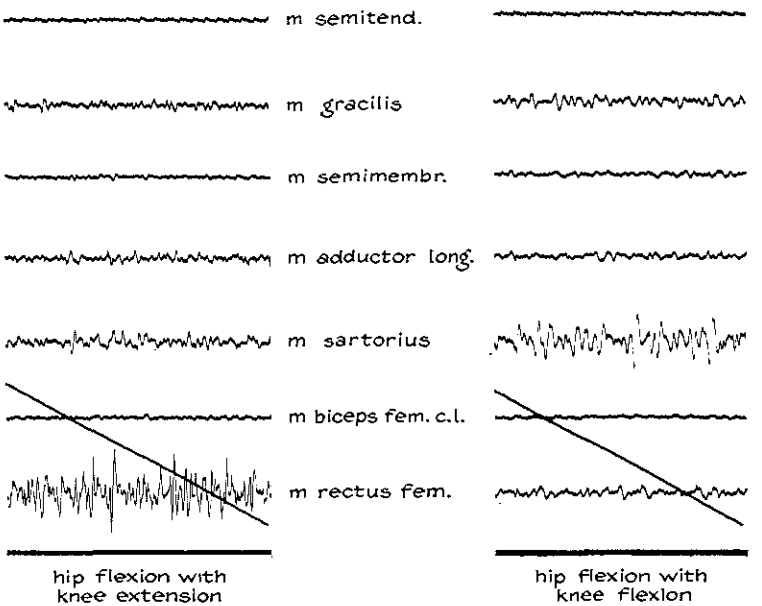
---

* personal communication

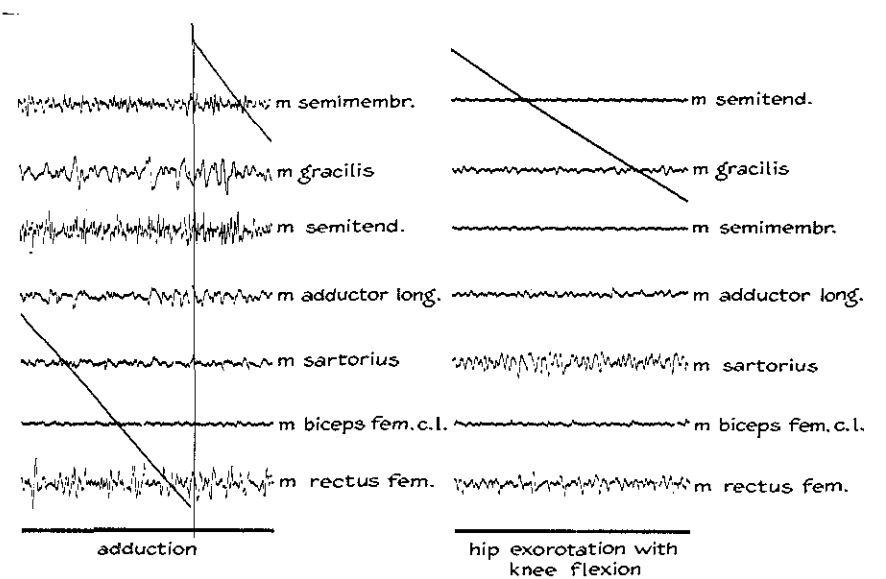


Figuur 7
Registratie van een tweetal houdingen om het onderscheid aan te geven tussen het signaal van de m. rectus femoris en het signaal van de mm. vasti medialis en lateralis. N.B.: De schuine lijnen door de spiersignalen zijn registraties van de zaagtandspanning (zie pagina 33).

niet geheel passief laat afhangen. Een differentiatie van het signaal van de m. rectus femoris met dat van de m. vastus intermedius is niet te maken, omdat deze laatste spier niet werd geregistreerd. De kans dat er actiepotentialen van deze spier via de electroden van de andere quadricepscomponenten mee worden geregistreerd is betrekkelijk klein, omdat de afstand tussen de spierbuik van de m. vastus intermedius en de diverse electroden relatief groot is, terwijl er bovendien steeds een andere spier tussen de m. vastus intermedius en de verschillende electroden ligt. Wanneer de electroden voor de m. rectus femoris hoog op het bovenbeen worden geplakt, komen ze in de buurt van de m. sartorius. Dat er dan toch verschillende signalen worden geregistreerd, die met grote waarschijnlijkheid van de m. rectus femoris en de m. sartorius afzonderlijk afkomstig zijn, kan als volgt worden aangetoond: wanneer de staande proefpersoon het been met gestrekte knie opheft, vertoont ervaringsgewijs de m. rectus femoris een sterke activiteit terwijl de m. sartorius slechts zwak actief is. Wordt het been met actief gebogen knie tot 90° anteflexie in de heup gebracht, dan wordt de rectus-activiteit zeer

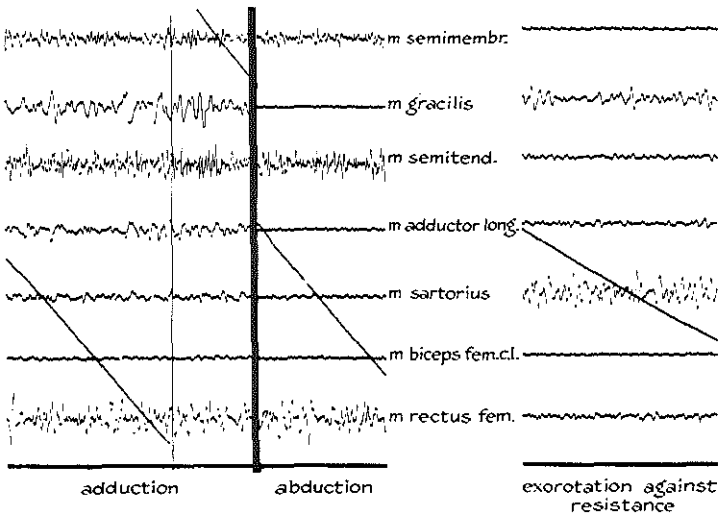


Figuur 8
Registratie van een tweetal houdingen om het onderscheid aan te geven tussen het signaal van de m. rectus femoris en het signaal van de m. sartorius.



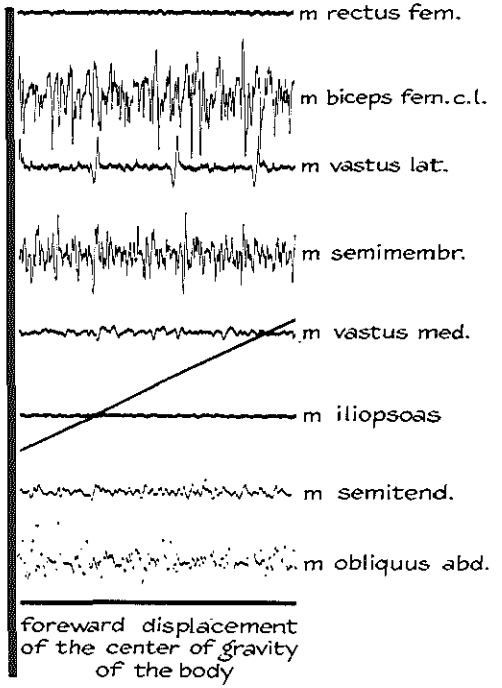
Figuur 9
Registratie van een tweetal houdingen om het onderscheid aan te geven tussen het signaal van de m. sartorius en het signaal van de m. gracilis.

zwak terwijl de m. sartorius een sterke activiteit vertoont (figuur 8). In het gebied van de mediale bovenbeenzijde kan de differentiatie tussen de signalen van de m. sartorius, de m. adductor longus en de m. gracilis met behulp van de figuren 9 en 10 worden geïllustreerd: bij adductie van het gestrekte been tegen een weerstand vertoont de m. gracilis sterke activiteit terwijl de m. sartorius nauwelijks actief is. Wordt het been in de heup geëxoroteerd en in de knie gebogen dan is alleen de m. sartorius actief (figuur 9). Het onderscheid tussen het signaal van de m. sartorius en de m. adductor longus is op dezelfde manier te maken. Tijdens de adductie van het gestrekte been tegen een weerstand is naast de m. gracilis vanzelfsprekend de m. adductor longus actief. Wanneer de proefpersoon het been exoroteert tegen een weerstand, vertoont de m. gracilis wel activiteit, terwijl de m. adductor longus dan niet actief is (figuur 10).



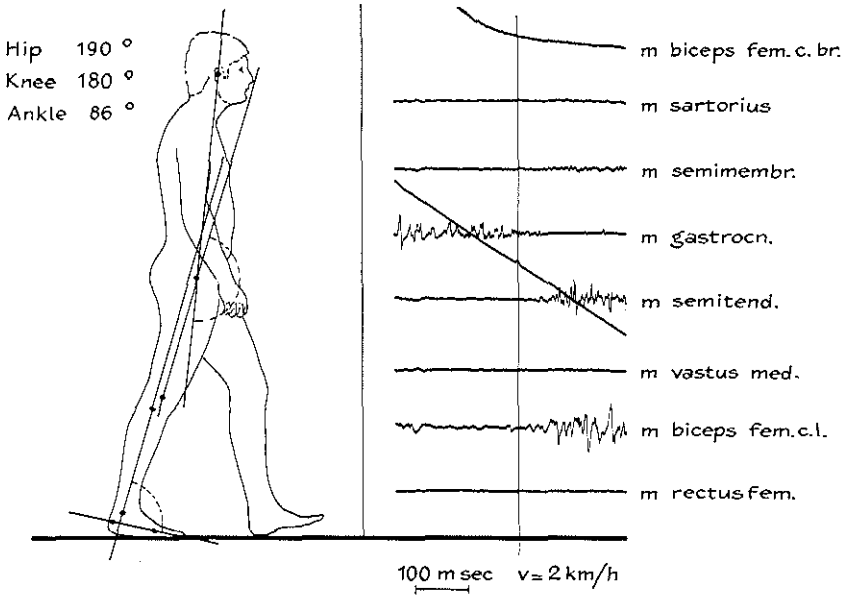
Figuur 10
Registratie van een drietal houdingen om het onderscheid aan te geven tussen het signaal van de m. sartorius en van de m. adductor longus, tussen het signaal van de m. gracilis en van de m. adductor longus en tussen het signaal van de beide semi-spieren en van de m. gracilis.

De verificatie van de electrodenplaatsen op de m. semimembranosus en de m. semitendinosus is als volgt: de staande proefpersoon verheft zich op de tenen en brengt dan het lichaamszwaartepunt zo ver mogelijk naar voren, door het bovenlichaam naar voren te buigen. Hij handhaaft deze positie zonder uitwendige steun te benutten. Er wordt dan een sterke activiteit van het caput longum van de m. biceps femoris en de m. semimembranosus gezien. Merkwaardigerwijze is de m. semitendinosus in deze houding vrijwel niet actief (figuur 11). Een activiteit van de m. semitendinosus wordt gezien in de loop-

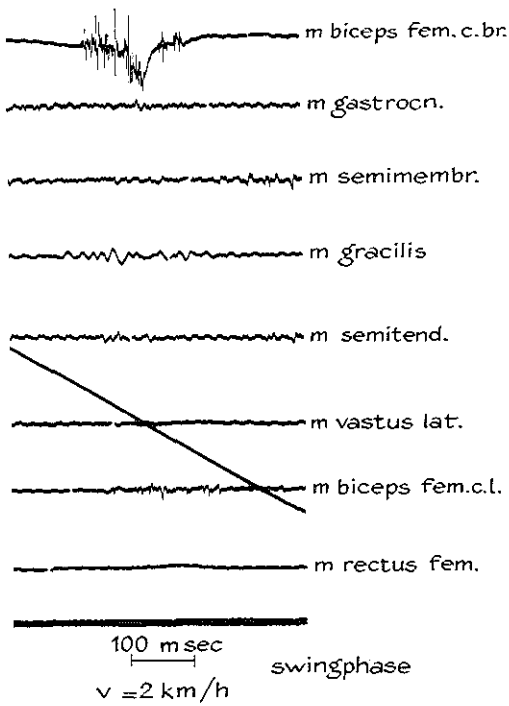


Figuur 11
Registratie van een houding om het onderscheid aan te geven tussen de signalen van de m. semimembranosus en het caput longum van de m. biceps femoris en het signaal van de m. semitendinosus.

beweging aan het einde van de standfase en het begin van de zwaaifase. De m. semimembranosus vertoont dan nauwelijks activiteit (figuur 12).
De differentiatie van de beide semispieren ten opzichte van de m. gracilis is als volgt: de m. semimembranosus en de m. semitendinosus zijn beide actief bij zowel abductie als adductie van het gestrekte been tegen weerstand. De m. gracilis is alleen actief tijdens de adductie (figuur 10). Bij de exorotatie van het been tegen weerstand zijn de beide semispieren niet actief, terwijl de m. gracilis wel activiteit vertoont.
De juiste plaats van de microdraad-electroden in de korte bicepskop is in figuur 6 reeds aangetoond. Ook electromyografisch kan worden aangetoond, dat het signaal van deze electroden afkomstig is van het caput breve van de m. biceps: in de loopcyclus wordt aan het begin van de zwaaifase duidelijke activiteit waargenomen, afkomstig van de microdraad-electroden. Deze activiteit komt niet overeen met het gebruikelijke contractiepatroon van de m. vastus lateralis of van het caput longum van de m. biceps femoris (figuur 13).



Figuur 12
Registratie van een moment uit de loopcyclus, waarin het onderscheid is te zien tussen het signaal van de m. semitendinosus en het signaal van de m. semimembranosus.



Figuur 13
Registratie uit de zwaaifase van de loopcyclus, waarin het onderscheid is te zien tussen de signalen van de m. vastus lateralis en het caput longum van de m. biceps femoris en het signaal van het caput breve van de m. biceps femoris.

HOOFDSTUK II APPARATUUR EN METHODIEK

HISTORISCH OVERZICHT VAN VERSCHILLENDE METHODIEKEN

Hoewel reeds vanaf de Griekse tijd de menselijke gang voor velen onderwerp van studie is geweest, moeten toch de gebroeders Weber, die in 1836 hun boek „Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge" publiceerden, worden beschouwd als de eersten die op natuurwetenschappelijke wijze de menselijke loopbeweging hebben onderzocht. Door hun nauwkeurige metingen van stapduur, staplengte, duur van de standfase, duur van de zwaaifase, de inclinatie van de romp en de bepaling van de plaats van het lichaamszwaartepunt tijdens het lopen, kunnen zij worden beschouwd als de grondleggers van het wetenschappelijk onderzoek van de mechanische aspecten van de loopbeweging. De functie van het spierapparaat bij het lopen werd door hen niet onderzocht. In 1868 werd het werk van Duchenne de Boulogne, „Physiologie des Mouvements", gepubliceerd. In deze studie worden de functies van een groot aantal spieren beschreven. De methode die aan dit onderzoek ten grondslag ligt noemt Duchenne de „electrisation localisée". Op grond van zijn theorie over de coördinatie van willekeurige bewegingen kon Duchenne de Boulogne reeds aantonen, dat de zwaaibeweging van het been in de loopcyclus met behulp van spieractiviteit moet worden uitgevoerd. Hiermee stelde hij zich op tegenover de theorie van de gebroeders Weber dat deze zwaaibeweging van het been een zuivere pendelbeweging zou zijn.
De beweging van het been in de zwaaifase is eveneens een van de onderwerpen in de studie van Meyer. In „Das aufrechte Gehen und Stehen" (1853) tracht hij een aanvulling op de theorie van W. en E. Weber te geven door de loopbeweging „driedimensioneel" te bestuderen. Meyer merkt onder andere op dat wanneer het been door de zwaartekracht pendelt, er een beweging van het gehele been optreedt van lateraal-achter naar mediaal-voor, dit in combinatie met een endorotatie van eveneens het gehele been. Bij zijn analyse van de voetsporen ziet hij echter dat deze beweging gecompenseerd wordt. Als verklaring voor dit fenomeen ziet Meyer de passieve rotatie die optreedt bij de extensie van de knie.
De eerste poging om de spiercontractie tijdens het lopen door middel van registraties aan te tonen is van Carlet (1872) en diens leermeester Marey. Door aanpassing van de apparatuur die Marey (1873) gebruikte bij de analyse van bewegingen van verschillende dieren, kon Carlet veel exactere informatie krijgen dan de gebroeders Weber. Bovendien beschikte Carlet over de gegevens uit de studie van Duchenne de Boulogne.
Marey's betekenis is verder, dat door hem de fotografie als onderzoekmethode werd ingevoerd, waardoor aan de bestudering van de menselijke loopbeweging een nieuwe impuls gegeven werd. In een zesdelige studie over „Der Gang des Menschen" (1895–1904) geven Braune en Fischer een mathematische analyse van de bewegingen van het been tijdens het lopen. De gegevens die Fischer

voor de berekeningen nodig heeft worden afgeleid uit zogenaamde stick-diagrammen, waarin de bewegingen van het lichaam in momentopnamen zijn geregistreerd.
Fischer bespreekt in zijn werk de verdeling van de krachten die tijdens het lopen op het been werken. De uitwendige krachten, zoals onder andere zwaartekracht en massatraagheid, berekent hij nauwkeurig. Voor de inwendige krachten, waarvan de belangrijkste de spierkracht is, stelt hij een waarschijnlijkheidstheorie op. In een latere publicatie geeft Fischer zijn gedachten weer over de werking van spieren op gewrichten die ze niet overbruggen („Über die Wirkung der Muskeln", 1908). Deze gedachtengang is verder uitgewerkt door H. von Baeyer. In zijn artikel „Über Bewegung des Menschen; zur Lehre der Synhapsis" (1940) tracht deze laatste onderzoeker het mechanische aspect van verschillende bewegingen nader te analyseren. Hij maakt een onderscheid tussen de open en gesloten kinetische keten en geeft aan de hand van vele voorbeelden aan dat in het lichaam de gesloten keten overheerst. De voornaamste conclusie uit deze studie is dat het effect van een spiercontractie in een gesloten keten totaal anders is dan in een open kinetische keten.
In de periode tussen de eerste en de tweede wereldoorlog is door Schwartz (1933, 1936) een onderzoekmethode uitgewerkt, waarmee exactere informatie kon worden verkregen over de belastingstijden van de verschillende delen van de voet tijdens de standfase. Het principe van deze methode was reeds door Marey en Carlet (1872) in de vorm van de pneumatische zool en door Vierordt (1881) door middel van electrische voetcontacten toegepast. Schwartz (1947) heeft zijn zogenaamde electrobasograaf later zodanig uitgebreid, dat het niet alleen mogelijk was de belastingstijden te registreren, maar tevens de druk die de verschillende delen van de voet tijdens de standfase op de onderlaag uitoefenen.
Elftman (1939) introduceerde een nieuwe methode om de druk van de voeten op de onderlaag te analyseren. Op grond van het principe „actie is reactie" ontwikkelde hij een platform waarin de druk die de voet tijdens de standfase uitoefent, wordt omgezet in een tegendruk die in drie richtingen kan worden geregistreerd (force plate). Tegelijk werden met behulp van een filmcamera de bewegingen van het been gedurende een loopcyclus vastgelegd. Met de hieruit verkregen gegevens werden door deze auteur de krachten, de draaimomenten en energieveranderingen die tijdens de loopbewegingen in het been optreden berekend.
Reeds in 1924 begon Scherb met zijn onderzoek naar het gedrag van de spieren tijdens het lopen. In het in 1952 verschenen werk „Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen; Technik und Resultate der Myokinesigraphie", geeft hij een beschrijving van zijn onderzoekmethode en de toepassing daarvan in zijn klinische werk. Om het lopen van een proefpersoon voor onderzoek toegankelijk te maken, construeerde hij een apparaat, dat de voortbewegingscomponent van de loopbeweging uitschakelt. Deze constructie is in de loop der tijd verbeterd tot de zogenaamde Rollgehbahn of het trottoir roulant. Door middel van palpatie onderzocht Scherb de spanningsveranderingen van de beenspieren tijdens het lopen. Bij een spanningsverhoging van

een spier sprak hij eenduidig van contractie, zonder er melding van te maken dat ook passieve rekking een spanningsverhoging in de spier veroorzaakt. Om zijn palpatiebevindingen in relatie te brengen met de loopbeweging, maakte hij gebruik van electrische contacten onder beide voeten. De periode waarin drie verschillende punten onder elke voet werden belast, werd geregistreerd als een zogenaamd podogram. Dit podogram leverde een coördinatensysteem waarin de gevonden spierspanningen werden genoteerd. Op grond van het onderzoek bij vele proefpersonen kwam Scherb tot de conclusie dat er een wetmatigheid bestaat tussen de spieractiviteiten en de loopbeweging. Deze werd door hem uitgedrukt in een normaalbeeld: de myokinesigrafische spierpartituur.
Na de invoering van de electromyografie als onderzoekmethode heeft Scherb in samenwerking met Arienti (1946) de betrouwbaarheid van zijn palpatiemethode nog eens trachten aan te tonen. Met behulp van een intramusculaire electrode registreerde Arienti het electromyogram door het signaal op de kathodestraal-oscillograaf te filmen. De bewijsvoering werd zo opgezet, dat direct achter elkaar, op hetzelfde podogram van dezelfde proefpersoon, de palpatoir en electromyografisch geregistreerde spieractiviteiten werden weergegeven. Volgens beide onderzoekers bleek een volledige overeenstemming te bestaan tussen de resultaten van de beide methoden.
In 1947 werd een uitgebreide studie voltooid aan de Berkeley University in California. Het doel van dit onderzoek, dat onder supervisie van Eberhart geschiedde, was het verzamelen van fundamentele gegevens over de loopbeweging, om aldus te komen tot een verantwoorde ontwikkeling van prothesen. Om zo veel mogelijk facetten van de loopbeweging te belichten werden in deze studie een aantal onderzoekmethoden verenigd. In acht secties worden deze methodieken uitvoerig behandeld, waarna in een algemene samenvatting de informatie uit deze experimenten in een „Synthesis of the principal elements in human locomotion during straight and level walking" wordt weergegeven. De belangrijkste methoden die in het onderzoek gebruikt worden, kunnen als volgt worden samengevat:
In het eerste deel wordt een methode besproken waarmee de rotaties om de lengte-assen van pelvis, femur en tibia kunnen worden geregistreerd. Hiervoor worden roestvrij stalen pennen gebruikt die in de cortex van respectievelijk de crista iliaca, de mediale epicondylus van het femur en het tuberculum tibiae worden gedreven. Aan deze pennen zijn lichte uitsteeksels bevestigd, om de hoekverandering direct te kunnen waarnemen. Uit de gevonden resultaten wordt geconcludeerd dat de tijdens de loopbeweging optredende endo- en exorotatie in relatie staan met de belasting van het been; endorotatie van het gehele been treedt op tijdens de onbelaste fase, exorotatie van het gehele been tijdens de belaste fase. Over de slotrotatie in de knie wordt het volgende opgemerkt: in één loopcyclus treedt tweemaal een slotrotatie in de knie op, namelijk bij het hielcontact en aan het einde van de standfase juist vóór het moment waarop de tenen van de grond gaan.
Het derde deel handelt over de activiteiten van de spieren van de onderste extremiteiten tijdens het lopen. Deze spieren worden electromyografisch,

met behulp van oppervlakte-electroden geregistreerd. Er wordt met drie verschillende snelheden gelopen, namelijk 70, 95 en 120 stappen per minuut. Het ritme, de cadans, wordt met een metronoom aangegeven. De spieren worden niet afzonderlijk, maar in groepen geregistreerd. Als reden voor deze handelwijze wordt aangegeven, dat de mogelijke verschillen tussen de componenten van één spiergroep niet relevant zijn voor de doelstelling van de studie. Om het myogram in relatie te brengen met de loopcyclus worden voetcontacten gebruikt. Voor het maken van de registraties van het lopen op de vlakke grond staat een baan van 11 meter ter beschikking. Deze wordt door de proefpersoon bij elke snelheid tweemaal afgelegd, waardoor telkens 10 tot 14 loopcycli kunnen worden geregistreerd. Aan het begin en het einde van de baan ontstaan snelheidsveranderingen en daarvoor worden op de dienovereenkomstige stukken in de registratie 2 loopcycli verwijderd, waardoor 6 tot 8 loopcycli overblijven voor een valide interpretatie. Uitvoerig wordt in de studie aangegeven hoe de uiteindelijke informatie verkregen wordt. De volgende procedure werd gevolgd: van elke proefpersoon (10 in totaal) is voor elke snelheid een individuele „summary curve" samengesteld met behulp van het geïntegreerde E.M.G.-signaal. De coördinaten van deze curven vermelden op de horizontale as het percentage van de tijdsduur van een loopcyclus en op de verticale as het percentage van het maximum van de „summary curve". Door deze individuele curven voor elke snelheid afzonderlijk op elkaar te leggen, kan een geïdealiseerde „summary curve" voor elke spiergroep worden samengesteld voor elke afzonderlijke snelheid. Aan de hand van deze curven worden de activiteiten van de verschillende spiergroepen in de loopcyclus besproken.

Deel vier behandelt de methode met „interrupted lights", een fotografische methode om de bewegingen van de verschillende lichaamsdelen tijdens het lopen te registreren. Deze methode werd ook reeds gebruikt door Marey (1880) en Braune en Fischer (1894).

In het vijfde deel wordt de „Glass Walkway" besproken. Dit is een onderzoekmethode waarbij de proefpersoon over een glazen plaat loopt, waaronder onder een hoek van 45° een spiegel is geplaatst. Hierdoor is het mogelijk met één filmcamera zowel het zij-aanzicht als het onderaanzicht van de proefpersoon vast te leggen. Door achter de proefpersoon een tweede camera, gesynchroniseerd met de eerste, op te stellen, kunnen de bewegingen driedimensioneel worden bestudeerd.

Het achtste deel tenslotte behandelt de „force-plate studies", waarin het principe van de techniek van Elftman wordt gebruikt.

In de conclusies van Eberhart aan het einde van zijn samenvatting wordt nadrukkelijk gesteld:

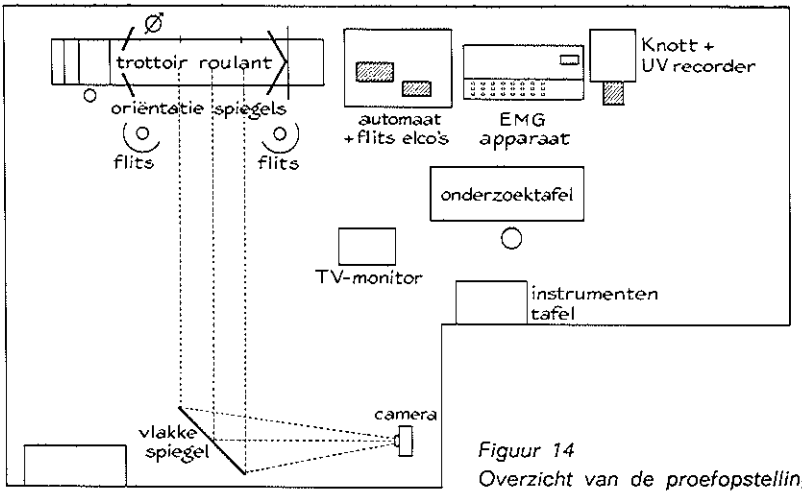
- dat de voortbeweging een complex proces is, waarin de verplaatsingen van de lichaamsdelen in drie loodrecht op elkaar staande richtingen, waarbij inbegrepen de rotatiebewegingen, de gevolgen zijn van een aantal krachten;
- dat deze krachten gereduceerd kunnen worden tot een „push-pull" mechanisme;
- dat de spieren niet zoals in de traditionele anatomische opvatting als

agonist-antagonist (bijvoorbeeld buigers-strekkers) werken, maar dat ze kunnen worden ingedeeld in drie groepen: stabilisatiespieren, versnellingsspieren en afremmingsspieren.
Verschillende medewerkers aan het project onder leiding van Eberhart hebben onderwerpen uit deze studie in afzonderlijke publicaties toegelicht (Levens, 1948; Eberhart, 1951; Saunders, 1953; Eberhart, 1954). In een studie waaraan geen eigen onderzoekmethode ten grondslag ligt beschrijft Weil (1966) de „Mechanik des Gehens" voornamelijk op grond van de resultaten van Fischer, van de Californische werkgroep en van Scherb.
Van de meer recente publicaties dienen nog enkele te worden vermeld: Murray gebruikte de „interrupted light"-methode voor de bestudering van de loopbeweging bij verschillende leeftijdsgroepen van de proefpersonen en bij twee verschillende snelheden. In „Gait as a total pattern of movement" (1967) geeft hij een samenvatting van zijn resultaten, waarna hij enkele pathologische loopcycli op dezelfde wijze analyseert en vergelijkt met de normale waarden. De musculaire aspecten van het lopen komen bij Murray niet aan bod. Dit is wel het geval in het onderzoek van Carlsöö. Nadat hij eerst in enkele artikelen zijn aandacht gericht heeft op de functie van bi-articulaire spieren, heeft hij later met behulp van de „force-plate" een onderzoek gedaan naar het gedrag van enkele van deze spieren tijdens het lopen. Over „The initiation of walking" (1966) zegt Carlsöö, dat het lopen wordt ingeleid doordat de activiteit in de zogenaamde „postural muscles" ophoudt. Over de activiteit van de bi-articulaire spieren van het bovenbeen wordt in een tweetal publicaties (1968, 1969) in het kort iets gezegd. De ischiorurale spiergroep remt de extensie van de knie aan het einde van de zwaaifase af en stabiliseert samen met de quadriceps het gewricht gedurende de standfase. Bij het hielcontact verandert de werking van deze spiergroep dus ten opzichte van de quadriceps van antagonistisch naar synergistisch. Verder wordt aan de m. rectus femoris geen anteflexerende werking op de heup toegekend omdat geen activiteit wordt waargenomen gedurende deze beweging in de loopcyclus.
Een geheel nieuwe techniek in het onderzoek van de loopbeweging werd geïntroduceerd door Karpovich (1959, 1960). Hij analyseerde de sagittale bewegingen in heup-, knie- en enkelgewrichten met behulp van een zogenaamde electrogoniometer. Bij deze methode wordt een potentiometer in de draaias van de gewrichten geplaatst, waardoor het mogelijk is de weerstandveranderingen in deze meters tijdens de beweging te registreren. Hierdoor ontstaat een bewegingscurve voor de verschillende gewrichten. Visser en Berntsen (1968) hebben van deze methode gebruik gemaakt om de bewegingen in de loopcyclus te analyseren. Door het gelijktijdig gebruik van voetcontacten in dezelfde registratie is de bewegingscurve in het standfasegedeelte en het zwaaifasegedeelte te verdelen. Ook electromyografische gegevens hebben zij op dezelfde registratie vastgelegd.
De verdere ontwikkeling van het electromyografische onderzoek tijdens het lopen heeft geleid tot het zoeken naar een mogelijkheid om gebruik te maken van telemetrie, waardoor de gebondenheid aan een bepaald kort looptraject of het trottoir roulant vervalt.

In het onderzoek van Battye en Joseph wordt reeds van deze methode gebruik gemaakt. Door de grote technische moeilijkheden verbonden aan deze methode, zijn de resultaten nog erg gering. In 1964 bespreekt Joseph in een publicatie de activiteit van enkele spieren tijdens het lopen. In 1966 publiceert Battye de beschrijving van de apparatuur en de onderzoekmethode samen met enkele resultaten. De relatie met de loopbeweging wordt verkregen door op een oscilloscoop tegelijk met het electromyogram het signaal van een metronoom te registreren. Op de tonen van deze metronoom loopt de proefpersoon. De loopbeweging wordt verder vastgelegd met behulp van 23 foto's die gelijkelijk verdeeld zijn over de hele loopcyclus. Het gevonden activiteitspatroon van de onderzochte spieren wijkt niet af van dat wat Eberhart beschreven heeft in de „Fundamental Studies of Human Locomotion".
Tot besluit van dit overzicht kan opgemerkt worden, dat er zeer weinig gedetailleerde studies bestaan over het gedrag van de bovenbeenspieren tijdens het lopen. In de meeste publicaties wordt de electromyografie in combinatie met verschillende hierboven beschreven technieken alleen aangewend om het gedrag van de voet en van de onderbeenspieren tijdens het lopen te analyseren, of om voor enkele spieren of spiergroepen vergelijkingsmateriaal te verzamelen voor het analyseren van pathologische looppatronen (Gray, 1968; Hirschberg, 1952; Liberson, 1965). Voor meer uitgebreide historische overzichten over het onderzoek van de loopbeweging wordt verder verwezen naar het werk van de gebroeders Weber (1836), Carlet (1872), Scherb (1952), Steindler (1953) en Murray (1967).

APPARATUUR EN ONDERZOEKMETHODE

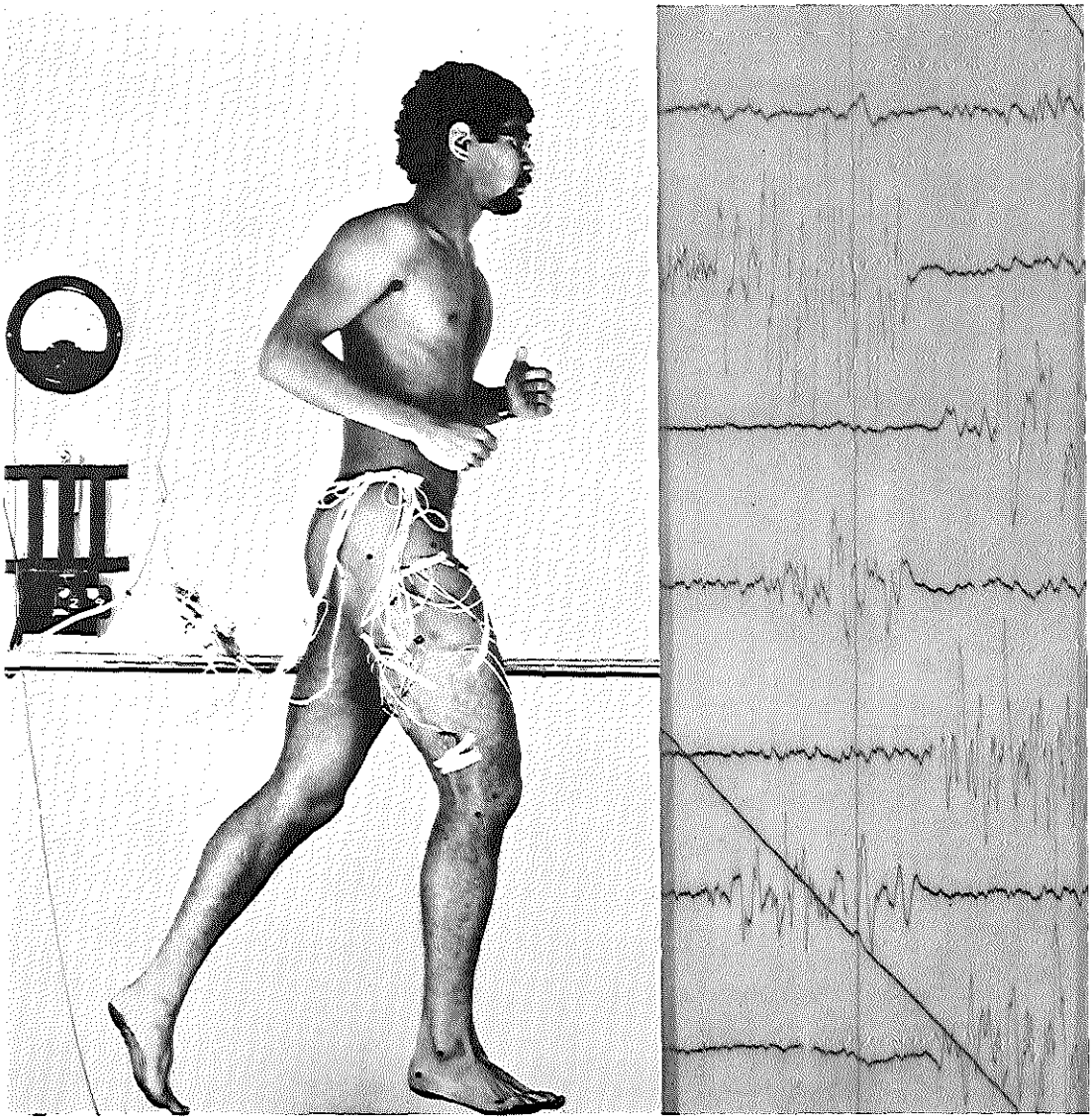
Bij het bestuderen van de literatuur over het electromyografisch onderzoek van het lopen valt op dat de relatie die er tussen de geregistreerde E.M.G.-signalen en de bewegingen in de verschillende gewrichten van de onderste extremiteiten bestaat, steeds gebrekkig wordt weergegeven. Voor de huidige studie werden daarom een apparatuur en een onderzoekmethode verkozen, die het mogelijk maakten momentopnamen van de loopbeweging te maken en de daarbij behorende spieractiviteiten. Hiervoor werd de volgende proefopstelling ontworpen (figuur 14).
Het onderzoek van de lopende proefpersonen wordt uitgevoerd op een trottoir roulant. Dit apparaat heeft een loopoppervlak van 2½ meter en weegt in totaal ongeveer 175 kg. Aan de zware rubberband, die nagenoeg zonder wrijving over een glad gepolijste stalen onderplaat loopt, kan een snelheid worden gegeven variërend tussen 1 en 10 km per uur. Door de zware bouw van het apparatuur en van de motor wordt de snelheid bij belasting met een lopende proefpersoon niet beïnvloed. Alleen bij personen met een gewicht van 90 kg of meer, wordt een zeer geringe vertraging gezien tijdens de belastingsperiode. De snelheid van de band wordt exact aangegeven op een snelheidsmeter. De bewegingen tijdens het lopen worden geregistreerd door



Figuur 14
Overzicht van de proefopstelling.

een kleinbeeld fotocamera. Deze camera is zodanig ingesteld dat op de foto steeds de contactplaats tussen voet en bandoppervlak kan worden beoordeeld. Om nu zo min mogelijk vertekening van het beeld van de proefpersoon op de foto te krijgen is een lange afstand tussen object en camera nodig. Deze afstand wordt vergroot door het gebruik van een vlakke spiegel (zie figuur 14). Om de proefpersoon tijdens een opnamecyclus zoveel mogelijk op dezelfde plaats te laten lopen, zijn boven het trottoir roulant een aantal oriëntatie-spiegels op oog-hoogte aangebracht. Hierdoor kan de proefpersoon zelf controleren aan de hand van de positie van zijn hoofd in de diverse spiegels of hij in de beeldbreedte van de camera blijft lopen. Bovendien wordt hij op deze manier gedwongen om recht voor zich uit te kijken, waardoor zijn hoofd steeds in dezelfde positie blijft.
Het licht voor het maken van de foto's wordt geleverd door een tweetal electronen-flitsbuizen. Met behulp van twee reflectieschermen wordt de lichtflits verspreid. Hierdoor ontstaat een diffuse belichting met als resultaat nagenoeg schaduwvrije foto's (zie figuur 15A).
Boven de loopband is een aansluitplug voor de electroden opgehangen. Hierin past de verzamelplug waarop de acht paren electroden zijn aangesloten. Ook de aard-electrode wordt in deze aansluiting opgenomen. De electroden worden door middel van afgeschermde draden met een versterker verbonden. De eerste versterkertrap bestaat uit een 8-kanalig E.M.G.-apparaat. Voor het registreren van de signalen wordt gebruik gemaakt van een ultravioletschrijver: met behulp van U.V.-licht en spiegelgalvanometers (frequentie 0–2000 Hz; type A3300) worden de versterkte actiepotentialen vastgelegd op voor ultravioletlicht gevoelig papier. Tijdens de registratie wordt dit papier opgevangen in een donkere, voor invallend licht afgeschermde kist. Gedurende de experimenten wordt het electromyogram zichtbaar gemaakt op een T.V.-monitor. Om de signalen voor de monitor aan te passen, moeten ze eerst nog een keer versterkt worden. Daarvoor is de Knott-versterker (zie figuur 14) gebruikt.

Ook voor de aanpassing van het signaal aan de galvanometers van de U.V.-recorder is een extra stroomversterker nodig. Voor een onderlinge kwalitatieve en kwantitatieve vergelijking van de electromyogrammen zullen de veranderingen aan de signalen, zoals het versterken, vanaf de electroden tot aan het geregistreerde electromyogram, voor alle spieren gelijk moeten zijn. Het materiaal van de electroden en van hun verbinding met de versterkers is voor alle kanalen gelijk. De voorversterkers van het E.M.G.-apparaat zijn allemaal lineair en gelijk aan elkaar. Dit geldt ook voor de Knott-versterkers en de stroomversterkers voor de galvanometers van de U.V.-recorder. De amplitude van het signaal kan voor alle kanalen vergeleken worden met het signaal van een ijkspanning. De uitslag van dit ijkspanningssignaal is voor alle kanalen gelijk te maken. Als ijkspanningen zijn gebruikt 250 en 100 microvolt. Het E.M.G. is verder nog afhankelijk van de gevoeligheid van de apparatuur, in casu het frequentiebereik. De bandbreedte van de apparatuur zal zodanig groot moeten zijn, dat een contractie die gepaard gaat met overwegend laagfrequentie actiepotentialen, even goed wordt weergegeven als de hoogfrequente potentiaalsalvo's van een maximale contractie, waarin echter ook laagfrequente actiepotentialen voorkomen. De gebruikte bandbreedte ligt tussen 20 en 2000 hertz. Beneden 20 hertz bevindt zich veel weefselruis in de salvo's ten gevolge van de bewegingen. Het hoge frequentiegebied is voor oppervlakte-electroden niet nodig, echter wel voor de intramusculaire electroden (zie figuur 2).
Voor de microdraad-electroden is een aparte voorversterker ontworpen. Deze versterker is licht en klein gehouden en ingegoten in polyester. Het apparaatje wordt op het been geplakt, vlak bij de injectieplaats van de electroden. De electrodendraden worden rechtstreeks op de versterker-ingang aangesloten.
De bediening van de apparatuur is geheel automatisch. Hiervoor werd een apparaat geconstrueerd, waarmee het ook mogelijk is, naast de bediening, een exacte registratie te krijgen van de relatie tussen de spieractiviteiten en de bewegingen. In dit apparaat bevindt zich onder andere een tweetonige metronoom, waarvan de frequentie continu geregeld kan worden. Nadat de proefpersoon op het trottoir roulant heeft ingelopen en zijn eigen ritme aan de ingestelde snelheid heeft aangepast, wordt de metronoom ingesteld op het loopritme en wel zodanig dat de eerste (lage) toon klinkt als de rechtervoet op de grond komt en de tweede (hoge) toon als de linkervoet wordt voorgezet. Op deze manier wordt het eigen loopritme van de proefpersoon vastgelegd en heeft hij tevens een houvast aan deze cadans tijdens de opnamecyclus.
De beide tonen van de electrische metronoom zijn gekoppeld aan een zaagtandspanning, zodanig dat de eerste toon het begin van de zaagtandspanning markeert en de tweede toon exact in het midden van deze spanning valt. Op deze manier omvat één „tand" van de zaagtandspanning een hele loopcyclus. Met de regulatie van de frequentie van de metronoom wordt door deze koppeling ook de tijdbasis van de zaagtandspanning geregeld.
Met de fotocamera kunnen maximaal 36 opnamen gemaakt worden, waarvan er 32 voor de loopcyclus worden gereserveerd.



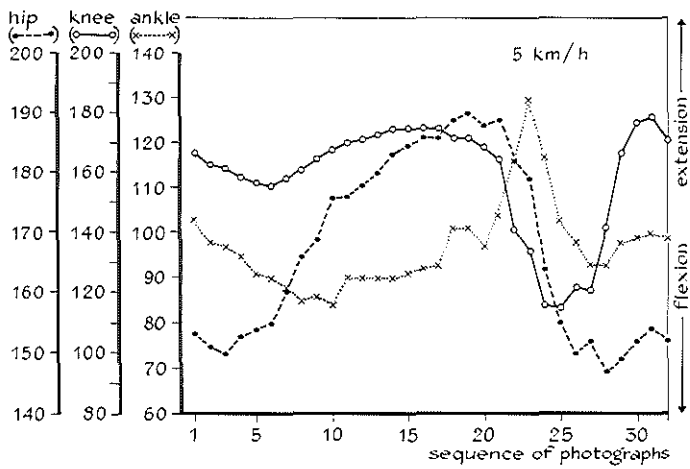
Figuur 15

A (links) foto van de lopende proefpersoon bij een snelheid van 9 km per uur.

B (rechts) registratie van het E.M.G. behorend bij de foto. Van boven naar beneden zijn de volgende spieren geregistreerd: m. gracilis, m. semimembranosus, m. sartorius, m. semitendinosus, m. vastus medialis, m. biceps femoris caput longum en m. rectus femoris.

De zaagtandspanning levert de impuls voor het ontspan- en transportmechanisme van de camera. Dit mechanisme bestaat uit een electromagneet met een verend palletje voor het ontspannen en een gemodificeerde ruitewissermotor voor het transporteren van de camera. Om de foto's gelijkmatig over de stap te verdelen, wordt de tijdbasis van één „tand" van de zaagtandspanning langs electronische weg in 32 gelijke delen verdeeld. De bij deze momenten behorende spanningswaarden worden uitgezet op een in serie geschakelde reeks potentiaalmeters. In deze schakeling is tevens een relaissysteem opgenomen. De potentiometers worden achtereenvolgens op spanning gebracht, waarbij het relaissysteem voor de opeenvolging van de opnamen zorgt. Steeds wanneer een potentiaalmeter op spanning is, wordt een signaal afgegeven dat het camera-mechanisme in werking stelt, waardoor de sluiter van de camera wordt geopend. Tevens wordt op dat moment de U.V.-recorder gestart. Even later volgt dan de impuls voor het ontladen van de flitsbuizen. Hierna wordt de camera gesloten en getransporteerd terwijl ook de recorder weer stilgezet wordt. De lichtflits die het moment van de foto weergeeft wordt opgevangen door een fotocel. Deze fotocel stuurt zonder tijdverlies een signaal naar de schrijver, die een dunne lijn door het electromyogram registreert. Hierdoor wordt het moment waarop de foto is genomen in het myogram vastgelegd (zie figuur 15B). De schuine lijn in figuur 15B is de registratie van de zaagtandspanning.
Doordat op deze manier de 32 potentiaalmeters achtereenvolgens op spanning worden gebracht, ontstaat er een serie van 32 foto's met de bijbehorende stukken E.M.G. Het tijdmechanisme en de potentiometers in de automaat zorgen voor de juiste opeenvolging van elke opname, terwijl de proefpersoon normaal blijft doorlopen in het ritme, dat wordt vastgelegd in de registratie van de zaagtandspanning. De foto en de registratie die bij elkaar horen kunnen herkend worden aan de nummering die op de foto zichtbaar is. De teller, op de foto van figuur 15A zichtbaar, verspringt ook steeds wanneer het relais verspringt als een potentiometer op spanning is gebracht. Op de foto's is tevens de loopsnelheid af te lezen van de snelheidsmeter (zie figuur 15A).
Om de hoeken die de verschillende delen van het lichaam met elkaar maken naderhand op de foto's te kunnen meten, worden een aantal markatiepunten op de huid gebruikt. Het eerste punt is een natuurlijk gegeven, namelijk de uitwendige gehooropening. Hiernaast worden op de volgende plaatsen zwarte stippen geplakt: de trochanter major, de laterale epicondylus van het femur, het kopje van de fibula, de laterale malleolus, de hiel en het kopje van het os metatarsale V. Om te voorkomen dat het markatiepunt op de trochanter major onzichtbaar wordt wanneer de hand van de proefpersoon zich ervoor beweegt, worden nog twee punten aangegeven op een horizontale lijn, voor en achter de trochanter.
Voordat de opnamen plaatsvinden krijgt de proefpersoon geruime tijd de gelegenheid om te wennen aan het lopen op het trottoir roulant bij de verschillende snelheden.
In alle uitgevoerde experimenten werden drie snelheden geregistreerd: 2, 5 en 7 km per uur.

De instructies die de proefpersoon krijgt zijn reeds eerder ter sprake gekomen. Vooral wordt zijn aandacht gevestigd op het ritme en de positie van het lichaam op de band. De proefpersoon loopt bij elke snelheid zijn eigen ritme, zodat een ongedwongen en natuurlijke loopbeweging wordt verkregen. Dit ritme wordt hem dan verder aangeboden door de metronoom.
Voor het verkrijgen van de gegevens uit de experimenten worden de foto's op de volgende manier bewerkt: de markatiepunten worden door lijnen met elkaar verbonden. De lijn door de uitwendige gehooropening en de trochanter major geeft de houding van de romp aan en dient tevens als referentielijn om de hoek van de heup te kunnen meten. De lijn door de trochanter major en de laterale epicondylus van het femur komt overeen met de as van het bovenbeen, geprojecteerd in sagittale richting. De verbindingslijn tussen het kopje van de fibula en de laterale malleolus levert in deze richting geprojecteerd de as van het onderbeen. Voor het meten van de hoek in de enkel wordt de verbindingslijn van de hiel met het kopje van het os metatarsale V als referentielijn gebruikt. Met behulp van deze lijnen zijn voor elke foto de hoeken te bepalen van heup, knie en enkel. Door het aantal graden van deze hoeken voor elke foto achter elkaar op grafisch papier uit te zetten, ontstaan een drietal curven die de bewegingen in het sagittale vlak in respectievelijk heup, knie en enkel weergeven (figuur 16).



Figuur 16
Grafische weergave van de bewegingen in het sagittale vlak in heup-, knie- en enkelgewricht.

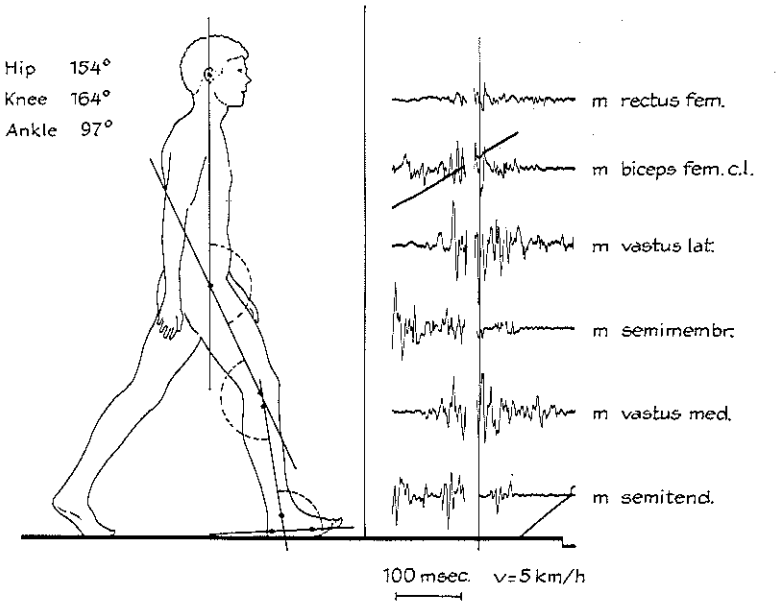
In het huidig onderzoek dat betrekking heeft op de spieren rond het kniegewricht is uiteraard de beweging in het kniegewricht het belangrijkste. Tevens wordt echter de beweging in de heup weergegeven, omdat verschillende spieren ook op de heup een bewegingsinvloed hebben.
Bij de bespreking van het trottoir roulant is reeds uiteengezet dat het gewicht van de proefpersoon de snelheid van de band niet beïnvloed. Na een voldoende lange inloopperiode gaat elke proefpersoon bij de gegeven snelheid in zijn eigen ritme lopen. Pas wanneer dit ritme regelmatig is, wordt de metronoom hierop aangepast. Omdat in het huidig onderzoek de gegevens over één loopcyclus worden samengesteld uit momenten van 32 verschillende stappen, is het belangrijk te weten of de afzonderlijke stappen van een proefpersoon die bij een bepaalde snelheid loopt, onderling vergelijkbaar zijn. Dit kon worden getest door middel van een schakeling die in de automaat was ingebouwd en waarmee elk moment in de loopcyclus repeterend kon worden opgenomen. Met deze schakelmogelijkheid werd bij een vijftal proefpersonen een serie herhaalde opnamen gemaakt van enkele, steeds verschillende momenten uit de loopcyclus bij de drie snelheden. De resultaten hiervan kunnen als volgt worden samengevat:
Alle repeterende opnamen van een bepaald moment uit de loopcyclus laten steeds hetzelfde bewegingsbeeld van dat moment zien. De hielcontacten voor de beide voeten vallen steeds op hetzelfde fotonummer. Er blijken alleen kleine verschillen te bestaan in de uitslagen van de heup, de knie en de enkel. De verklaring hiervoor moet worden gezocht in de natuurlijke variatie van de bewegingen die altijd tijdens het lopen optreedt. Bij de ene stap buigt het been in de standfase meer onder de last van het lichaamsgewicht dan bij de andere. Ook in de zwaaifase is een dergelijk verschil op te merken: de ene keer beweegt de voet hoger boven de grond naar voren dan bij een volgende stap. Deze natuurlijke variatie zou ook een rol spelen wanneer slechts één enkele stap geanalyseerd zou worden. Het vergelijken van één zo'n stap met één of meer andere stappen laat bovengenoemde verschillen op dezelfde wijze en in even sterke mate uitkomen. Ook in het electromyogram is deze variatie waar te nemen. Hoewel in de fasische activiteit van de spieren de contractieduur nagenoeg gelijk blijft, uit zich de natuurlijke variatie in de contractiesterkte: meer of minder actiepotentialen en grotere of kleinere amplitude. De in het huidig onderzoek verkregen gegevens kunnen daarom worden beschouwd als de gemiddelden van steekproeven uit een groot aantal stappen. In het reeds eerder beschreven onderzoek van Eberhart c.s. (1947) wordt ook met dergelijke gemiddelden gewerkt. De „summary curves" uit dit onderzoek ontstaan echter uit een veel kleiner aantal op elkaar volgende stappen. Ook met de palpatiemethode van Scherb (1952) worden de spieractiviteiten uit verschillende op elkaar volgende stappen beoordeeld en als gemiddelden genoteerd.
Een volgend punt waarbij de betrouwbaarheid van de waarnemingen in het geding komt, is de mogelijke verplaatsing van de botstukken ten opzichte van punten op de huid, die tijdens het lopen kan optreden. Doordat het hoofd van houding kan veranderen, is dit tevens het geval met het natuurlijk gegeven

markatiepunt, de uitwendige gehooropening. In de praktijk komt een verplaatsing hiervan echter weinig voor, omdat de proefpersoon zichzelf en dus ook de stand van zijn hoofd kan corrigeren met behulp van de aangebrachte oriëntatiespiegels. Wanneer toch nog een houdingsverandering optreedt, is deze direct op de foto te zien. De juiste positie van het oor kan dan met behulp van de andere foto's en de op de foto's zichtbare horizontale en verticale coördinatenlijnen opnieuw worden bepaald. De onnauwkeurigheid in de waarneming kan bij dit punt dus grotendeels worden opgevangen. De situatie ligt anders bij de zwarte stippen die op de huid zijn aangebracht. Op de trochanter major wordt het draaipunt van het heupgewricht aangegeven. Er wordt hier een hoek gevormd door enerzijds de lijn die de trochanter major verbindt met de uitwendige gehooropening en anderzijds de lijn evenwijdig aan de as van het bovenbeen. De laatstgenoemde lijn gaat bij de knie door het punt op de laterale epicondylus van het femur. De kruising van deze lijn met de lijn evenwijdig aan de as van het onderbeen, die door het caput fibulae en de malleolus lateralis gaat, levert de hoek van de knie. Hoewel door diverse auteurs (onder andere Eberhart, 1947; Murray, 1964; Karpovich, 1960) dit hoekpunt voor de knie gelijk wordt gesteld aan het gemiddelde draaipunt van het kniegewricht, is dit in de huidige studie niet gedaan. Immers, in het kniegewricht treedt naast een rotatiebeweging ook een translatiebeweging op, waardoor de afwijking die hierdoor in de hoekmeting ontstaat groter is dan wanneer de hoek gemeten wordt tussen de assen van de articulerende lichaamsdelen. Om een indruk te krijgen van de onnauwkeurigheid die door een mogelijke verschuiving van het bot ten opzichte van de huid zou kunnen optreden, is bij een aantal proefpersonen nagegaan of een dergelijke verschuiving tijdens de loopbeweging ook werkelijk plaatsvindt.

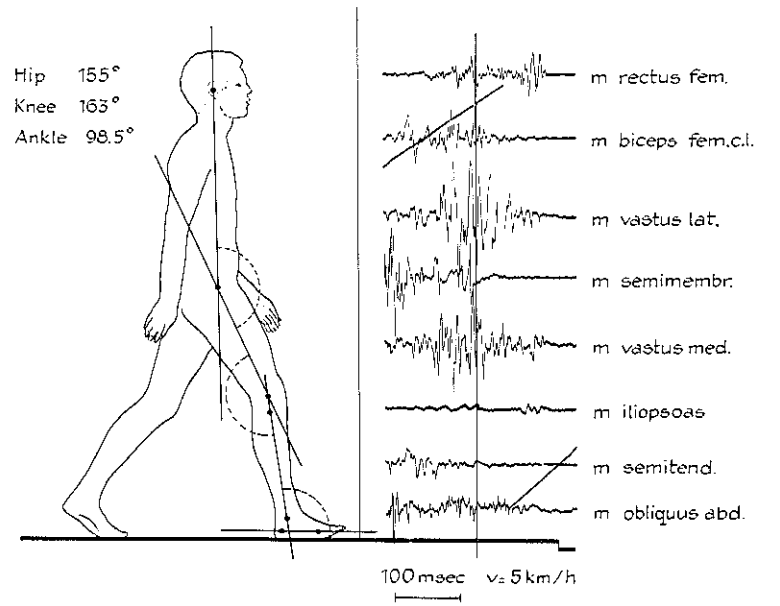
Eerst is nagegaan op welke plaatsen verschuiving van de huid ten opzichte van het bot gedurende de loopbeweging op kan treden. Hierbij bleek dat er geen verschuiving optreedt tussen het caput fibulae, de malleolus lateralis, de calcaneus en het caput ossis metatarsale V en hun markatiepunt op de huid. De verplaatsingen van de markatiepunten op de huid ten opzichte van de trochanter major respectievelijk de laterale epicondylus van het femur zijn op de volgende manier bepaald:

Voor de drie verschillende snelheden zijn de gemiddelde bewegingsuitslagen berekend van anteflexie en retroflexie in de heup en van flexie en extensie in de knie tijdens de loopbeweging om een indruk te krijgen van de grootte van deze bewegingsuitslagen. Vervolgens zijn bij een tiental proefpersonen de markatiepunten op de gebruikelijke wijze aangebracht. Daarna zijn deze berekende gemiddelde bewegingsuitslagen uitgevoerd, waarna opnieuw markatiepunten op trochanter major en laterale epicondylus van het femur zijn aangebracht. De verschillen tussen deze laatste punten en de oorspronkelijke markatiepunten zijn gemeten. Uit de resultaten van deze metingen kunnen de volgende conclusies worden gegeven:

Voor de trochanter major en de laterale epicondylus van het femur is de verschuiving onder het markatiepunt bij een snelheid van 2 km per uur te verwaarlozen. Wanneer de proefpersoon 5 km per uur loopt, ligt de verplaat-



Figuur 17
Registratie van een moment uit de loopcyclus even na het hielcontact.



Figuur 18
Dezelfde registratie als in figuur 17 bij dezelfde proefpersoon, uit een experiment dat 14 dagen later werd herhaald.

sing tussen markatiepunt en onderliggend botstuk in de grootte van enkele millimeters, terwijl voor de hoogste snelheid, waarbij de grootste bewegingsuitslagen optreden, de trochanter zich ten opzichte van zijn markatiepunt 1 tot 1½ centimeter verplaatst. Hiervan treedt 0 tot ½ centimeter verplaatsing op tijdens de anteflexie en 1 centimeter gedurende de retroflexie. De verschuiving van de laterale femur epicondylus ten opzichte van het markatiepunt op de huid bedraagt tijdens de gehele flexie en extensiebeweging ½ centimeter.
De consequentie hiervan voor de metingen van de hoeken van heup en knie is, dat de onnauwkeurigheid van deze metingen maximaal 1° bedraagt. Omdat bij alle proefpersonen dezelfde vaste punten als markatiepunten zijn aangehouden, wordt echter de reproduceerbaarheid van de waarnemingen niet beïnvloed. Dit kan worden aangetoond met de gegevens afgebeeld in de figuren 17 en 18. Bij eenzelfde persoon is, met een tussenpoos van 14 dagen, het gehele experiment herhaald. De resultaten hiervan komen volledig met elkaar overeen.

HOOFDSTUK III DE LOOPBEWEGING; DE BEWEGINGEN VAN DE KNIE TIJDENS HET LOPEN

Bij de bespreking van de loopbeweging dient een duidelijk onderscheid te worden gemaakt tussen de verschillende snelheden waarbij gelopen wordt. Voorgaande studies behandelen voornamelijk één bepaalde snelheid, of een geïdealiseerde snelheid, zoals de „Wanderschritt" in het onderzoek van O. Fischer (1903). Het onderscheid tussen de verschillende snelheden in het werk van de Berkeley-groep (Eberhart c.s., 1947) is bijzonder vaag gebleven. De loopbeweging wordt in stand gehouden door het samenspel van een aantal krachten. Deze krachten zijn door verschillende auteurs (zie onder andere Fischer, 1899, 1901, 1904; Elftman, 1938, 1939; Eberhart c.s., 1947 en Bartholomew, 1952) ingedeeld in zogenaamde inwendige krachten, waartoe de spierkracht en de inwendige wrijving behoren, en uitwendige krachten, waaronder de zwaartekracht, de traagheidskracht, de luchtweerstand en de bodemreacties gerekend worden. De onderlinge verhouding van deze krachten verandert bij verschillende snelheden. Op grond hiervan mag het lopen bij verschillende snelheden alleen empirisch met elkaar vergeleken worden.
Voordat de bewegingen van de knie tijdens het lopen bij de verschillende snelheden in detail worden besproken, volgen eerst enige algemene opmerkingen met betrekking tot de loopbeweging als geheel.
De loopbeweging bestaat uit een opeenvolging van loopcycli. Een loopcyclus is de periode tussen het hielcontact van een voet en het eerstvolgende hielcontact van dezelfde voet. In deze periode, die ook wel wordt aangeduid met het woord stap, worden twee passen gemaakt. Een pas is de periode tussen het hielcontact van de ene voet en het hielcontact van de andere voet. Een loopcyclus bestaat verder altijd uit een standfase en een zwaaifase voor beide benen. Een pas bestaat uit een standfase van het ene been en een zwaaifase van het andere been.
In de loopcyclus bij lage snelheden treden twee perioden op, waarin beide voeten in contact staan met de bodem. Dit is de bipedale fase. Bij hogere snelheden, wanneer het individu zich in de zogenaamde looppas gaat voortbewegen, verdwijnen de bipedale fasen. In plaats daarvan zien we een zweeffase optreden: een periode, waarin het lichaam geen contact meer heeft met de bodem. Met het toenemen van de loopsnelheid worden de bipedale fasen steeds korter. Bij de overgang van lopen naar looppas gaan de bipedale fasen over in korte zweeffasen. Wordt de snelheid nog groter, zoals bij de overgang van looppas naar rennen en hardlopen, dan worden de zweeffasen steeds langer. Ook de duur van de stand- en zwaaifasen verandert bij verschillende snelheden: wanneer de loopsnelheid groter wordt, neemt de duur van de zwaaifase toe ten koste van de duur van de standfase. De tijdsduur van een loopcyclus neemt daarentegen bij hogere snelheden af.
In een loopcyclus zijn de overgang van standfase naar zwaaifase en van

zwaaifase naar standfase karakteristieke momenten. De eerste wordt gemarkeerd door het hielcontact, het moment waarop de hiel contact maakt met de onderlaag waarop gelopen wordt. De visuele overgang van de standfase naar de zwaaifase is het moment waarop de tenen van de grond af gaan.
De uitdrukking „visuele overgang" wijst er op, dat er nog een andere overgang van standfase naar zwaaifase is aan te geven. Vooruitlopend op de bespreking hiervan (zie pagina 43) wordt deze overgang nu reeds genoemd: de functionele overgang van standfase naar zwaaifase. De betekenis hiervan is, dat deze overgang het functionele einde van de standfase aangeeft. De voet is hierbij in de regel nog op de grond. Dit moment valt samen met het moment waarop de knie zich gaat buigen. De periode tussen de functionele en de visuele overgang van standfase in zwaaifase wordt korter naarmate de snelheid groter wordt. Bij de looppas vallen deze momenten nagenoeg samen.
De standfase is in drie perioden te verdelen:
1 De periode vlak na het hielcontact, vanaf het moment van het hielcontact tot aan het moment waarop de hele voet op de grond staat. Bij de snelheid van 2 km per uur ontbreekt deze periode, omdat de voet direct helemaal op de grond gezet wordt. Alleen bij de snelheid van 5 km per uur treedt altijd een duidelijk hielcontact op. Bij de hoogste onderzochte snelheid is het aanwezig zijn van deze periode wisselend: ongeveer de helft van de proefpersonen komt neer op de tenen, een kwart zet de hele voet ineens op de grond en de rest komt neer op de hiel.
2 De periode waarin de hele voet op de grond rust, en
3 De periode waarin alleen de voorvoet nog in contact is met de bodem.
De overgang tussen de tweede en derde periode wordt gemarkeerd door het moment waarop de hiel van de grond af gaat; deze overgang verloopt echter zeer geleidelijk.
In de zwaaifase kunnen duidelijk twee perioden worden onderscheiden: een acceleratie- of versnellingsfase en een deceleratie- of afremmingsfase. De benaming van deze perioden is van geheel andere aard dan die van de perioden in de standfase (zie Fischer, 1904). De overgang van deze twee perioden is zeer geleidelijk en moeilijk aan te duiden. Waar in het volgende over het begin van de deceleratiefase gesproken wordt, kan dit ook omschreven worden als het moment waarop het onderbeen het verticale vlak door de as van het kniegewricht gaat passeren. De tijdsduur van de verschillende perioden in de standfase en de zwaaifase is voor linker- en rechterbeen niet altijd gelijk. Slechts een klein aantal proefpersonen vertoont een symmetrisch looppatroon. Of dit ook consequenties heeft voor de spieractiviteiten van linker- en rechterbeen kon in het huidige onderzoek niet worden nagegaan, omdat alleen de spieren van het rechterbeen werden onderzocht. Echter de gemiddelde paslengte voor de beide benen is exact gelijk (zie ook Du Chatinier, Molen en Rozendal, 1970).
Bij de beschrijving van de beweging van de knie tijdens het lopen zal meermalen gesproken worden over de grootste strekstand van de knie. Hiermee wordt bedoeld de grootste extensie die de knie bereikt tijdens het lopen bij een bepaalde snelheid. Uit figuur 19 blijkt dat de waarden voor deze stand

subject no.	2 km/h	5 km/h	7 km/h	active hyper-extension
9	183	179	164	184
11	182	184	178	186
12	182	182	182	185
13	181	180	175	182
14	175	180	167	185
16	174	172	166	182
17	178	177	170	189
18	180	175	171	183
19	181	182	171	186
21	182	183	—	185
22	186	185	167	190
23	176	174	174	182

Figuur 19
Overzicht van de waarden van de grootste strekstand van de knie bij verschillende snelheden en van de actieve overstrekstand van 12 proefpersonen.

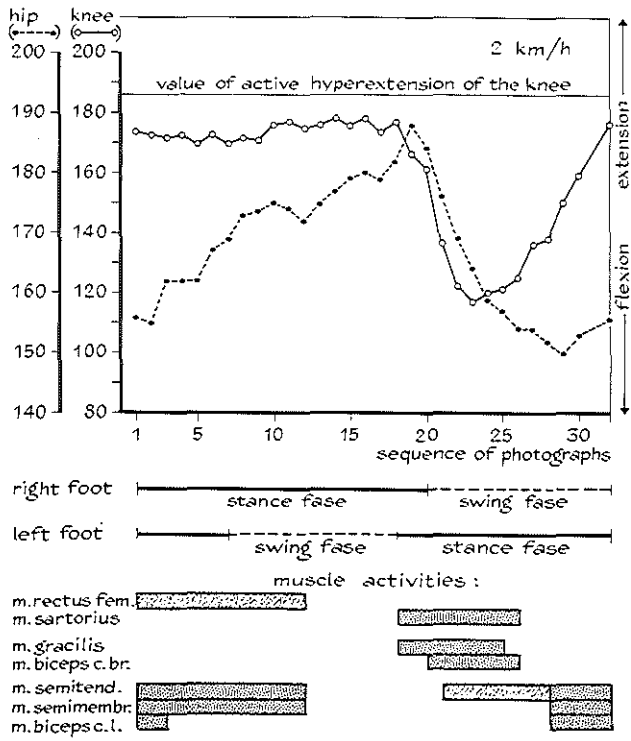
altijd kleiner zijn dan de waarden die worden bereikt wanneer de proefpersoon in staande positie door willekeurige aanspanning van zijn quadricepsspieren de knie maximaal strekt (actieve overstrekking of hyperextensie). Dit wil dus zeggen dat de knie tijdens het lopen altijd in meer of mindere mate gebogen is. Bovendien geeft figuur 19 aan, dat de knie minder sterk gestrekt wordt naarmate de loopsnelheid toeneemt. In dit verband past ook de bespreking van het zogenaamde „double locking mechanism" van Eberhart c.s. (1947). Met de gebroeders Weber (1836), Meyer (1853 en 1882), Fischer (1900) en vele anderen is Eberhart van mening, dat op het moment dat de hiel contact maakt met de bodem de knie maximaal gestrekt is, waarbij de slotrotatie, voor het eerst door Goodsir (1855, 1858) beschreven, de knie een maximum aan stabiliteit verleent. Deze slotrotatie of screw-home movement wordt ook in de moderne literatuur (Barnett, 1953; Smillie, 1971) beschouwd als een belangrijke factor in de beheersing van het kniegewricht tijdens het lopen.
Uit de bovenvermelde gegevens van het huidig onderzoek mag echter worden geconcludeerd, dat er tijdens het lopen geen slotrotatie kan optreden. Niet ontkend kan worden, dat er een aantal graden rotatie in het kniegewricht optreedt tijdens het lopen (Lohman, 1967), maar deze rotatie mag niet gelijkgesteld worden aan de eigenlijke slotrotatie, omdat deze pas optreedt tijdens het allerlaatste moment van de extensiebeweging (von Lanz und Wachsmuth, 1938; Rozendal, 1968).
In de nu volgende bespreking van de bewegingen van de knie tijdens het lopen zal worden uitgegaan van de gegevens van één enkele proefpersoon. Variaties zullen waar nodig worden toegelicht. De drie snelheden zullen afzonderlijk worden besproken. Tevens zullen de bewegingen van de heup in

de beschouwing worden betrokken voor zover deze nodig zijn voor een goed begrip van de functies van de spieren. Dit betekent, dat voornamelijk de bewegingen van de heup in het sagittale vlak besproken zullen worden, omdat het vooral deze bewegingen zijn die beïnvloed kunnen worden door spieren die ook op het kniegewricht werken.

2 km per uur

De snelheid van 2 km per uur is te vergelijken met slenteren. Opvallend hieraan is de geringe staplengte en de lage stapfrequentie. De duur van één loopcyclus is afhankelijk van de lengte van de proefpersoon: die van de kleinste proefpersoon (1,64 meter) bedroeg 1,4 seconde, die van de grootste (1,98 meter) 1,75 seconde. Dit geeft een stapfrequentie van 37,5 per minuut. Deze gegevens worden hier alleen vermeld, om een indruk te geven van de tijdsduur waarin het gebeuren van een loopcyclus zich afspeelt. Voor meer gegevens over staplengte en stapfrequentie wordt verwezen naar de studies van Du Chatinier, Molen en Rozendal (1970) en Murray (1967).

Aan de hand van figuur 20, waarin onder andere de gemeten waarden van



Figuur 20

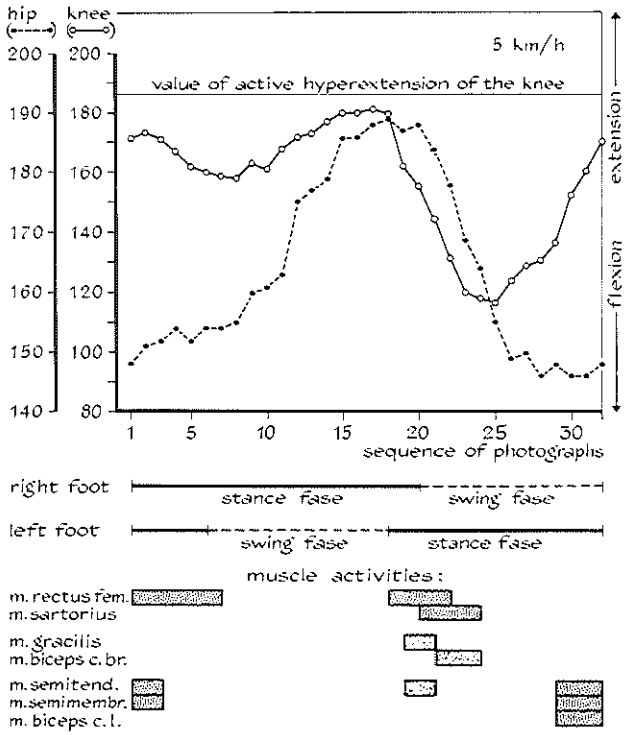
Grafische weergave van de bewegingen in het sagittale vlak in heup- en kniegewricht van het rechterbeen bij een loopsnelheid van 2 km per uur. Tevens zijn aangegeven stand- en zwaaifasen van beide benen en enkele spieractiviteiten. Alle gegevens hebben betrekking op een enkele proefpersoon.

de hoeken van knie en heup van het rechterbeen zijn weergegeven, zullen de beenbewegingen worden geanalyseerd. Deze hebben steeds betrekking op het rechterbeen; wanneer het linkerbeen in de beschouwing betrokken wordt, zal dit duidelijk worden vermeld.
Op het moment van het hielcontact van de rechtervoet is de knie iets minder gestrekt dan even voor het einde van de deceleratiefase. Bij ongeveer de helft van het aantal proefpersonen blijft de knie tijdens de standfase in nagenoeg dezelfde stand. In de andere gevallen wordt gedurende de eerste helft van de standfase een lichte flexie in de knie waargenomen. Deze flexiebeweging treedt op door belasting van het been met het lichaamsgewicht en gaat gepaard met een duidelijke activiteit van de m. quadriceps femoris. Wanneer de knie niet doorbuigt door de belasting met het lichaamsgewicht wordt in de meeste gevallen ($^1/_3$ van het totale aantal proefpersonen) ook geen quadricepsactiviteit waargenomen. Slechts bij enkele proefpersonen vertoont de quadricepsgroep in dit geval een lichte activiteit die tot even voorbij de helft van de standfase aanhoudt. Het moment waarop deze activiteit eindigt valt samen met het moment waarop de projectie van het lichaamszwaartepunt vóór de as van het kniegewricht valt. In het volgende hoofdstuk zal uitvoerig op de quadricepsactiviteit worden ingegaan.
Wanneer tijdens de standfase een lichte flexiebeweging in de knie optreedt, wordt deze nog vóór het midden van de standfase gevolgd door een lichte extensie naar de oorspronkelijke stand. De grootste strekstand van de knie bij de snelheid van 2 km per uur bedraagt gemiddeld 180°. Wanneer er tijdens de standfase een lichte flexie en extensie optreedt is daarvan de uitslag gemiddeld 10°, gerekend vanaf de grootste extensiestand van de knie. In de heup vindt tot vrijwel het einde van de standfase een geleidelijk verlopende retroflexie plaats.
Tegen het einde van de standfase, even na het moment waarop de hiel van de grond af gaat, begint de knie te buigen. Op dat moment bereikt de heup zijn grootste retroflexiestand, terwijl dan ook de linkervoet geheel op de grond staat en het linkerbeen de last van het lichaamsgewicht overneemt. Dit betekent het functionele einde van de standfase van het rechterbeen. Eén van de functies van het been in de standfase is namelijk het dragen van het lichaamsgewicht. Wanneer alleen de voorvoet nog op de grond staat, de knie zich buigt en de retroflexie van de heup overgaat in een anteflexie, is de gesloten keten zich aan het openen en wordt de stand van de onderdelen van de keten vrijer ten opzichte van elkaar (von Baeyer, 1940). In deze situatie is het in hoge mate waarschijnlijk dat er geen sprake meer is van het dragen van de lichaamslast. Dit blijkt ook uit het electromyogram van de spieren rond de knie: quadriceps en ischiocrurale spieren zijn niet actief in deze periode. Hoewel de voorvoet nog op de grond is en er dus „visueel" nog van een standfase gesproken kan worden, is het been eigenlijk al aan de zwaaifase begonnen. In de nu volgende bipedale fase buigt de knie zich verder, terwijl in de heup de anteflexie begint zodat het bovenbeen naar voren gaat zwaaien. Wanneer de tenen van de grond af gaan, het einde dus van de bipedale fase, gaat de knie nog verder met de flexiebeweging. De gemiddelde uitslag hiervan

bedraagt 55°, gerekend vanaf de grootste strekstand van de knie. Wanneer de knie de grootste flexiestand heeft bereikt, begint het onderbeen naar voren te zwaaien en gaat de knie zich weer strekken. De anteflexie in de heup gaat nog even door. Dit is de acceleratie- of versnellingsfase. In de periode vóór de acceleratiefase, waarin de knie zich buigt terwijl in de heup een anteflexie plaatsvindt vertonen de knieflexoren, in casu de korte kop van de m. biceps, de m. gracilis, de m. sartorius en vaak ook de m. semitendinosus, activiteit (figuur 28). Deze houdt op even na het begin van de versnellingsfase.
Wanneer de heup de grootste anteflexie heeft bereikt, gaat de acceleratiefase over in de deceleratiefase. In de regel blijft de heup dan tot even voor het hielcontact in deze grootste anteflexiestand, wat veroorzaakt wordt door de sterke afremmingsactiviteit van de ischiocrurale spiergroep, die tevens de snelheid van het onderbeen afremt. Wanneer de activiteit van de ischiocrurale spiergroep erg groot is, kan er evenwel aan het einde van de deceleratiefase een geringe retroflexie in de heup optreden, zoals is weergegeven in figuur 20. Het einde van de afremmingsfase is bereikt, als de knie vlak voor het moment van het hielcontact zijn grootste strekstand weer bereikt. De loopcyclus is bij het bereiken van het hielcontact voltooid en gaat over in de volgende loopcyclus.

5 km per uur

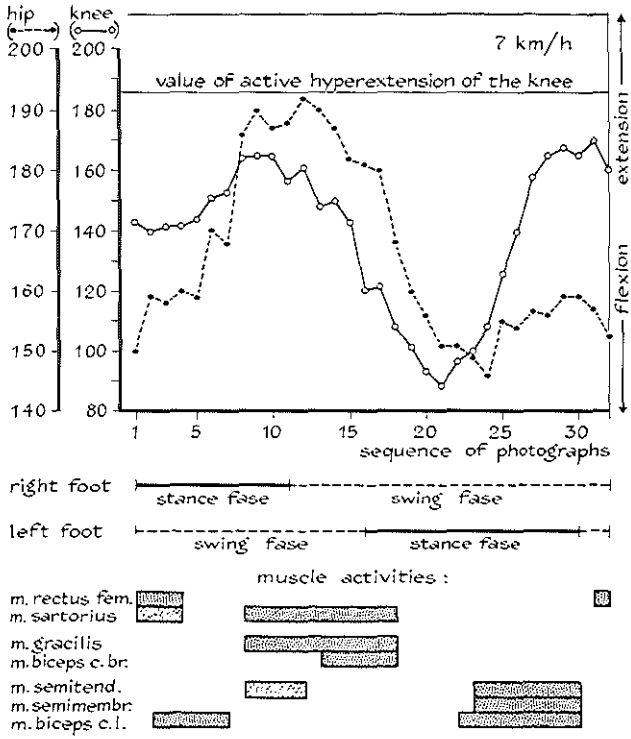
De snelheid van 5 km per uur is te vergelijken met een stevig marstempo. Er worden flinke passen gemaakt en de stapfrequentie is gemiddeld 59,5 per minuut, wat betekent dat een loopcyclus gemiddeld 1,01 seconde duurt. Ook door de lichaamslengte en de beenlengte van de proefpersoon.
Figuur 21 toont op dezelfde manier als bij de snelheid van 2 km per uur de hier bestaat weer een individuele variatie, die onder andere bepaald wordt grafische weergave van de bewegingen van knie en heup in het sagittale vlak. Wat direct opvalt is dat na het hielcontact een duidelijke kniebuiging optreedt die veroorzaakt wordt door de belasting met het lichaamsgewicht. Deze flexie is altijd aanwezig en begint onmiddellijk na het hielcontact. Hij bereikt een uitslag van gemiddeld 25°, gerekend vanaf de grootste kniestrekking, die bij deze snelheid gemiddeld 177° bedraagt. Hij wordt gevolgd door een extensiebeweging. Evenals bij de 2 km per uur treedt gedurende vrijwel de hele standfase in de heup een geleidelijk verlopende retroflexiebeweging op, die reeds even vóór het hielcontact begonnen is. De quadricepsgroep vertoont bij deze snelheid in de standfase voor alle proefpersonen een nagenoeg gelijkvormig contractiepatroon (zie pagina 51).
Wanneer de knie zich bij het functionele einde van de standfase, samenvallend met het hielcontact van de linkervoet, weer gaat buigen, bereikt de heup zijn grootste retroflexiestand. Terwijl de knie door de grootste flexiestand beweegt, die gerekend vanaf de grootste strekstand gemiddeld 62° bedraagt, bereikt de heup de grootste anteflexiestand. Deze wordt gedurende de nu volgende deceleratiefase constant gehouden. Dit gebeurt door de remmende activiteit van de ischiocrurale spiergroep. Even vóór het hielcontact



Figuur 21
Grafische weergave van de bewegingen in het sagittale vlak in heup- en kniegewricht van het rechterbeen bij een loopsnelheid van 5 km per uur. Tevens zijn aangegeven stand- en zwaaifasen van beide benen en enkele spieractiviteiten. Alle gegevens hebben betrekking op een enkele proefpersoon.

gaat de anteflexie in de heup over in een retroflexie, terwijl de knie dan zijn grootste strekstand weer bereikt.

7 km per uur
De analyse van de looppas zal geschieden aan de hand van figuur 22. Het eerste wat opvalt bij deze snelheid is dat de standfase erg kort is. Verder wordt de knie sterker gebogen, terwijl de extensie van de knie minder hoge waarden bereikt dan bij de vorige snelheden. De duur van een loopcyclus is bij deze snelheid 0,77 seconde, wat een stapfrequentie inhoudt van 77,9 per minuut. Deze snelheid benadert het „fast speed walking pattern" (stapfrequentie 69 per minuut) in het onderzoek van Murray (1966).
Op het moment van het hielcontact begint de retroflexie van de heup, terwijl de knie reeds enigszins gebogen is. Gedurende de korte standfase wordt de



Figuur 22

Grafische weergave van de bewegingen in het sagittale vlak in heup- en kniegewricht van het rechterbeen bij een loopsnelheid van 7 km per uur. Tevens zijn aangegeven stand- en zwaaifasen van beide benen en enkele spieractiviteiten. Alle gegevens hebben betrekking op een enkele proefpersoon.

grootste retroflexie van de heup bereikt. Even na het hielcontact bereikt de knie het maximum van de korte flexiebeweging in de standfase. De uitslag van deze flexie bedraagt gemiddeld 31°, gerekend vanaf de grootste extensie die gemiddeld 168° bereikt. De m. quadriceps is in het begin van de korte extensie die op de korte kniebuiging volgt, nog even actief en heft zodoende het hoogteverlies op. Op of even vóór het moment waarop de tenen van de grond gaan bereikt de knie opnieuw zijn grootste extensie. Bij het begin van de zwaaifase begint ook de knieflexie, waarvan de uitslag gemiddeld 68° bedraagt. De retroflexie van de heup gaat bij het begin van de zwaaifase over in een anteflexiebeweging. Door de sterke activiteit van de knieflexoren, in casu het caput breve van de m. biceps femoris en de spieren van de pes anserinus, wordt het onderbeen tijdens het naar voren zwaaien van het bovenbeen in de knie in een flexiestand gehouden. Wanneer de grootste anteflexie in de heup bijna bereikt is, begint de voorzwaai van het onderbeen. Gedurende de deceleratiefase treedt in de heup een lichte retroflexiebeweging op die vlak voor het hielcontact wordt onderbroken door een korte anteflexie. De activiteit van de

ischiocrurale spiergroep vertoont een sterk wisselend patroon. Meestal wordt de contractie rond het moment van het hielcontact onderbroken, waardoor een bifasische activiteit ontstaat (zie pagina 53).

DISCUSSIE

De gegevens over de bewegingen van de knie in het sagittale vlak bij de verschillende snelheden kunnen als volgt worden samengevat:
Gedurende de loopcyclus treedt in de knie twee maal een extensiebeweging en twee maal een flexiebeweging op. Alleen bij de 2 km per uur kan een looppatroon worden onderscheiden, waarbij de knie gedurende de standfase in nagenoeg dezelfde extensiepositie wordt gehouden. In alle andere gevallen vindt gedurende de standfase een lichte flexie- en extensiebeweging plaats, waarvan de bewegingsuitslag toeneemt naarmate de snelheid hoger wordt. De grootste toename wordt gezien tussen de snelheden van 2 en 5 km per uur. Verder valt op te merken dat de grootste extensie die de knie bij de verschillende snelheden bereikt, kleiner wordt naarmate de snelheid toeneemt. De duidelijkste verandering is hier te zien tussen de snelheden van 5 en 7 km per uur.
Gedurende de zwaaifase wordt in de knie een grote flexie- en extensiebeweging waargenomen. Ook hiervan neemt de bewegingsuitslag toe naarmate de snelheid hoger wordt. De knie-extensie die bereikt wordt aan het einde van de zwaaifase, bereikt nagenoeg gelijke waarden als die welke bereikt wordt aan het einde van de standfase.
Uit de verkregen gegevens blijkt verder, dat de knie tijdens het lopen altijd min of meer gebogen is. Op grond hiervan mag de conclusie worden getrokken dat de zogenaamde slotrotatie of screw-home movement tijdens het lopen niet optreedt. De verdere consequenties hiervan voor de knie worden behandeld in hoofdstuk V.
Door Murray (1964, 1966 en 1967) zijn twee loopsnelheden met elkaar vergeleken. De door hem gevonden gegevens vertonen grote overeenkomst met die van het huidige onderzoek. Het verschil tussen zijn resultaten en die van de huidige studie betreft de extensie van de knie. Murray vindt bij hogere snelheid een grotere strekking van de knie. In figuur 19 is reeds aangegeven, dat bij toenemende snelheid de kniestrekking minder groot wordt.
In de studie van Eberhart c.s. (1947) worden de spieractiviteiten bij drie verschillende snelheden bestudeerd. De bewegingen in de verschillende gewrichten worden echter slechts voor één bepaalde snelheid geanalyseerd. Hiervan vertonen de gegevens grote verschillen met de resultaten van het huidige onderzoek, met name wat betreft de bewegingen van de knie gedurende de standfase. Eberhart c.s. vermelden dat in de knie tijdens de loopcyclus een zogenaamd double locking mechanism optreedt, waarvan de slotrotatie een essentieel punt is. Ook Barnett (1953) en Smillie (1971) beschouwen het screw-home movement als een essentieel gebeuren voor de stabiliteit van de knie tijdens het lopen. Zoals vermeld, zijn de conclusies van het huidig onderzoek met deze visie in strijd.

De krachten die de verplaatsingen van de segmenten van de onderste extremiteiten veroorzaken, zijn een samenspel van onder andere de zwaartekracht en de spiercontracties. Bij deze bewegingen spelen ook nog andere krachten een rol, zoals de traagheid van massa en de wrijving. De zwaartekracht, de massa en de wrijving zijn factoren die buiten de invloedsfeer van de wil liggen. De loopsnelheid en het ritme worden door het individu gekozen. Het patroon van de spieractiviteiten zal aan deze keuze worden aangepast, zij het dan, dat dit voornamelijk door een onbewust automatisme gebeurt. De houding van het individu zal eveneens van invloed kunnen zijn op het contractiepatroon van de spieren. Het zal dan ook duidelijk zijn, dat een „spierpartituur" zoals Scherb (1952) die voor het normale lopen heeft opgesteld, niet kan beantwoorden aan deze individuele variaties.
Bij het bewerken van de resultaten van het huidig onderzoek is komen vast te staan, dat de individuele variaties voor de verschillende spieren dermate groot zijn, dat het beschrijven van een gemiddeld activiteitspatroon niet juist is. In het navolgende worden voor elk van de drie onderzochte snelheden de gevonden spieractiviteiten afzonderlijk weergegeven. Hierbij wordt als volgt te werk gegaan: de momenten waarop de verschillende spieren altijd bij iedereen actief zijn zullen worden besproken. Daarnaast zullen de meest voorkomende variaties worden behandeld.
Vooraf dient nog te worden opgemerkt, dat de amplitude van het geregistreerde signaal bij 2 km per uur geringer is dan bij hogere snelheden. De neiging bestaat om nu te stellen, dat de contractiekracht bij 2 km per uur minder zal zijn dan bij de snelheden van 5 en 7 km per uur. Dit zal ongetwijfeld wel het geval zijn, maar het amplitudeverschil is geen bewijs voor deze stelling. Op grond van het electromyogram mag wel een kwalitatieve beoordeling als geen, lichte, matige of sterke activiteit worden gegeven, maar een uitspraak over de kwantitatieve aspecten van de contractie is niet geoorloofd.

2 km per uur

De quadriceps groep

Bij de analyse van de activiteit van de *m. rectus femoris* van alle proefpersonen blijkt dat bij ongeveer $^1/_3$ van de proefpersonen gedurende de gehele loopcyclus geen activiteit van de rectus wordt waargenomen (figuren 23 en 24). Bij alle andere proefpersonen is wel een duidelijke contractie van de rectus. Voor de rectus geldt, dat deze spier een lichte activiteit vertoont tijdens het lopen bij 2 km per uur. De contractie begint op of even vóór het moment van het hielcontact (figuur 20). Wat betreft het einde van deze standfase-activiteit kunnen de proefpersonen in twee groepen worden verdeeld. De eerste groep laat een korte contractie aan het begin van de standfase zien. Deze gaat gepaard met een lichte knieflexie. Dit is het geval bij ongeveer $^1/_3$ van het aantal proefpersonen die activiteit van de m. rectus vertonen. Deze activiteit

houdt op als de tenen van de contralaterale voet van de grond af gaan. De tweede groep bevat de rest van de bestudeerde gevallen en laat een lichte contractie zien gedurende een groot deel van de standfase (figuur 25). Het einde van deze activiteit valt even vóór het functionele einde van de standfase, als de projectie van het lichaamszwaartepunt vóór de as van het kniegewricht valt. Deze activiteit hangt duidelijk samen met de loopgewoonte van de proefpersoon (figuur 25).

De *m. vastus medialis;* het gedrag van deze spier vertoont grote overeenkomst met dat van de m. rectus femoris. Ook bij de m. vastus medialis blijft de activiteit geheel achterwege bij dezelfde gevallen als bedoeld voor de m. rectus femoris (figuren 23 en 24). Evenals bij de rectus zijn er twee groepen te onderscheiden in de gevallen waarbij een duidelijke contractie plaatsvindt. In al deze gevallen treedt een matige activiteit op in het begin van de standfase, beginnende vlak vóór of op het moment van het hielcontact. Deze matige activiteit gaat in $^1/_3$ van het aantal gevallen over in een lichte activiteit, die ophoudt vlak vóór het functionele einde van de standfase. In de andere gevallen komt de matige activiteit ten einde wanneer het contralaterale been het standbeen passeert.

De *m. vastus lateralis;* deze spier vertoont een activiteitspatroon nagenoeg identiek aan de m. vastus medialis, met dien verstande, dat de bij de m. vastus medialis besproken overgang van matige naar lichte activiteit bij deze spier niet voorkomt. In plaats daarvan blijft de activiteit matig voortduren. De verdeling van de onderzochte proefpersonen in groepen komt geheel overeen met die bij de m. vastus medialis.

De ischiocrurale spiergroep

De *m. semitendinosus;* het contractiepatroon van deze spier vertoont sterke individuele verschillen. In ongeveer de helft van het aantal onderzochte gevallen wordt een bifasische activiteit waargenomen. De langste activiteitsperiode, die bij alle onderzochte gevallen voorkomt, is aan het einde van de zwaaifase en aan het begin van de standfase (figuur 26). Het begin van deze activiteit valt even na het begin van de deceleratiefase. Tot het moment van het hielcontact lijkt deze contractie in verband te staan met de afremming van de beweging van het onderbeen in de knie en met de overgang van de anteflexie naar de retroflexiebeweging in het heupgewricht (figuur 20). Na het hielcontact verandert de functie van deze activiteit omdat de kinetische keten (von Baeyer, 1940) nu gesloten wordt. De duur van de contractie na het moment van het hielcontact, dus de standfase-activiteit van deze contractie, is sterk wisselend. De matige activiteit van de deceleratiefase stopt vrij snel na het hielcontact, nog voordat de contralaterale voet van de grond gaat (figuur 23). In veel gevallen wordt gedurende de eerste helft van de standfase nog lichte activiteit waargenomen tot het moment waarop de projectie van het lichaamszwaartepunt vóór de assen van de heup en de knie komt. Bij ongeveer de helft van het aantal onderzochte gevallen komt hierna een tweede activiteitsfase voor. Deze duurt veel korter en laat slechts lichte activiteit zien. Deze activiteit begint in de standfase, te weten bij het functionele einde van de standfase (figuur 12). De activiteit eindigt wanneer het bovenbeen tijdens het

naar voren bewegen het contralaterale been gaat passeren (figuur 27). De *m. semimembranosus;* de activiteit van deze spier beperkt zich tot één contractieperiode, die voor het grootste deel in de zwaaifase valt. De activiteit begint in ongeveer de helft van de gevallen in de zwaaifase op het moment waarop het zwaaibeen het contralaterale been passeert (figuur 28). Bij de overige proefpersonen begint de activiteit even na het begin van de deceleratiefase (figuur 29). Het standfasegedeelte van deze activiteit vertoont weer een sterke individuele variatie en komt vrijwel geheel overeen met dat van de m. semitendinosus.
Bij de vergelijking van het gedrag van de beide semispieren bij de verschillende proefpersonen, valt op dat er in een klein aantal gevallen tijdens de loopbeweging nauwelijks enig verschil waarneembaar is tussen beide spieren. In de meeste gevallen gaat een uitgebreide contractieperiode van de ene spier gepaard met een kortdurende van de andere en omgekeerd. In de andere gevallen wordt het volgende waargenomen: wanneer de m. semitendinosus een bifasische activiteit heeft, beperkt de contractie van de m. semimembranosus zich in de zwaaifase tot de deceleratiefase.
De m. biceps femoris
Het *caput longum* vertoont in tegenstelling tot de beide semispieren slechts een korte activiteit. In alle gevallen beperkt de contractie zich tot de deceleratiefase en het moment van het hielcontact. Even na het begin van de deceleratiefase begint de activiteit en deze stopt even na het moment van het hielcontact (figuur 26). Incidenteel wordt een iets langere activiteit gezien, afhankelijk van de manier waarop de proefpersoon loopt. Wanneer de electroden in de buurt van de korte kop zijn geplakt is het mogelijk, dat tijdens de visuele overgang van standfase naar zwaaifase een tweede activiteit wordt geregistreerd (figuur 12). Deze activiteit komt overeen met de contractie van het caput breve. De activiteit van het *caput breve* beperkt zich tot het begin van de zwaaifase: de periode waarin de knie zich buigt (fguren 28 en 29). Deze activiteit begint meestal even vóór de visuele overgang van standfase naar zwaaifase en duurt tot het moment waarop de knie zich weer gaat strekken. Het caput breve van de m. biceps femoris neemt dus niet deel aan de afremmingsactiviteit van de ischiocrurale spiergroep aan het einde van de zwaaifase.
De *m. gracilis* gedraagt zich hetzelfde als het caput breve van de m. biceps femoris (figuren 28 en 30). De activiteit begint bij het functionele einde van de standfase en eindigt in de zwaaifase wanneer de knie het maximum van de flexiebeweging heeft bereikt, even vóór het begin van de deceleratiefase.
De *m. sartorius* vertoont in de meeste gevallen bij de snelheid van 2 km per uur een activiteitspatroon dat overeenkomt met het caput breve van de m. biceps femoris en de m. gracilis (figuur 30). De activiteit begint bij het functionele einde van de standfase als de knie gaat buigen en eindigt even vóór het begin van de deceleratiefase. De contractie van de m. sartorius gaat tevens gepaard met een anteflexiebeweging van het bovenbeen in de heup.
De *m. gastrocnemius;* hiervan is alleen het caput laterale bestudeerd. De spier vertoont een typische standfase-activiteit. Bij alle proefpersonen vangt

de activiteit aan bij het hielcontact en wordt matig of sterk wanneer het contralaterale been het standbeen passeert (figuur 31). De activiteit stopt even na het functionele einde van de standfase, wanneer de buiging van de knie als voorbereiding op de zwaaifase is begonnen (figuur 32).

5 km per uur

De spieractiviteiten tijdens het lopen bij 5 km per uur vertonen een heel ander beeld dan bij de snelheid van 2 km per uur. Wanneer het voorbeeld van figuur 20 vergeleken wordt met dat van figuur 21 valt in de eerste plaats op te merken, dat de contractieduur van alle spieren verkort is. Dit blijkt bij alle proefpersonen het geval te zijn. Bovendien blijken individuele variaties veel kleiner te zijn dan bij de snelheid van 2 km per uur: de contracties laten een veel constanter patroon zien wanneer de gegevens van de proefpersonen onderling vergeleken worden. De resultaten van de afzonderlijke spieren zijn als volgt weer te geven:

De *m. rectus femoris* laat bij deze snelheid in $^2/_3$ van de gevallen een bifasische activiteit zien. De eerste fase, aan het begin van de standfase, is bij iedereen aanwezig. De activiteit is matig tot sterk en begint op het moment van het hielcontact (figuur 33). Het einde van deze activiteit valt altijd vóór het begin van de korte knie-extensie. In de meeste gevallen valt het einde van deze activiteit samen met het moment waarop het contralaterale been de grond verlaat (figuur 34). De tweede activiteitsfase valt aan het einde van de standfase en het begin van de zwaaifase (figuur 35). In de regel begint deze activiteit bij het functionele einde van de standfase en duurt tot het moment waarop het bovenbeen tijdens het naar voren bewegen het frontale vlak door het heupgewricht passeert.

De *m. vastus medialis* vertoont bij de helft van het aantal proefpersonen een bifasisch contractiepatroon, vrijwel geheel overeenkomend met dat van de m. rectus femoris. De eerste activiteitsfase valt aan het begin van de standfase en is constant bij iedereen aanwezig. Het begin ligt even vóór het moment van het hielcontact (figuur 33). Het einde van deze activiteit komt overeen met dat van de eerste contractiefase van de m. rectus femoris (figuur 34). De tweede activiteit is slechts zwak en valt aan het einde van de standfase. Het begin valt samen met het functionele einde van de standfase. De activiteit stopt zodra de voet geheel van de grond af is (figuren 35 en 36).

De *m. vastus lateralis* laat in alle gevallen slechts één activiteitsfase zien. Deze fase komt geheel overeen met de eerste activiteitsfase van de m. vastus medialis: het begin ligt even vóór het moment van het hielcontact en het einde valt samen met het moment waarop het contralaterale been de grond verlaat (figuren 33 en 34).

De *m. semitendinosus* en de *m. semimembranosus* vertonen bij de snelheid van 5 km per uur niet veel verschillen in activiteit. Het begin van de activiteit van deze twee spieren valt altijd even vóór het moment waarop het onderbeen het frontale vlak door de as van de knie passeert (figuur 37). Bij het bestuderen van het einde van de activiteit valt op, dat er twee groepen zijn te onderscheiden waarin beide spieren een verschillend gedrag vertonen: in $^2/_3$ van

de gevallen stopt de activiteit vlak na het hielcontact (figuur 33). Bij het overige $^1/_3$ deel houdt de activiteit op even vóór het moment waarop het contralaterale been de grond verlaat. In enkele gevallen treedt aan het einde van de standfase nog een lichte activiteit van de m. semitendinosus op (figuur 36). Deze contractie begint bij het functionele einde van de standfase en eindigt zodra de voet helemaal van de grond is.
De *m. biceps femoris;* het *caput longum* vertoont één enkele activiteitsfase, waarvan het begin samen valt met het begin van de deceleratiefase (figuur 37). De activiteit duurt iets langer dan die van de beide semispieren. In de regel verdwijnt de activiteit even vóór de contralaterale voet de grond verlaat (figuur 34).
Het *caput breve* vertoont een heel ander activiteitspatroon (figuur 38). De activiteit valt in de regel aan het begin van de zwaaifase. De contractie begint wanneer de voet van de grond gaat en eindigt als de knie het maximum van de flexiebeweging heeft bereikt en zich weer gaat strekken. Activiteit van het caput breve is bij deze snelheid echter niet altijd aanwezig. In ongeveer $^1/_4$ van de onderzochte gevallen blijft de activiteit geheel achterwege. Bij de bestudering van de activiteit van de spieren rond de knie in de zwaaifase blijkt er bij de 5 km per uur een zekere wisselwerking te bestaan tussen het caput breve van de m. biceps femoris enerzijds en de *m. gracilis* en de *m. sartorius* anderzijds. Deze beide laatste spieren laten een kortdurende lichte activiteit zien in de gevallen waarin het caput breve niet actief is. De m. gracilis vertoont in alle andere gevallen geen activiteit. De m. sartorius laat echter in de meeste gevallen wel een zeer lichte activiteit zien wanneer ook het caput breve actief is.
De *m. gastrocnemius;* het caput laterale van de m. gastrocnemius vertoont weer de typische standfase-activiteit die begint bij het hielcontact en die vervolgens even vóór het moment van het hielcontact van het contralaterale been sterker wordt, om te verdwijnen even na het functionele einde van de standfase, wanneer de knie reeds iets gebogen is (figuur 36).

7 km per uur

Het gedrag van de onderzochte spieren tijdens de looppas (7 km per uur) laat een heel ander beeld zien. Bij vergelijking van het voorbeeld van figuur 22 met de voorbeelden van de figuren 20 en 21 valt op dat er een relatieve toename is van de zwaaifase-activiteiten. Zoals vermeld zijn de spieractiviteiten van alle proefpersonen steeds met dezelfde versterking geregistreerd.
De *m. rectus femoris* laat in iets minder dan de helft van het aantal gevallen nog een bifasische activiteit zien. De eerste activiteitsfase is bij iedereen aanwezig en deze begint even vóór het hielcontact (figuur 39). Het einde van deze activiteit valt op het moment in de standfase waarop de knie zich weer gaat strekken (figuur 40). De tweede activiteitsfase laat steeds slechts zwakke electrische activiteit zien, die begint wanneer de tenen van de grond af gaan. Deze activiteit stopt wanneer het bovenbeen tijdens het naar voren zwaaien het frontale vlak door het heupgewricht passeert (figuur 41).
In het gedrag van de *m. vastus medialis* en de *m. vastus lateralis* is geen

onderscheid te maken. Beide spieren zijn sterk actief in het begin van de standfase. De activiteit begint even vóór het hielcontact (figuur 39) en stopt zodra de knie zich in de standfase gaat strekken. Deze activiteit komt geheel overeen met de eerste contractiefase van de m. rectus femoris.
Bij de bestudering van de *m. semitendinosus* en de *m. semimembranosus* vallen weer de individuele variaties op, terwijl er ook een zekere wisselwerking tussen de beide spieren aanwezig is. De activiteit die bij iedereen duidelijk aanwezig is en die voor de beide spieren gelijk is valt aan het einde van de zwaaifase. Hij begint bij het begin van de deceleratiefase, wanneer in de heup het maximum van de anteflexie is bereikt (figuur 42). De activiteit duurt tot even vóór het hielcontact, tot aan het moment waarop de m. quadriceps femoris zijn contractie begint (figuur 39). De individuele verschillen treden op in het begin van de standfase, en wel wanneer de knie gaat strekken na de korte flexie ten gevolge van de belasting met het lichaamsgewicht. In veel gevallen wordt dan opnieuw een sterke tot matige activiteit van voornamelijk de m. semimembranosus gezien (figuren 39 en 43). In de periode tussen deze twee contracties, gedurende het begin van de standfase, kan soms ook een zeer lichte electrische activiteit worden waargenomen. Deze variaties kunnen ook worden waargenomen tussen verschillende stappen bij eenzelfde proefpersoon. Het verschil in activiteit tussen de beide spieren heeft betrekking op de lichte activiteit aan het einde van de standfase en het begin van de zwaaifase. Wanneer in deze periode activiteit aanwezig is, en dit komt in ongeveer de helft van de gevallen voor, is deze meestal van de m. semimembranosus. In enkele gevallen zijn zowel de m. semimembranosus als de m. semitendinosus actief (figuur 44).
De *m. biceps femoris;* het caput longum vertoont in alle gevallen bij de snelheid van 7 km per uur een activiteitspatroon waarin, wat betreft de contractie, twee maxima zijn waar te nemen. Het eerste maximum valt aan het einde van de zwaaifase en het tweede in het begin van de standfase (figuren 39, 40 en 43). Het eerste contractiemaximum komt overeen met de activiteit van de beide semispieren in de deceleratiefase. De tweede contractiefase begint op het moment dat de knie zijn maximum van de flexiebeweging in de standfase bereikt en duurt tot even na het moment waarop de knie zijn grootste strekstand heeft bereikt (figuren 22 en 43). In de periode die tussen de twee contractiefasen ligt, valt de activiteit van de m. rectus femoris zodanig dat de tweede activiteit van het caput longum het einde van de quadricepsactiviteit overlapt (figuur 39). Wanneer de electroden in de buurt van het caput breve zijn aangebracht kan aan het einde van de standfase en het begin van de zwaaifase een lichte activiteit worden waargenomen, afkomstig van het caput breve (figuur 44). De activiteit van het *caput breve* van de m. biceps femoris beperkt zich tot het begin van de zwaaifase. De activiteit begint even vóór de tenen van de grond gaan (figuur 44) en stopt wanneer het bovenbeen bij het naar voren zwaaien het frontale vlak door het heupgewricht gaat passeren (figuur 41).
De *m. gracilis* en de *m. sartorius* vertonen in de meeste gevallen een contractiepatroon, dat overeenkomst vertoont met dat van het caput breve

van de m. biceps femoris. Meestal begint de activiteit echter iets eerder in de standfase, namelijk even na het moment waarop de hiel van de grond gaat (figuur 43). Het einde van de activiteit van de beide genoemde spieren valt echter wel samen met dat van het caput breve, en wel op het moment dat het bovenbeen het frontale vlak door het heupgewricht gaat passeren bij het naar voren bewegen. De m. sartorius laat in enkele gevallen nog een tweede activiteitsfase zien die aan het begin van de standfase valt. Deze lichte activiteit begint op het moment van het hielcontact en duurt tot het moment waarop de knie zijn maximum van de flexiebeweging in de standfase bereikt (figuren 39 en 40).
De activiteit van het caput laterale van de *m. gastrocnemius* beperkt zich tot de standfase. Het begin valt samen met het moment van het hielcontact of ligt hier iets vóór. Op het moment waarop de hiel van de grond gaat wordt de activiteit sterker en wanneer de tenen van de grond gaan houdt hij op (figuur 44).

DISCUSSIE

Bij vergelijking van de snelheden van 2, 5 en 7 km per uur valt op dat de spieractiviteiten grotendeels in dezelfde perioden van de loopcyclus vallen; echter bij de 2 km per uur wordt relatief veel activiteit in de standfase en bij de 7 km per uur wordt relatief meer activiteit in de zwaaifase waargenomen. Uit de waarnemingen van de 5 km per uur (de gewone loopsnelheid) mag worden geconcludeerd, dat deze snelheid de meest gunstige is voor de onderlinge verhouding van de inwendige en uitwendige krachten tijdens de zwaaifase. Dit volgt uit de omstandigheid dat bij deze snelheid slechts korte stootcontracties nodig zijn om de bewegingen van het been naar voren te begeleiden.
Door Eberthart c.s. (1947) en Battye (1966) is gesteld, dat de spieren van de quadricepsgroep en van de hamstrings tijdens het lopen elk als één functionele eenheid beschouwd kunnen worden en wel de m. quadriceps femoris als strekker van de knie en de hamstrings als buiger van de knie casu quo strekker in het heupgewricht. Uit de resultaten van het huidig onderzoek blijkt duidelijk dat een differentiatie van de activiteiten binnen de quadricepsgroep en binnen de ischiocrurale spiergroep tijdens het lopen alleszins gerechtvaardigd is. Immers de m. rectus femoris vertoont een geheel ander activiteitspatroon dan de mm. vasti medialis en lateralis. Ook het gedrag van deze beide laatste spieren vertoont in de zwaaifase lichte verschillen, terwijl daarentegen in de standfase geen verschil in activiteit tussen de beide vasti kan worden ontdekt. Op grond van deze bevindingen en van het feit dat de slotrotatie een gebeuren is, dat inherent is aan de anatomische constructie van de femurcondyli (von Lanz und Wachsmuth, 1938) kan de beschrijving van de zogenaamde selectieve atrofie van de m. vastus medialis volgens Smillie (1971) als onjuist worden gekwalificeerd. De door Smillie ter verklaring van dit verschijnsel aangevoerde theoretische overweging, dat de quadriceps functioneel uit twee afzonderlijke delen bestaat, te weten de m. rectus femoris,

de m. vastus lateralis en de m. vastus intermedius enerzijds en de m. vastus medialis anderzijds, berust op willekeurige klinische waarnemingen. Uit de resultaten van het huidig onderzoek blijkt dat deze opvatting onjuist is.
In het begin van dit hoofdstuk is ingegaan op het verschijnsel dat de amplitude van het signaal groter wordt naarmate de snelheid toeneemt. Daarbij werd opgemerkt, dat op grond van het amplitudeverschil alléén geen uitspraak over de contractiekracht van de spier mag worden gedaan. Door een aantal experimenten van Van Linge *, waarbij onder andere naast het normale electromyogram ook het geïntegreerde E.M.G. en het verloop van de krachtontwikkeling in de betreffende spier gelijktijdig werd geregistreerd, werd aangetoond dat aan het verschil in sterkte van het signaal een kwalitatief krachtsverschil mag worden toegekend. Uit deze gegevens en uit de resultaten van het huidig onderzoek kan worden geconcludeerd dat de m. semimembranosus vooral gebruikt wordt wanneer een krachtige contractie is vereist, terwijl de m. semitendinosus veel meer een ondersteunende- of hulpactiviteit laat zien. Als toelichting op deze conclusie kan verwezen worden naar de figuren 11, 12, 23, 24, 26, 27, 37, 40 en 43.
In termen van de traditionele bewegingsleer zou dit betekenen dat de m. semimembranosus als agonist (prime mover) beschouwd kan worden en de m. semitendinosus als synergist (secundary mover).

---

* personal communication

In het huidig onderzoek worden de functies van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen onderzocht, onder andere door de registratie van hun electrische activiteit. In dit hoofdstuk wordt getracht de betekenis van de spieractiviteiten voor de bewegingen in het kniegewricht in het sagittale vlak weer te geven.
De vraag moet worden gesteld of de geregistreerde electrische activiteit van de spieren wel een juiste afspiegeling is van hun mechanische activiteit. In hoofdstuk IV is er reeds op gewezen dat op grond van het electromyogram alleen een uitspraak kan worden gedaan over de kwalitatieve werking van de spieren, maar niet over het kwantitatieve aspect ervan. Verder zijn er aanwijzingen voor dat de periode van de registratie van de electrische activiteit niet precies hoeft overeen te komen met de periode van de mechanische activiteit van de spier. Zo valt bij nauwkeurige bestudering van de foto's van de proefpersonen in het huidige onderzoek op dat de zichtbare contractie van bijvoorbeeld de m. vastus lateralis langer duurt dan de electrische activiteit van deze spier. Dit is het duidelijkst waarneembaar bij de registraties van de snelheid van 5 km per uur. De zichtbare contractie verdwijnt ongeveer 3 tot 4 opnamen na het ophouden van de electrische activiteit. Omgerekend in tijdseenheden komt dit neer op ongeveer 100 tot 110 milliseconden. Bij de overige geregistreerde spieren kon dit niet worden nagegaan. Van Linge * vond eenzelfde discrepantie tussen electrische en mechanische activiteit bij de m. gastrocnemius. Hij vond dat de spierkracht gemiddeld 120 milliseconden na het einde van de electrische activiteit weer was gedaald tot zijn minimum.
In de nu volgende interpretaties van de gegevens van de hoofdstukken III en IV worden begin en einde van de electrische activiteit aangehouden. De verschillende snelheden worden afzonderlijk besproken. Deze bespreking omvat een loopcyclus die begonnen wordt met het hielcontact.

2 km per uur

Bij ongeveer de helft van het aantal proefpersonen blijft de knie na het hielcontact gedurende de standfase in nagenoeg dezelfde (extensie)stand. Deze positie blijft gehandhaafd tot aan het functionele einde van de standfase. In de geregistreerde componenten van de m. quadriceps femoris wordt gedurende deze periode geen activiteit waargenomen. Omdat de strekking van de knie in de standfase niet maximaal is (zie figuren 23 en 24) wordt de stabiliteit ervan gedurende deze periode zeker niet gegarandeerd door de collaterale ligamenten van het kniegewricht. Het natuurlijk evenwicht van de knie kan verantwoordelijk worden gesteld voor het achterwege blijven van de quadricepsactiviteit. Dit natuurlijk evenwicht ontstaat door de bouw van de articulerende delen en de omringende weke delen bij een bepaalde stand

* personal communication

van de knie. Er blijkt dan geen spieractiviteit nodig te zijn om de knie verder te stabiliseren. In een bepaalde periode van de loopcyclus treedt dit natuurlijke evenwicht bij iedereen in werking. In deze periode, die aan het begin van de tweede helft van de standfase valt, wordt geen activiteit van de spieren rond het kniegewricht waargenomen.
Afhankelijk van de manier van lopen van de proefpersoon wordt de activiteit van de ischiocrurale spiergroep in de standfase aan de beweging van de knie aangepast. In het in figuur 23 afgebeelde geval houdt deze activiteit reeds in een vrij vroeg stadium op. Dit betekent, dat de retroflexie die gedurende de standfase in de heup plaatsvindt, door andere spieren wordt begeleid tot het moment waarop deze beweging door de werking van de zwaartekracht en de traagheid van de romp passief zal kunnen gaan verlopen. Het verhinderen van een maximale strekking van de knie moet nu worden toegeschreven aan activiteit van de m. gastrocnemius (figuren 31 en 32). Dat de m. gastrocnemius met zijn contractie de verdere strekking van de knie verhindert, kan ook worden geïllustreerd met een bekende klinische waarneming. Wanneer bij een patient met een contractuur van de m. gastrocnemius de enkel in maximale dorsaalflexiestand wordt gefixeerd, is het onmogelijk om de knie te strekken. In het geval van figuur 24 wordt gedurende het grootste gedeelte van de standfase een duidelijke activiteit waargenomen van de m. semimembranosus. Deze hangt waarschijnlijk samen met het voorovergebogen zijn van het bovenlichaam. Wanneer tegen het einde van de standfase het hielcontact van het contralaterale been is gerealiseerd, is deze activiteit niet meer nodig en zal waarschijnlijk worden overgenomen door de overeenkomstige spieren van het andere been. Wanneer in het kniegewricht in tegenstelling tot de bovenbeschreven gevallen wel een lichte flexie optreedt, wordt deze gevolgd door een extensie naar de oorspronkelijke positie. Deze bewegingsuitslag bedraagt gemiddeld 10° (zie pagina 43). Het spieractiviteitspatroon dat bij deze beweging het meest frequent wordt waargenomen is een rectus-activiteit vanaf het hielcontact tot aan het moment waarop de knie zich weer gaat strekken en een activiteit van de beide vastus spieren vanaf het hielcontact tot aan het moment waarop het contralaterale been het standbeen passeert. De betekenis van deze activiteiten is gelegen in het verend opvangen van het lichaamsgewicht in de knie. Omdat de rectus-activiteit tevens een remmende invloed uitoefent op de retroflexie van het bovenbeen in de heup, stopt deze activiteit eerder dan die van de beide vasti (figuur 45). De activiteit van de beide vastus spieren is nog nodig om de strekking van de knie te bewerkstelligen. Deze moet het hoogteverlies opheffen dat door de belasting met het lichaamsgewicht is ontstaan. Deze strekkende werking van de vastus spieren is echter niet meer nodig zodra de projectie van het lichaamszwaartepunt vóór de as van het kniegewricht valt. De activiteit van de componenten van de ischiocrurale spiergroep past zich aan de contractie van de vastus spieren aan. In sommige gevallen lijkt een antagonistische activiteit van de beide semispieren nodig om de gewenste beweging soepel te laten verlopen (figuur 24). In andere gevallen is deze activiteit blijkbaar niet nodig (bijvoorbeeld figuur 23) en vertonen de ischiocrurale spieren in deze periode van de

standfase geen activiteit.
Een iets minder vaak waargenomen contractiepatroon van de spieren in de standfase is dat waarbij de quadriceps-componenten gedurende bijna de gehele standfase een lichte activiteit blijven vertonen (figuur 25). Dit hangt samen met de manier van lopen van de proefpersoon: wanneer de projectie van het lichaamszwaartepunt pas laat in de standfase voor de gewrichtsassen van knie en heup valt, zal spieractiviteit er voor moeten zorgen, dat de loopbeweging soepel verder verloopt. Ook hierbij wordt regulerende antagonistische activiteit waargenomen in de ischiocrurale spiergroep.
Gedurende de standfase wordt verder nog activiteit waargenomen in de m. gastrocnemius. De zeer lichte activiteit in het begin van de standfase kan gezien worden als antagonistische activiteit voor de quadricepsgroep ten opzichte van de knie. Wanneer de quadricepsgroep niet actief is, wordt de gastrocnemius-activiteit in het begin van de standfase benut om de overstrekking van de knie te voorkomen. De contractie krijgt een regelmatiger en sterker karakter wanneer het contralaterale been het standbeen passeert (figuur 31). De betekenis van de contractie is dan het verhinderen van een overstrekking in de knie en het verhinderen van een te sterke dorsaalflexie van de voet. Bij het functionele einde van de standfase buigt de gastrocnemius de knie, waarna de activiteit direct verdwijnt.
De nu volgende periode in de loopcyclus is de overgang van standfase naar zwaaifase. De buiging van de knie die reeds bij het functionele einde van de standfase is begonnen, wordt actief voortgezet. Tegelijk met het begin van de knieflexie wordt de grootste retroflexie in de heup bereikt en begint daar een anteflexiebeweging. Door deze anteflexie van het bovenbeen in de heup en de traagheid van het onderbeen wordt de knieflexie passief reeds gunstig beïnvloed. In de nu volgende eerste periode van de zwaaifase ondersteunen lichte spiercontracties deze kniebuiging, die nodig is om het been zonder aanraking met de onderlaag naar voren te brengen. Deze ondersteunende spieractiviteiten komen van het caput breve van de m. biceps femoris, van de m. gracilis, van de m. sartorius en in een aantal gevallen van de m. semitendinosus. Dat deze spieren niet vanaf het begin van de knieflexie actief zijn is als volgt te verklaren: door de gestrekte positie van de knie aan het einde van de standfase ligt het aangrijpingspunt van de genoemde knieflexoren in een ongunstige positie ten opzichte van de as van het kniegewricht. Het aangrijpingspunt van de m. gastrocnemius ligt in deze extensiestand veel gunstiger en deze spier leidt dan ook de knieflexie in. Doordat de tenen van de grond af gaan, opent zich de gesloten kinetische keten en dit heeft tot gevolg dat de werking van de gastrocnemius-contractie op de knie ongunstig wordt. Door de licht gebogen positie van de knie die ontstaan is door het laatste deel van de contractie van de m. gastrocnemius is het aangrijpingspunt van de knieflexoren ten opzichte van de as van het kniegewricht veel gunstiger geworden, zodat het begin van de contractie van deze spieren aan het begin van de zwaaifase valt. De wisselwerking tussen de beide semispieren die in een aantal gevallen voorkomt, staat eveneens in dienst van deze ondersteunende activiteit en gaat daarna geleidelijk over in de afremmingsactiviteit.

Zodra het bovenbeen het grootste gedeelte van de anteflexie heeft voltooid, begint de voorzwaai van het onderbeen: de knie gaat zich weer strekken en de ondersteuning van de kniebuiging door de bovengenoemde spieren houdt op. Wanneer het onderbeen het verticale vlak door de draai-as van de knie passeert, begint de deceleratiefase. De contracties van de ischiocrurale spieren in deze periode hebben een duidelijke betekenis. Zij dienen voor het afremmen van de strekking van het onderbeen in het kniegewricht en van de anteflexie van het bovenbeen in het heupgewricht. Het effect van de traagheidskrachten wordt op deze wijze gemoduleerd door spieractiviteiten. Deze activiteit van de ischiocrurale spieren op de beweging in het kniegewricht heeft tegen het einde van de deceleratiefase tevens een werking op de beweging in de heup, omdat de anteflexie van het bovenbeen is omgezet in een retroflexiebeweging. Bij het bereiken van het hielcontact verandert het karakter van de contractie van de ischiocrurale spieren voor wat betreft de beweging in de knie (zie ook Carlsöö, 1968). Uit de gegevens en de bovenstaande interpretaties blijkt, dat bij de lage snelheid van 2 km per uur de variaties in het contractiepatroon van de spieren rond het kniegewricht voornamelijk worden teweeggebracht door de manier van lopen van de proefpersoon. Omdat de standfase ten opzichte van de zwaaifase relatief lang duurt, kunnen de waargenomen variaties in de activiteit van de spieren gedurende de standfase worden geïnterpreteerd als krachten die nodig zijn om het kniegewricht in deze periode van de loopcyclus te stabiliseren.

5 km per uur

Bij de snelheid van 5 km per uur, die de gewone loopsnelheid het meest benadert, is opvallend dat slechts korte contracties de bewegingen in het kniegewricht beïnvloeden (figuur 21). Wanneer in het begin van de standfase de componenten van de quadriceps contraheren, is dit om een te sterke flexie van de knie door de belasting van het standbeen met het lichaamsgewicht te voorkomen. Deze contractie duurt slechts kort, terwijl het herstel van het hoogteverlies door deze knieflexie geschiedt door arbeid die niet door spieractiviteiten geleverd wordt, maar door krachten die het resultaat zijn van de massatraagheid van het lichaam en de strekkende werking van de zwaartekracht vanuit het lichaamszwaartepunt, wanneer deze zich vóór de assen van kniegewricht en heupgewricht projecteert. Uit figuur 21 is duidelijk te lezen, dat gedurende de standfase in de heup een retroflexiebeweging plaatsvindt. De activiteit van de m. rectus femoris zou deze beweging kunnen remmen. Bovendien wordt deze retroflexie remmend beïnvloed door de tegelijk optredende knieflexie. Immers, wanneer in een gesloten kinetische keten in de knie een buiging optreedt, moet in de heup een anteflexie optreden. Tijdens het lopen treedt een voorwaartse beweging op van het hele lichaam. De loopsnelheid is bij 5 km per uur voldoende groot, om deze retroflexie in de heup zonder veel activiteit van de ischiocrurale spiergroep te laten verlopen. Vandaar dat de contractie van de ischiocrurale spieren vlak na het hielcontact ophoudt.

Bij 5 km per uur komt in de standfase verder nog activiteit voor van de

m. gastrocnemius (caput laterale). De zeer lichte activiteit in het begin van de standfase kan een antagonistisch effect hebben voor de quadricepsgroep; het is evenwel ook mogelijk, dat de functie van deze lichte contractie stabilisatie is van het enkelgewricht. Ook de knieflexie die bij het functionele einde van de standfase begint wordt door de gastrocnemiuscontractie ingeleid. Deze buigende werking op het kniegewricht wordt even voordat de voet geheel van de grond af gaat overgenomen door een korte contractiestoot van de m. sartorius, van de m. gracilis en soms ook van de m. semitendinosus, of door een iets langere contractiefase van het caput breve van de m. biceps femoris. De contractie van de m. rectus femoris, die in het begin van de zwaaifase plaatsvindt, is als een antagonistische activiteit te beschouwen tegenover al deze buigende activiteiten. Bovendien zorgt deze rectus-activiteit samen met de contractie van de m. iliopsoas er voor dat de retroflexiebeweging in de heup wordt afgeremd en omgezet in de anteflexiebeweging (figuur 35).
De in het begin van de zwaaifase voorkomende lichte activiteit van de m. vastus medialis moet eveneens gezien worden als een antagonistische contractie tegenover de activiteit van de knieflexoren. Gedurende de acceleratiefase buigt de knie zich verder als gevolg van de massatraagheid van het onderbeen en de anteflexie van het bovenbeen in de heup. Er is hiervoor slechts zeer weinig ondersteunende spieractiviteit nodig. Pas even na het begin van de deceleratiefase wordt weer sterke activiteit waargenomen in de ischiocrurale spiergroep. Deze contractie staat in dienst van het afremmen van de beweging van het onderbeen en van het omkeren van de anteflexiebeweging in de heup naar de retroflexie. Bovendien wordt even vóór het moment van het hielcontact activiteit gezien van de mm. vasti medialis en lateralis. Deze contractie werkt tegengesteld aan de werking van de ischiocrurale spieren op de knie, waardoor een te sterke buiging in dit gewricht wordt voorkomen. Zonder deze antagonistische activiteit van de quadricepscomponenten zou de knie in een te sterk gebogen positie komen om een effectief hielcontact mogelijk te maken. De samenwerkende contracties van quadricepscomponenten en ischiocrurale spieren rond het moment van het hielcontact staan in dienst van het verend opvangen van het lichaamsgewicht op het standbeen en geven een verzekering voor de beheersing van de knie bij het neerkomen van de voet op de grond.
Door de betrekkelijke eenvormigheid van het contractiepatroon van de spieren rond het kniegewricht bij de snelheid van 5 km per uur krijgen de interpretaties van de gegevens een zekere wetmatigheid voor alle onderzochte proefpersonen. Het voorkomen echter van individuele variaties zoals de bifasische rectus-activiteit, de korte tweede contractiefase van de m. vastus medialis, het al of niet aanwezig zijn van de activiteit van de verschillende knieflexoren, te weten de spieren van de pes anserinus en het caput breve van de m. biceps femoris (zie hoofdstuk IV), maken het gebruik van een „spierpartituur" volgens Scherb (1952) onmogelijk. De belangrijkste conclusie die uit het bovenstaande mag worden getrokken is, dat het lopen een uitermate individuele zaak is; het gebruik van de spieren kan zich van persoon tot persoon wijzigen.

7 km per uur

Op het moment van het hielcontact wordt alleen activiteit waargenomen in de componenten van de quadricepsgroep. Deze sterke activiteit zet zich voort in het begin van de standfase en dient om de schok op te vangen die ontstaat door de belasting met het lichaamsgewicht. Door de hoge snelheid is de kracht waarmee het standbeen belast wordt groot. Hierdoor ontstaat in het kniegewricht een relatief sterke flexie, die door de quadriceps als schokdemper wordt opgevangen. Door deze sterke knieflexie in de gesloten keten is het onmogelijk, dat de retroflexie van het bovenbeen in de heup ongestoord kan voortgaan. In figuur 22 is dan ook duidelijk waarneembaar, dat bij de belasting met het lichaamsgewicht de heup zelfs enigszins anteflecteert. Hoewel de massatraagheid van het lichaam een behoorlijke kracht vertegenwoordigt, wordt deze retroflexie toch nog versterkt door spiercontracties van het caput longum van de m. biceps femoris en in verschillende gevallen ook van de m. semimembranosus. De extensie van de knie die nodig is om het hoogteverlies op te heffen verloopt zonder spieractiviteit en zou zelfs kunnen worden afgeremd door de activiteit van het caput longum van de m. biceps femoris (figuur 43). Dit herstel van het hoogteverlies geschiedt namelijk door de massatraagheidskracht van het lichaam en de werking van de zwaartekracht, waarvan de projectie vanuit het lichaamszwaartepunt vóór de assen van knie- en heupgewricht valt. De activiteit van de m. gastrocnemius staat, evenals dat bij de 2 en 5 km per uur het geval is, in dienst van het verhinderen van een te sterke dorsaalflexie van de voet en het buigen van de knie als voorbereiding op de zwaaifase. Hierna moet de knieflexie gedurende het begin van de zwaaifase ondersteund worden door activiteit van de knieflexoren, te weten de m. gracilis, de m. sartorius, het caput breve van de m. biceps femoris en soms ook van de m. semimembranosus. Bij het begin van de deceleratiefase wordt weer sterke activiteit waargenomen in de ischiocrurale spieren. Deze dient ervoor om de beweging van het onderbeen af te remmen en om de anteflexie van het bovenbeen in de heup om te zetten in de retroflexie. Even vóór het moment van het hielcontact stopt deze activiteit en begint de contractie van de quadricepsgroep weer (figuur 39). Deze wisselwerking tussen ischiocrurale spieren en quadricepscomponenten staat in dienst van het verend opvangen van het lichaamsgewicht en het verzekeren van de beheersing van de knie bij het neerkomen op de grond. Bij de snelheid van 7 km per uur valt de relatief lange zwaaifase op, waardoor relatief meer spieractiviteit in deze periode wordt waargenomen. Door de hoge snelheid zijn de traagheidskrachten van het been in de tweede helft van de zwaaifase erg groot en er zijn sterke contracties nodig om deze krachten tegen te werken. Uit de figuren 39 en 40 blijkt duidelijk dat de m. semimembranosus bij deze krachtige contractie het hoofdaandeel voor zich opeist.

De interpretatie van de activiteiten van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen, zoals deze boven is weergegeven, laat zich moeilijk vergelijken met interpretaties uit eerdere soortgelijke onderzoeken (Eberhart, 1947; Scherb, 1952). Dit is te verklaren door de meer nauwkeurige en daarom ook meer betrouwbare methode waarop in het huidig onderzoek de activiteiten van de afzonderlijke spieren in hun relatie met de loopcyclus konden worden bestudeerd. In de studie van Eberhart c.s., waarin wel drie verschillende loopsnelheden onderzocht zijn, worden slechts activiteiten van spiergroepen geregistreerd, terwijl de relatie van deze activiteiten met de loopcyclus wordt gegeven door middel van voetcontacten. Op deze manier wordt een globale indruk verkregen van de perioden in de loopcyclus waarin bepaalde spiergroepen actief zijn. Verder worden de in het huidig onderzoek aangetoonde variaties ten gevolge van het individuele looppatroon in de studie van Eberhart c.s veronachtzaamd door het opstellen van de zogenaamde geïdealiseerde „summary curves". Het weergeven van de individuele „summary curves" uit de registratie van slechts 6 tot 8 opeenvolgende loopcycli is bovendien statistisch niet geoorloofd, omdat bij dezelfde proefpersonen de ene loopcyclus niet steeds gelijk is aan de volgende (zie pagina 35). Dat, zoals reeds eerder gezegd, aan de interpretaties van de op deze manier verkregen gegevens een andere waarde moet worden toegekend als aan de resultaten van het huidig onderzoek, kan worden geïllustreerd aan het volgende voorbeeld:
Volgens Eberhart c.s. vertoont de quadricepsgroep een constante activiteit in het begin van de standfase en een activiteit die met de loopsnelheid toeneemt, aan het einde van de standfase, bij de overgang naar de zwaaifase. De eerstgenoemde contractie zou in het begin de knieflexie remmen, waardoor het zwaartepunt van het lichaam niet te ver daalt; het tweede deel van deze contractie strekt de knie weer, om het hoogteverlies van het lichaamszwaartepunt te herstellen. De zwaaifase-activiteit wordt toegeschreven aan het remmen van de extensie van het been in de heup, en het omkeren van deze beweging naar een flexie voor de zwaaifase. Afgezien van het feit dat de quadriceps niet als functionele eenheid beschouwd mag worden, is deze interpretatie niet geheel juist, omdat de exacte relatie ontbreekt tussen de contractie en de periode van de loopcyclus waarin deze contractie plaatsvindt. Het tweede deel van de eerstgenoemde activiteit van de quadricepsgroep, te weten de door Eberhart gevonden contractie aan het begin van de standfase, strekt namelijk de knie niet altijd: bij 2 km per uur gaat deze bewering in een aantal gevallen wel op, maar bij 5 en 7 km per uur is dit zeker niet het geval (zie pagina 54). Wat betreft de interpretatie van de activiteit aan het begin van de zwaaifase, gaat Eberhart c.s. wel uit van de veronderstelling, dat deze activiteit afkomstig is van de m. rectus femoris, omdat dit de enige spier van de quadricepsgroep is, die invloed kan uitoefenen op de bewegingen in het heupgewricht. Het door Eberhart c.s. beschreven „double locking mechanism" van de knie in de standfase is reeds besproken in hoofdstuk III (pagina 41). Wanneer de slotrotatie niet verantwoordelijk kan worden gesteld voor de

stabiliteit van de knie tijdens het lopen, mag de vraag worden gesteld hoe de stabiliteit van de knie dan wordt gerealiseerd. In het begin van dit hoofdstuk is al vermeld, dat de betekenis van de collaterale ligamenten voor de stabiliteit van het kniegewricht tijdens het lopen zeer gering is. Immers tijdens het lopen is de knie altijd min of meer gebogen, de collaterale ligamenten zijn dan niet gespannen. Alleen in gespannen toestand zijn de collaterale ligamenten in de staat de knie te stabiliseren. De stabiliteit van het kniegewricht tijdens het lopen komt derhalve geheel ten laste van de twee volgende factoren:

1 het natuurlijke evenwicht dat gegeven is door de vorm van de gewrichtsvlakken en de beide ligamenta cruciata;

2 voor het belangrijkste deel, van de spieren rond het gewricht.

In het werk van Scherb (1952) vormt de analyse van de spieractiviteiten tijdens het normale lopen het uitgangspunt voor een heel ander aspect van het totale onderzoek betreffende het gaan van de mens. Was bij Eberhart c.s. deze analyse van het normale lopen bedoeld om inzicht te krijgen in de verhoudingen tussen in- en uitwendige krachten in het been tijdens het lopen ten behoeve van de prothesiologie, bij Scherb gaat het om het verkrijgen van een vergelijkingsmethode voor het analyseren van pathologische looppatronen. Scherb gebruikt voor zijn analyse van het normale lopen de palpatiemethode, die hij myokinesigrafie noemt. Het resultaat van het onderzoek van Scherb, de myokinesigrafische spierpartituur, vertoont een scala van spanningsverhogingen van een groot aantal spieren. Immers, iets anders dan spanningsverhoging kan de aanduiding van wat Scherb de spiercontractie in het „Normalmyokinesigramm" noemt niet zijn, omdat bij het palperen van de spieren niet vast te stellen is of de gevoelde spanningsverhoging het gevolg is van een echte contractie of van passieve rekking. In combinatie met de electromyografie is de palpatiemethode echter zeker bruikbaar voor het vaststellen van het mechanische begin en einde van een contractie (zie pagina 56). Uit de resultaten van het huidig onderzoek blijkt, dat de individuele variaties in het contractiepatroon van sommige spieren zo groot zijn, dat het hanteren van een normaal beeld zoals Scherb dat doet, niet geoorloofd is. De herhaaldelijk geconstateerde gelijktijdige activiteit van antagonistisch werkende spieren, zoals bijvoorbeeld de ischiocrurale spieren en de spieren van de quadricepsgroep, druist in tegen de principes van de reciproke innervatie zoals deze oorspronkelijk door Sherrington zijn geformuleerd. Dit druist dan ook in tegen de grondslagen waarmee Scherb de indicatiestelling voor spier-peestransplantaties motiveert. Deze grondslagen berusten volgens Scherb op de antagonistische binding van de spieren, maar dit blijkt precies hetzelfde te zijn als Sherrington's theorie. Volgens Scherb zou de antagonistische remming van de betreffende spieren een belemmering zijn voor het uitvoeren van een spierpeestransplantatie. Uit de gegevens van het huidig onderzoek kan niet worden geconcludeerd, dat er voor welke spier dan ook een antagonistische remming, zoals door Scherb verdedigd wordt, zou bestaan.

Bij 35 jongvolwassen proefpersonen werd de activiteit van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen op een trottoir roulant met verschillende snelheden electromyografisch geregistreerd door middel van een ultraviolet-schrijver. Tegelijkertijd werden door een electronisch gestuurde camera de bewegingen van de proefpersonen in momenten opgenomen op zodanige wijze, dat uit een serie van 32 opnamen één loopcyclus kon worden samengesteld. Het moment waarop de foto's werden genomen werd steeds door de ultra-violetschrijver aangetekend in het electromyogram. Het resultaat is een serie van 32 opnamen met telkens een electromyogram dat exact gekoppeld is aan het moment waarop de foto genomen werd.
De uitgevoerde experimenten tonen aan dat de mate van gestrekt zijn van de knie op het moment van het hielcontact afhangt van de snelheid waarmee gelopen wordt. Verder blijkt dat de flexie- en extensiebeweging die gedurende de standfase in de knie optreedt eveneens afhankelijk is van de loopsnelheid. Ook de knieflexie en de knie-extensie die optreden in de zwaaifase blijken met de loopsnelheid te variëren.
Uit vergelijkingen van de grootste strektstand van de knie tijdens het lopen met de actieve overstrekstand van de knie blijkt dat tijdens het lopen de knie altijd meer of minder gebogen is.
Het gedrag van de spieren werd uitvoerig bestudeerd: bij elke loopsnelheid vertonen de spieren een voor die snelheid karakteristiek contractiepatroon. Bovendien vertonen de spieren van verschillende personen bij één bepaalde snelheid meer of minder sterke individuele variaties. Hieruit wordt de conclusie getrokken, dat het lopen een zo individueel proces is, dat elke klinische benadering welke uitgaat van een universeel schema van het lopen te kort zal schieten.

SUMMARY

During walking on a treadmill at different speeds (2, 5 and 7 km. per hour) the activity of the knee muscles was studied electromyographically by the use of surface and fine-wire electrodes and an ultra-violet recorder in thirty-five normal subjects aged 18 to 28 years. Simultaneously, the body movements were photographed from the right side with an electronically-driven camera, so that from a series of 32 photographs one walking cycle could be reconstructed. The exact time of each photograph was marked on the electromyogram. Before the actual experiments the muscles to be studied were electromyographically identified.

The angles between the articulating components were measured on the photographs and used to demonstrate the movements of the leg in the sagittal plane. In the knee, during both the stance phase and the swing phase of one walking cycle, there occurs first a flexion movement and then an extension movement (figures 20, 21, 22). These movements, which are always greater in the swing phase than in the stance phase, vary with the speed of walking: with greater speeds the movements increase. At the lowest speed studied (2 km. per hour) about half the subjects held the knee more or less extended during the whole stance phase.

As the speed of walking increases, the maximum knee extension to be reached becomes less than at lower speeds. It further appears that the knee never gets fully extended. The conclusion, therefore, is drawn that during walking the screw-home movement does not occur.

At the three speeds studied the muscles show the same pattern of action. However, at the speed of 2 km. per hour there is greater muscle activity during the stance phase and at the speed of 7 km. per hour, there is greater muscle activity during the swing phase. The present observations lead further to the conclusion that at the speed of 5 km. per hour there exists during the swing phase an optimal balance between the intrinsic and the extrinsic forces: short periods of muscle contraction suffice to move the leg in a forward direction.

Eberhart et al. (1947) and Battye (1966) postulated that the four parts of the m. quadriceps femoris serve as a functional unit in extending the knee and that the three muscles of the hamstrings do the same in flexing the knee. The results of the present study are in contradiction to this, for they clearly indicate that each of the components of the two muscle groups play their own role in the mechanism of walking.

These findings, together with the fact that the screw-home movement of the knee is inherent to the shape of the condyli of the femur (von Lanz und Wachsmuth, 1938), challenge Smillie's hypothesis (1971) that the vastus medialis is the key to the knee. As the collateral ligaments also are of minor importance, the stability of the knee during walking is accounted for by 1. the natural balance between the shapes and curvatures of the articular surfaces

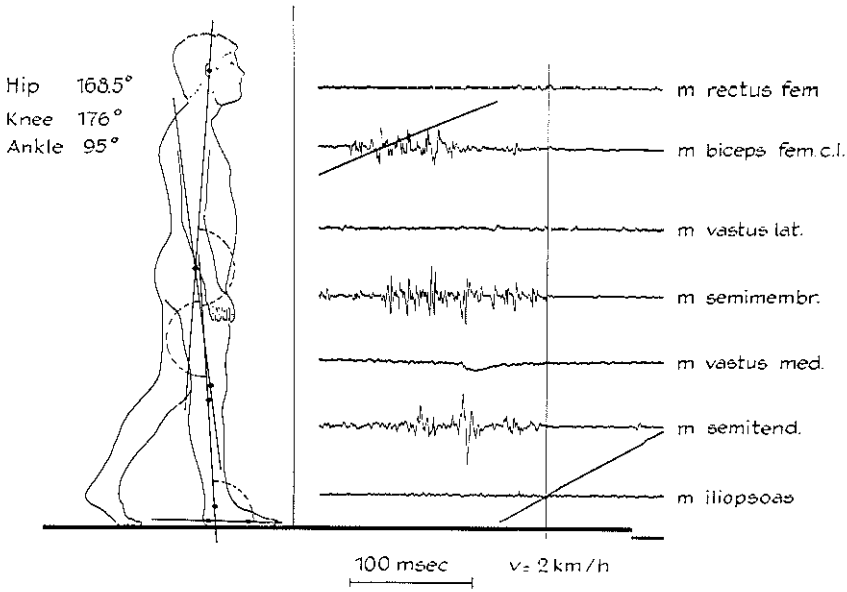
and the cruciate ligaments, and by 2. the action of the muscles around the knee joint.

The individual variation in the pattern of muscle activity during walking, which has been observed in the present study, does not justify an universal scheme of muscle action as advocated by Scherb (1952). Furthermore, the observation of simultaneous activity of antagonist muscles, such as the ischiocrural muscles and the m. quadriceps femoris, disagrees with the principle of the reciprocal innervation as originally formulated by Sherrington.

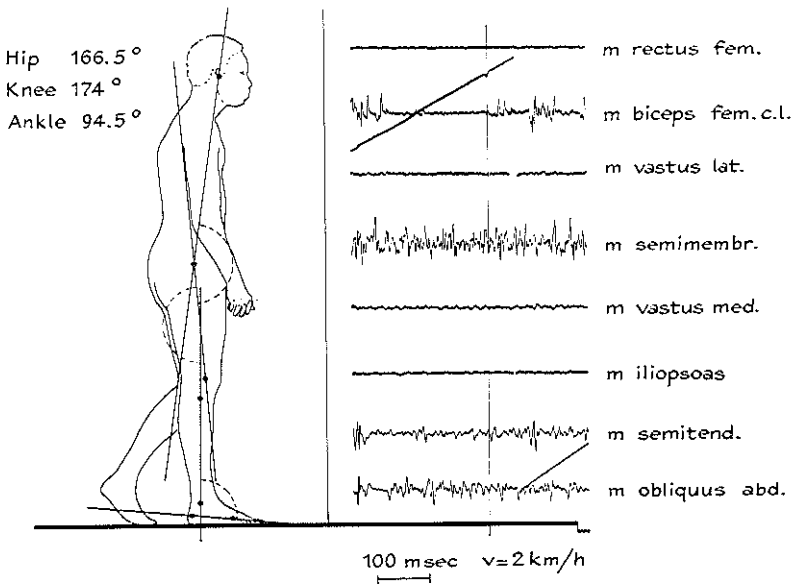
Arienti, A. (1948): Analyse oscillographique de la marche de l'homme. Acta physiotherap. rheumat. Belg. 3, 190–192.
Von Baeyer, H. (1940): Über Bewegungen des Menschen. Zur Lehre von der Synhapsis. Zeitschrift f. Anat. u. Entwicklungsgesch. 110, 645–708.
Barnett, C. H. (1953): Locking at the knee joint. J. Anat. 87, 91–95.
Bartholomew, S. H. (1952): Determination of knee moments during the swing phase of walking and physical constants of the human shank. Prosthetic devices research project University of California, Berkeley series 11, issue 19.
Battye, C. K., J. Joseph (1966): An investigation by telemetering of the activity of some muscles in walking. Med. and Biol. Engng. 4, 125–135.
Braune, C. W., O. Fischer (1895): Der Gang des Menschen, I. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs Gesellsch. Wissensch. 21, 153–322.
Carlet, M. G. (1872): Sur la locomotion humain. Etude de la marche. Ann. Sc. Nat. XVI. 1. art. no. 6.
Carlsöö, S. (1966): The initiation of walking. Acta Anat. 65, 1–10.
Carlsöö, S., A. Nordstrand (1968): The coordination of the knee-muscles in some voluntary movements and in the gait in cases with and without knee joint injuries. Acta Chir. Scand. 134, 423–426.
Carlsöö, S., L. Fohlin (1966): The mechanics of the two-joint muscles Rectus femoris, Sartorius and Tensor fasciae latae in relation to their activity. Scand. J. Rehab. Med. 1, 107–111.
Du Chatenier, K., N. H. Molen, R. H. Rozendal (1970): Step length, step frequency and temporal factors of the stride in normal human walking. Proceedings, Series C, 73, no. 2, 214–227.
Duchenne, G. B. (1885): Physiologie der Bewegungen. Cassel und Merlin, Verlag von Theodor Fischer.
Eberhart, H. D., e.a. (1947): Fundamental studies of human locomotion and other information relating to the design of artificial limbs. A report to the National Research Council, Committee on Artificial Limbs, Berkeley, University of California.
Eberhart, H. D., V. T. Inman (1951): An evalution of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion. Ann. New York Acad. Sc. 51, 1213–1228.
Eberhart, H. D., V. T. Inman, B. Bresler (1954): The principal elements in human locomotion. Uit: Klopsteg, P. E., Wilson, P. D.: Human limbs and their substitutes. New York, McGraw-Hill Book Company.
Elftman, H. (1939): Forces and energy changes in the leg during walking. Am. J. Physiol. 125, 339–356.
Elftman, H. (1939): The function of muscles in locomotion. Am. J. Physiol. 125, 357–366.
Elftman, H. (1951): The basic pattern of human locomotion. Ann. New York Acad. Sc. 51, 1207–1212.

Elftman, H. (1966): Biomechanics of muscles; with particular applications of studies of gait. J. Bone and Joint Surg. 48A, 363–377.
Fischer, O. (1899): Der Gang des Menschen, II. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs Gesellsch. Wissensch. 25, 1–163.
Fischer, O. (1900): Der Gang des Menschen, III. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs. Gesellsch. Wissensch. 26, 87–185.
Fischer, O. (1901): Der Gang des Menschen, IV. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs. Gesellsch. Wissensch. 26, 471–569.
Fischer, O. (1903): Der Gang des Menschen, V. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs. Gesellsch. Wissensch. 28, 321–425.
Fischer, O. (1904): Der Gang des Menschen, VI. Teil. Abhandl. Math. Phys. Cl. Sächs. Gesellsch. Wissensch. 28, 533–623.
Fischer, O. (1908): Über die Wirkung der Muskeln. (Cit. uit R. Scherb: Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen).
Goodsir, J. (1855 en 1858): Cit. uit Smillie: Injuries of the Knee Joint (1971).
Gray, E. G., J. V. Basmajian (1968): Electromyography and cinematography of leg and foot ("Normal" and flat) during walking. Anat. Rec. 161, 1–16.
Hirschberg, G. C. M. Nathanson (1952): Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits. Arch. Phys. Med. 33, 217–225.
Joseph, J. (1964): The activity of some muscles in locomotion. Physiotherapy, 50, 180–183.
Karpovich, P. V., E. L. Heiden, M. M. Asa (1960): Electrogoniometric study of joints. U.S. Armed Forces M.J. 11, 424–450.
Von Lanz, T. Wachsmuth (1938): Praktische Anatomie, ein Lehr- und Hilfsbuch der Anatomischen Grundlagen Ärtzlichen Handels. Berlin, Springer Verlag.
Levens, A. S., V. T. Inman, J. A. Blosser (1948): Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. J. Bone and Joint. Surg. 30A, 859–872.
Liberson, W. T. (1965): Biomechanics of Gait: A method of Study. Arch. Phys. Med. and Rehab. 46, 37–48.
Van Linge, B. (1966): Analyse van de menselijke gang. Ned. T. Geneesk. 110, 1890–1891.
Van Linge, B. (1966): Onderzoek naar de activiteit van de onderbeenmusculatuur tijdens het lopen. Ned. T. Geneesk. 110, 608–609.
Van Linge, B. (1963): Het gedrag van de m. quadriceps femoris tijdens het lopen; een electromyografisch onderzoek. Ned. T. Geneesk. 107, 430.
Lohman, A. H. M. (1967): Vorm en Beweging: leerboek van het bewegingsapparaat van de mens. Oosthoek.
Marey, J. (1873): La Machine Animale. Paris Baillère.
Von Meyer, H. (1853): Das Aufrechte Gehen und Stehen. Arch. Anat. Physiol. 9–44 en 365–395.
Murray, M. P., A. B. Drought, R. C. Kory (1964): Walking patterns of normal men. J. Bone and Joint Surg. 46A, 335–360.
Murray, M. P., R. C. Kory, B. H. Clarkson, S. B. Sepic (1966): Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. Amer. J. Phys. Med. 45, 8–23.

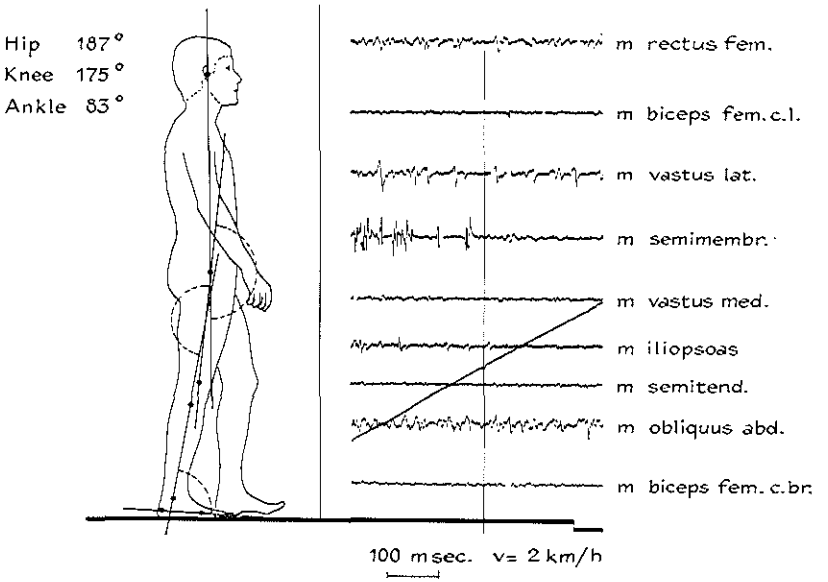
Murray, M. P. (1967): Gait as a total pattern of movement; including a bibliography on gait. Amer. J. Phys. Med. 46, 290–333.
Reichmann, S., B. Jonsson (1967): Contrast radiography with carbon dioxide for the location of intramuscular E.M.G.-electrodes. Electromyography, VII, 103–124.
Rozendal, R. H. (1968): Inleiding in de kinesiologie van de mens. Stam-Kemperman N.V.
Saunders, J. B. M., V. T. Inman, H. D. Eberhart (1953): The major determinants in normal and pathological gait. J. Bone and Joint Surg. 35A, 543–558.
Scherb, R. (1952): Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen. Technik und Resultate der Myokinesigraphie. Beilageheft zur Zeitschrift für Orthopädie, Band 82.
Schwartz, R. P., A. L. Heath, W. Misiek, J. N. Wright (1934): Kinetics of Human Gait. J. Bone and Joint Surg. 16, 343–350.
Schwartz, R P., O. Trautmann, A. L. Heath (1936): Gait and muscle function recorded by the electrobasograph. J. Bone and Joint Surg. 18, 445–454.
Schwartz, R. P., A. L. Heath (1947): The definition of human locomotion on the basis of measurement. J. Bone and Joint Surg. 29, 203–214.
Smillie, I. S. (1971): Injuries of the Knee Joint, 4th edition. Livingstone, Edinburgh.
Steindler, A. (1953): A Historical Review of the studies and investigations made in relation to human gait. J. Bone and Joint Surg. 35A, 540–542, 578.
Vierordt (1881): Das Gehen des Menschen in gesunden und kranken Zuständen. Tübingen.
Visser, H., H. Berntsen (1968): Comparison of gait on treadmill and floor walking.
Weber, W., E. Weber (1836): Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge. Eine Anatomisch-physiologische Untersuchung. Göttingen, in der Dieterichschen Buchhandlung.
Weil, S., U. H. Weil (1966): Mechanik des Gehens. George Thieme Verlag, Stuttgart.



Figuur 23
Standfase. Geen activiteit waarneembaar in de quadricepsgroep. Einde van de activiteit in de ischiocrurale spiergroep.

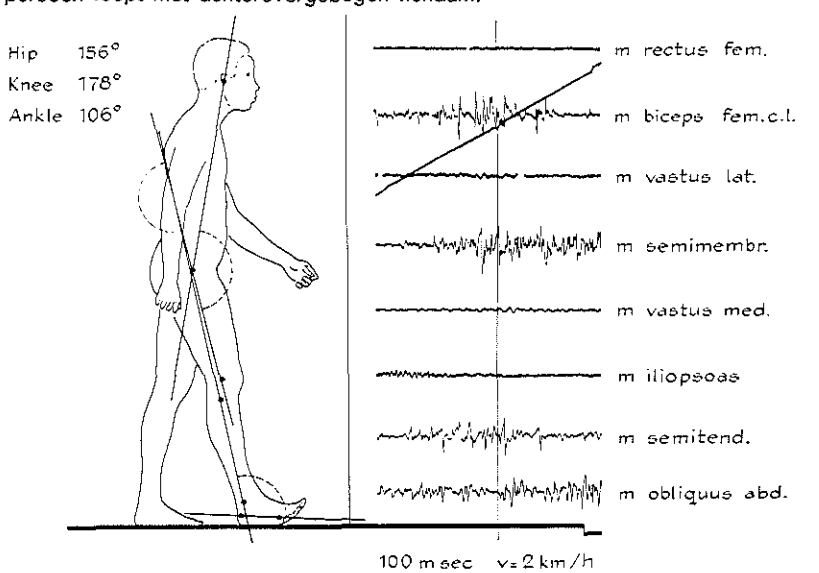


Figuur 24
Standfase. Geen activiteit waarneembaar in de quadricepsgroep. Voortdurende activiteit van de m. semimembranosus en de m. semitendinosus. Onregelmatige activiteit van het caput longum van de m. biceps femoris. De proefpersoon loopt met voorovergebogen lichaam.



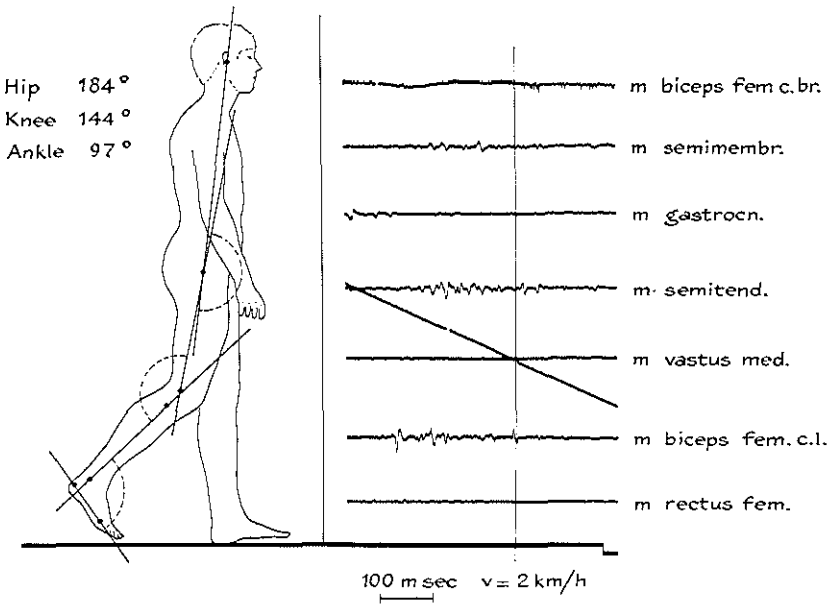
Figuur 25

Standfase. Voortdurende lichte activiteit van de m. rectus femoris en de m. vastus lateralis. Minder duidelijk waarneembare activiteit van de m. vastus medialis. Geen duidelijk waarneembare activiteit van de m. semitendinosus en het caput longum van de m. biceps femoris. Onregelmatige activiteit van de m. semimembranosus. De proefpersoon loopt met achterovergebogen lichaam.

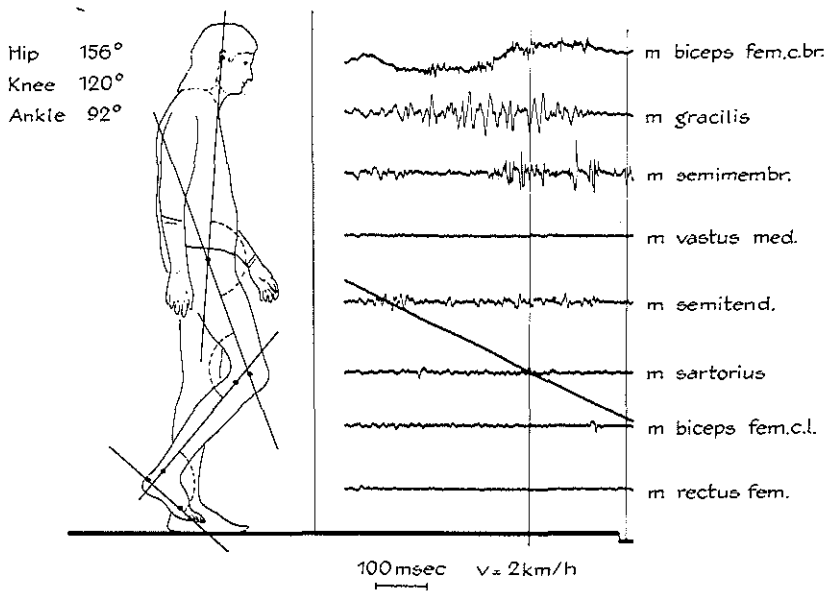


Figuur 26

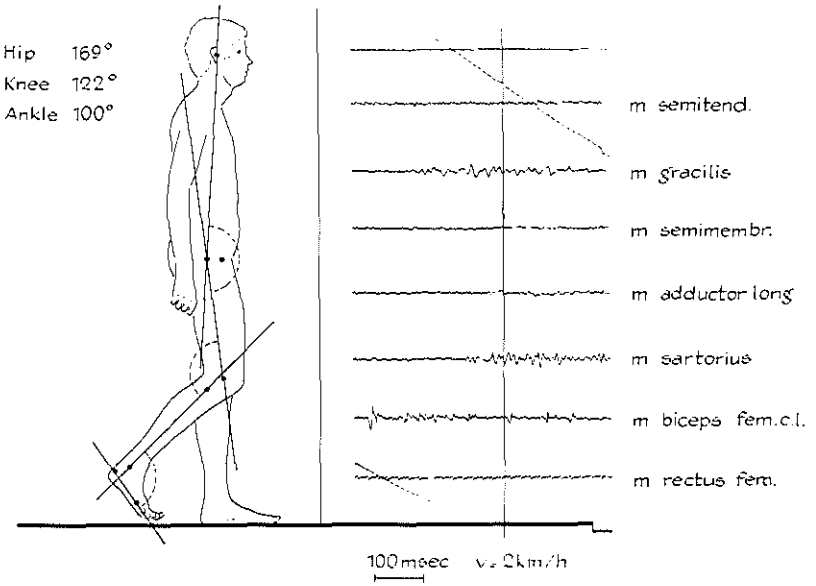
Begin van de standfase. Activiteit van de ischiocrurale spiergroep. De proefpersoon loopt met voorovergebogen lichaam.



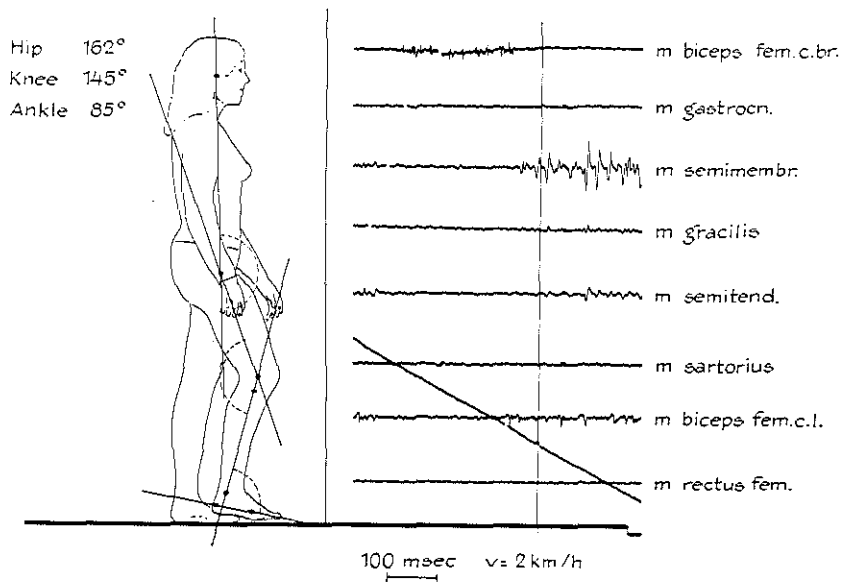
Figuur 27
Zwaaifase. Matige activiteit van de m. semitendinosus. Zie ook figuur 12.



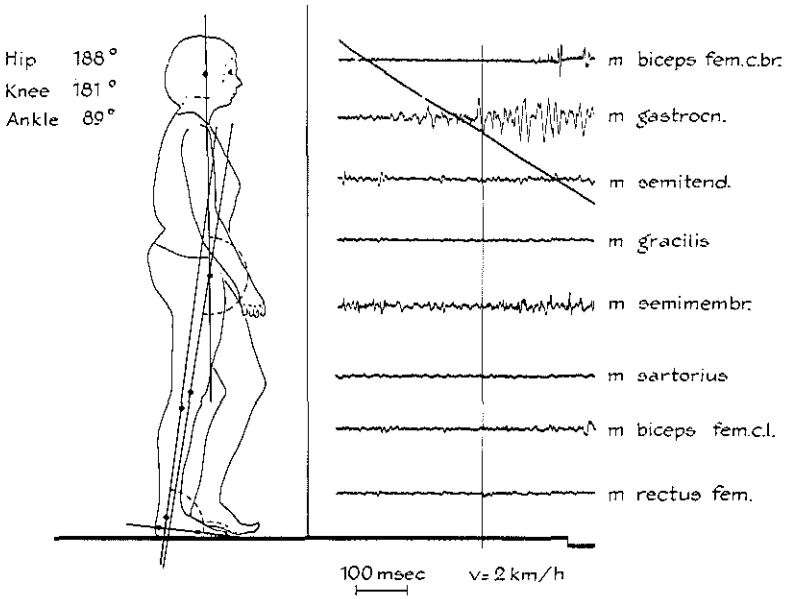
Figuur 28
Zwaaifase. Activiteit van het caput breve van de m. biceps femoris en van de m. gracilis. Lichte contractie van de m. semimembranosus.



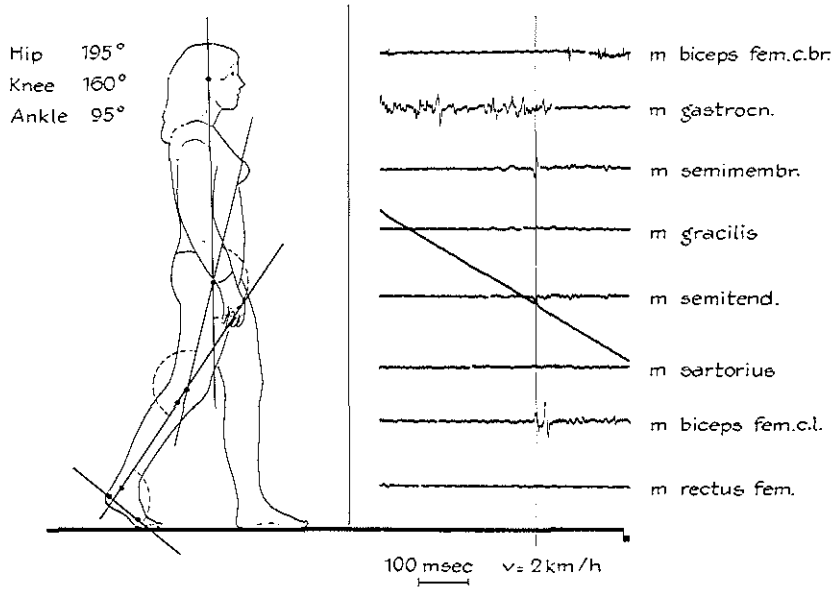
Figuur 29
Zwaaifase. Activiteit van het caput breve van de m. biceps femoris. Begin van de afremmingsactiviteit van de m. semimembranosus.



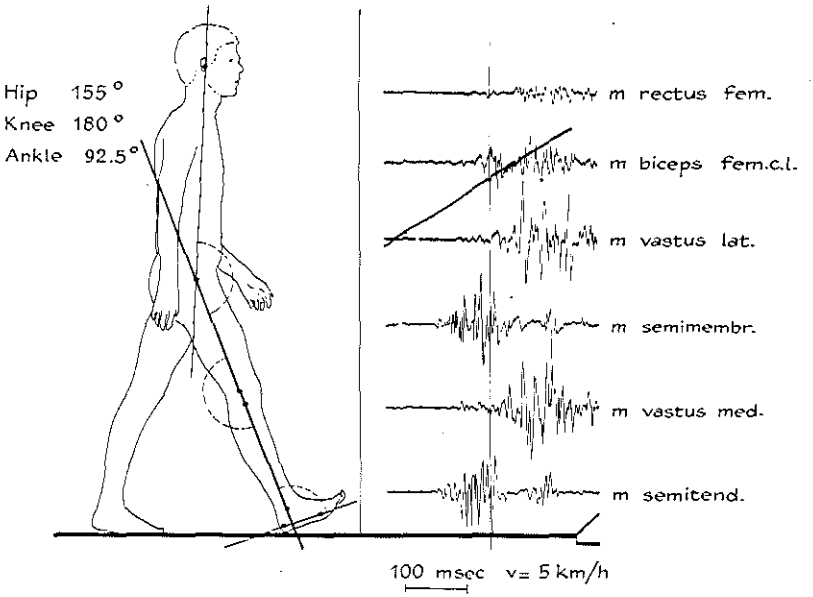
Figuur 30
Zwaaifase. Activiteit van de m. gracilis en de m. sartorius.



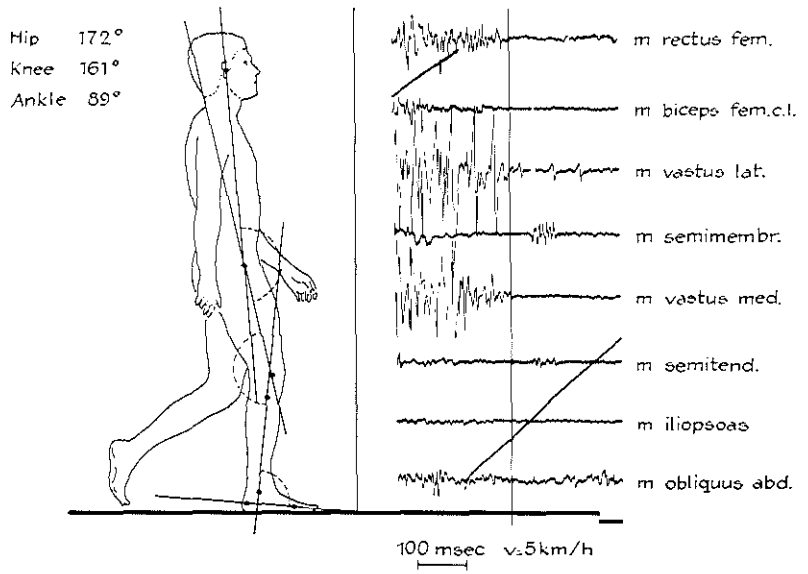
Figuur 31
Standfase. De m. gastrocnemius begint sterke activiteit te vertonen. Continue, lichte activiteit van de m. semimembranosus.



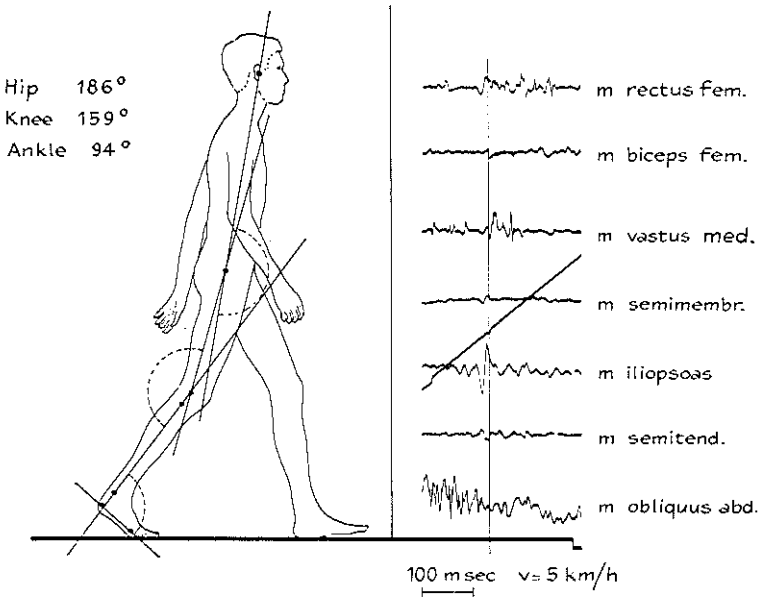
Figuur 32
Functionele einde van de standfase. Einde van de gastrocnemius contractie, begin van de activiteit van het caput breve van de m. biceps femoris.



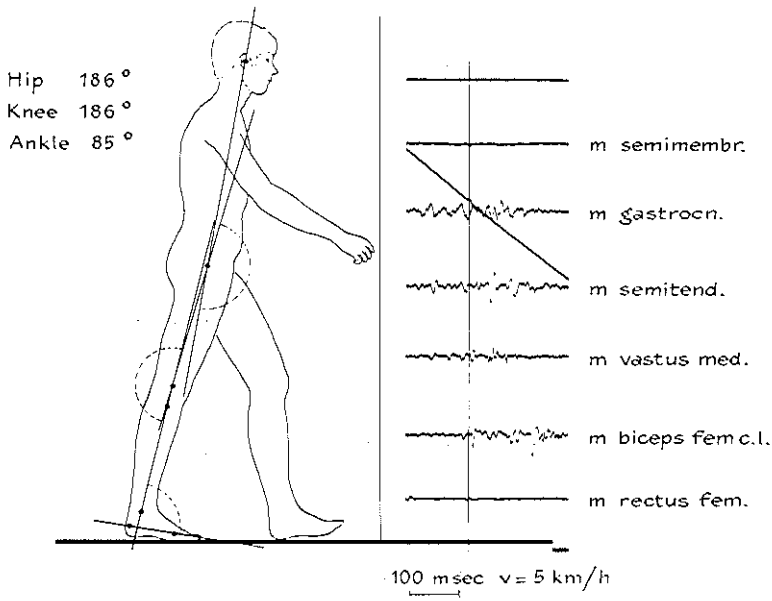
Figuur 33
Moment vlak vóór het hielcontact. Begin van de activiteit van de m. vastus lateralis en de m. vastus medialis. Sterke activiteit van de ischiocrurale spieren.



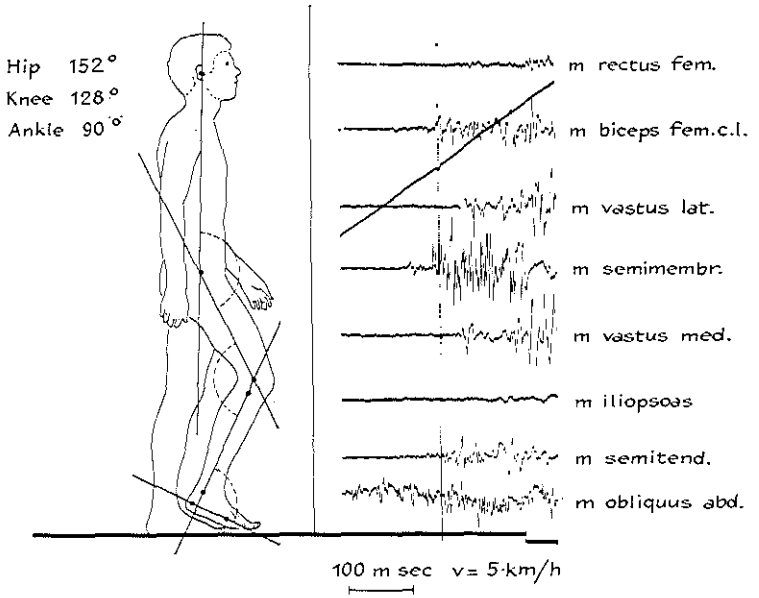
Figuur 34
Standfase. Einde van de activiteit van de spieren van de quadricepsgroep. De proefpersoon loopt met achterovergebogen lichaam.



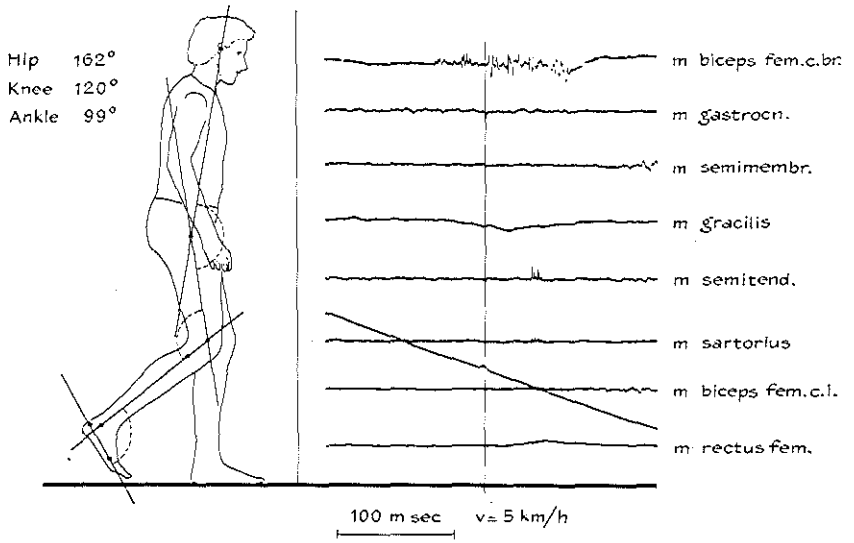
Figuur 35
Functionele einde van de standfase. Activiteit van de m. rectus femoris en de m. vastus medialis. Geringe activiteit van de m. semitendinosus.



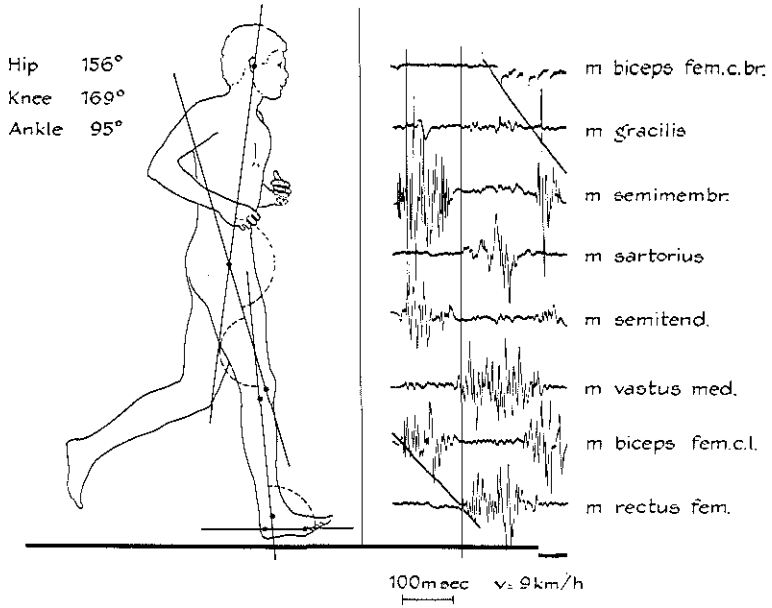
Figuur 36
Standfase. Lichte activiteit van de m. vastus medialis, de m. semitendinosus en de m. gastrocnemius.



Figuur 37
Zwaaifase. Begin van de afremmingsactiviteit van de ischiocrurale spieren.

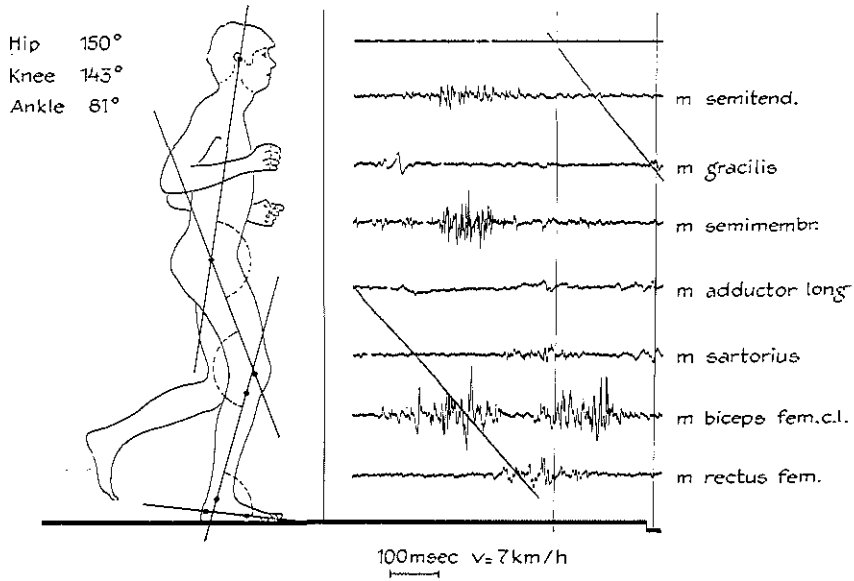


Figuur 38
Zwaaifase. Activiteit van het caput breve van de m. biceps femoris.



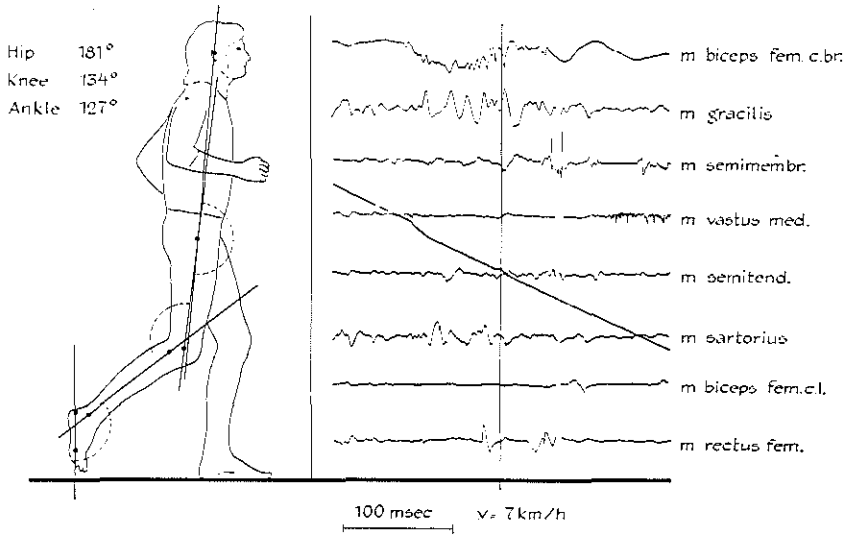
Figuur 39

Moment in de zweeffase vlak vóór het hielcontact. Einde van de activiteit van de ischiocrurale spieren; begin van de activiteit van de m. rectus femoris, de m. vastus medialis en de m. sartorius.

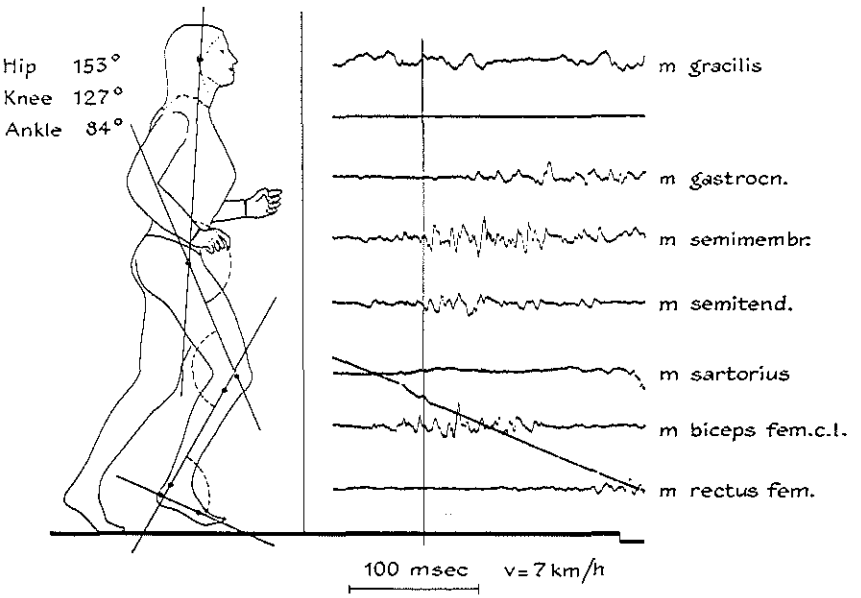


Figuur 40

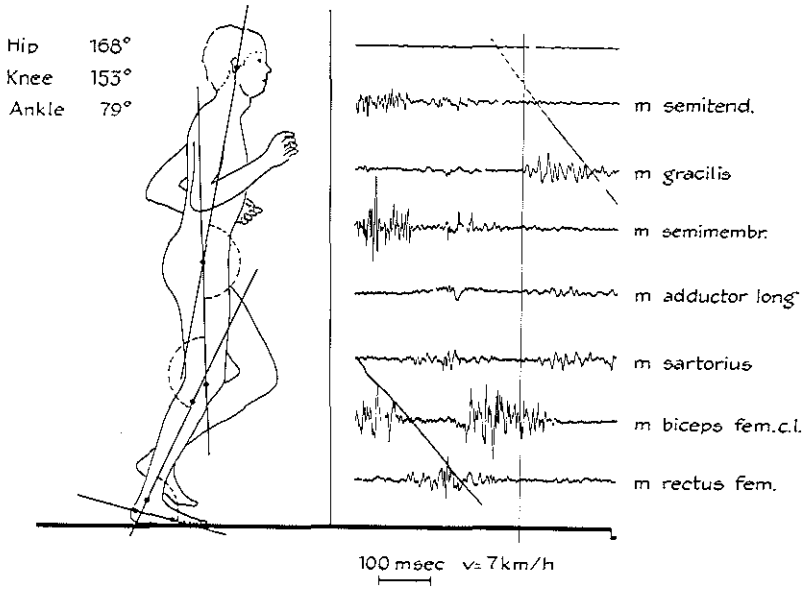
Standfase. Einde van de activiteit van de m. rectus femoris en de m. sartorius. Begin van de tweede contractieperiode van het caput longum van de m. biceps femoris. Ook de m. semimembranosus vertoont nog lichte activiteit.



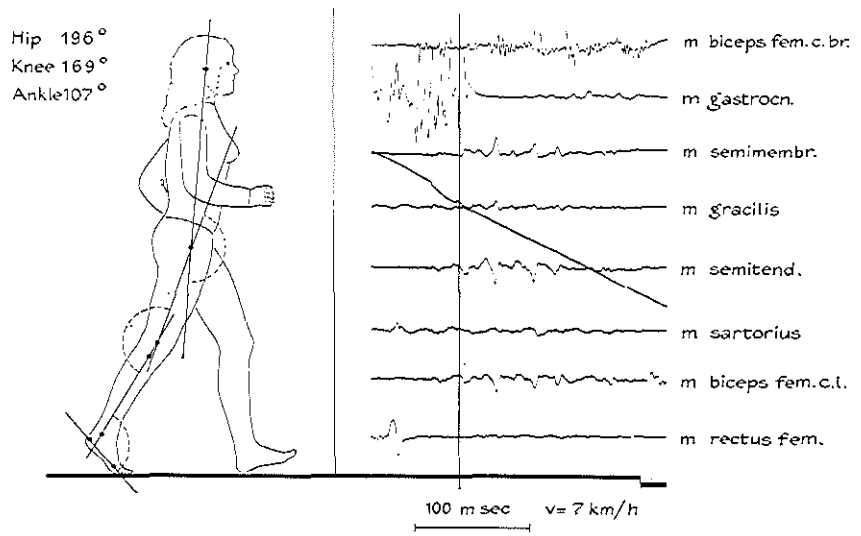
Figuur 41
Zwaaifase. Matige activiteit van de knieflexoren; lichte activiteit van de m. rectus femoris.



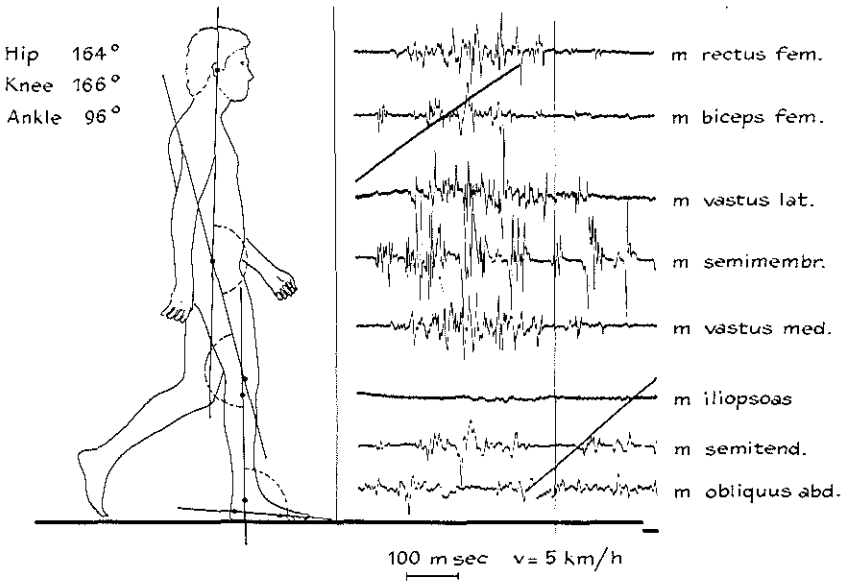
Figuur 42
Zwaaifase. Begin van de afremmingsactiviteit van de ischiocrurale spieren.



Figuur 43
Standfase. Activiteit van het caput longum van de m. biceps femoris. Begin van de activiteit van de m. gracillis en de m. sartorius.



Figuur 44
Einde van de standfase. Einde van de activiteit van de m. gastrocnemius en begin van de contractie van het caput breve van de m. biceps femoris. Lichte activiteit in de andere knieflexoren.



Figuur 45
Standfase. Einde van de activiteit van de m. rectus femoris, terwijl nog lichte activiteit kan worden waargenomen in de beide vastus-spieren.

J. H. M. van der Straaten werd geboren op 2 mei 1943 te Rosmalen. Na het afleggen van het eindexamen H.B.S.-B te Tilburg in 1963 begon hij zijn studie in de geneeskunde aan de Universiteit van Nijmegen. In februari 1969 werd het doctoraalexamen behaald en in juni 1970 het semi-artsexamen.
Vanaf augustus 1969 is hij in dienst van het laboratorium voor Anatomie en Embryologie. In december 1969 werd begonnen met het onderzoek naar de activiteit van de spieren rond het kniegewricht tijdens het lopen, onder leiding van Dr. B. van Linge, in het orthopedisch laboratorium van de Rijksuniversiteit te Leiden. Hij verwacht in december 1972 zijn medische opleiding af te sluiten met het artsexamen, waarna specialisatie tot revalidatie-arts zal volgen.

DANKWOORD

De schrijver wil zijn oprechte dank betuigen aan Prof. Dr. B. van Linge en Dr. A. H. M. Lohman voor hun inspirerende begeleiding tijdens de experimentele periode van het onderzoek en gedurende het schrijven van dit proefschrift.
Voor de uitstekende samenwerking in het Orthopaedisch Laboratorium (hoofd: Prof. Dr. F. Duyfjes) zegt de auteur de heren F. Kleinhans (electronica) en J. Hutjes (fotografie) zijn oprechte dank toe.
Aan de R.K. Universiteit te Nijmegen, in het instituut voor Anatomie en Embryologie (hoofd: Prof. Dr. H. J. Lammers), werden de in Leiden verzamelde gegevens bewerkt tot het voorliggende proefschrift.
De illustraties werden vervaardigd door de heren J. Konings en H. M. Berris van de Medische Tekenkamer (hoofd: J. J. M. de Bekker). De fotografische afwerking van deze illustraties werd verzorgd door de heer T. C. van Hout van de afdeling Medische Fotografie (hoofd: A. Th. A. I. Reijnen). Aan allen is de schrijver zijn dank verschuldigd.
Voorts verdient alle lof mejuffrouw H. C. Reitsma voor het omzetten van het manuscript in perfect typewerk.
Tenslotte een woord van dank aan de firma Agfa-Gevaert te Arnhem voor het afwerken van de vele foto's van de proefpersonen.

grafische kunstinrichting j. j. a. van der wee nv - tilburg