

# VU Research Portal

## The influence of knee angle on human quadriceps femoris performance

Kooistra, R.D.

2007

### **document version**

Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link to publication in VU Research Portal](#)

### **citation for published version (APA)**

Kooistra, R. D. (2007). *The influence of knee angle on human quadriceps femoris performance*.

### **General rights**

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

### **Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

### **E-mail address:**

[vuresearchportal.ub@vu.nl](mailto:vuresearchportal.ub@vu.nl)

## De invloed van kniehoek op de prestatie van de m. quadriceps femoris

In dit proefschrift is onderzocht in hoeverre het centraal zenuwstelsel de aansturing kan aanpassen aan lengte - en vermoeidheids geïnduceerde veranderingen van de contractiele eigenschappen van de kniestrekkers. De neurale aansturing van de kniestrekkers werd onderzocht door gebruik te maken van elektrische stimulatie en oppervlakte EMG; tevens werd het energieverbruik van de oppervlakkige kniestrekkers gemeten met behulp van "near - infrared" spectroscopie. Door deze methoden te combineren kon inzicht verkregen worden in de relaties tussen de onderliggende mechanismen die de motoriek reguleren op verschillende spierlengten tijdens submaximale isometrische contracties, welke zijn behandeld in de bijbehorende hoofdstukken. Er zijn echter nog andere onderwerpen die niet aan bod zijn gekomen in de desbetreffende hoofdstukken, deze zijn wel de moeite van het bespreken waard en komen na een korte samenvatting van de voornaamste bevindingen van dit proefschrift ter sprake.

### Samenvatting

Het uithoudingsvermogen van de kniestrekkers tijdens langdurig volgehouden isometrische contracties is groter op lange spierlengte in vergelijking tot korte spierlengte (8, 14). In **hoofdstuk 2** werd de rol van centrale activatie, door gebruik te maken van elektrische stimulatie boven op vrijwillige contracties, en doorbloeding op spierlengte afhankelijke vermoeidheid onderzocht. De volhoudtijd voor intermitterende contracties was  $\sim 60\%$  langer op een kniehoek van  $30^\circ$  (korte spierlengte) vergeleken met die van  $90^\circ$  (lange spierlengte,  $0^\circ =$  volledig gestrekt). Het gebruik van een manchet, waarmee de bloedtoevoer naar de kniestrekkers werd gestopt tijdens contracties, verhinderde mogelijke effecten van kniehoek afhankelijke verschillen in doorbloeding. Op het moment van opgave waren "central activation ratios", gemeten m.b.v. elektrische stimulatie, zeer hoog en vergelijkbaar tussen kniehoeken. Het grotere uithoudingsvermogen op  $30^\circ$  vergeleken met  $90^\circ$ , kon dus niet veroorzaakt zijn door kniehoek afhankelijke verschillen in centrale activatie op het moment van opgave. Er werd gesuggereerd dat (een gedeelte van) de verschillen

in uithoudingsvermogen gerelateerd konden worden aan verschillen in energieverbruik op verschillende kniehoeken.

Onderzoek naar de kniestrekkers waarbij submaximale isometrische contracties werden volgehouden bevestigden deze suggestie. Daarin werd in een gestrekte kniehoek stand (30°) een lagere vermoeibaarheid (8, 14) en verminderd zuurstofverbruik van de kniestrekkers ( $mVO_2$ , (4, 10)) gevonden vergeleken met kleine kniehoeken. Tevens is aangegeven dat op lage momenten  $mVO_2$  minder was in de rectus femoris spier vergeleken met de vastus lateralis en medialis spier (4). In **hoofdstuk 3** hadden wij als hypothese dat bovenstaande bevindingen verklaard zouden kunnen worden door een respectievelijke kniehoek en spierafhankelijke activatie. Door tegelijkertijd oppervlakte EMG, als maat voor spieractiviteit tijdens de contractie, en  $mVO_2$  tijdens isometrische contracties van de m. quadriceps te meten, kon het aandeel van kniehoek en spierafhankelijke activatie bepaald worden. Uit de resultaten kwam naar voren dat op een kniehoek van 30° een tendens voor een lagere spieractiviteit (15 - 20%) slechts een klein deel van het volledige aanzienlijk (~ 60%) lagere  $mVO_2$  kon verklaren vergeleken met de 60 en 90° kniehoeken. Bovendien suggereerde een lagere, en langzamer toenemende  $mVO_2$  van de m. rectus femoris op lagere momenten, een minder intense activatie van deze spier ten opzichte van de vasti.

**Hoofdstuk 4:** behalve de bevindingen van een spierlengteafhankelijke vermoeidheid in de literatuur (6, 11, 13, 18), is vermoeidheid ook afhankelijk van het relatieve krachtniveau tijdens de contractie (7). Een gelijk relatief contractie niveau, verkregen door te normaliseren naar de maximaal vrijwillige contractie (MVC) op elke kniehoek, wordt vaak gebruikt om de vermoeidheid op verschillende kniehoeken met elkaar te vergelijken (8, 14). Als de MVC gebruikt wordt als gouden standaard, zal een verschil in maximaal vrijwillige activatie tijdens een MVC voor een verschil zorgen in de relatieve intensiteit tussen kniehoeken. Dit zou het relatief makkelijker kunnen maken om op één kniehoek een isometrische kniestrekking uit te voeren in vergelijking tot op een andere. Over het algemeen wordt de maximaal vrijwillige activatie, gemeten m.b.v. elektrische stimulatie, gebruikt als indicatie voor de vaardigheid van een proefpersoon om zijn/haar maximaal krachtgenererend

vermogen te bereiken. Echter, wegens onzekerheden in de bepaling van dit maximaal krachtgenererend vermogen (5, 15) is de relatie tussen relatieve vrijwillige kracht en vrijwillige activatie onderzocht in **hoofdstuk 4**. Deze relatie kan alleen goed geëvalueerd worden door gebruik te maken van proefpersonen met een uitzonderlijk vermogen voor maximaal vrijwillige activatie van de kniestrekkers. Al op een relatief moment van  $\sim 79\%$ MVC werd een vrijwillig activatie niveau van 92% berekend in deze proefpersonen. Een daaropvolgende  $\sim 34\%$  toename in EMG werd gemeten voor een toename van  $\sim 18\%$  in moment waarvoor slechts een toename van  $\sim 4\%$  vrijwillige activatie werd berekend. Hieruit werd geconcludeerd dat bij gebruik van de conventionele geïnterpoleerde "twitch" methode, de vrijwillige activatie niet overeenkomt met relatief vrijwillige moment. Tevens, dat als de MVC bijna bereikt wordt een relatief kleine toename in moment gepaard gaat met een disproportionele (relatief t.o.v. moment) toename in EMG.

Ondanks een zo nauwkeurig mogelijke bepaling van het maximaal genererend vermogen van de spier in **hoofdstuk 3** terwijl gebruik werd gemaakt van elektrische stimulatie, bleek uit de resultaten van **hoofdstuk 4** dat kleine verschillen in vrijwillige activatie gepaard konden gaan met aanzienlijke verschillen in relatief moment. Aangezien  $m\text{VO}_2$  gemeten werd op gelijke relatieve intensiteiten op verschillende kniehoeken in **hoofdstuk 3**, kon een kniehoek - afhankelijk effect van neurale aansturing dus nog steeds niet helemaal worden uitgesloten worden. Om dit mogelijk kniehoek afhankelijke effect van neurale aansturing op de bepaling van  $m\text{VO}_2$  definitief uit te sluiten, werd in **hoofdstuk 5**  $m\text{VO}_2$  gemeten tijdens elektrisch gestimuleerde (en maximaal vrijwillige contracties) van de kniestrekkers. Hierdoor werd inzicht verkregen in de mechanismen die het uithoudingsvermogen beperken op verschillende kniehoeken. Verschillen in  $m\text{VO}_2$  tussen kniehoeken tijdens de elektrische contracties moeten toegeschreven worden aan spierlengte - afhankelijke verschillen in intrinsieke spiereigenschappen. Overige verschillen in  $m\text{VO}_2$  tussen de kniehoeken die gevonden werden tijdens de langdurige (15s) MVCs moeten dan het gevolg van processen (bijv. maximaal vrijwillige activatie) die van invloed zijn op de neurale aansturing. Wij hadden als hypothese dat tijdens elektrische stimulatie waar  $m\text{VO}_2$  maximaal is, het verschil in  $m\text{VO}_2$  tussen niet - gestrekte en gestrekte

kniehoeken minder zou zijn in vergelijking tot tijdens vrijwillige maximale contracties. Tijdens de langdurige vrijwillige contracties werd er een ~ 50% lagere  $mVO_2$  gevonden op gestrekte ( $30^\circ$ ) vergeleken met niet - gestrekte ( $90^\circ$ ) kniehoeken. De ~ 20% lagere  $mVO_2$  gevonden tijdens elektrisch gestimuleerde contracties moet zijn oorsprong vinden in spierlengte - gerelateerde verschillen van de spier. Dit betekent dat 60% ( $[50 - 20] / 50 * 100\%$ ) van het totale verschil in  $mVO_2$  tijdens vrijwillige contracties het gevolg is van een lagere neurale aansturing in gestrekte kniehoek stand.

### **Wat veroorzaakt de spierlengte afhankelijke vermoeidheid?**

De vermoeibaarheid van de spier is minder op korte spierlengte in vergelijking tot lange spierlengte in de m. tibialis anterior (6, 18), de elleboogflexoren (13) en de kniestrekkers (8, 11, 14) en het lijkt dan ook een algemeen verschijnsel te zijn.

In **hoofdstuk 2** zijn voor de kniestrekkers verschillen in doorbloeding en centrale aansturing op het moment dat de proefpersoon de contractie niet meer vol kan houden uitgesloten als mogelijke oorzaken voor de lagere vermoeibaarheid op korte spierlengte. Potentiëatie zou een deel van de lagere vermoeibaarheid op korte spierlengte t.o.v. lange spierlengte kunnen verklaren volgens Place et al. (17). In dat onderzoek werd een grotere potentiëatie van de "twitch" op korte spierlengte in vergelijking tot lange spierlengte gevonden na een vrijwillig isometrisch volgehouden contractie op 20% MVC. Zij wijten een deel van de lagere vermoeibaarheid op korte spierlengte aan een langzamere ontwikkeling van centrale vermoeidheid tijdens de volgehouden contractie op korte spierlengte in vergelijking tot lange spierlengte.

Verder werd in een recent onderzoek van MacNaughton en MacIntosh (12) een deel van de spierlengte afhankelijkheid van vermoeidheid toegeschreven aan een relatief grotere onderschatting van de actieve kracht op langere in vergelijking tot kortere spierlengte. Aangezien deze onderschatting van geringe invloed was op spierlengten korter dan optimum lengte, lijken deze bevindingen weinig relevant voor de experimenten zoals beschreven in dit proefschrift, alsmede in dat van andere onderzoeken waarin de vermoeidheid van de kniestrekkers is onderzocht (8, 14). De

knieshoeken die in deze en onze experimenten zijn onderzocht komen waarschijnlijk overeen met een lengte van de kniestrekkers die zich op, dan wel onder optimumlengte bevinden (9, 21).

Ook een verminderd energieverbruik kan een verklaring zijn voor de lagere vermoeibaarheid op korte spierlengte vergeleken met lange spierlengte. Op korte spierlengte zouden er minder energie consumerende “cross - bridges” aangehecht zijn in vergelijking tot lange spierlengte (6). Echter, in onderzoek naar geïsoleerde spieren van zoogdieren (16, 20) en kikkerspieren (1, 2) was het energieverbruik op korte spierlengte en optimum spierlengte vergelijkbaar. Alleen op *hele* korte spierlengte is er een lager energieverbruik op korte in vergelijking tot lange spierlengte gevonden (3, 19). Ook al zijn de kniestrekkers in dit proefschrift op 30° actief op het stijgend been van de kracht - lengte relatie (9, 21), toch is het onwaarschijnlijk dat dit overeenkomt met de *hele* korte spierlengte zoals genoemd door de Haan (3) en Sandberg en Carlsen (19). Desalniettemin is in **hoofdstuk 3** en 5 op de 30° knieshoek (korte spierlengte) een ~ 60% lagere mVO<sub>2</sub> (een maat voor het energieverbruik (4)) gevonden vergeleken met de 60 en 90° knieshoek (langere spierlengte). Verder werd in hetzelfde hoofdstuk ingeschat dat maximaal ~ 10% van dit verschil in mVO<sub>2</sub> verklaard kon worden door een verschil in spieractivatie, gemeten door middel van EMG.

In **hoofdstuk 4** is gerapporteerd dat kleine verschillen in vrijwillige activatie tijdens het bepalen van het MVC gepaard konden gaan met aanzienlijke verschillen in relatief moment. Zoals hiervoor is uitgelegd, kan dit bijgedragen hebben aan het verschil van ~ 60% in mVO<sub>2</sub> dat is gevonden tussen knieshoeken in **hoofdstuk 3**. In **hoofdstuk 5** werd, na het meten van goed gemotiveerde proefpersonen met een uitzonderlijke vaardigheid voor vrijwillige activatie, een kleiner maar nog altijd substantieel verschil van ~ 50% in mVO<sub>2</sub> gevonden tussen knieshoeken tijdens langdurige MVCs. In hetzelfde hoofdstuk werd de invloed van een mogelijke knieshoekafhankelijke neurale aansturing uitgesloten door gebruik te maken van elektrisch opgewekte contracties van de kniestrekkers. Er werd een ~ 20% lagere mVO<sub>2</sub> gevonden bij 30° vergeleken met 90° tijdens elektrisch gestimuleerde contracties. Het exacte mechanisme dat dit verschil van ~ 20% veroorzaakt is

onbekend en moet nog gevonden worden, maar het is wel duidelijk dat deze zich op het niveau van de spier bevindt aangezien het gebruik van elektrische stimulatie kniehoek afhankelijke verschillen in neurale aansturing heeft uitgesloten. Dit betekent wel dat 60% ( $[50 - 20] / 50 * 100\%$ ) van het totale verschil in  $mVO_2$  tijdens vrijwillige contracties het gevolg is een lagere neurale aansturing in gestrekte kniehoek stand. De consistente bevindingen van een vergelijkbaar energieverbruik op korte en optimum lengte (1, 2, 16, 20) lijkt moeilijk te rijmen met het verschil van ~ 20% in  $mVO_2$  gevonden in dit proefschrift, en verlangt derhalve meer onderzoek. Het in dit proefschrift gevonden verschil van ~ 20% in  $mVO_2$  kan echter wel bijdragen aan een verklaring voor de consistente bevindingen van een lagere vermoeibaarheid op korte in vergelijking tot langere spierlengte (8, 11, 13, 14, 17).

### References

1. **Aljure EF and Borrero LM.** The influence of muscle length on the development of fatigue in toad sartorius. *J Physiol* 199: 241-252, 1968.
2. **Aubert X and Gilbert SH.** Variation in the isometric maintenance heat rate with muscle length near that of maximum tension in frog striated muscle. *J Physiol* 303: 1-8, 1980.
3. **de Haan A, de Jong J, van Doorn JE, Huijijng PA, Woittiez RD, and Westra HG.** Muscle economy of isometric contractions as a function of stimulation time and relative muscle length. *Pflugers Arch* 407: 445-450, 1986.
4. **de Ruiten CJ, de Boer MD, Spanjaard M, and de Haan A.** Knee angle-dependent oxygen consumption during isometric contractions of the knee extensors determined with near-infrared spectroscopy. *J Appl Physiol* 99: 579-586, 2005.
5. **Dowling JJ, Konert E, Ljucovic P, and Andrews DM.** Are humans able to voluntarily elicit maximum muscle force? *Neurosci Lett* 179: 25-28, 1994.
6. **Fitch S and McComas A.** Influence of human muscle length on fatigue. *J Physiol* 362: 205-213, 1985.

7. **Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, and Enoka RM.** Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* 460: 549-572, 1993.
8. **Hisaeda HO, Shinohara M, Kouzaki M, and Fukunaga T.** Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. *Eur J Appl Physiol* 86: 17-23, 2001.
9. **Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, and Fukunaga T.** Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat (Basel)* 159: 78-83, 1997.
10. **Kooistra RD, de Ruitter CJ, and de Haan A.** Knee extensor muscle oxygen consumption in relation to muscle activation. *Eur J Appl Physiol* 98: 535-45, 2006.
11. **Kooistra RD, de Ruitter CJ, and de Haan A.** Muscle activation and blood flow do not explain the muscle length-dependent variation in quadriceps isometric endurance. *J Appl Physiol* 98: 810-816, 2005.
12. **Macnaughton MB and Macintosh BR.** Reports of the Length Dependence of Fatigue are Greatly Exaggerated. *J Appl Physiol*, 2006.
13. **McKenzie DK and Gandevia SC.** Influence of muscle length on human inspiratory and limb muscle endurance. *Resp Physiol* 67: 171-182, 1987.
14. **Ng AV, Agre JC, Hanson P, Harrington MS, and Nagle FJ.** Influence of muscle length and force on endurance and pressor responses to isometric exercise. *J Appl Physiol* 76: 2561-2569, 1994.
15. **Oskouei MA, Van Mazijk BC, Schuiling MH, and Herzog W.** Variability in the interpolated twitch torque for maximal and submaximal voluntary contractions. *J Appl Physiol* 95: 1648-1655, 2003.
16. **Phillips SK and Woledge RC.** A comparison of isometric force, maximum power and isometric heat rate as a function of sarcomere length in mouse skeletal muscle. *Pflugers Arch* 420: 578-583, 1992.
17. **Place N, Maffiuletti NA, Ballay Y, and Lepers R.** Twitch potentiation is greater after a fatiguing submaximal isometric contraction performed at short vs. long quadriceps muscle length. *J Appl Physiol* 98: 429-436, 2005.



18. **Sacco P, McIntyre DB, and Jones DA.** Effects of length and stimulation frequency on fatigue of the human tibialis anterior muscle. *J Appl Physiol* 77: 1148-1154, 1994.
19. **Sandberg JA and Carlson FD.** The length dependence of phosphorylcreatine hydrolysis during an isometric tetanus. *Biochem Z* 345: 212-231, 1966.
20. **Stephenson DG, Stewart AW, and Wilson GJ.** Dissociation of force from myofibrillar MgATPase and stiffness at short sarcomere lengths in rat and toad skeletal muscle. *J Physiol* 410: 351-366, 1989.
21. **Suter E and Herzog W.** Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *J Electromyogr Kinesiol* 7: 123-130, 1997.