

# **BMEP004 Biomekaniikan tutkimusmenetelmien perusteet (7 op)**

**Luennot 10 h Vesa Linnamo; vesa.linnamo@jyu.fi, Puh: 2603162**

Ma 13.9 klo 12 – 14 D-109

Ma 20.9 klo 12 – 14 C 5

Ma 27.9 klo 12 – 14 C5

Ma 11.10 klo 12 – 14 C5

Tentti 30.11 klo 10-12 C2, uusintatentti 17.12 klo 10-12 C5

## **Harjoitukset 20 h + 40 h**

**Jussi Peltonen, Jouni Kallio, Susanne Kumpulainen, Mikko Virmavirta  
jussi.peltonen@sport.jyu.fi, Puh: 2602090**

Tenttikirja: **Robertson et al. (2004)** Research methods in biomechanics  
Kappaleet 4-8, 11 ja Appendix C

Kurssin arvostelu: 40% Luento/harjoitustentti, 30% kirjatentti (tentitään erikseen) ja 30% harjoitustyö (kirjallinen työ + esitys)

# **LUENTORUNKO (Luennot 10 h)**

## **1. VOIMA**

Newtonin lait

Liikkeeseen vaikuttavat voimat

Voiman mittaaminen

Lihaspituuden ja lihastyötavan merkitys voimaan

## **2. EMG**

Periaate

Mittausmenetelmät

Rekrytointi/syttymistiheys

EMG/voima

## **3. LIIKEANALYYSI (harjoitusten yhteydessä)**

Filmi/videoanalyysi

**BIOMEKANIikka:** Biologisten systeemien tutkimista mekaniikan periaatteita soveltamalla (Enoka)

**KINESIOLOGIA:** Study of movement, liikeoppi (Aristotele 384-322 B.C)

**KINEMATIikka:** Liikkeen tutkimista paikan, nopeuden ja kiihtyvyyden avulla huomioimatta liikkeen aiheuttajaa

**KINETIikka:** Liikkeen tutkimista tavalla, joka ottaa huomioon voiman liikkeen aiheuttajana

# **Voima (force)**

## **Newtonin (1642-1727) lait**

### **I Jatkavuuden laki (law of inertia)**

**kappale, johon ei vaikuta mitään ulkoista voimaa,  
pysyy levossa tai jatkaa tasaista suoraviivaista liikettä**

### **II Kiihtyvyyden laki (law of acceleration)**

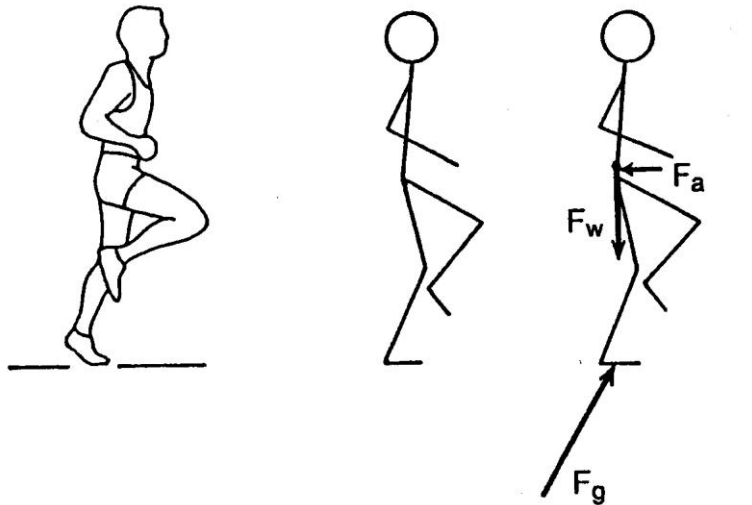
**kappaleeseen vaikuttava kokonaisvoima  $F$  antaa  
kappaleelle kiihtyvyyden  $a$  ( $F = ma$ )**

### **III Vaikutuksen ja vastavaikutuksen laki (law of action-reaction)**

**- jos kappale A vaikuttaa kappaleeseen B voimalla  $F$ ,  
niin B vaikuttaa A:han yhtä suurella mutta  
vastakkaissuuntaisella voimalla**

# Liikkeeseen vaikuttavat voimat

-ulkopuoliset vaikuttavat voimat merkitään vapaakappalekuvaan (free body diagram) nuolilla, jotka kuvaavat voimavektoreita



$F_a$  = ilmanvastus,  
 $F_w$  = paino,  
 $F_g$  = reaktivoima

## **Paino (weight)**

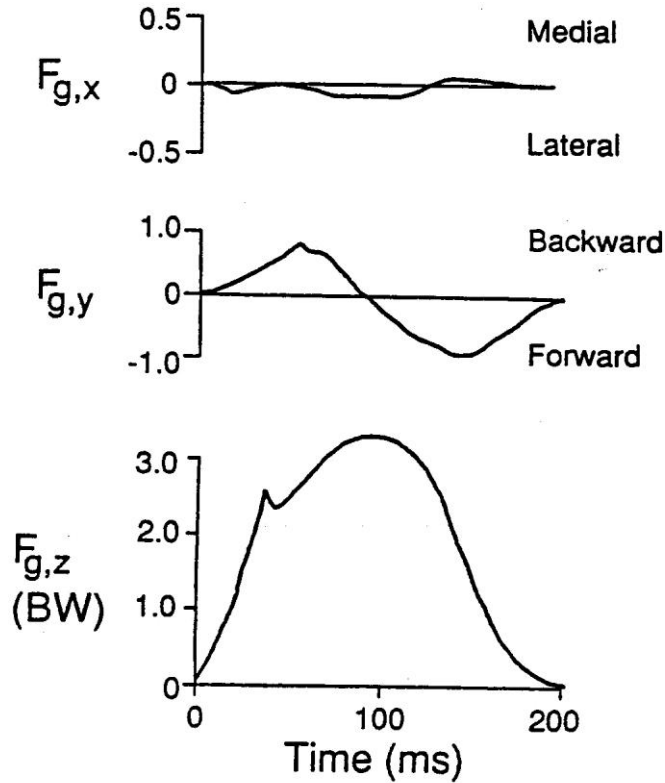
- se voima, jolla maa vetää kappaletta tai kappale vaikuttaa alustaansa

$$W = mg \text{ [N]}$$

- painovektori lähtee massakeskipisteestä (center of gravity), joka kuvaa tasapainopistettä
- massakeskipiste voidaan arvioida segmenttianalyysin avulla

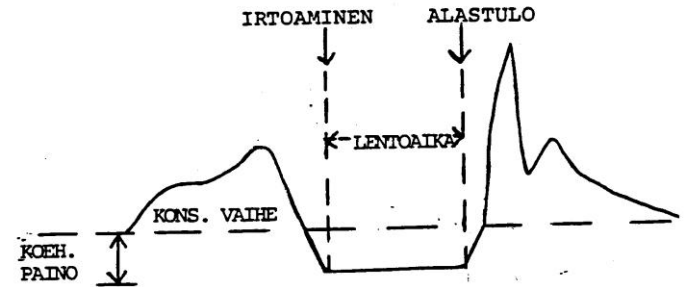
## **Reaktiovoima (ground reaction force)**

- perustuu voiman ja vastavoiman lakiin
- kaikkien vartalosegmenttien kiihtyvyyden vaikutus maahan
- voimalevyanturi (force platform)



**Impulssi  $I = F \times t$**

HYPPY  
ILMAN  
KEVENNYSTÄ



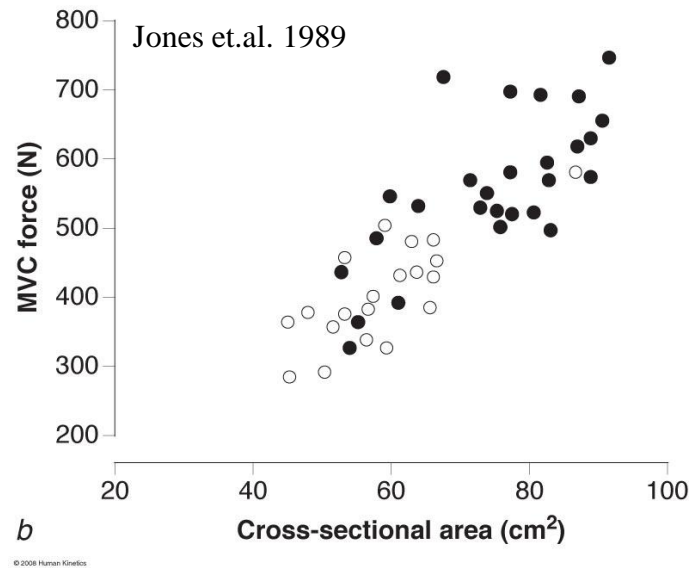
**Nettoimpulssi eli liikemäärän muutos, joka vastaa konsentrisen vaiheen pinta-alaa, määrää lähtönopeuden**

$$v_i = \frac{I}{m}$$

# Lihaksen tuottama voima

- poikkipinta-alan (cross sectional area) hyväksikäyttö

$F_m = \text{specific tension} \times \text{poikkipinta-ala}$



- specific tension = lihaksen kapasiteetti tuottaa voimaa tiettyä poikkipinta-alaa kohti  $\approx 30\text{N/cm}^2$

- mittaukset suoraan jänteestä



# Elastinen voima

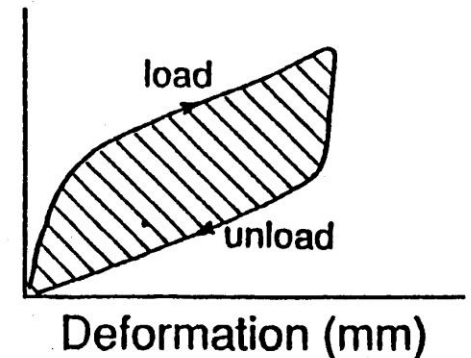
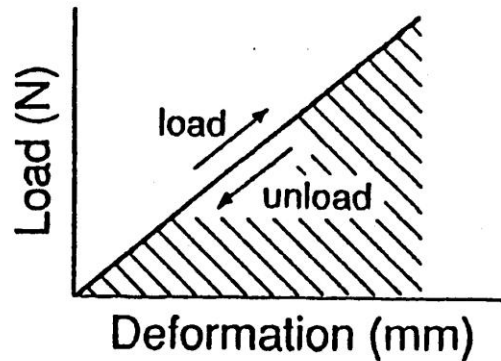
- kykyä varastoida energiaa
- ideaali jousella

$$F = kx$$

**F** = vetävä voima

**k** = jousen jäykkyys

**x** = muutoksen määrä



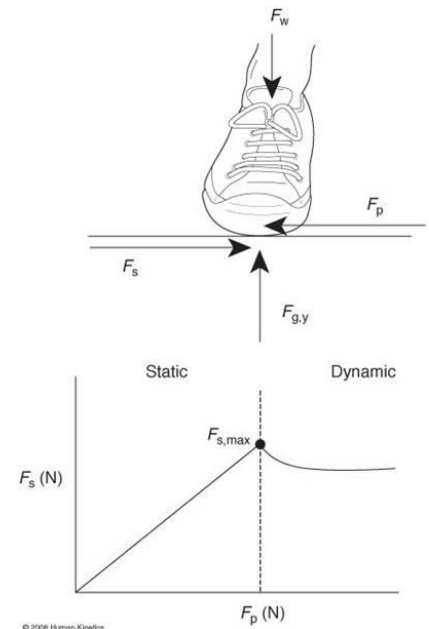
- stress (Pa) = Kuormitus (pinta-alaa kohti suhteutettuna)
- strain (%) = Venymä (% lepopituudesta)

# Kitkavoima (friction, shear force)

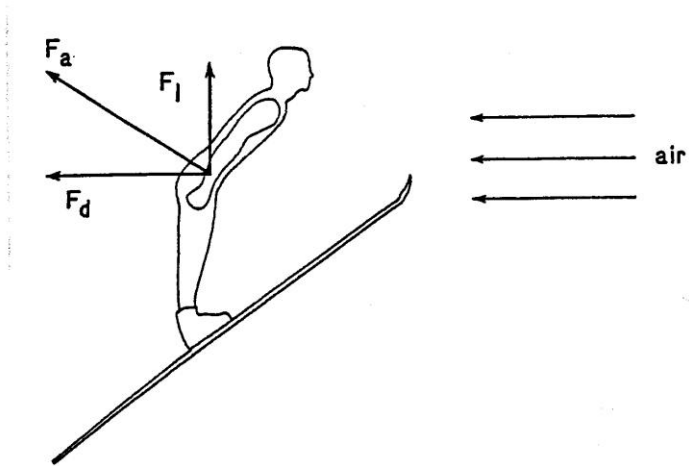
- Kahden horisontaalisen komponentin resultanttireaktivoima esim. kengän ja tukipinnan välissä.
- pyrkii estämään tai hidastamaan kahden kappaleen liikettä toistensa suhteen
- maksimikitka = tukipintaan kohtisuorassa oleva voima kerrottuna pinnoista riippuvalla vakiolla

$$F_{s,max} = \mu F_z$$

- lepokitka ja liukukitka
- jos resultanttikitkavoima on pienempi kuin maksimikitka, niin liukumista ei tapahdu



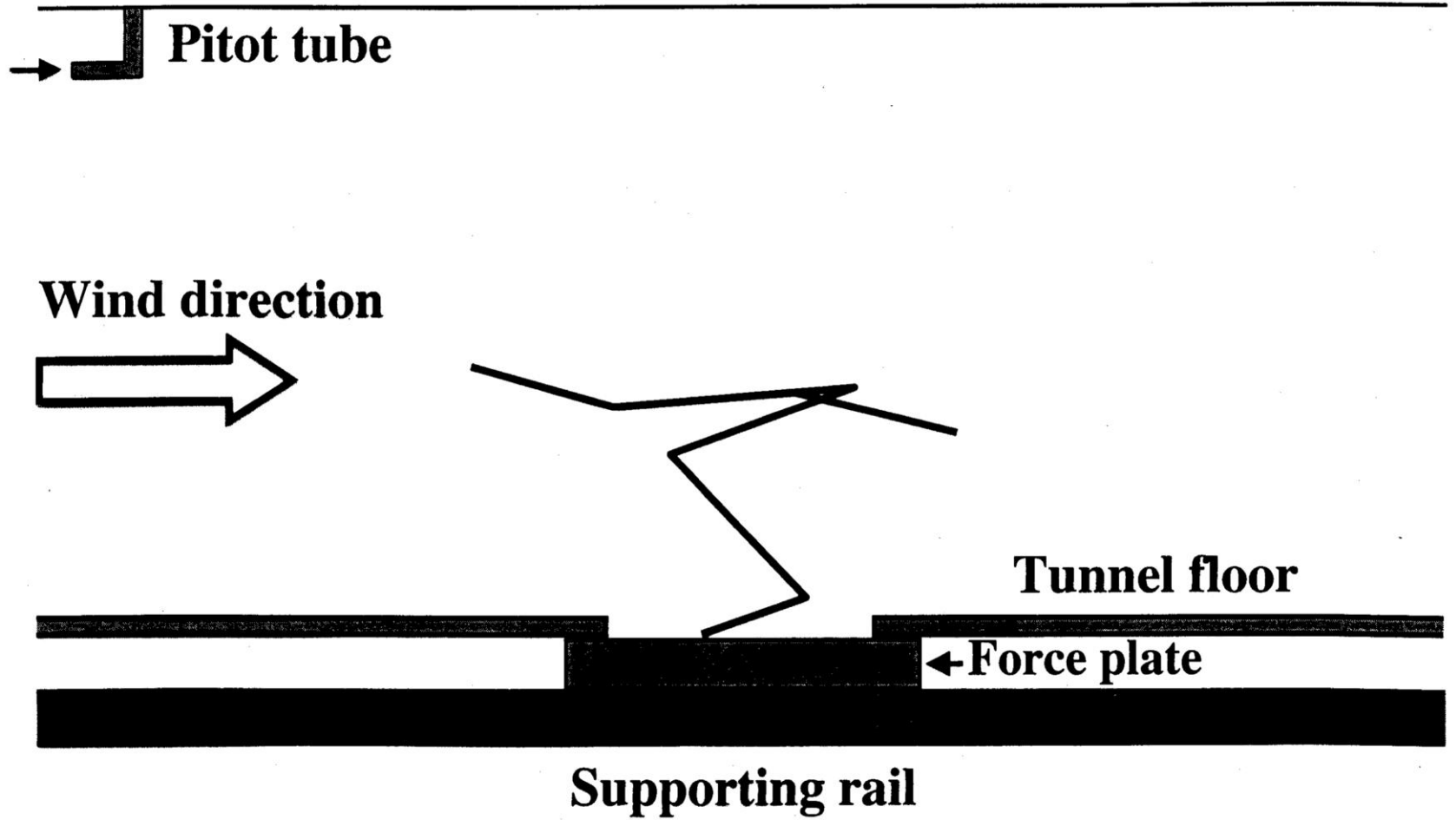
# Ilmanvastus (drag) ja nostovoima (lift)



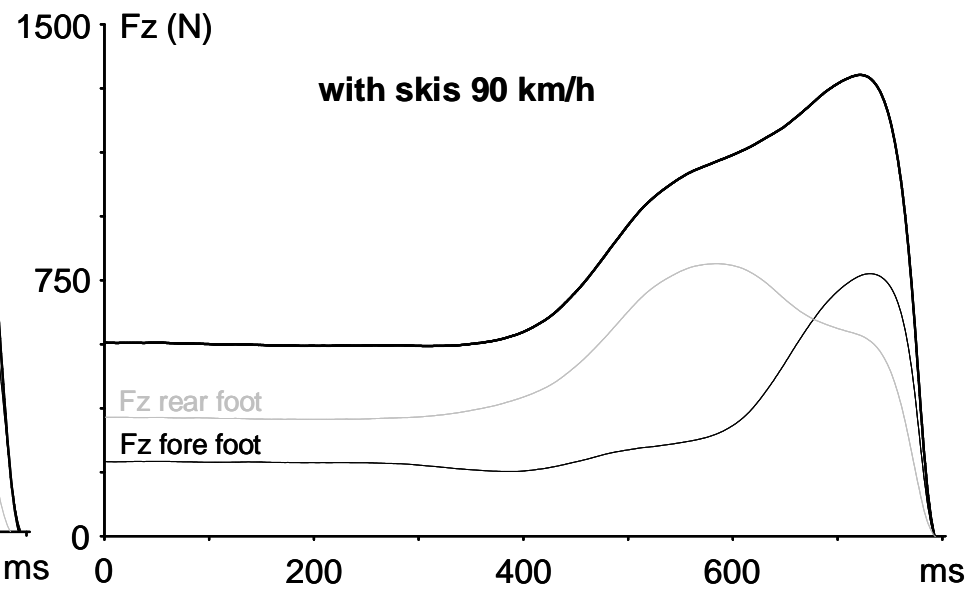
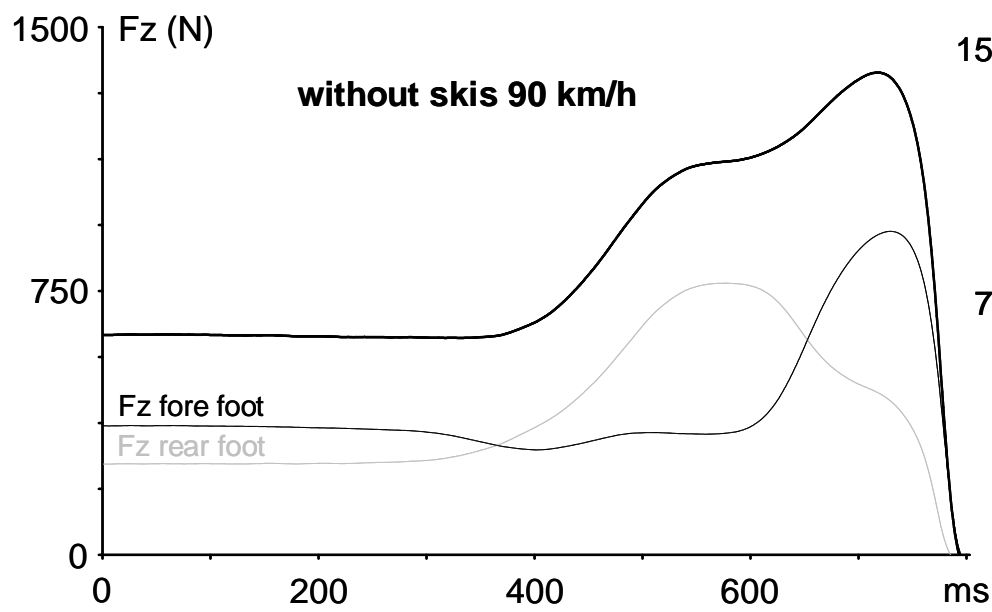
**Vastuksen suuruus  $F_f = kAv^2$**

**$k$  = vakio,  $A$  = pinta-ala,**

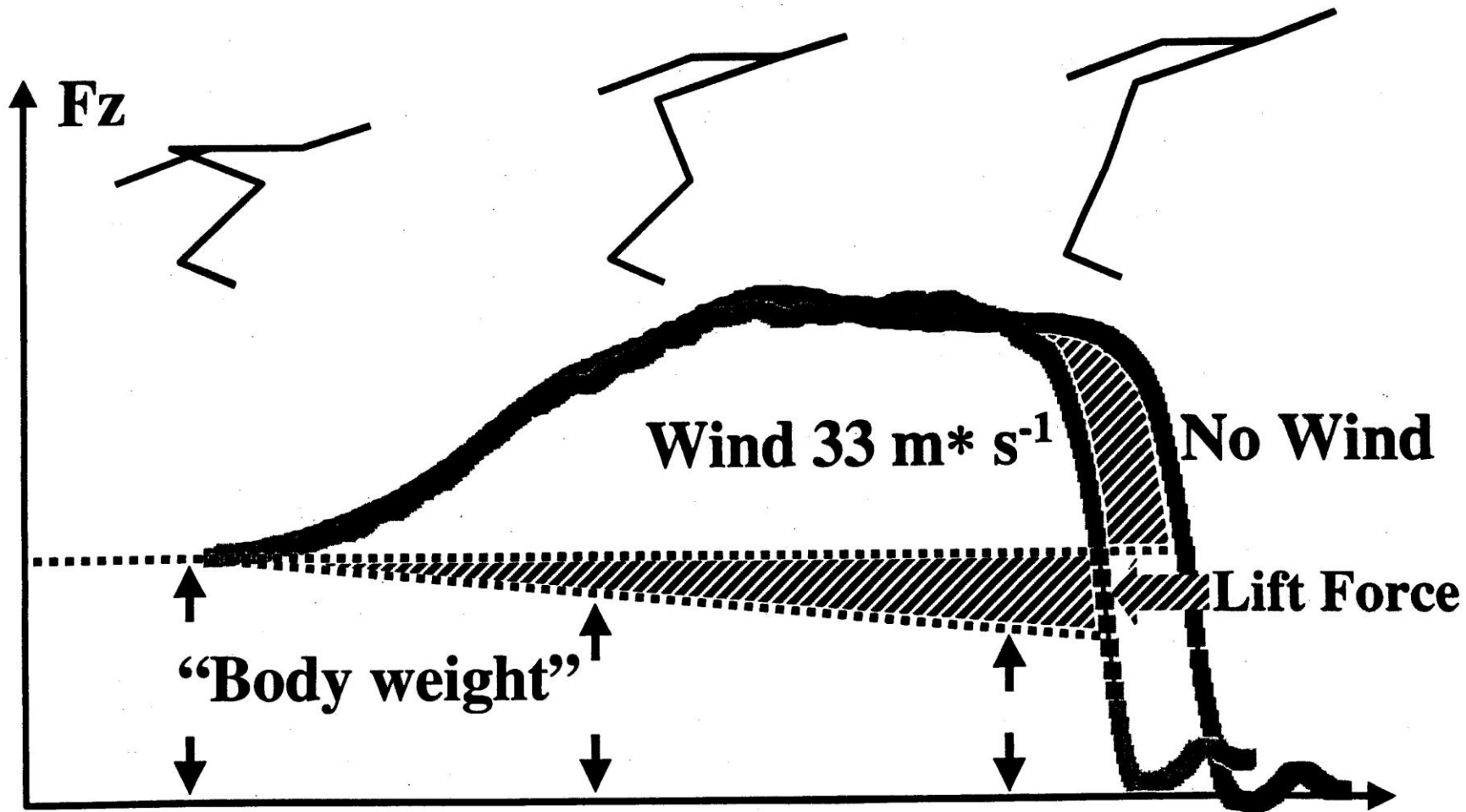
**$v$  = aineen nopeus suhteessa objektiin**



(Virmavirta)



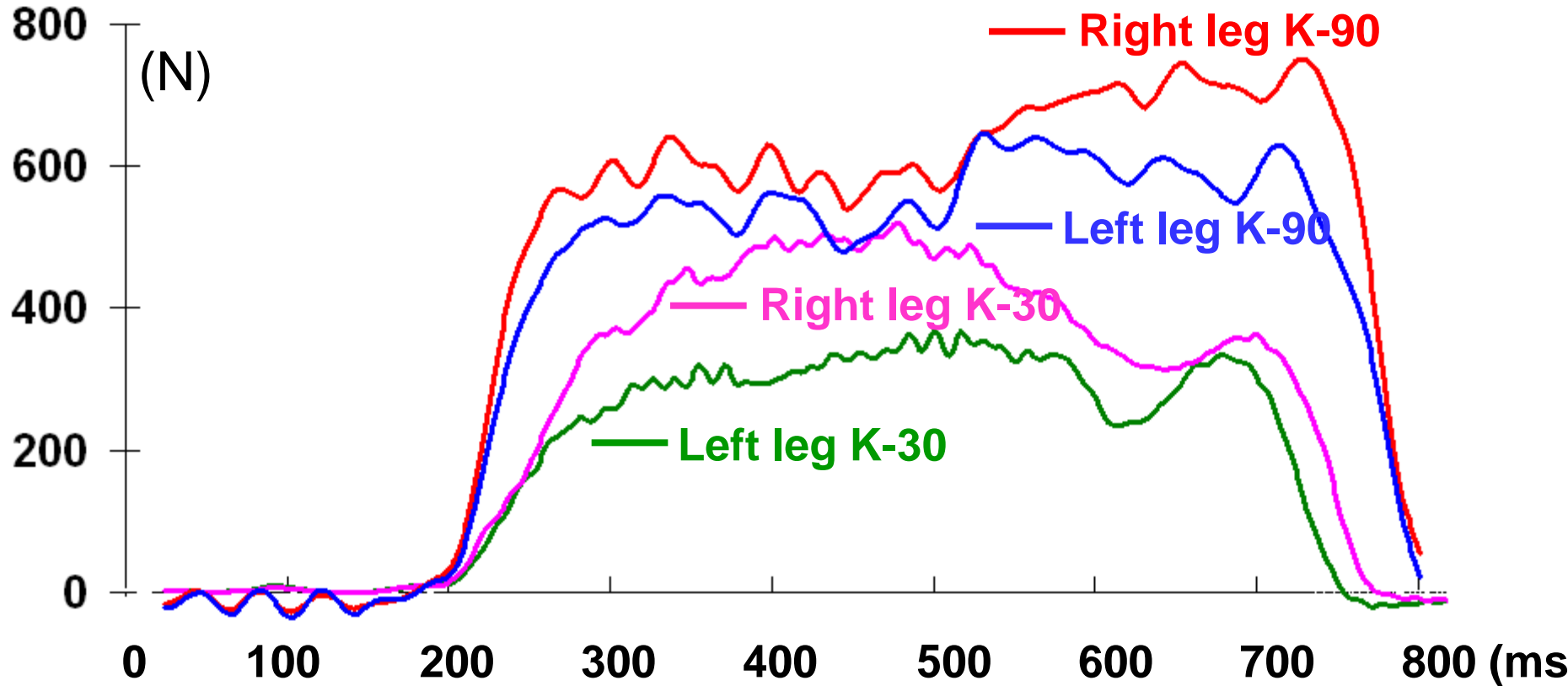
(Virmavirta)



(Virmavirta)



## Vertical take-off forces K-90 and K-30





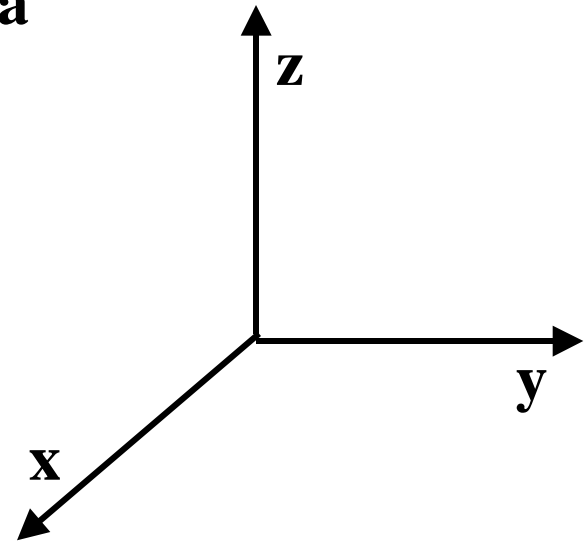
# Voiman mittaaminen

## 1. Vastusvenymäliuska (strain gauge)

- voimalevyt
- liuskasiltoja 4kpl, liuskan kuperuus tai koveruus muuttuu, niin siltajännite muuttuu
- mittaa sekä pysty että vaakavoimia

## 2. Piezoanturit

- mittaavat resultanttivoimia
- sähkövaraus muuttuu mekaanisen rasituksen myötä

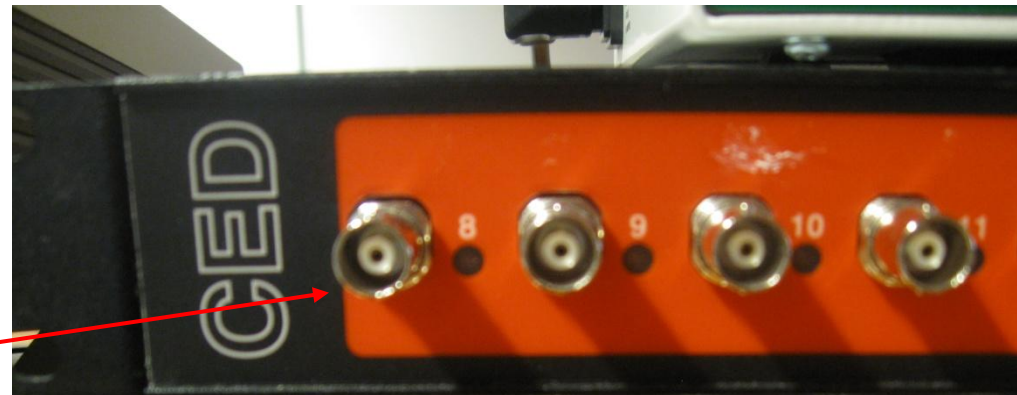




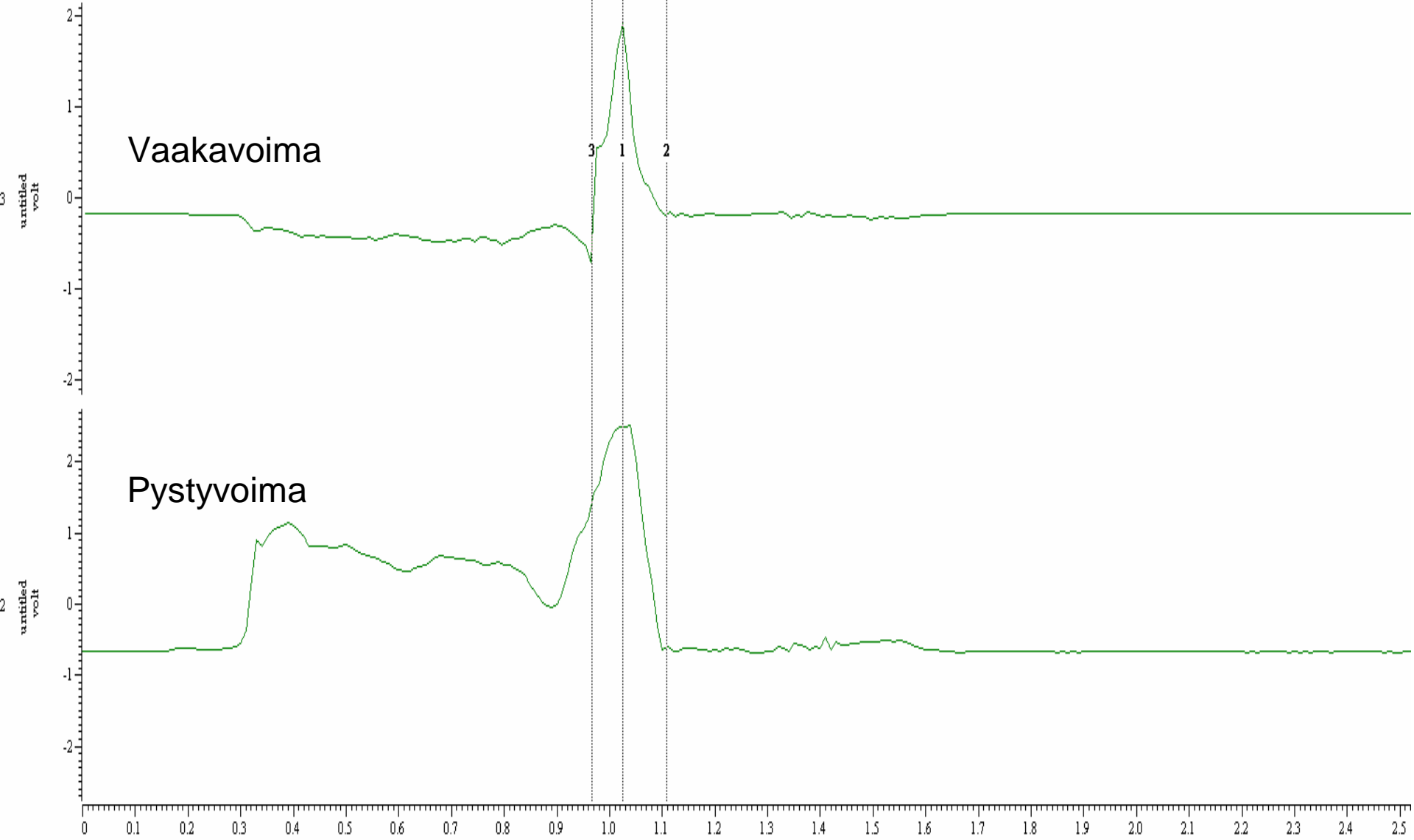
Event inputs: Mittauksen käynnistys laskevalla tai nousevalla pulssilla,  
- valokennojen avulla  
- suoritus ajan mittaaminen, esim. 20 m hiihto  
- Useamman pulssin käyttöön

Trigger: Mittauksen käynnistys  
- Yksittäisen pulssin käyttöön

ADC inputs:  
Voima, kulma, EMG

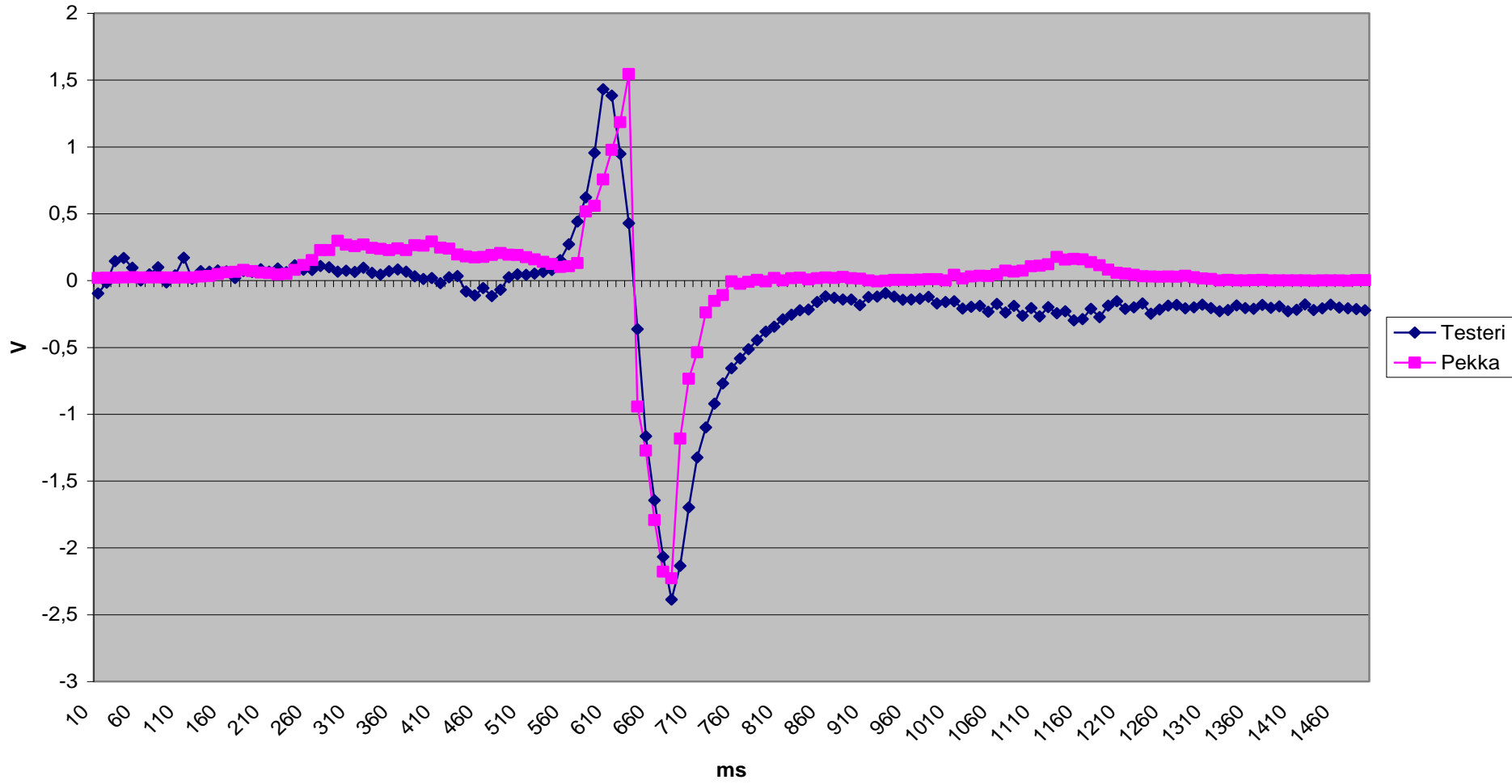






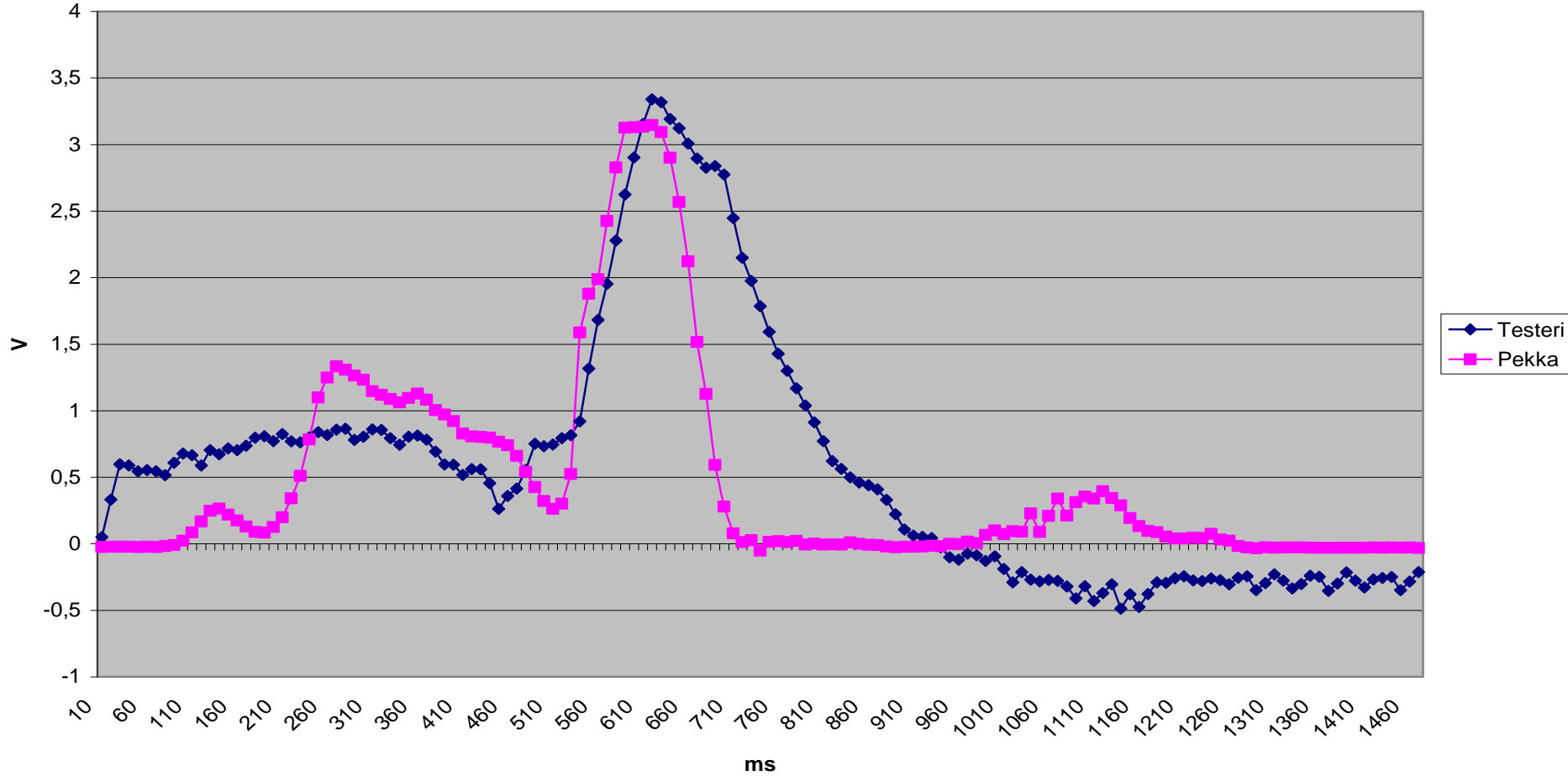


# Vaakavoima



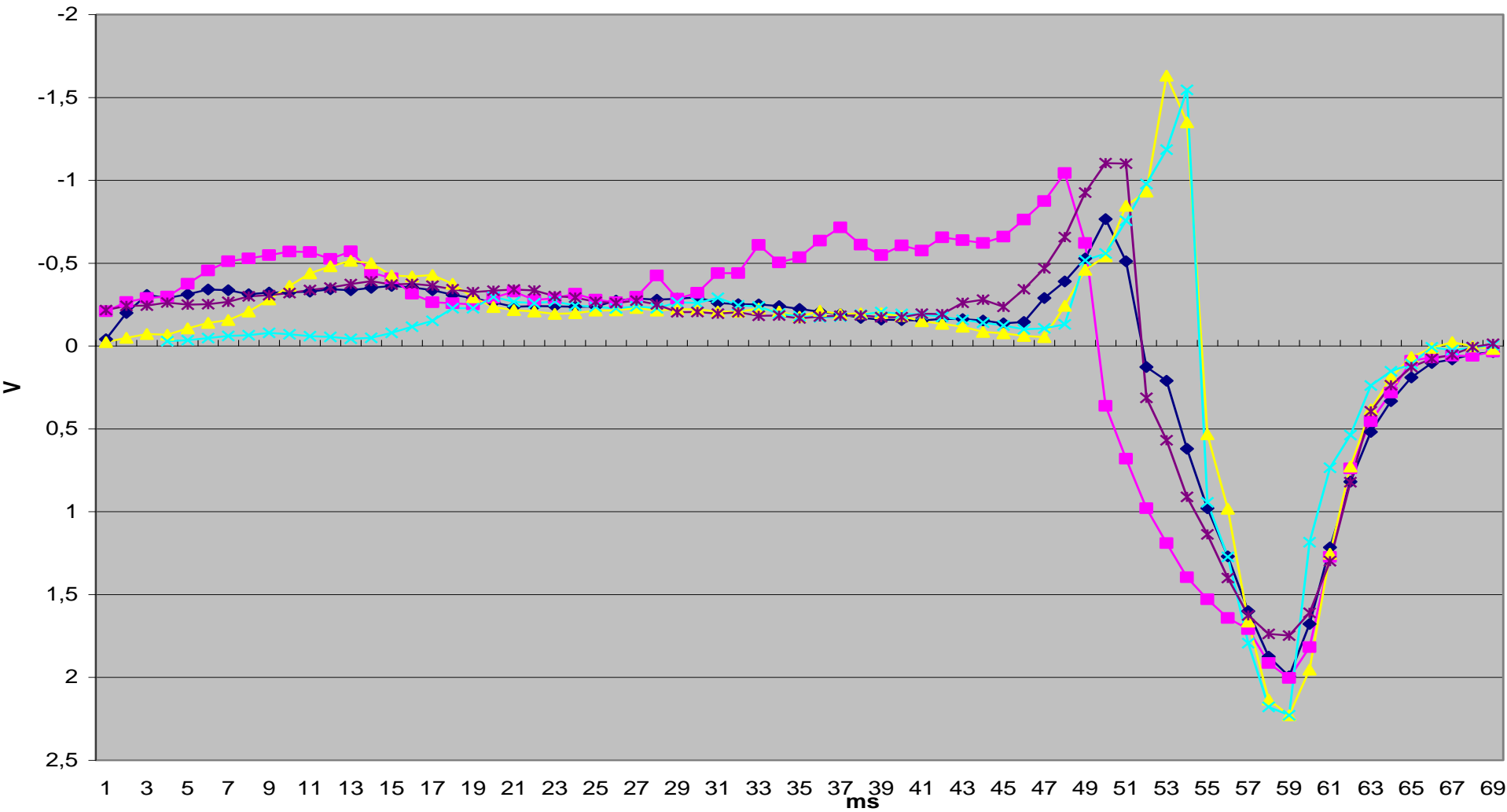
Kolehmainen 2006

# Pystyvoima



Kolehmainen 2006

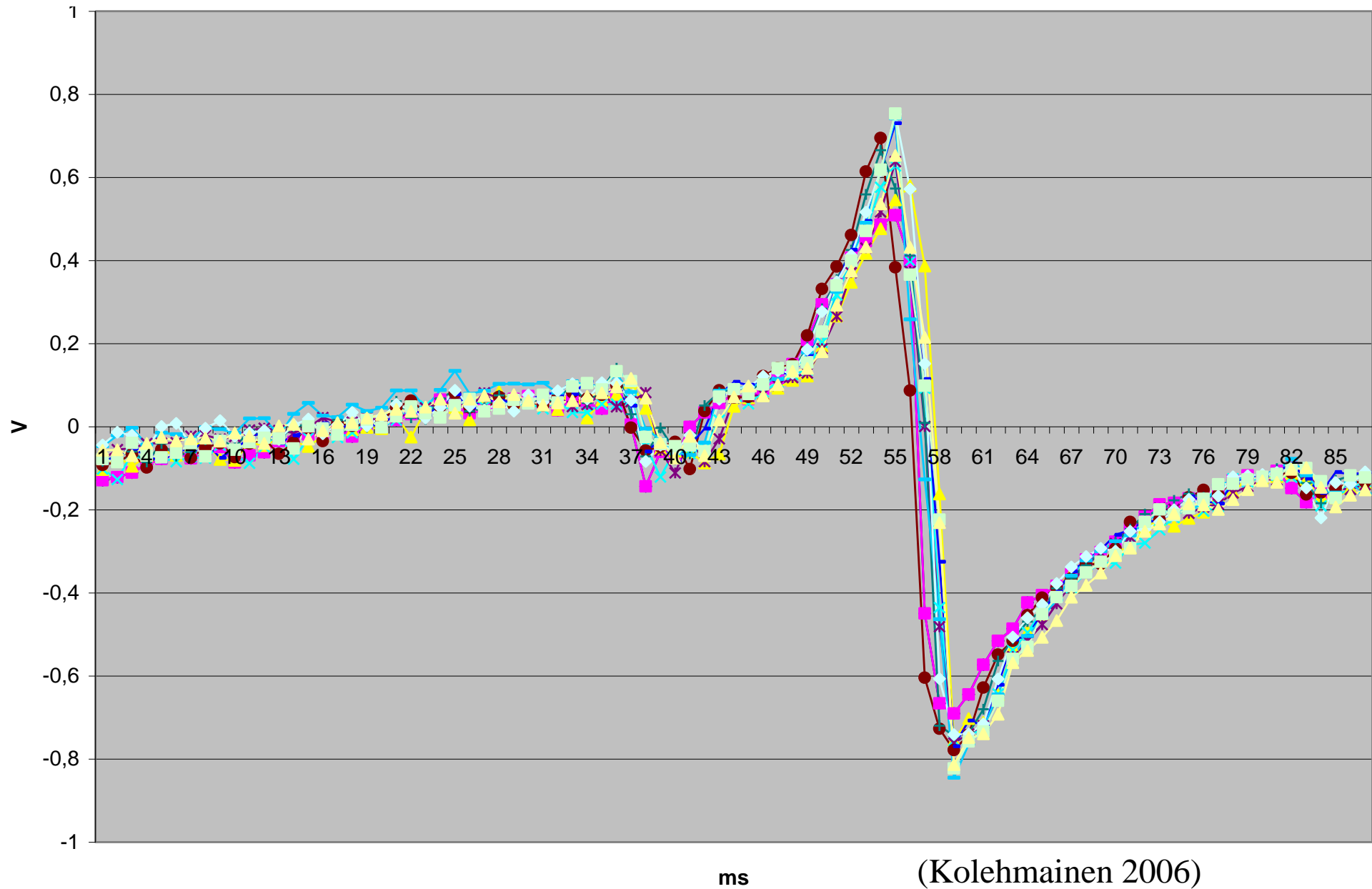
# Vaakavoima hiihtäjä



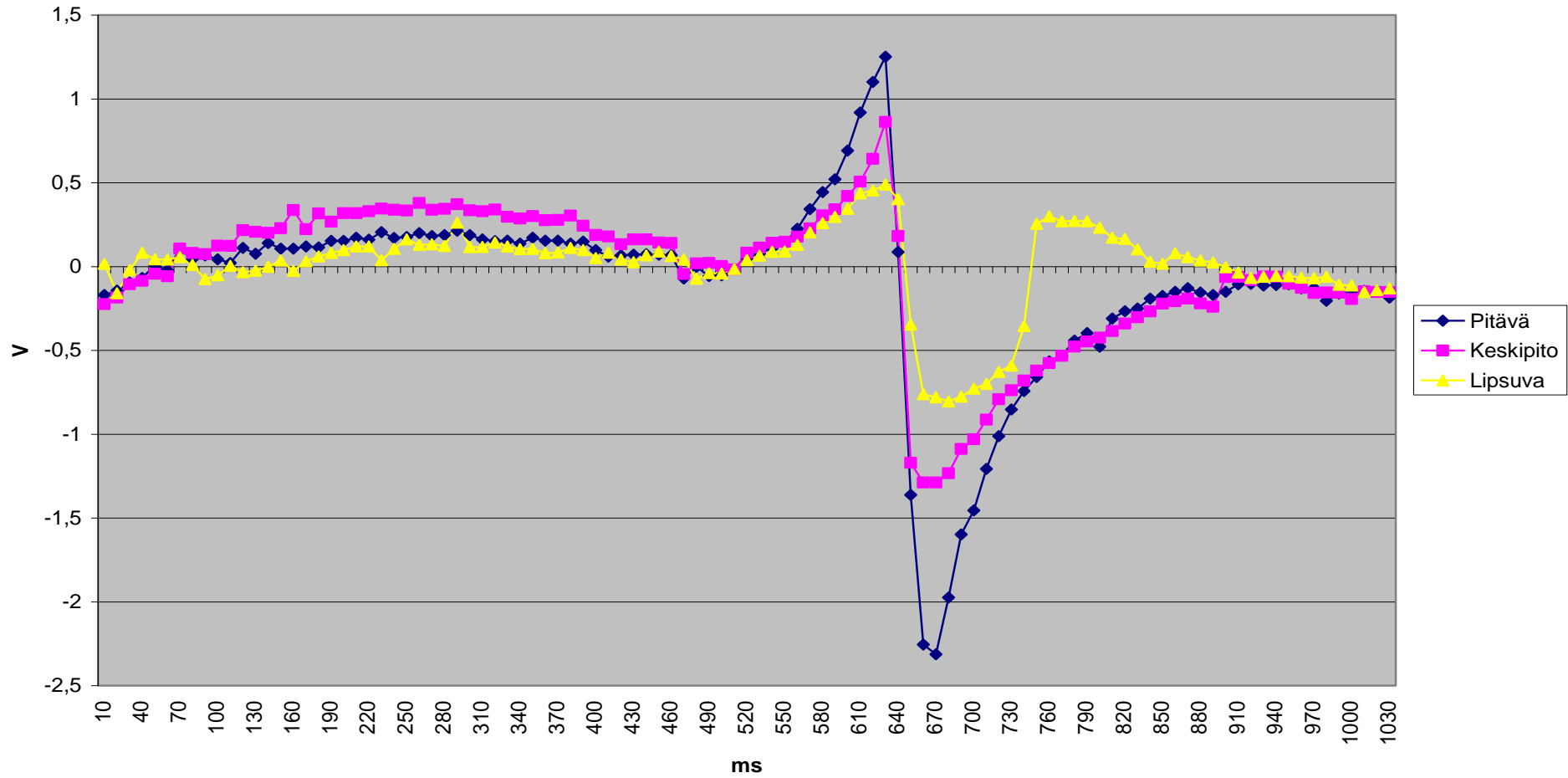
(Kolehmainen 2006)

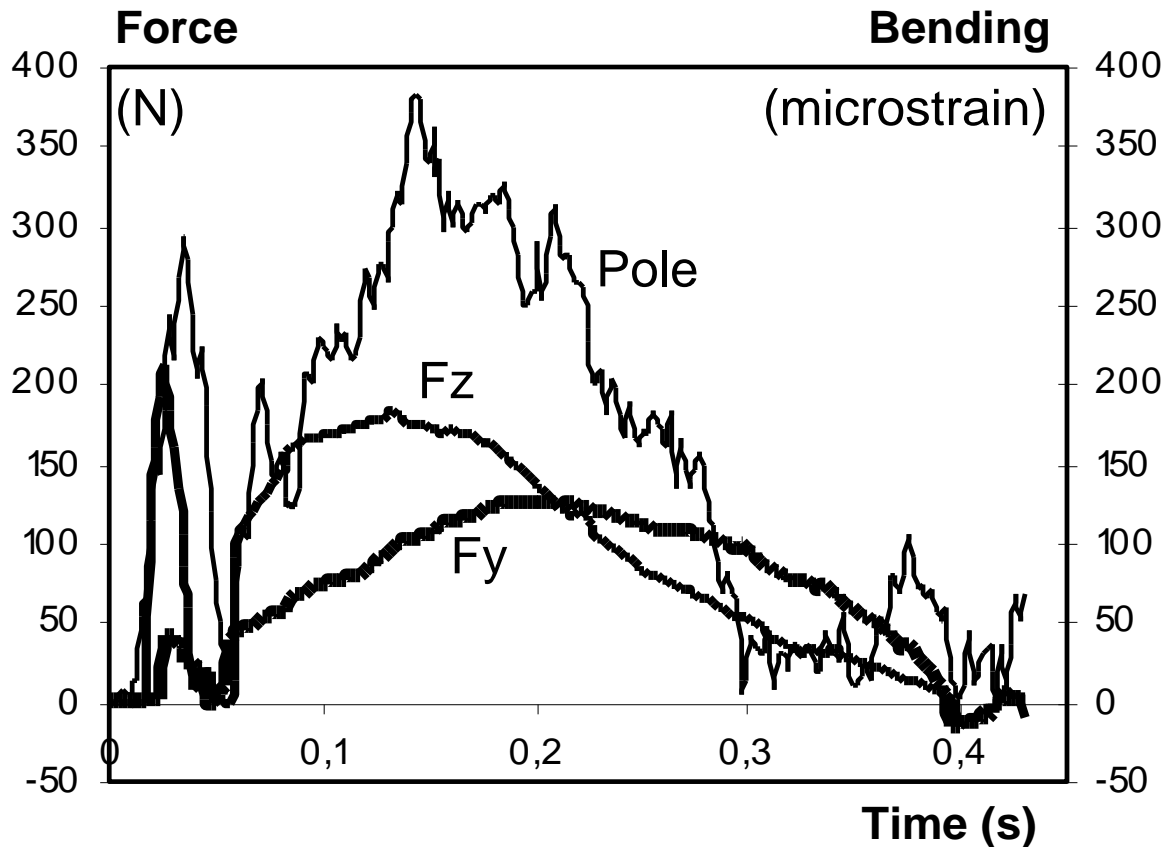


# Vaakavoima laite



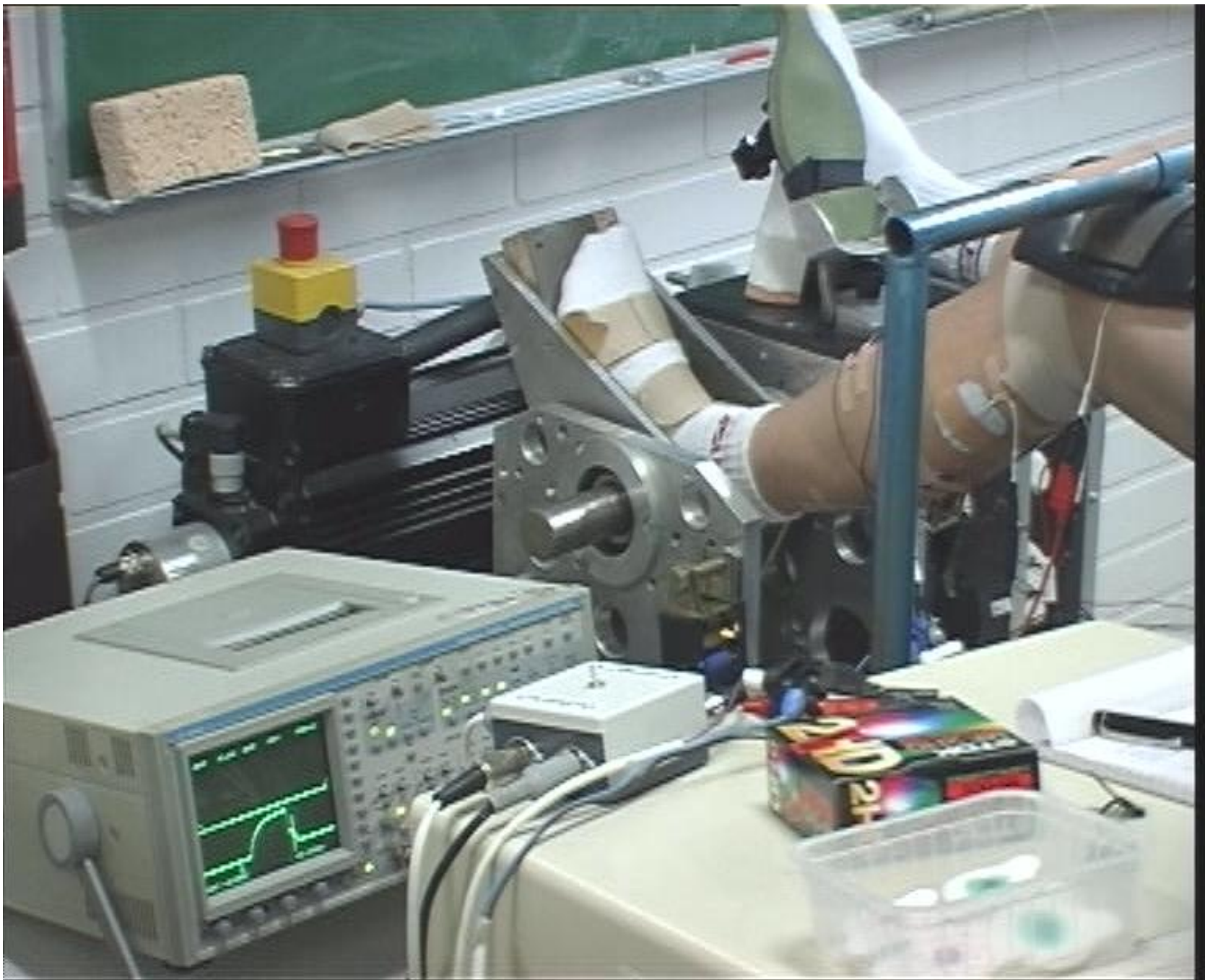
# Vaakavoima





Turunen 2006







**FORCE**

**EMG**

**ANGLE**

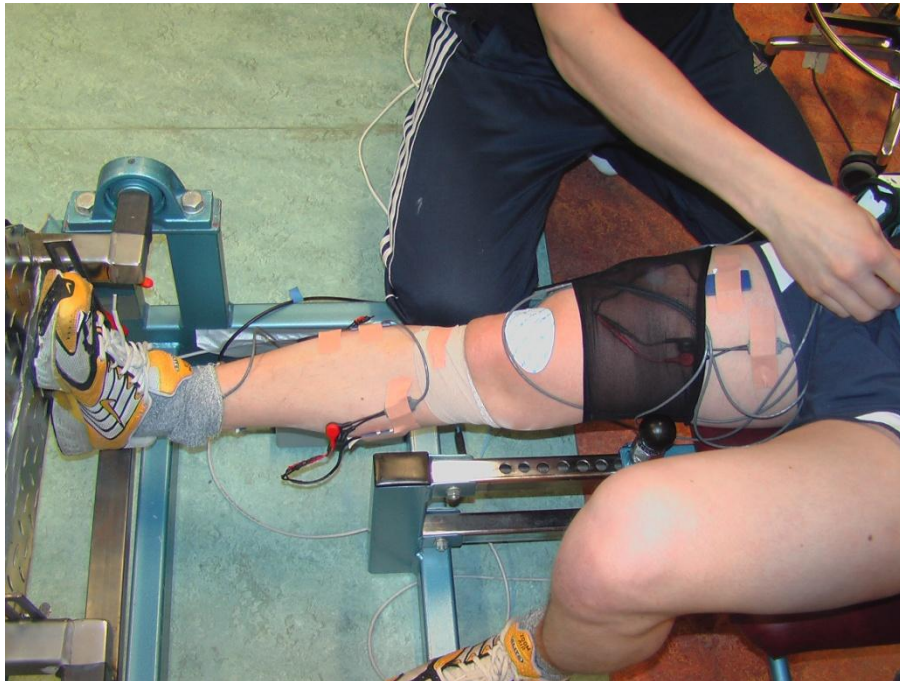


Linnamo et al.  
ECSS 2001



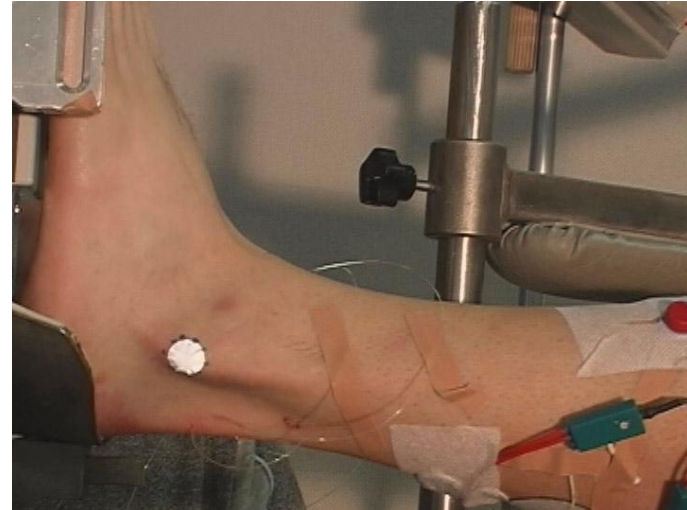
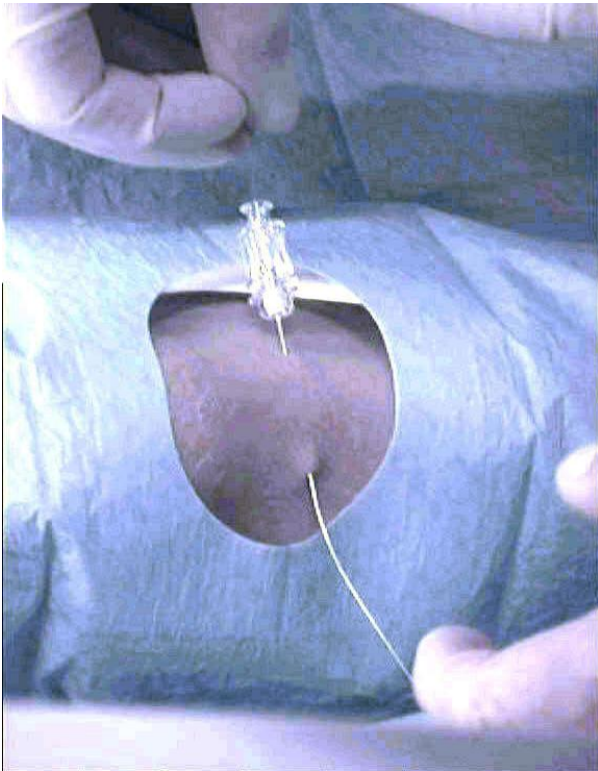
## Voiman mittaaminen

- nivelkulmat (huom. vaikutus usealla nivelellä)
- vipuvarsien pituudet; tulokset raportoidaan Nm
- jalan asettelu; mistä mitataan



### 3. Suorat menetelmät (in vivo)

- buckle transducer
- optinen kuitu



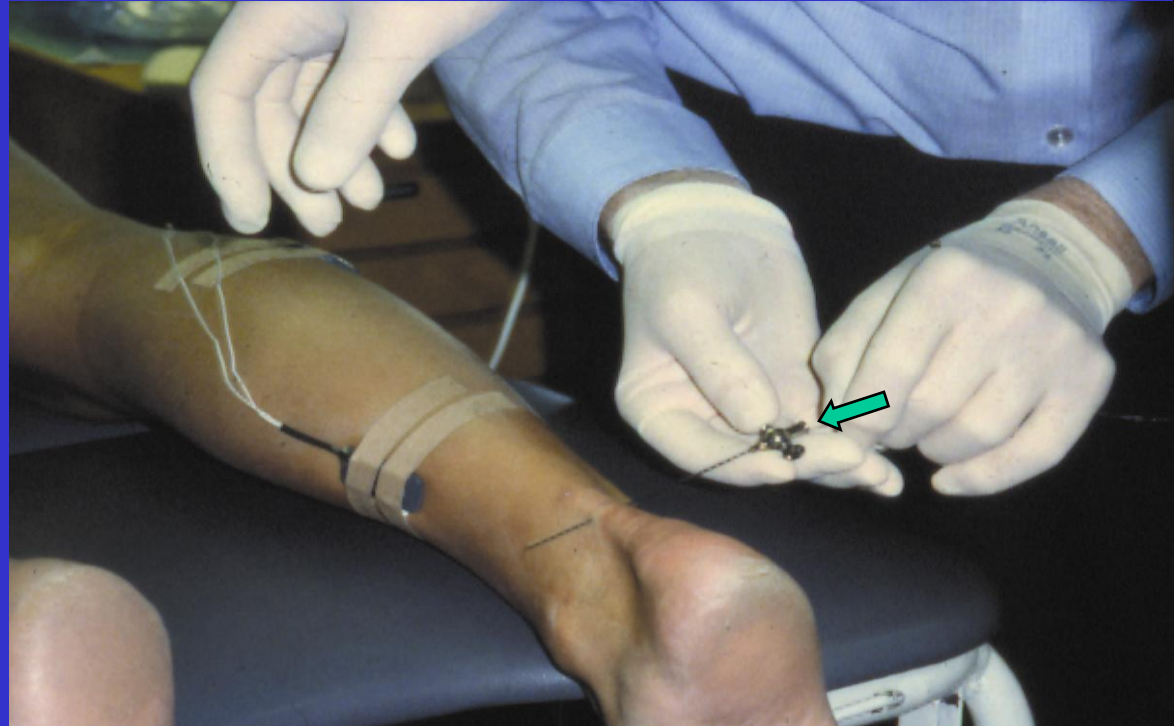


# Transducers of tendomuscular forces in humans

- Optic Fibre (Komi et al. 1995, 1996) :



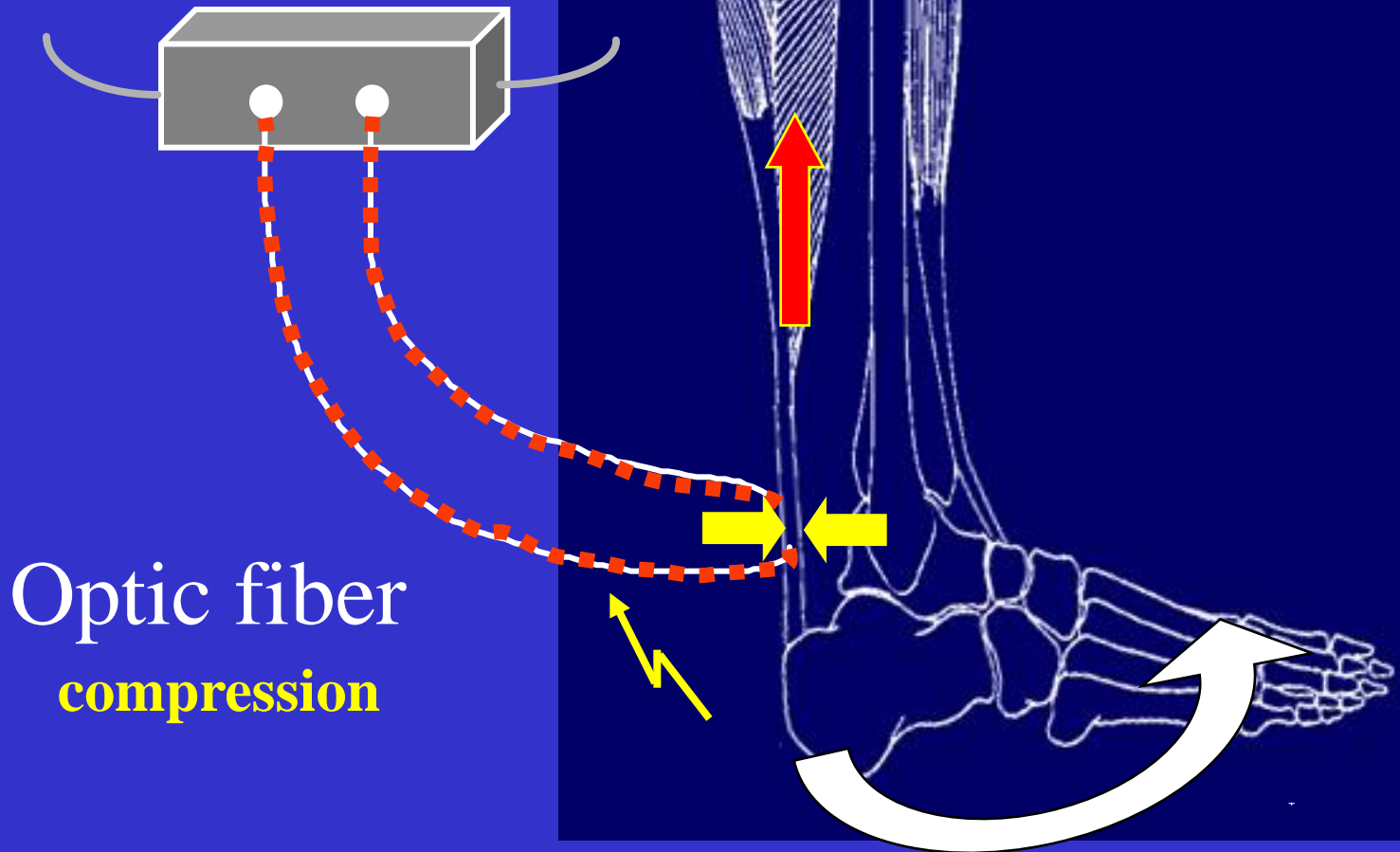
1. Needle is passed through the tendon



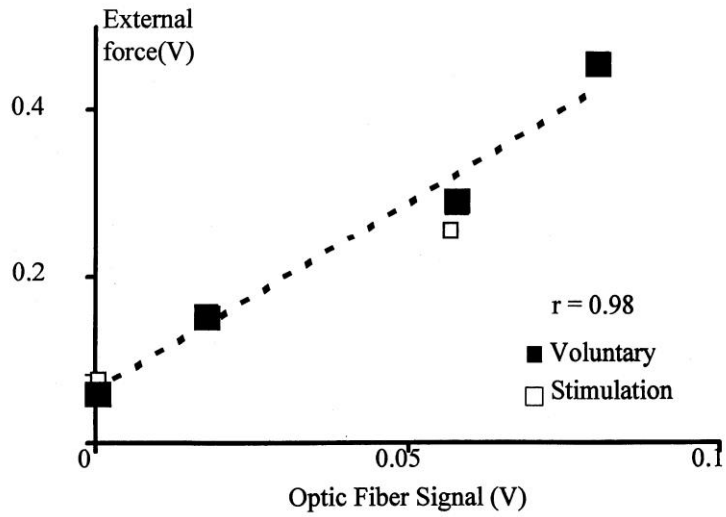
2. Optic fiber goes through the needle .. and Achilles tendon



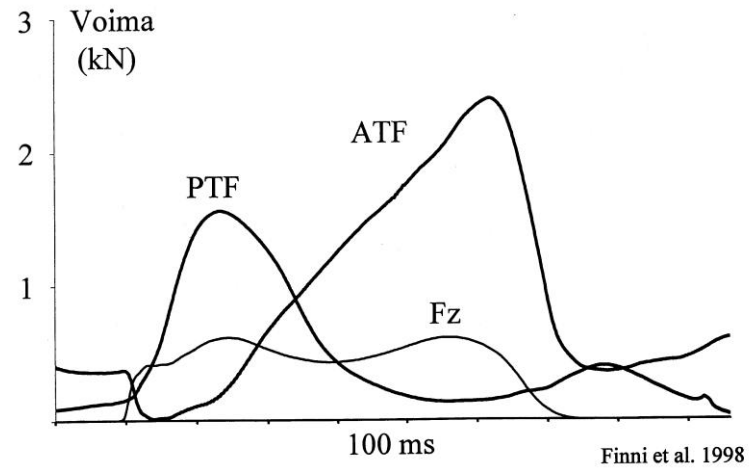
# Transmitter-receiver unit



## ATF Calibration



## Kävelykontaktin aikaiset voimat







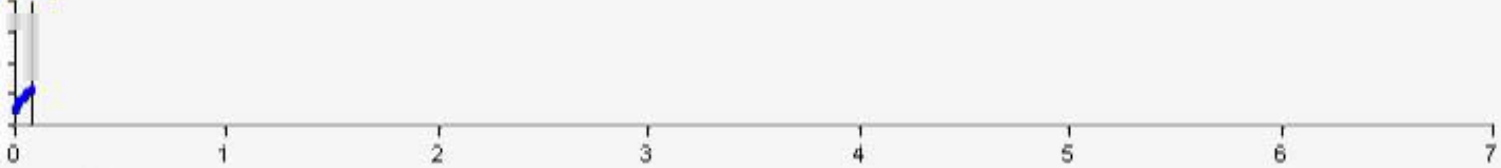
**EMG**



**OPTIC FIBER**

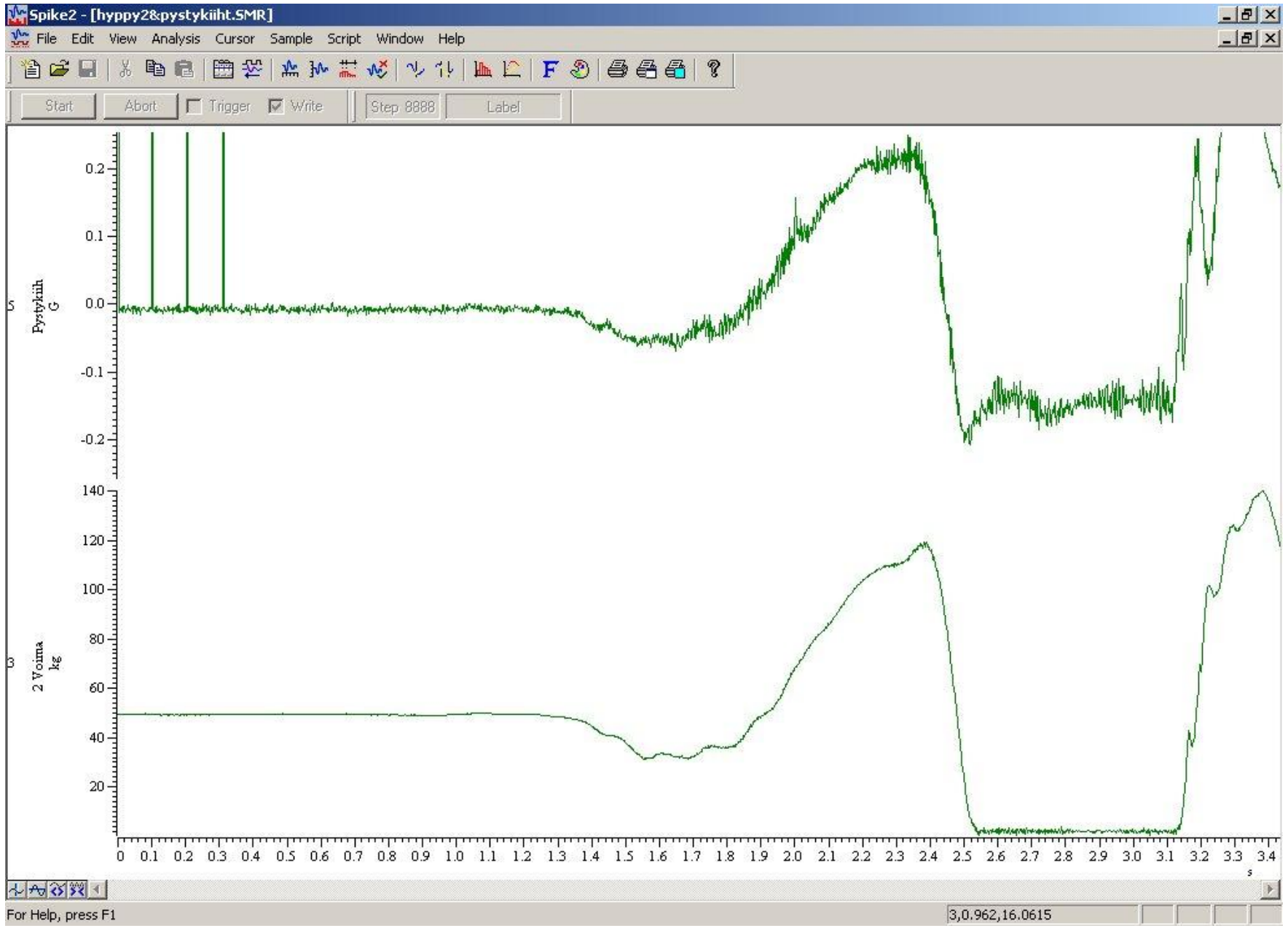


**F<sub>z</sub>**



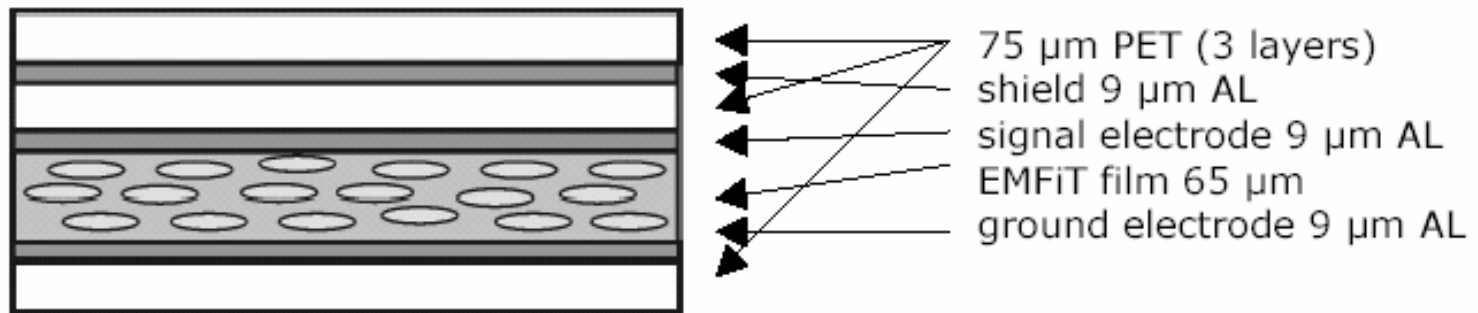
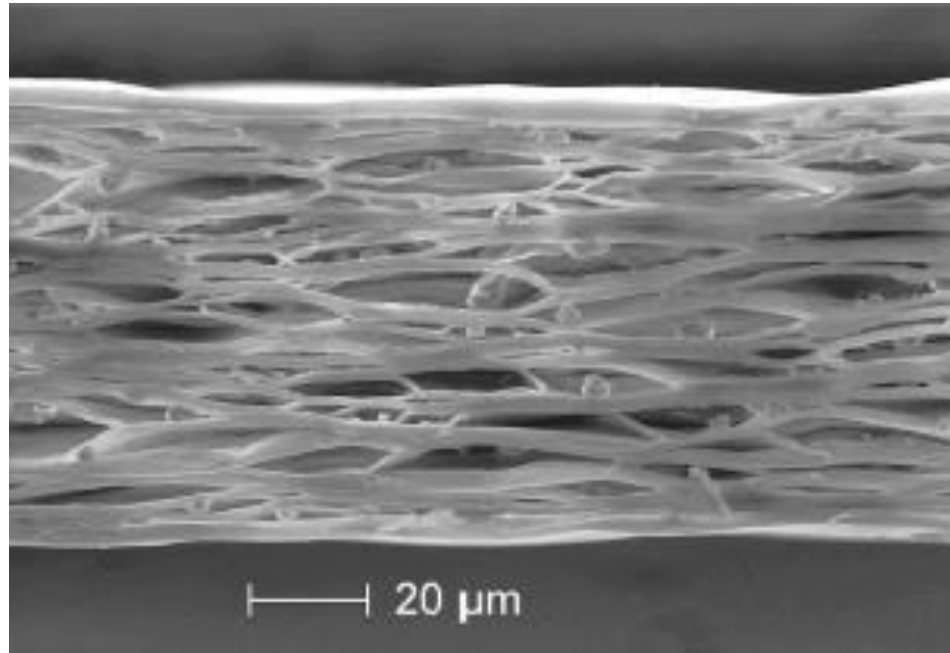
Epäsuorat mittaukset:  
- kiihtyvyyssanturilla





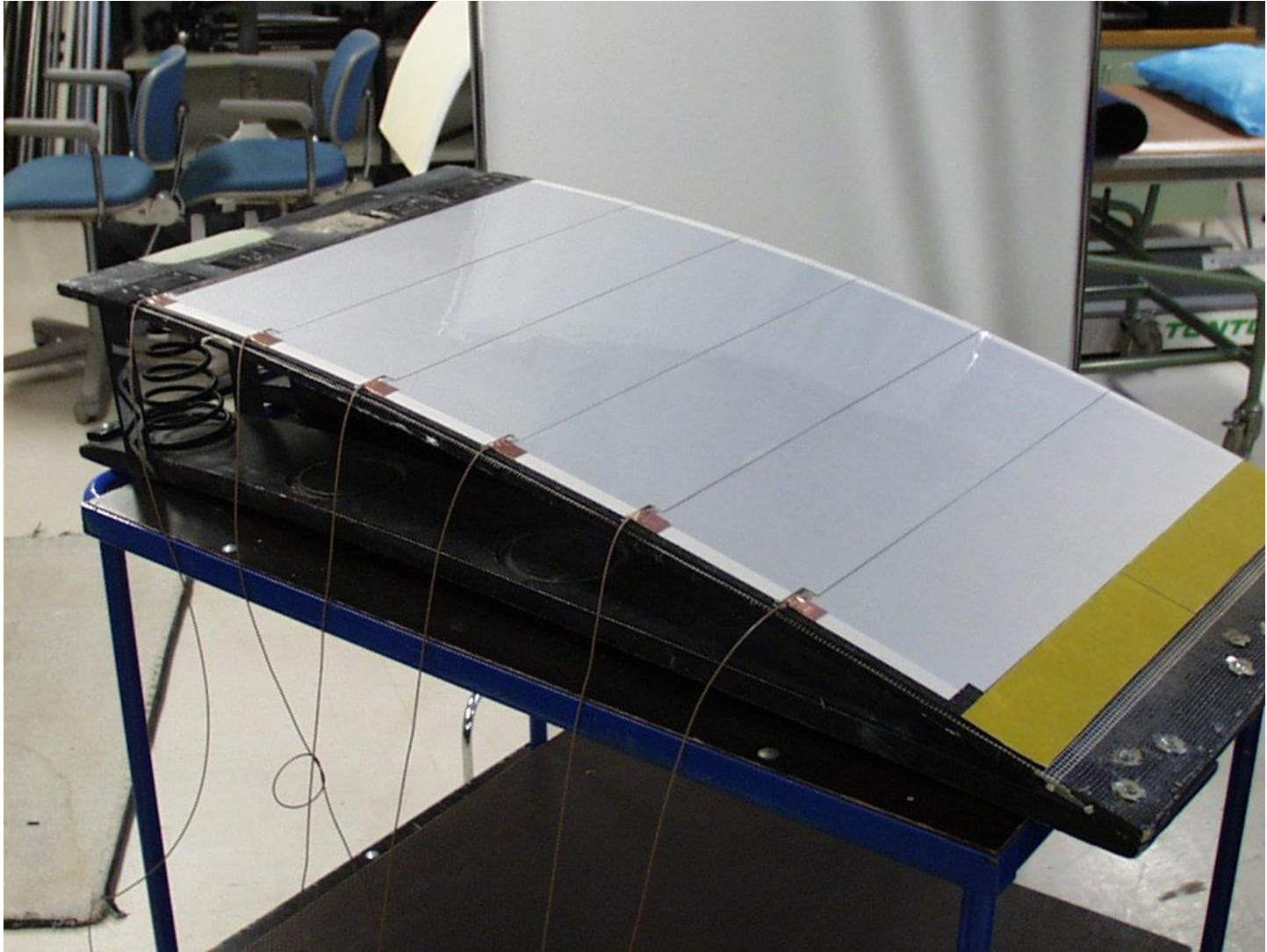
(Mikkonen 2006)

# Electromechanical film (EMF)

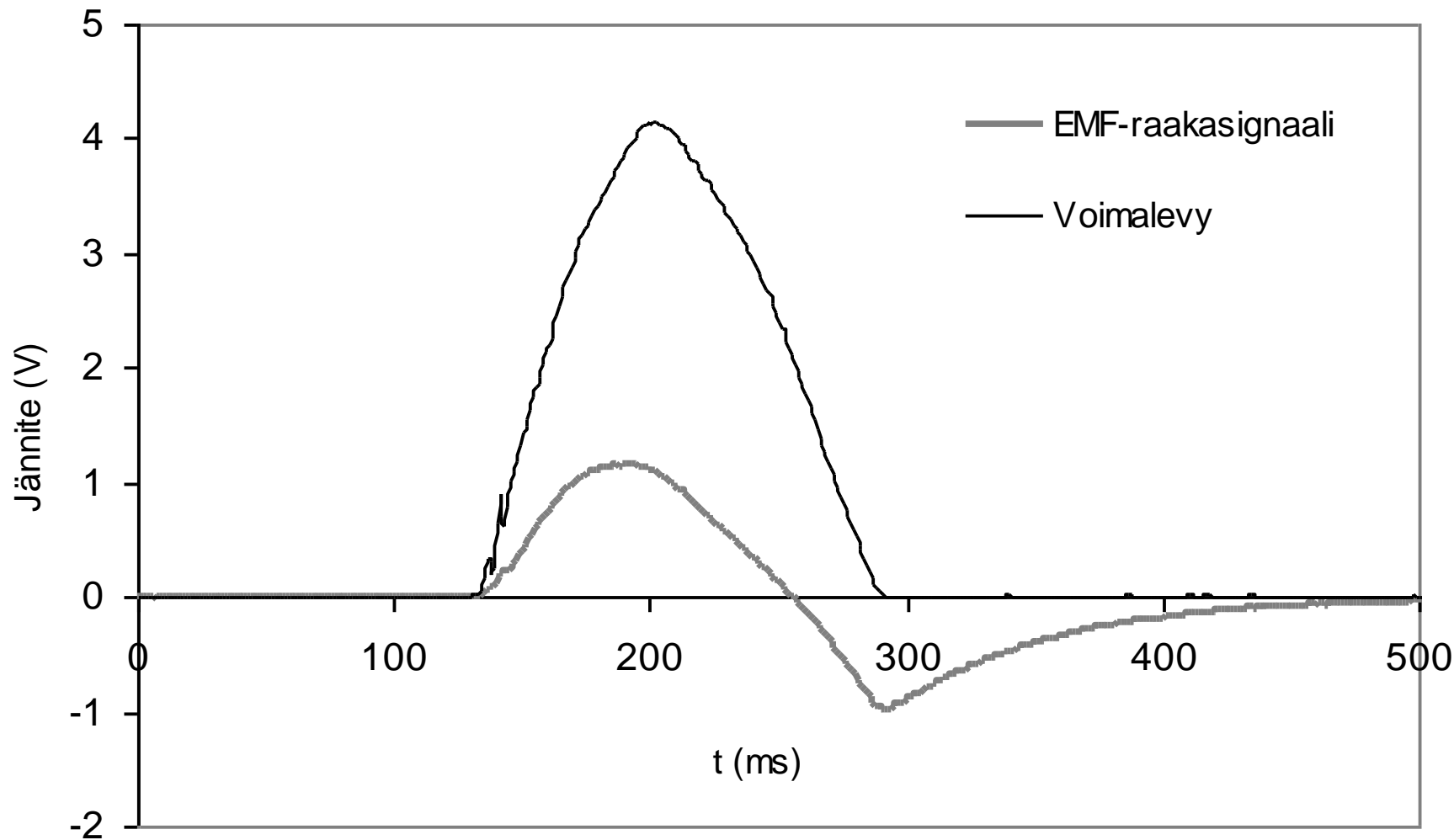


EMFiT<sup>®</sup> L-type layer (Emfitech Oy 2003)

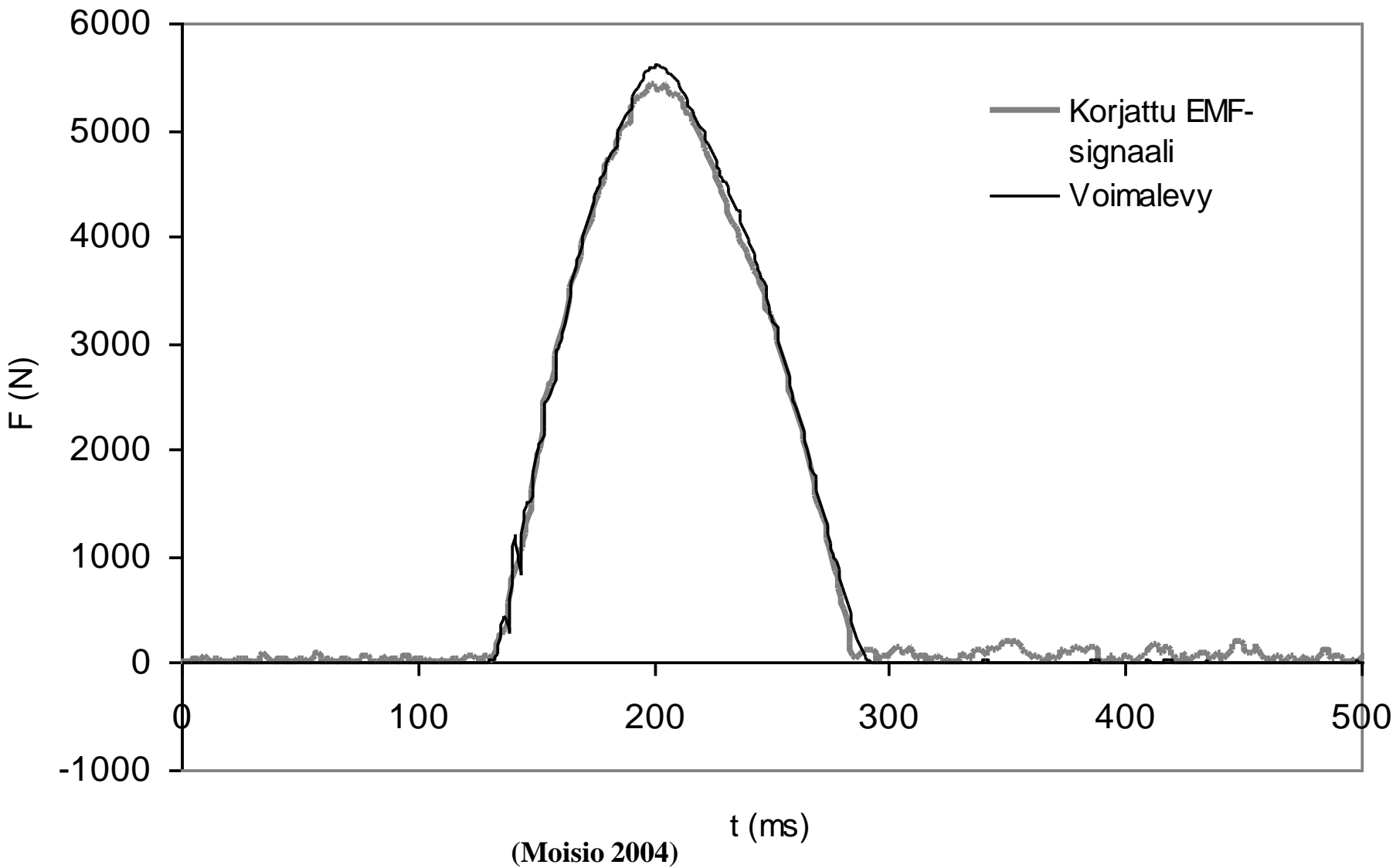




(Moisio 2004)

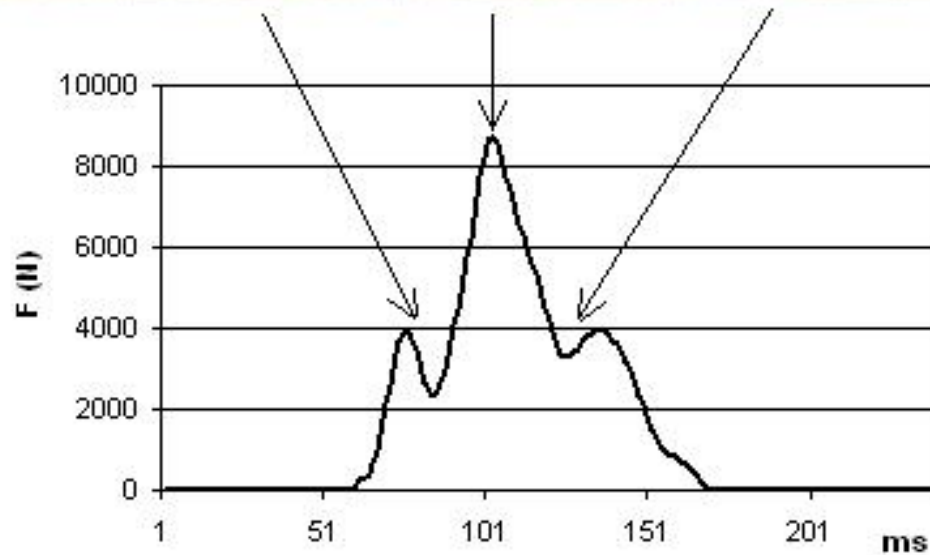
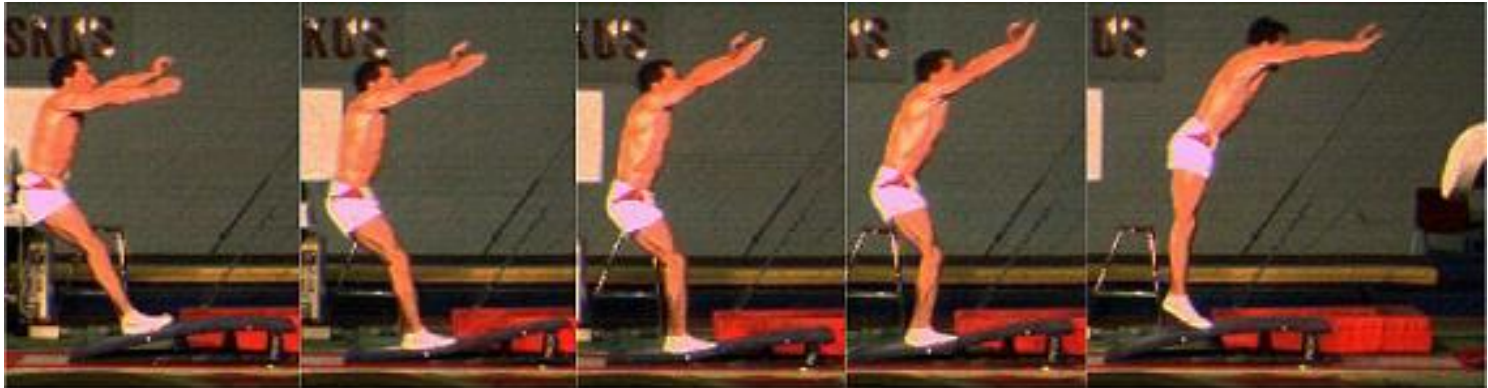


(Moisio 2004)



# Kontaktikohdan merkitys voima-aikakäyrään

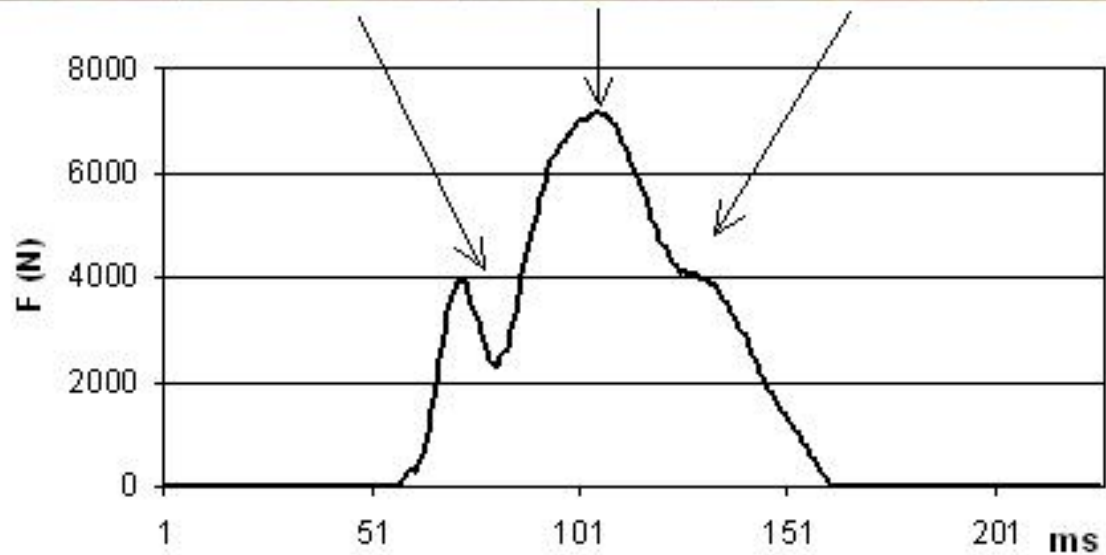
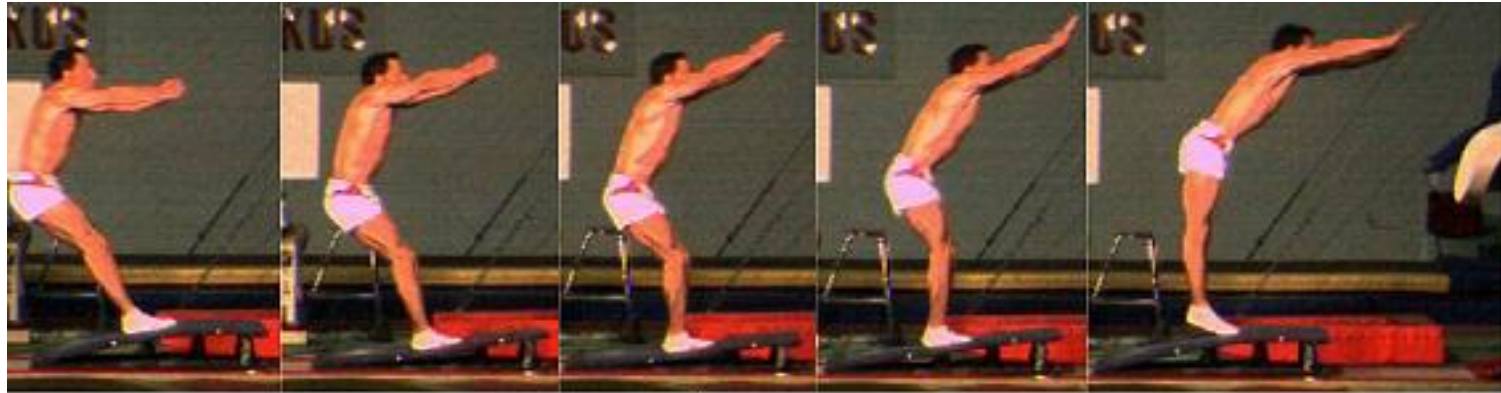
## Hyppy kohdistunut liian alas



(Moisio 2004)

# Kontaktikohdan merkitys voima-aikakäyrään

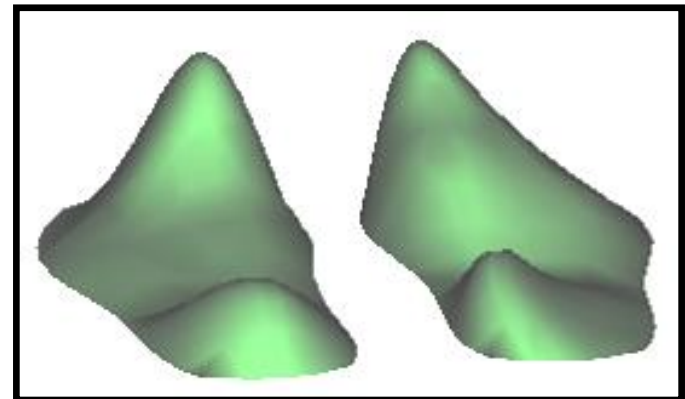
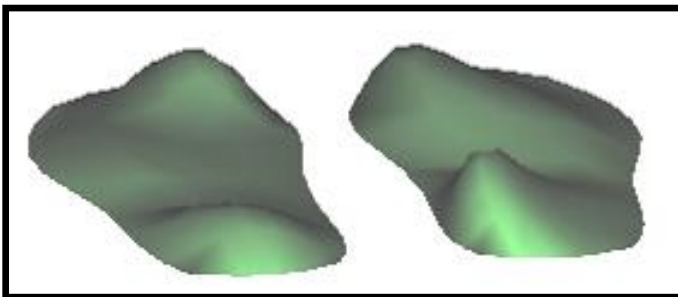
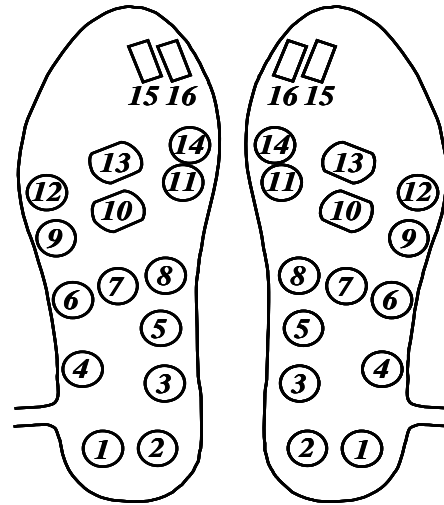
## Hyppy kohdistunut oikeaan paikkaan



(Moisio 2004)

# Painepohjallisten käyttö

- Plantar pressure distribution



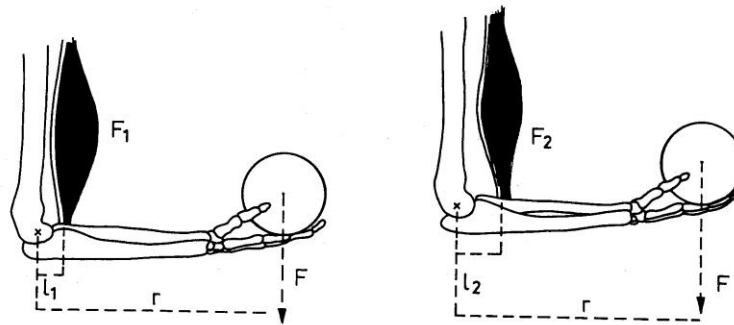


# Voiman momentti (torque)

- vipuun tuotetun voiman kohtisuora etäisyys akselointikohdasta kerrottuna voiman suuruudella

$$T = F \times r$$

- vipuvarren pituus liikkeen aikana voi muuttua, koska
- 1) jänteen kohtisuora etäisyys nivelakselista muuttuu ja
  - 2) nivelen akselointikohta muuttuu



Kun  $F = 25\text{N}$ ,  $r = 30\text{cm}$ ,  $l_1 = 3\text{cm}$  ja  $l_2 = 4\text{cm}$ ,  
kuinka suuri on  $F_1$  ja  $F_2$

$$F_1 \times l_1 = F \times r$$

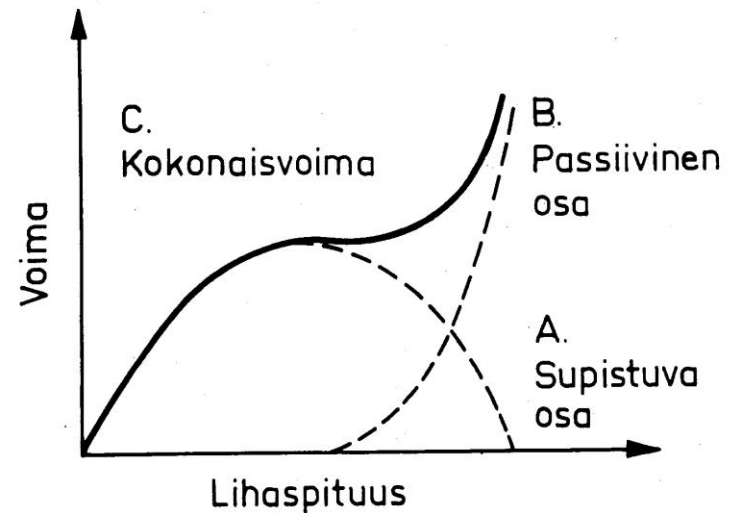
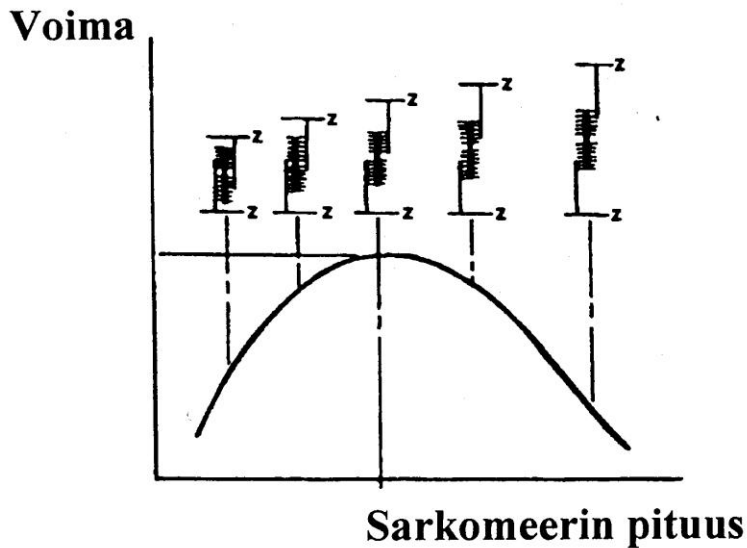
$$F_2 \times l_2 = F \times r$$



# Lihaspituuden merkitys voimantuottoon

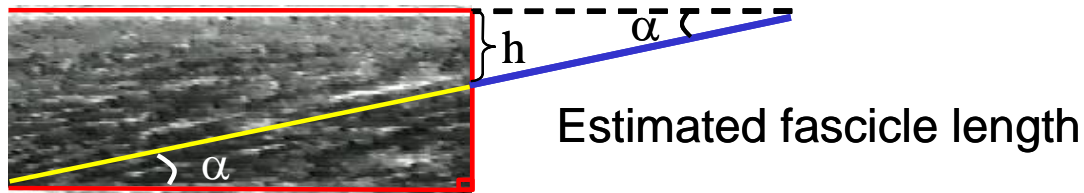
-sarkomeeri,  
poikittaissiltojen määrä

-lihaspituus + passiiviset  
elementit



# Lihaspituuden mittaaminen

- nivelkulmamuuutosten perusteella
- ultraäänikuvasta

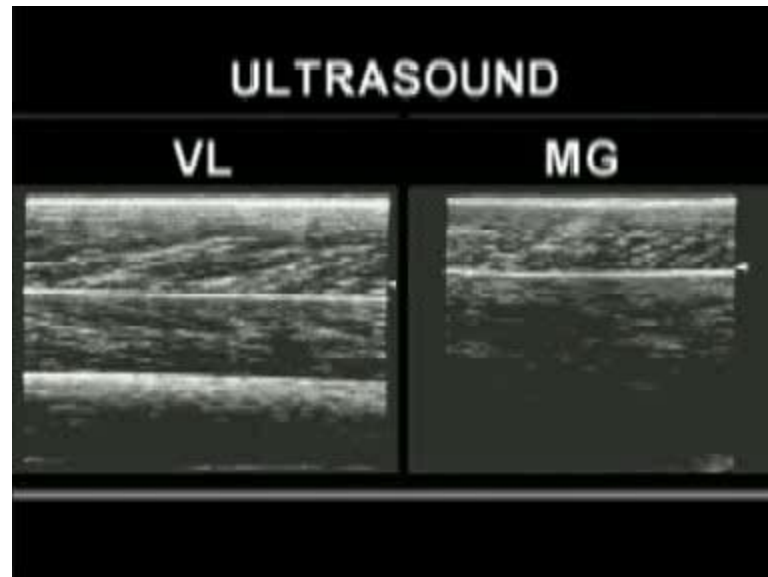


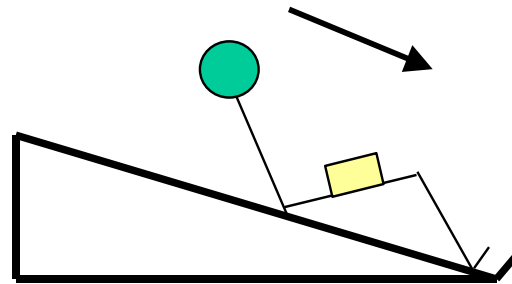
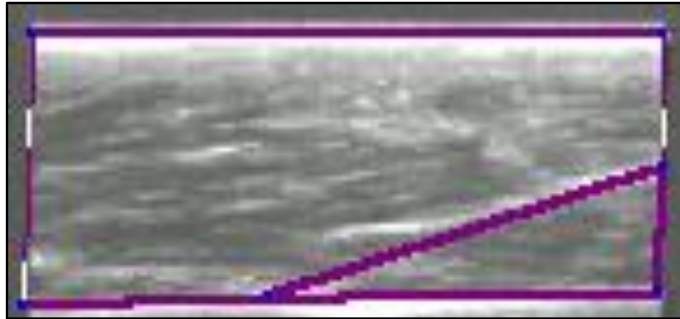
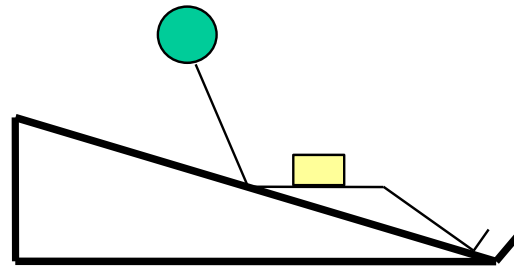
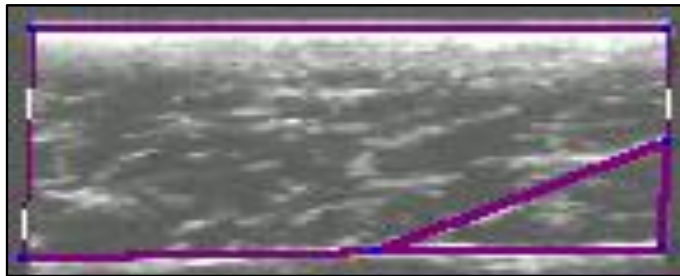
Measured fascicle length  $l_1$

$\alpha$  = pennation angle

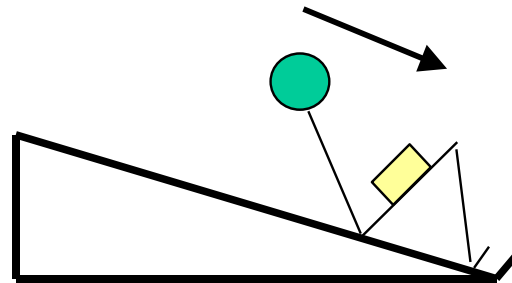
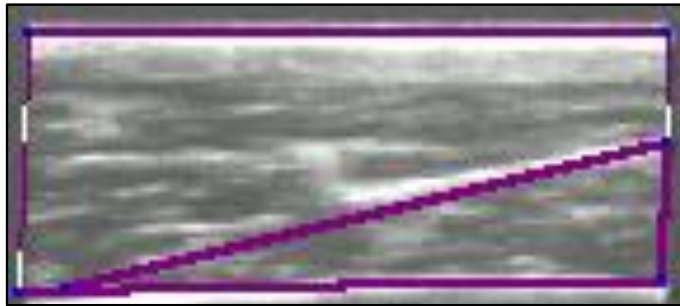
$$\text{Total length} = l_1 + \frac{h}{\sin \alpha}$$

(Finni et al. 2001)

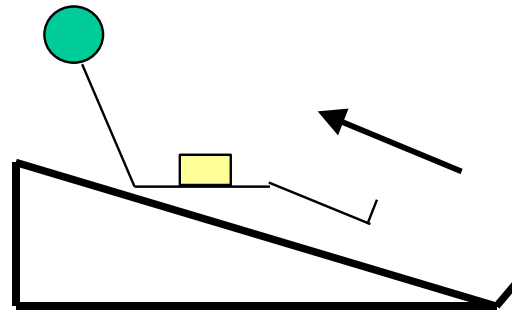
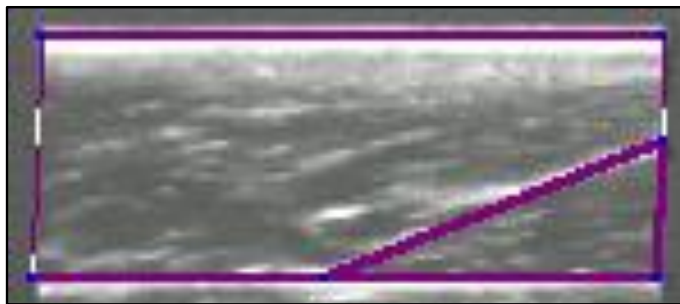




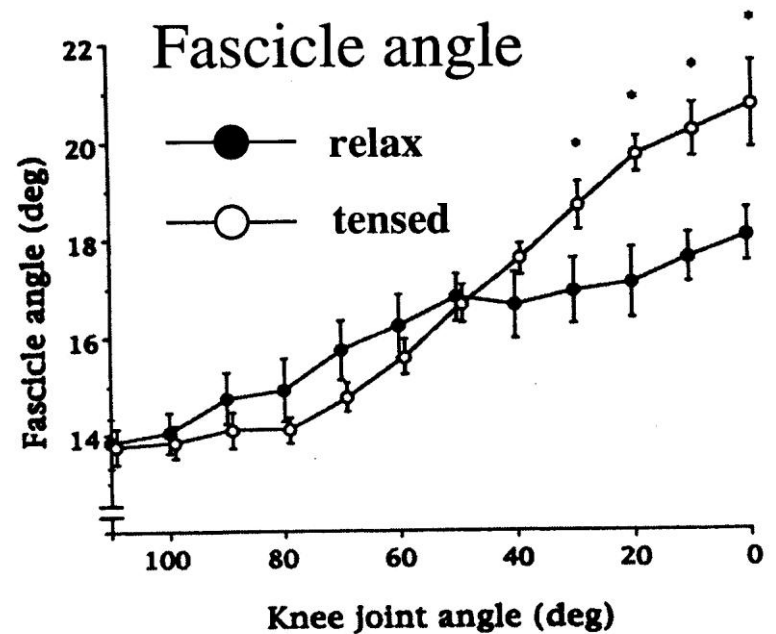
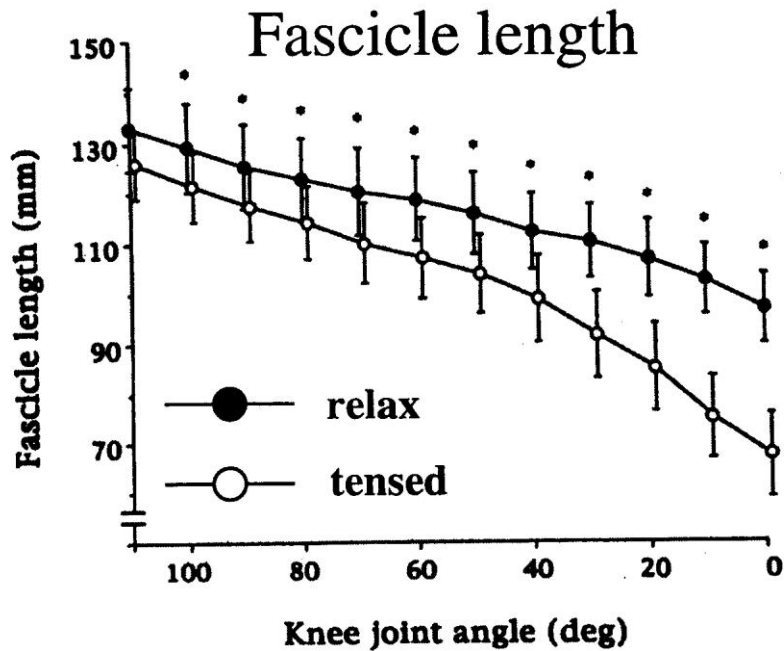
Lengthening



Shortening

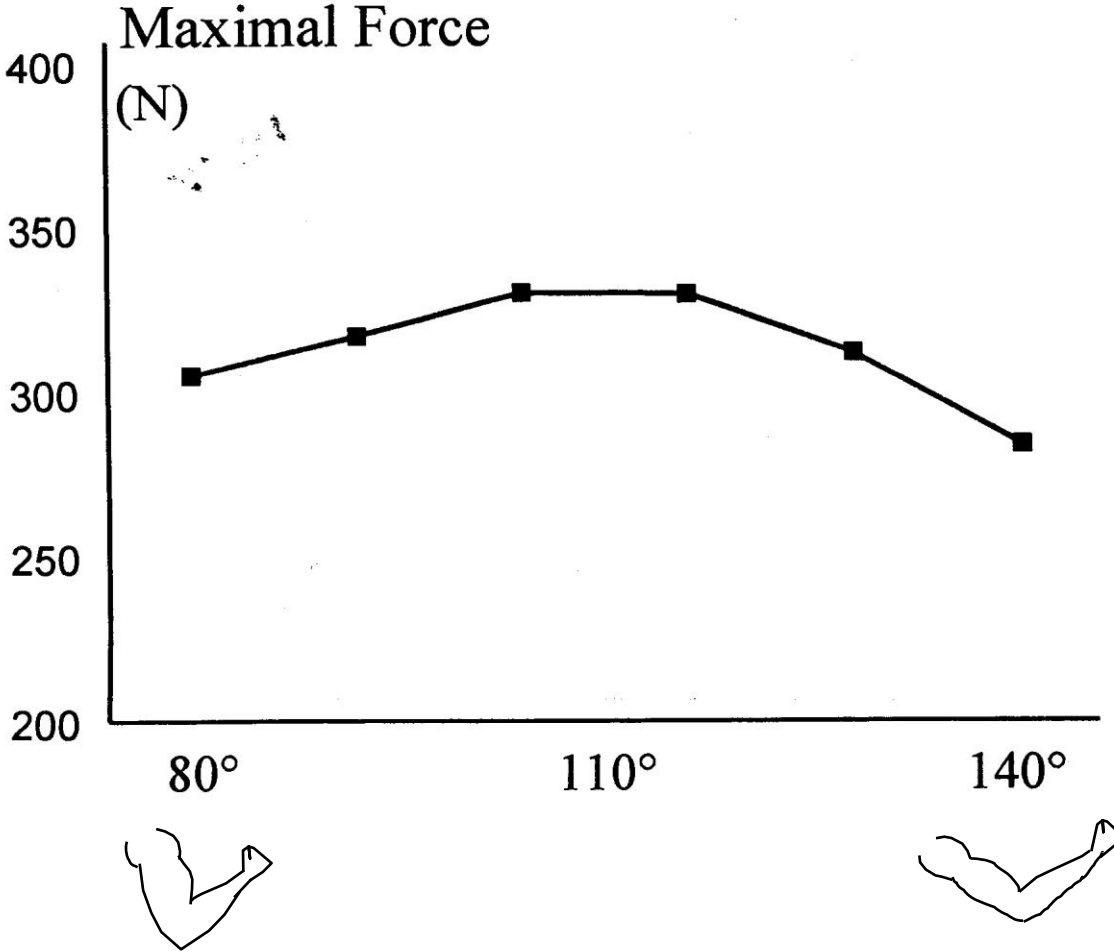


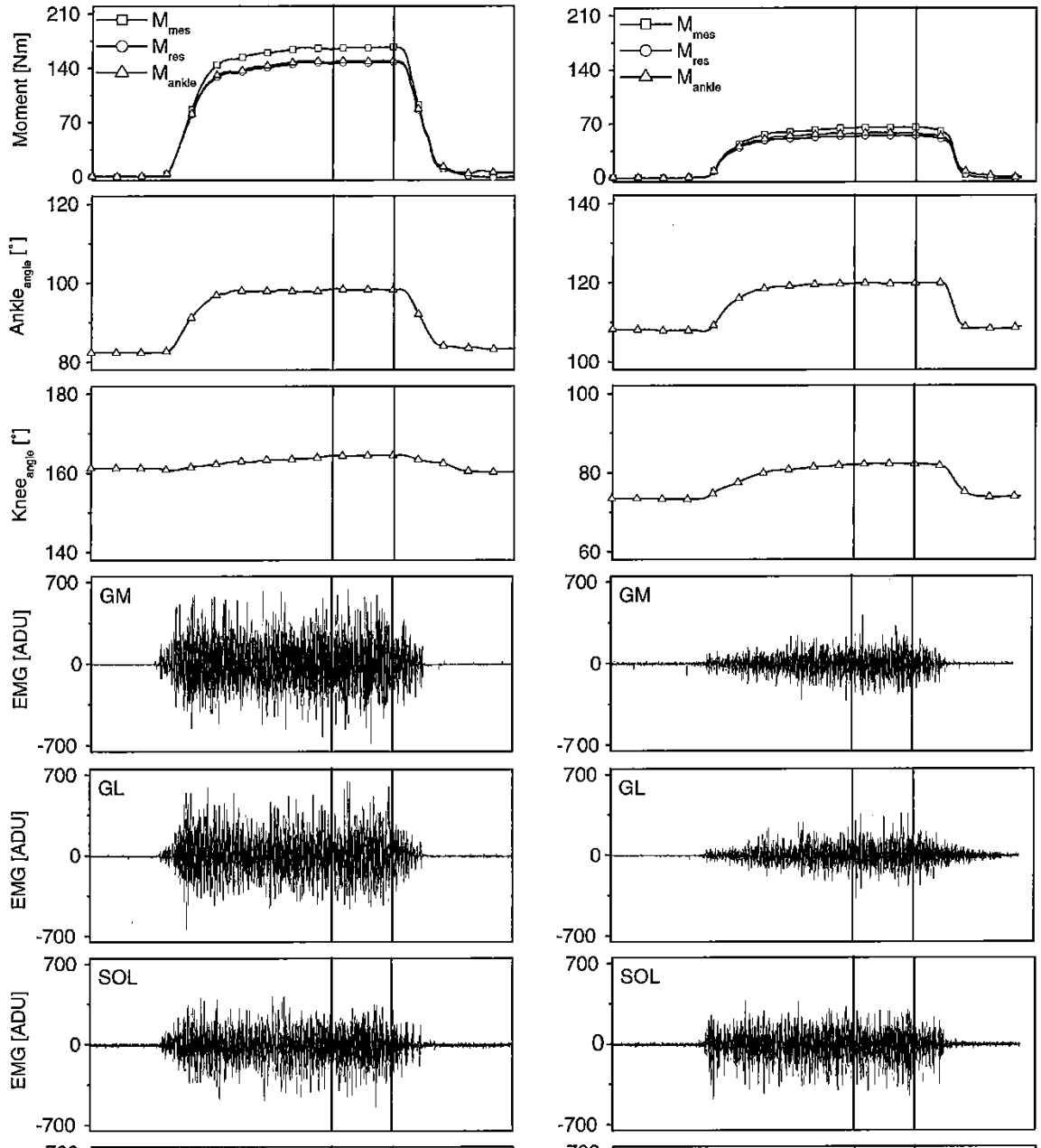
- Lihaslukupun pituus ja kulma muuttuu nivelkulman ja jännitystason myötä



(Ichinose et al 1997)

- Nivelkulman vaikutus

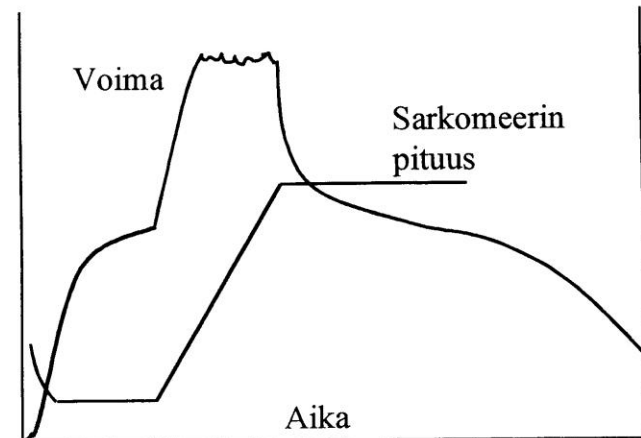




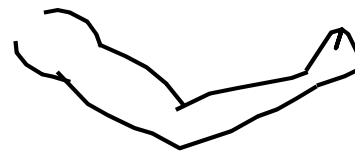
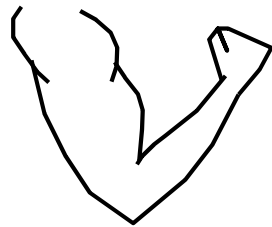
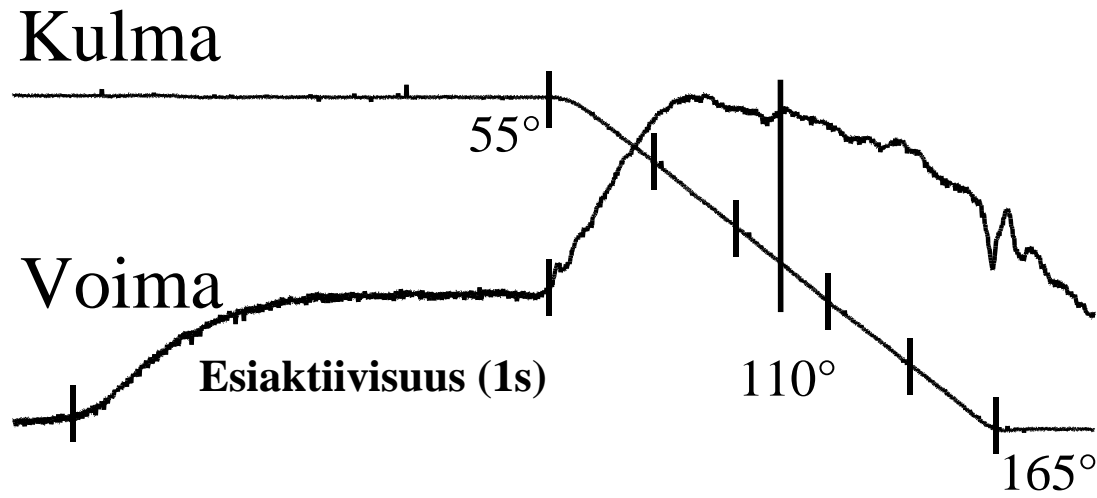
# Lihastyötavan vaikutus voiman tuottoon

- Isometrinen, lihas-jännekompleksin pituus ei muutu eikä liikettä tapahdu (lihaksen tuottama voima = kuorma)
- Konsentrinen, aktiivinen lihas lyhenee (lihaksen tuottama voima > kuorma)
- Eksentrinen, aktiivinen lihas pitenee (lihaksen tuottama voima < kuorma)

Kun isometrisessä tilanteessa tulee äkillinen venytys (eksentrinen), voima kasvaa eristetyssä lihassarkomeerissa

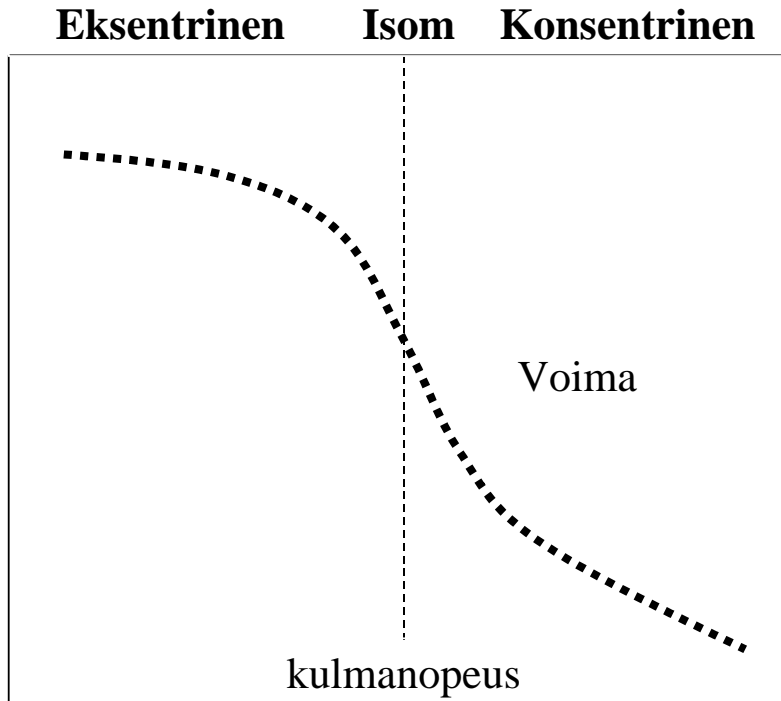


# - lihasryhmällä

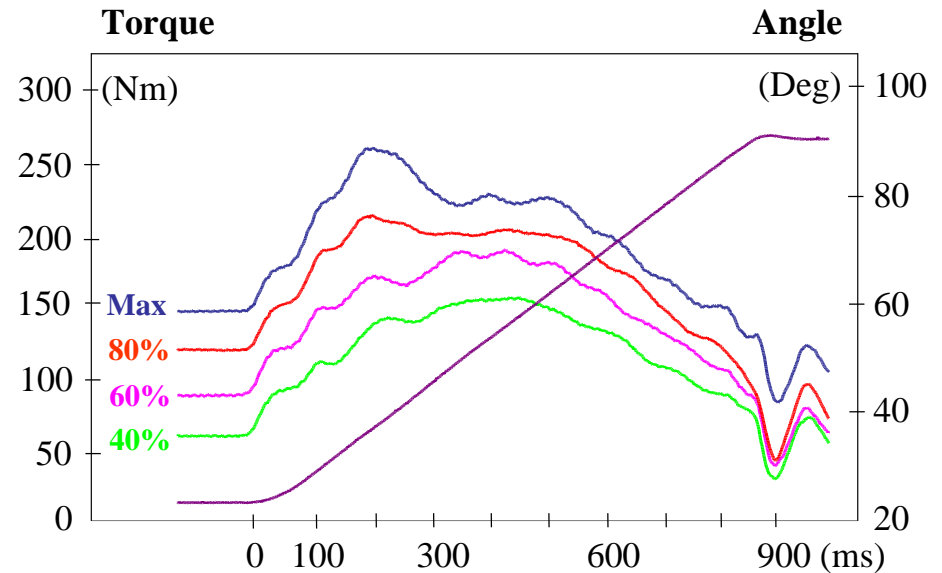




Eksentrisessä työssä vaikea  
ylläpitää maksimaalista  
voimatasoa koko liikkeen ajan

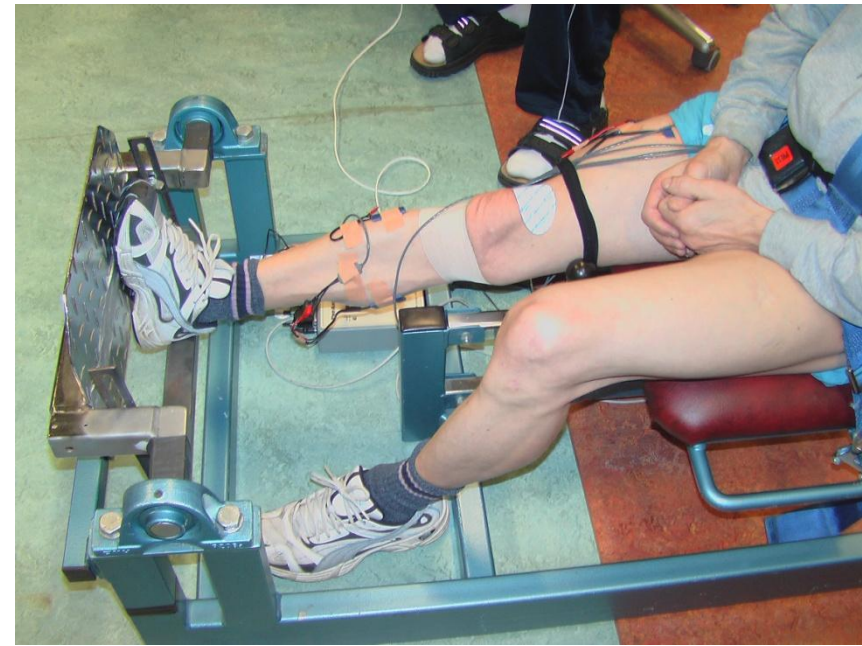


(Komi 1973)



# Passiivinen twitch

- Stimulointi rentoon lihakseen
- Intensiteettiä kasvatetaan kunnes voimantuotto lakkaa kasvamasta



- Testattavan asento mahdollisimman rento mutta stabiili - > häiriöiden minimointi

Pulssin kesto: rajoitettu 200 $\mu$ s

Virtakerroin: 10x

Stimulointi



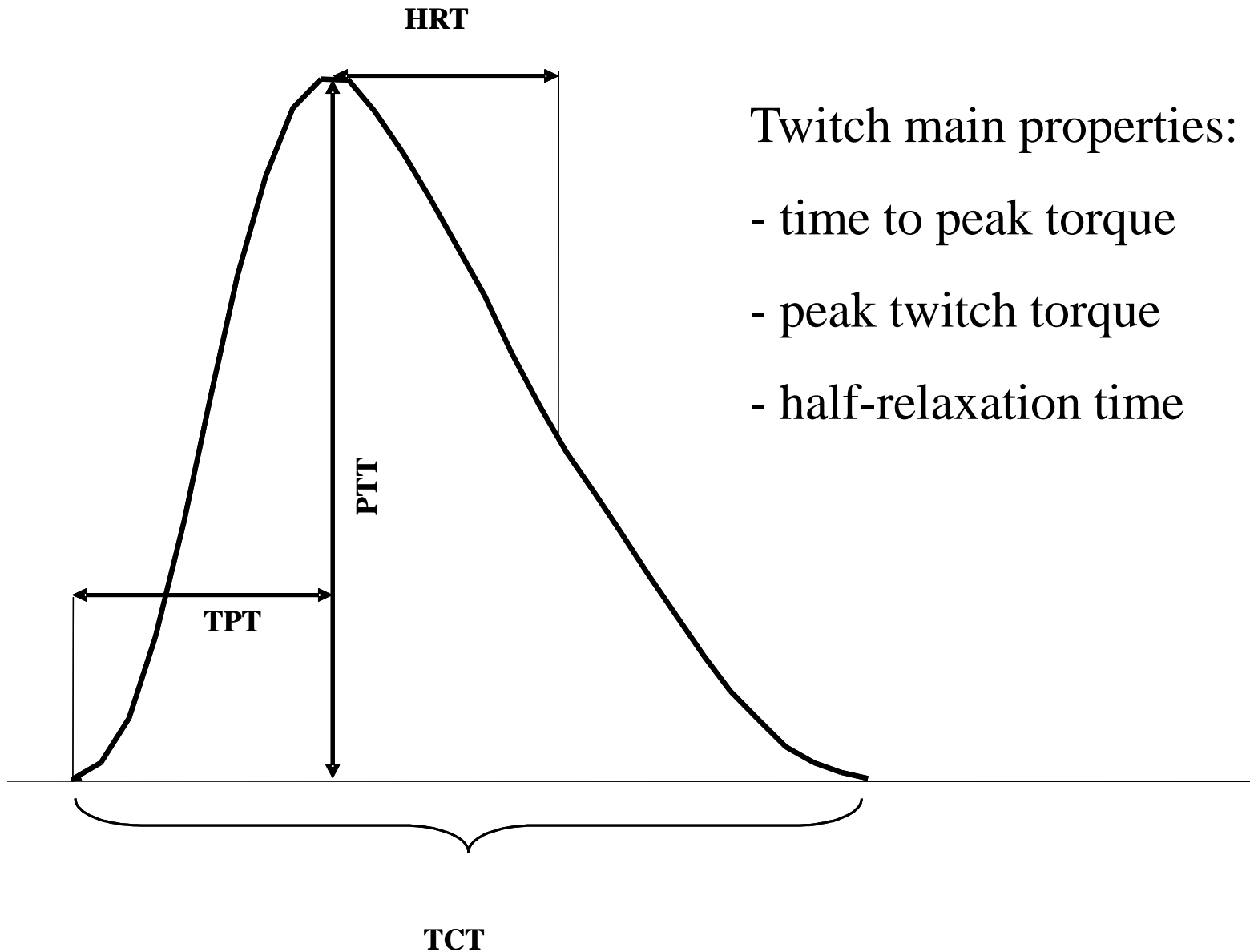
Virtakytin

Jänniterajoitin:

Intensiteetin säätö!!!!

Resetointi -> suoritettava  
aina käynnistyksen  
yhteydessä

# Twitch characteristics

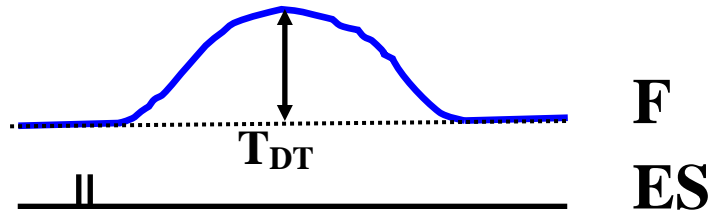


Twitch main properties:

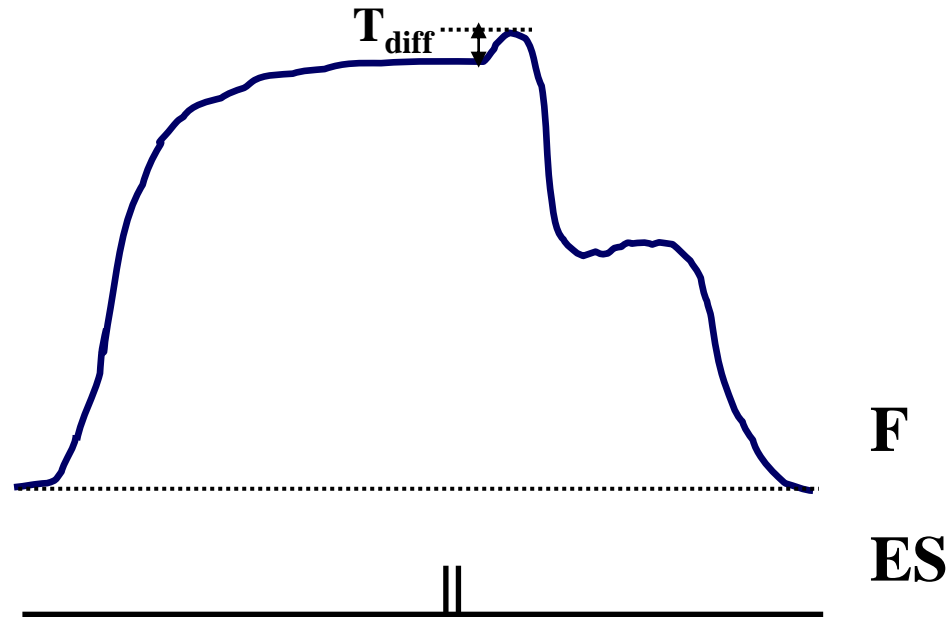
- time to peak torque
- peak twitch torque
- half-relaxation time

# MVC + Activation Level

Passive



MVC



$$AL = (100\% - (T_{diff} / T_{DT} \bullet 100\%))$$

# MVC + Activation Level



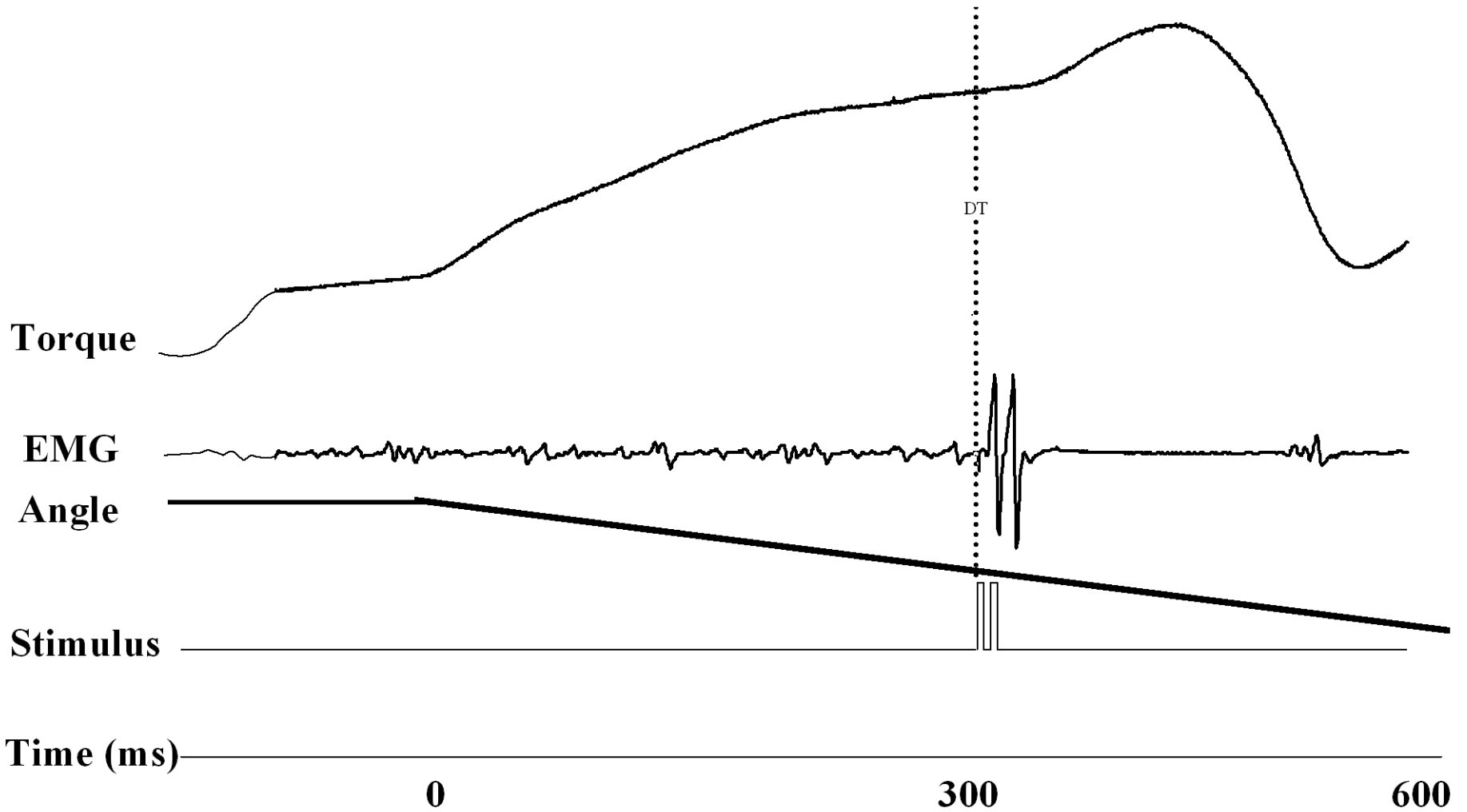
- Jalan tuenta tyynyä vasten
- Häiriöiden väheneminen

- Mahdollisimman suuren pinta-alan kattaminen
- Tupla-stimuluksen käyttö
- Ongelma: Stimuluksen sattuminen MVC:n aikaan
- Korjauskerroin D

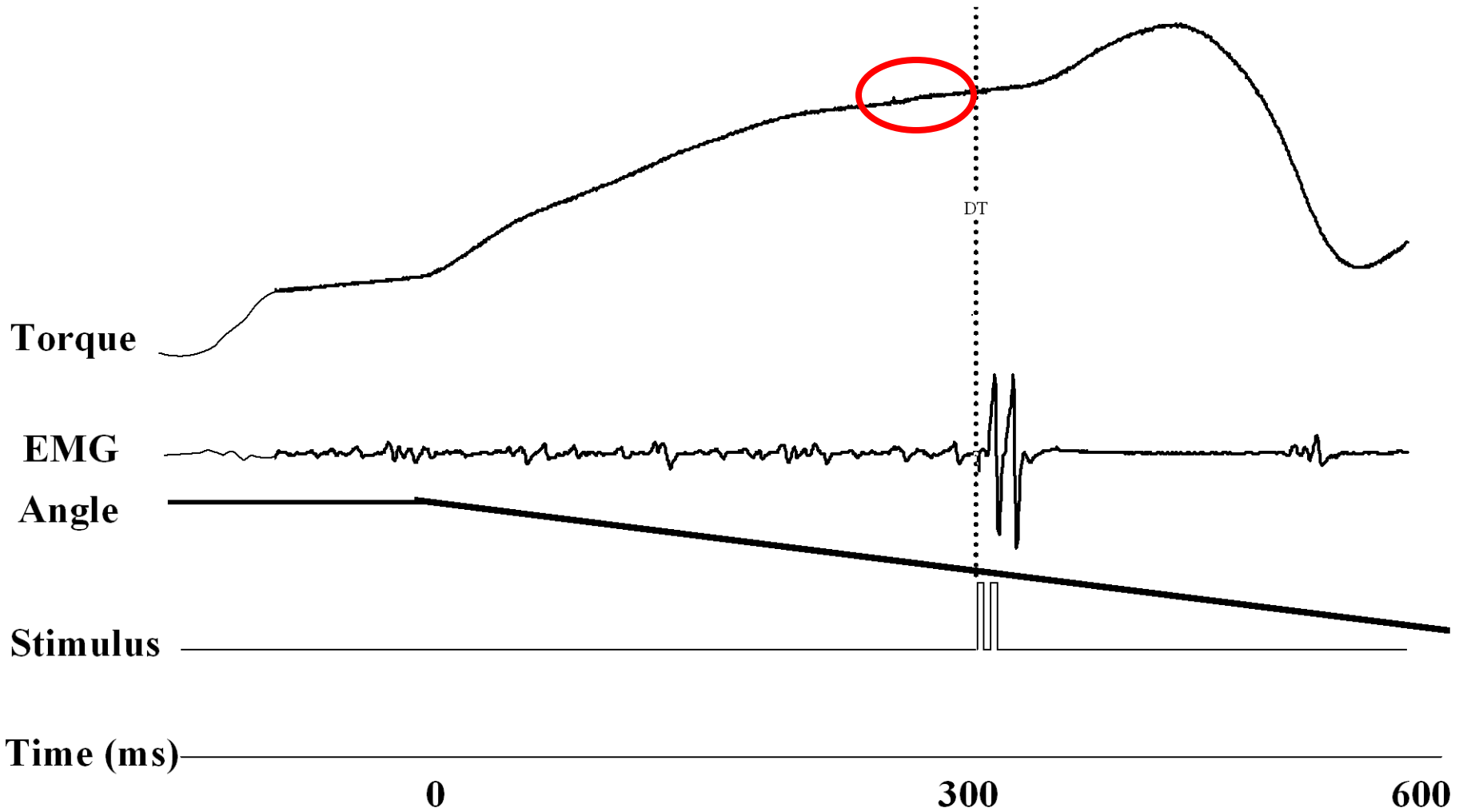
Komi & Strojnik, 1998

$$AL = (100\% - D \cdot (T_t / T_{tmax}) / T_{dt} \cdot 100\%)$$

# Activation level

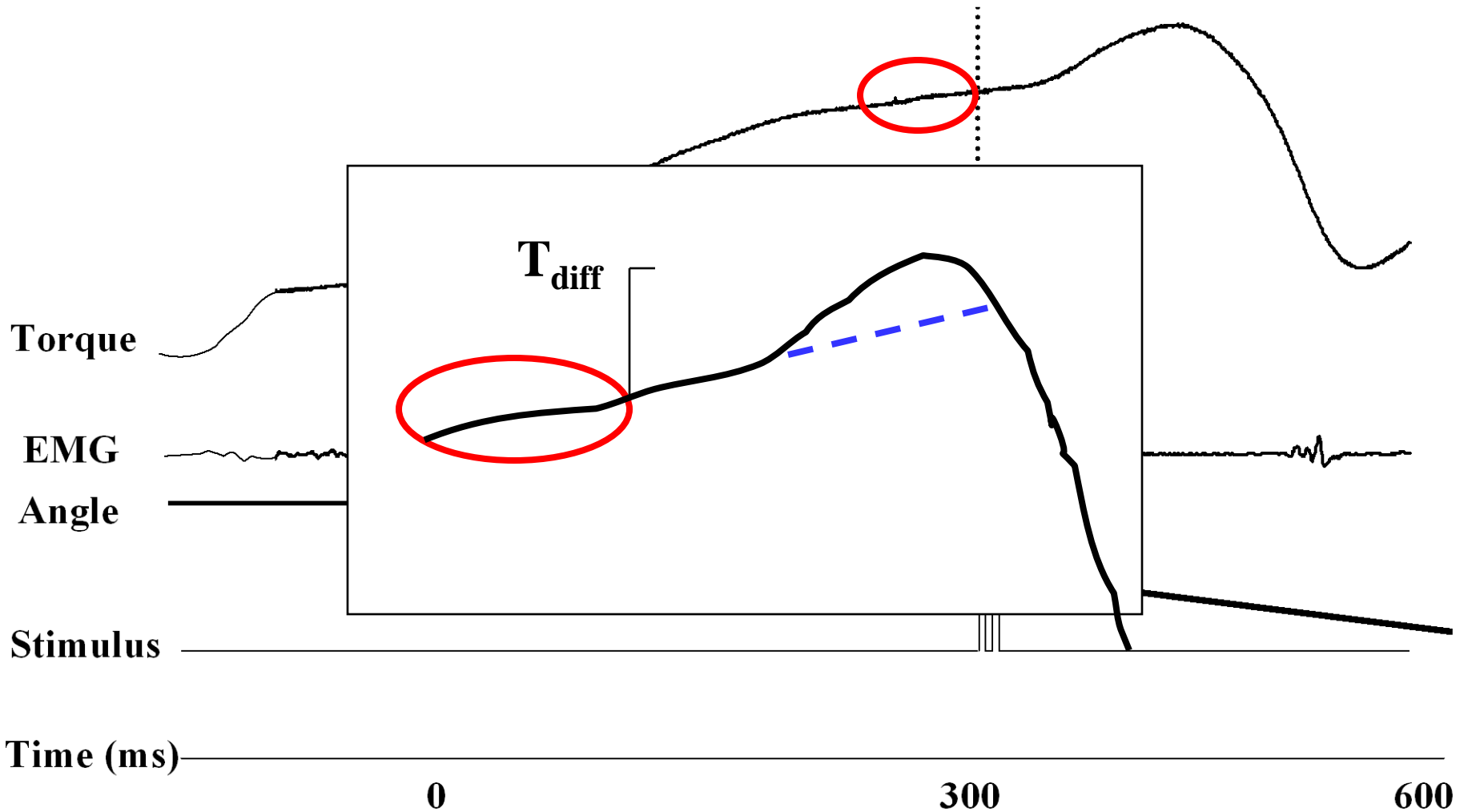


# Activation level





# Activation level



$$AL = (100\% - (T_{diff} / T_{DT} \cdot 100\%))$$

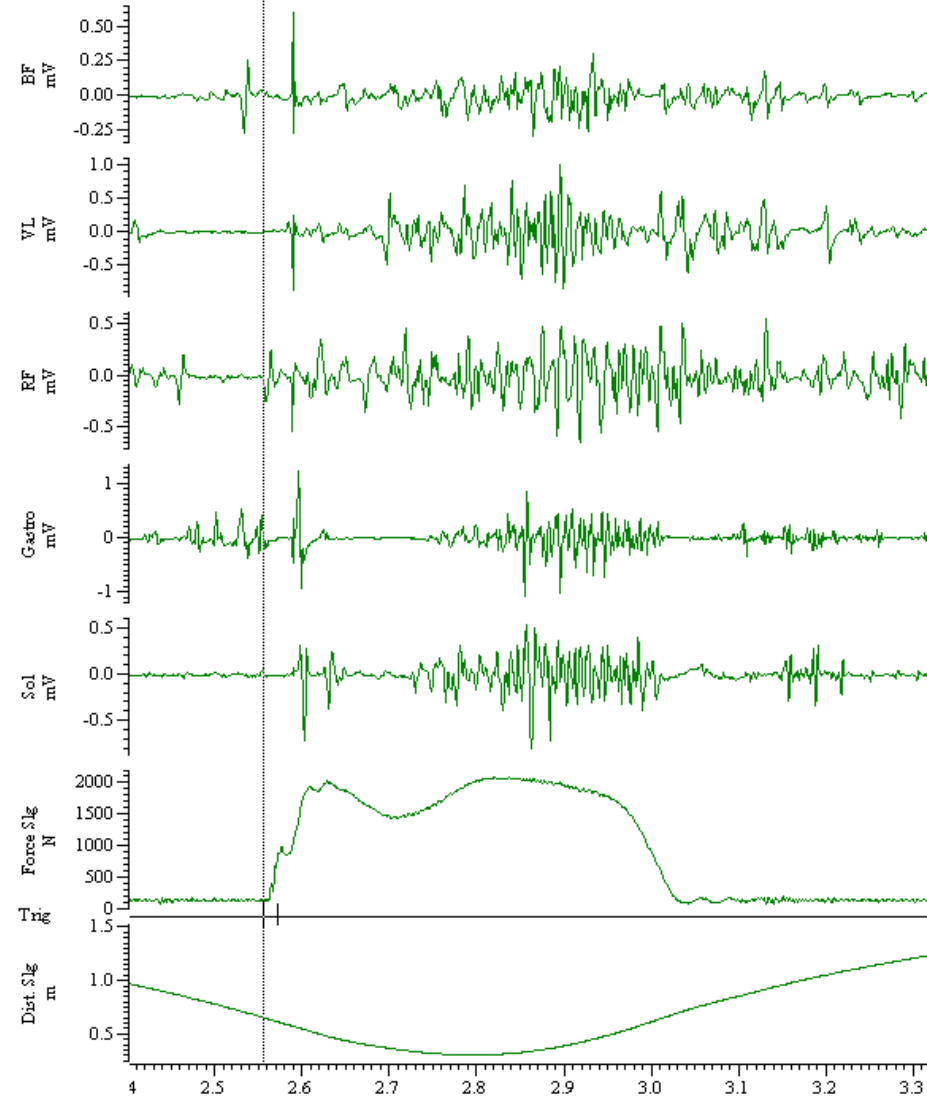
# CED Power 1401 A/D-muunnin



DAC Outputs: Ulkoisen laitteen ohjaaminen ohjelmallisesti  
esim. stimulaattorin ohjaaminen  
voimasignaalin perusteella

A screenshot of the Spike2 software interface. The main window shows the "Sampling configuration" dialog box. The "Channels" tab is selected, and the "Output selection" is set to "Use graphical editor". The "Sequencer jumps controlled by" is set to "Keyboard and sequencer control panel". The "Sequencer time resolution (ms)" is set to 1. The "Show time as milliseconds in the graphical editor" checkbox is checked. The "Sequence uses digital output bits" section has checkboxes for bits 15, 14, 13, 12, 11, 10, 9, and 8, with bit 8 checked. The "Sequence uses DAC outputs" section has checkboxes for outputs 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, and 0, with output 0 checked. The "DAC settings" section has "Full-scale" set to 5, "Zero" set to 0, and "Units" set to V. The "Graphical editor..." button is visible. Below the dialog box is the "Graphical sequence editor" window, which shows a timing diagram with channels U, A, C, D, I, G, and 8. The diagram shows a pulse on channel U. The "Timing faults : 2" is displayed. The "Current Section" is set to "Initial". The "Wait at 1 ms" button is visible, along with "Channel above" and "Channel" dropdowns, "At (ms)" and "Threshold" input fields, and "OK", "Cancel", and "Help" buttons.

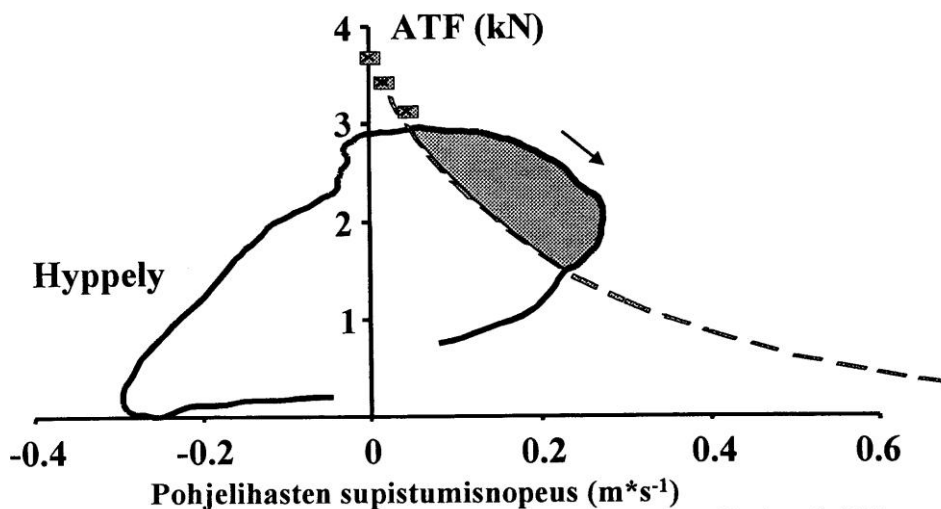
# Stimulointi ulkoista signaalia hyväksikäyttäen



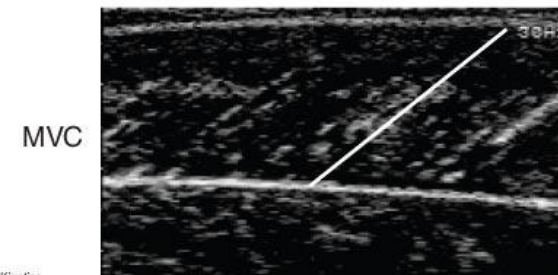
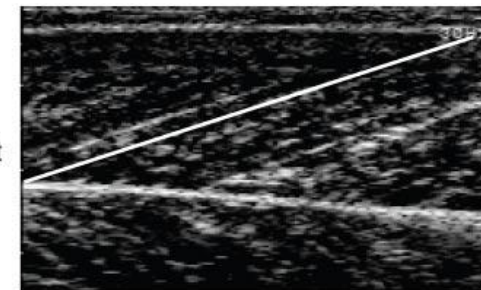
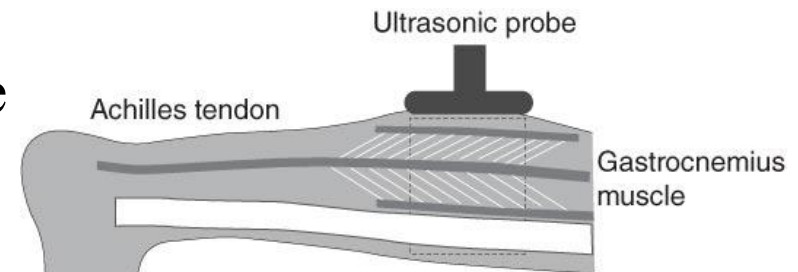
Piirainen et.al. 2008

# Venymis-lyhenemis sykli (Stretch shortening cycle)

- luonnollinen liike
- eksentrisen vaihe edeltää konsentrista vaihetta elastisen energian hyödyntäminen
  - mahdollisimman lyhyt viive
  - lyhyt ja nopea venytys
- refleksivaste

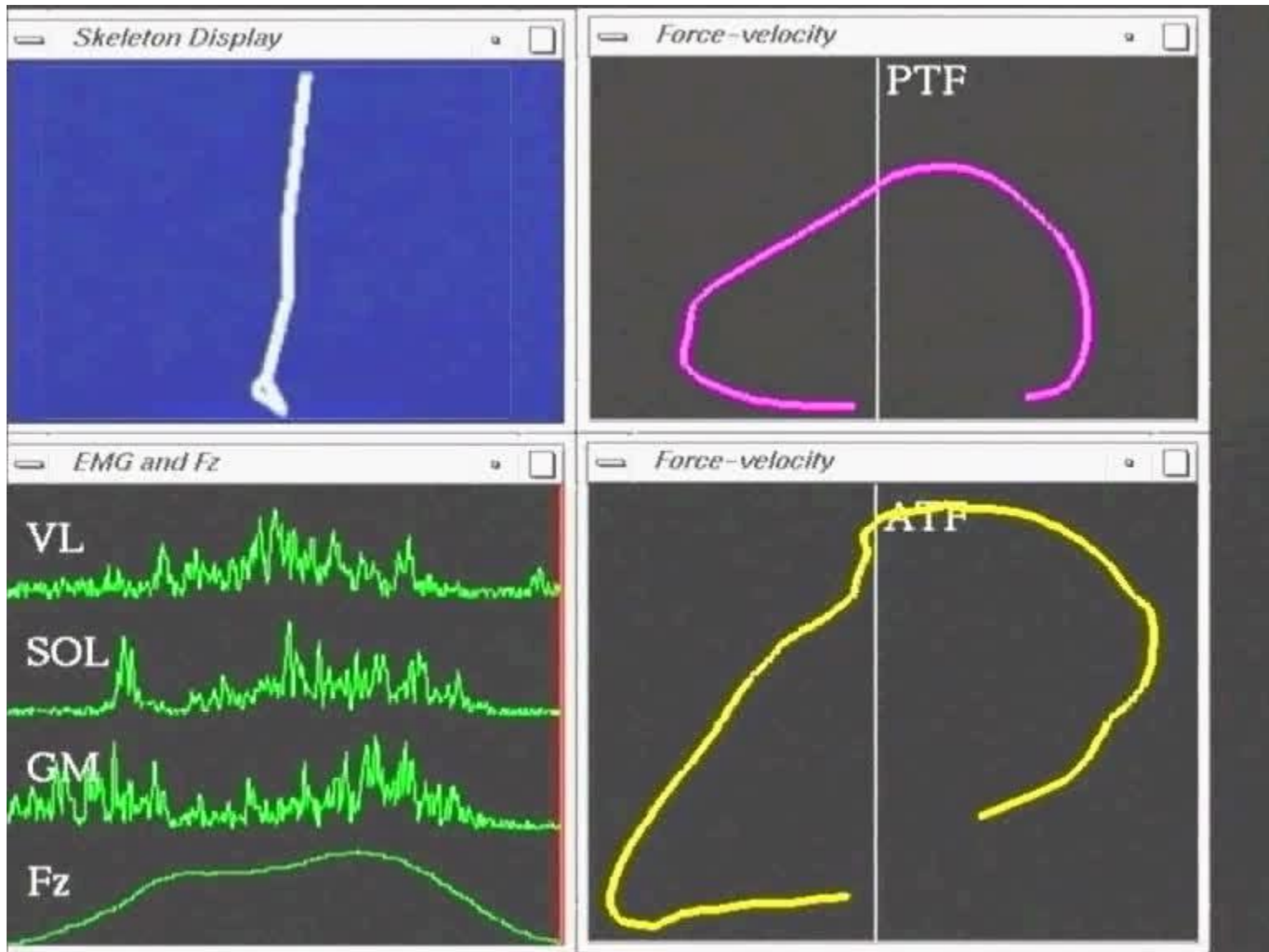


Finni et al. 1998



© 2008 Human Kinetics

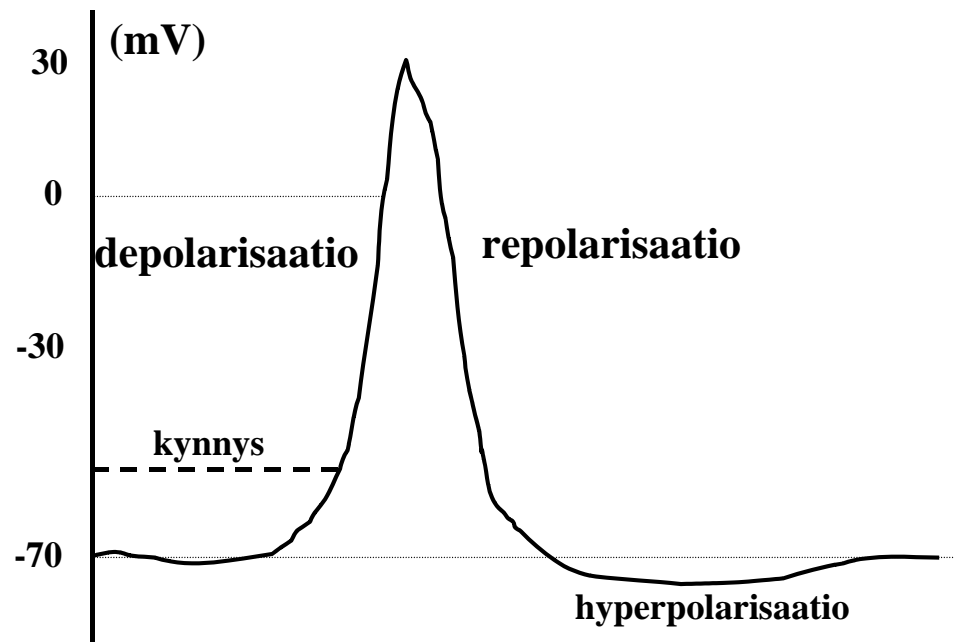
# Biomechanical visualization and modeling (BMVM)



# EMG (Electromyografia)

- lihasten sähköisen aktiivisuuden mittaamista
- kalvojännite lepotilassa n.  $-70\text{mV}$
- depolarisaatio: natrium solun sisään, solunsisäinen varaus muuttuu positiiviseksi
- repolarisaatio: kalium ulos, solunsisäinen varaus muuttuu negatiiviseksi

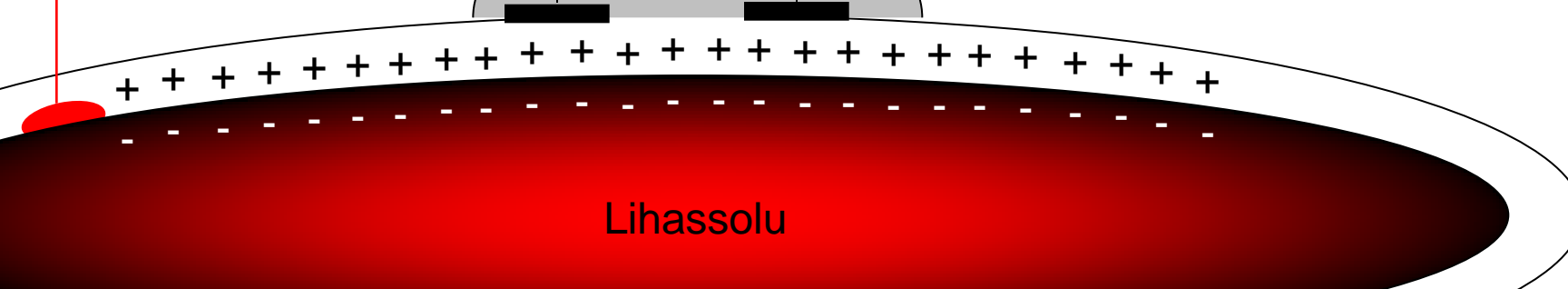
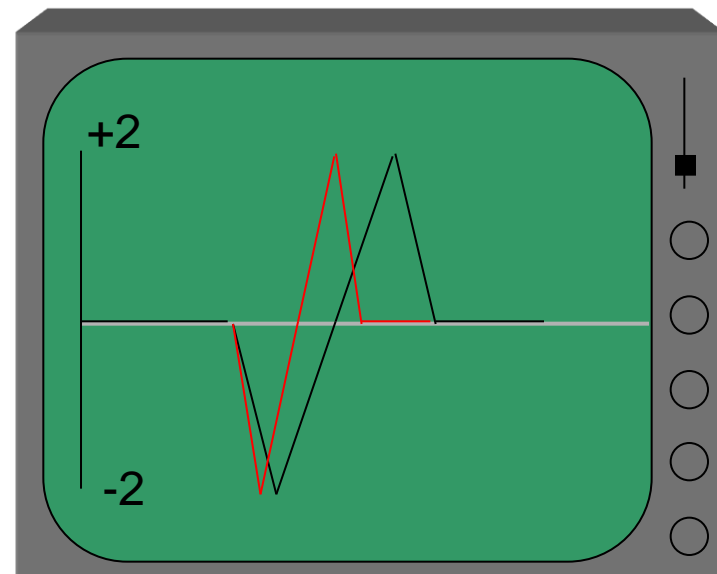
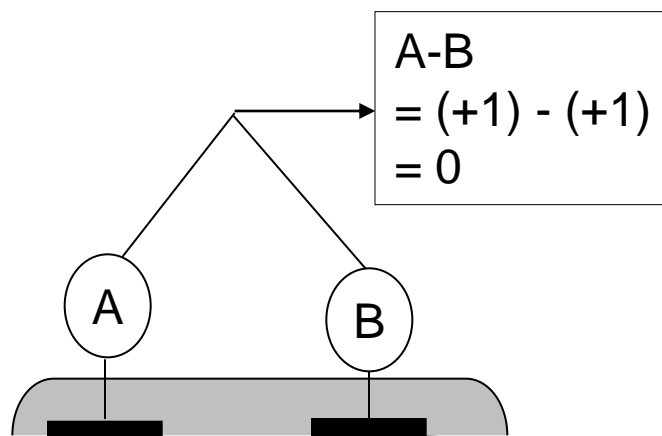
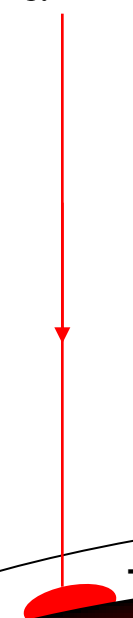
## aktiopotentialiaali



# EMG-signaali

Lihassolukalvon johtumisnopeus  
määrää signaalin “terävyyden”  
= taajuus

$\alpha$ -mn



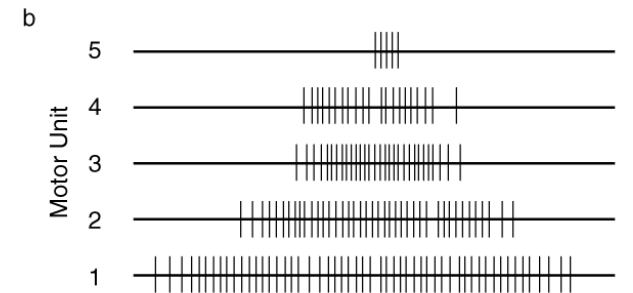
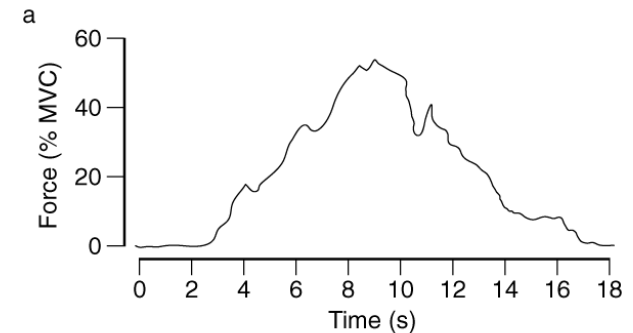
# Motoristen yksiköitten rekrytointi ja syttymistiheys

## A. Rekrytointi (recruitment)

- ensin pienet ja hitaat, sitten suuret ja nopeat (Henneman's size principle)
- poikkeuksina mahdollisesti eksentriset liikkeet ja erittäin nopeat liikkeet
- uusien motoristen yksiköiden avulla voiman nousu n. 60-80% tasolle, sitten syttymistiheyttä nostamalla
- hitailla soluilla alhaisempi amplitudi kuin nopeilla

## B. Syttymistiheys (firing rate)

- hitailla soluilla alhaisempi maksimaalinen syttymistiheys



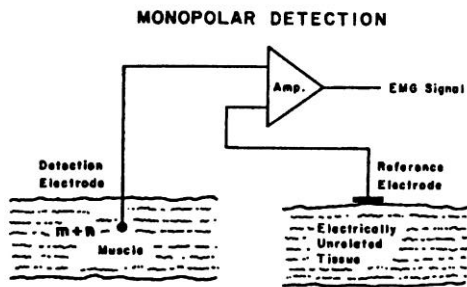
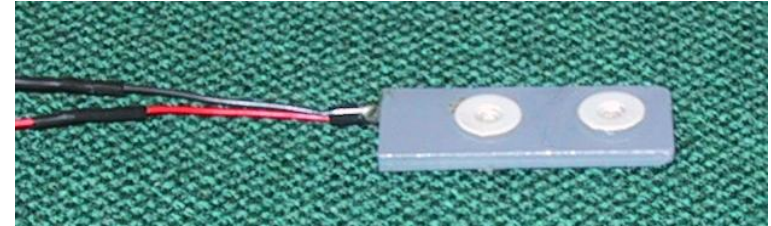


# EMG:n mittaaminen

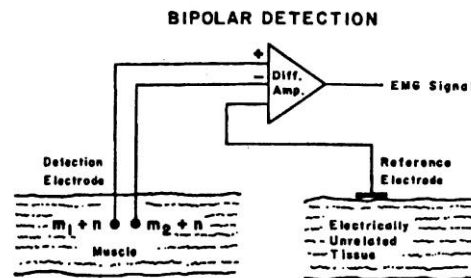
## A. Elektrodityypit

### Pintaelektrodit

- aktiopotentialien summaatio
- mono vs. bipolaarinen



$$G(m+n)$$

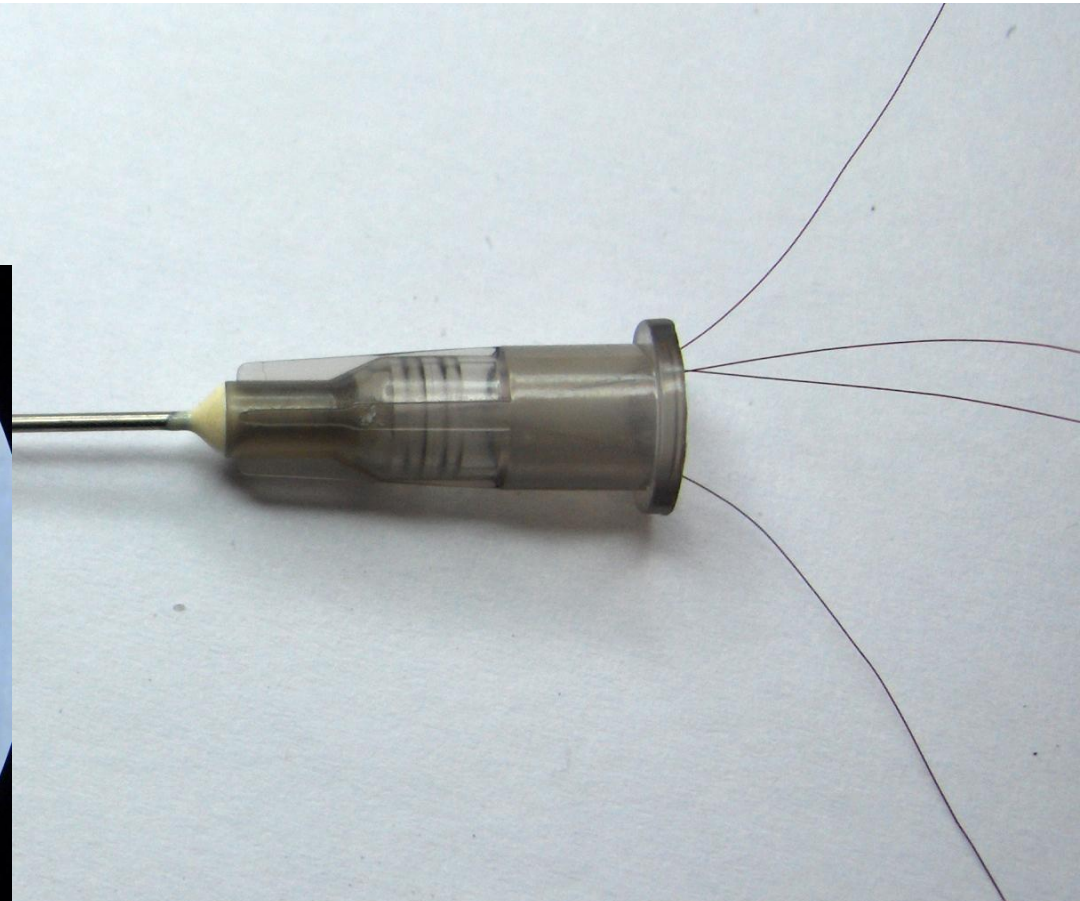
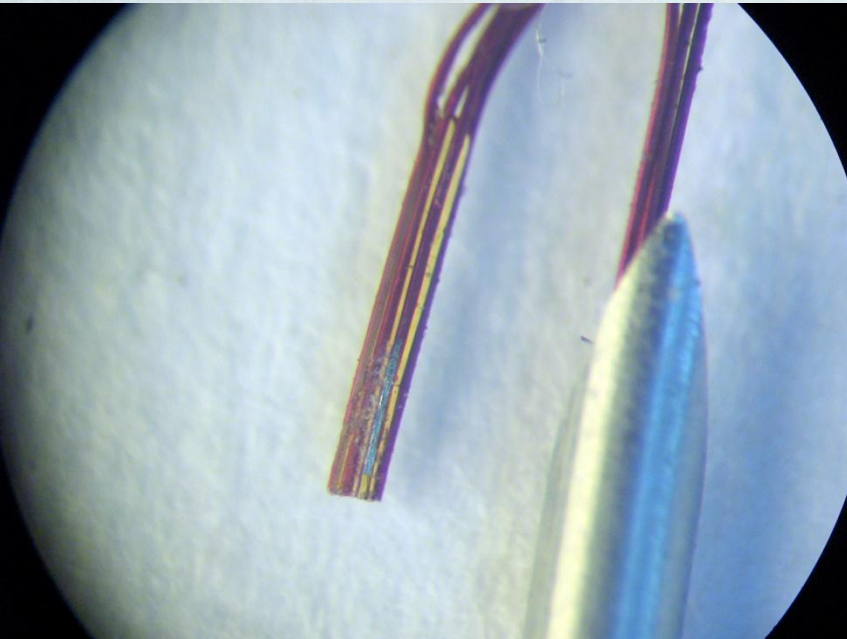


$$G((m_1+n)-(m_2+n)) = G(m_1-m_2)$$

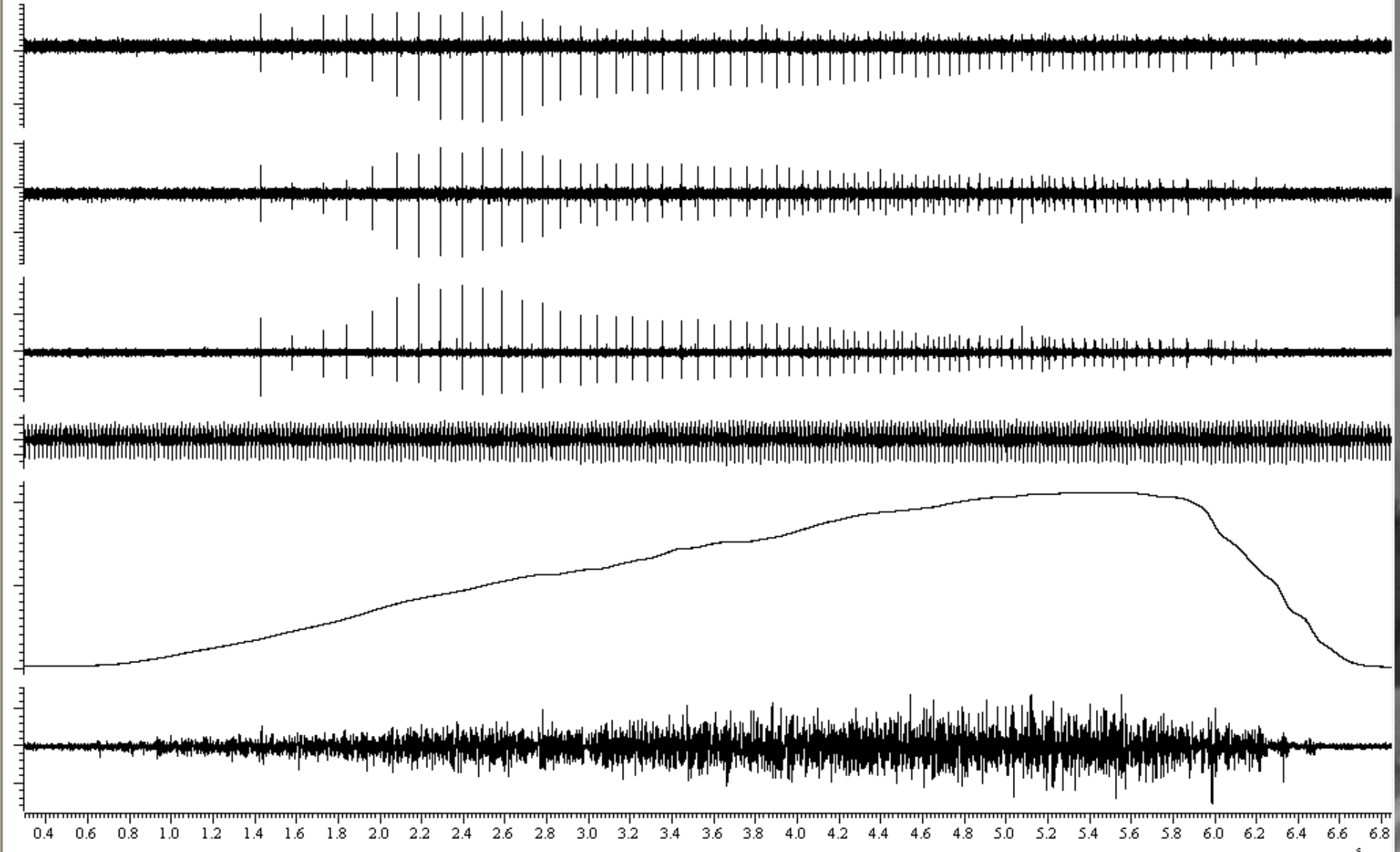

- elektrodinapojen etäisyys, suositus  $\approx 2\text{cm}$
- sijoitus motorisen pisteen ja distaalisen jänteen ja lihaksen kiinnityskohdan puoliväliin (SENIAM)
- kiinnittämistoimenpiteet

**-Neulaelektrodit**

**-Lankaelektrodit**



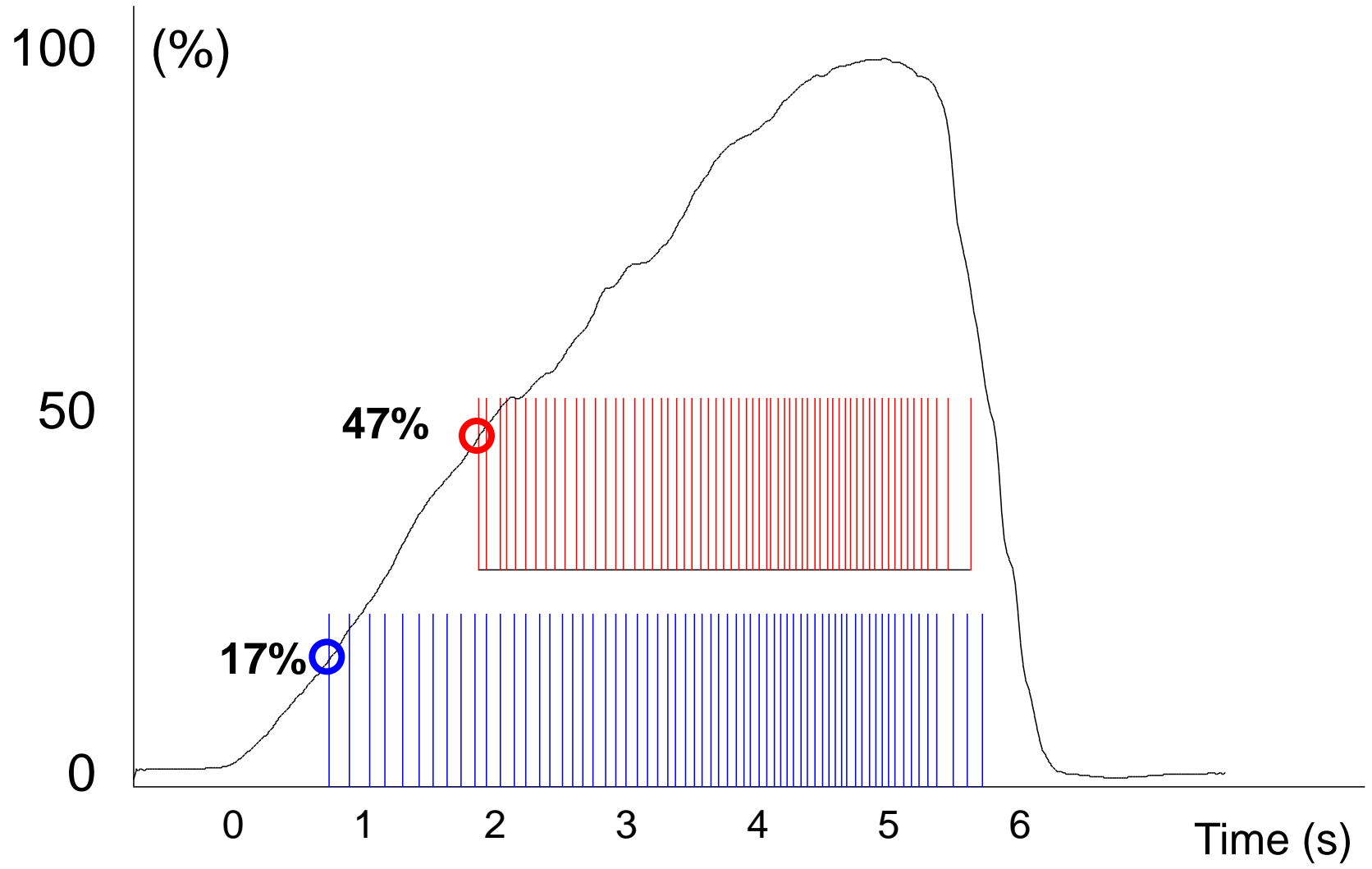
expo\_d expo\_i expo\_r all2bin expoSEMG combof3 Save all2bin2





8380 1.8385555 1.9660 2.0815 2.15 2.1840 2.2910 2.3935 2 2.4910 25 2.5810 35 2.6790 '800 2.7805 565 2.86712.9615 2.962

# Torque

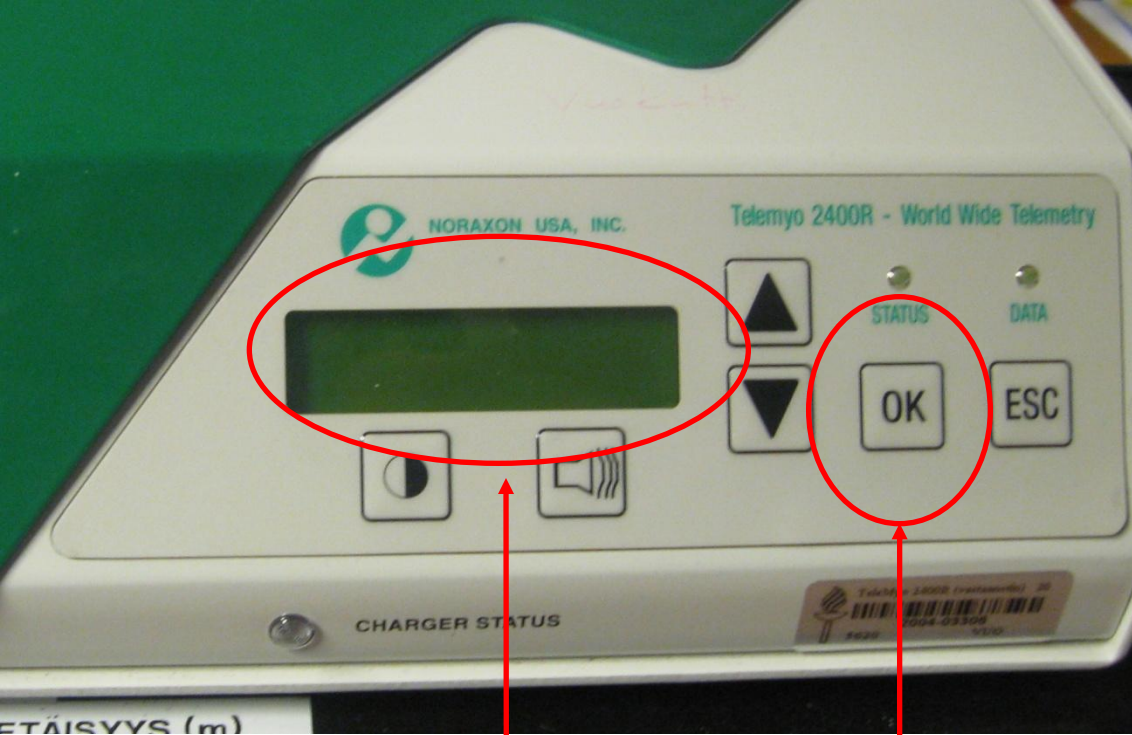


## **EMG vahvistimet**

- rekisteröivät amplitudit pieniä ( $\pm 5\text{mV}$ )
- tuhatkertaiset vahvistukset
- kaistataajuudet (bandwidth) vaihtelevat (1 – 20000Hz)  
riippuen tarkoituksesta
  - pintaelektrodeilla (1 – 500Hz)
  - yksittäiset motoriset yksiköt (100 – 20000Hz)
- telemetria vs. langalliset

## **EMG:n tallentaminen**

- keräystaajuus (sampling frequency) vähintään kaksi kertaa oletettu korkein mitattava taajuus
- A/D muunnos
- vahvistusalue valitaan niin, että signaali on mahdollisimman suuri mutta ei leikkaa yli



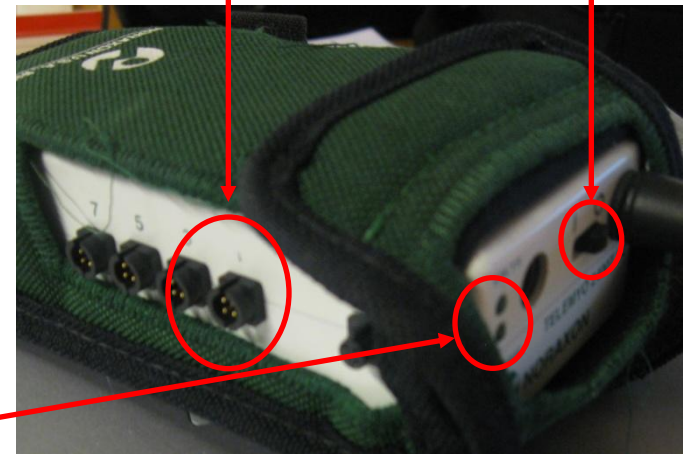
## Noraxon EMG-järjestelmä

Asetukset: kaistanpäästön yläraja 500/1000Hz, kanavien vahvistukset, signaalin vahvuus, mittauksen aktiivisuus

Valintojen kuittaus

Status-led: nopea vilkkuminen = measurement active

Emg-kaapeliin liittimet      Virtakytkin



Mega Electronics

- ME6000

- ME4ISO

- Yhteys tietokoneelle

- Mahdollinen triggauksen käyttö

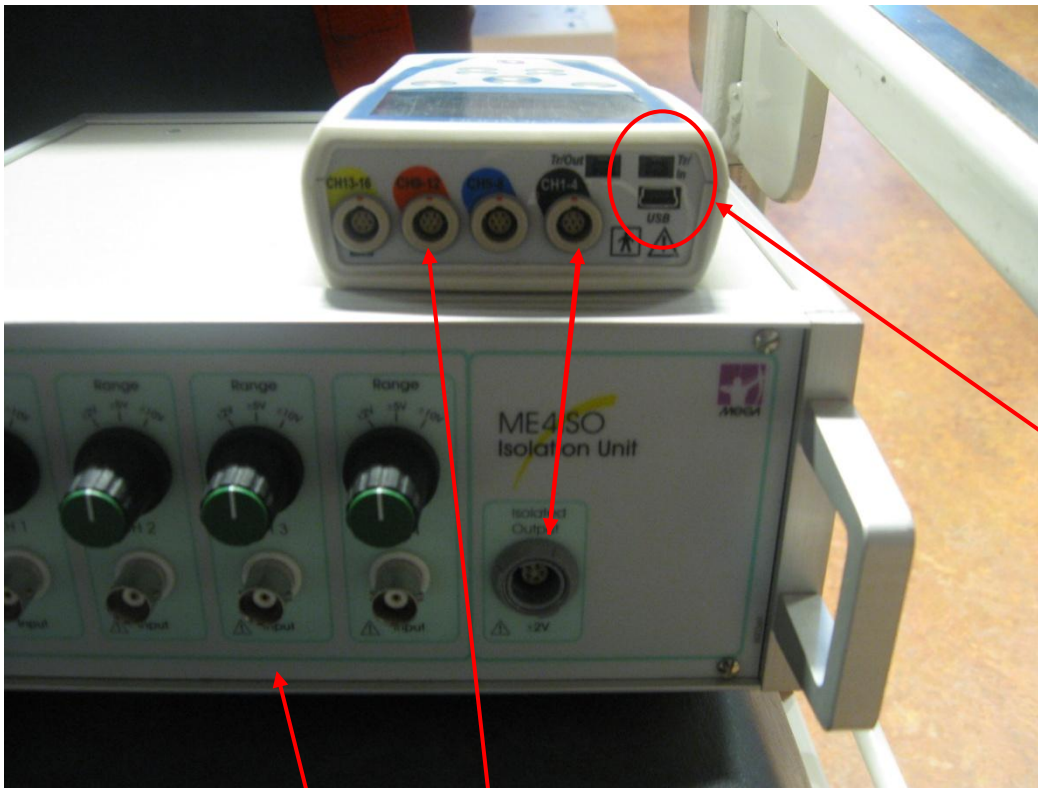
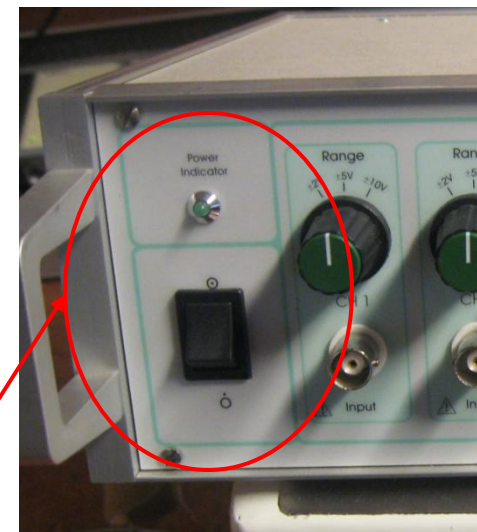
- EMG kaapelit

- Voima signaalit

- Kulmasignaalit

- yms. muut kuin EMG

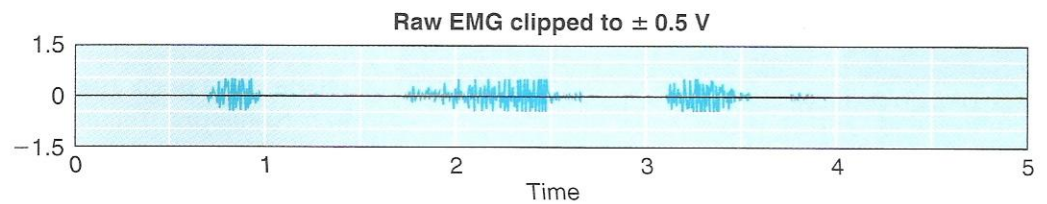
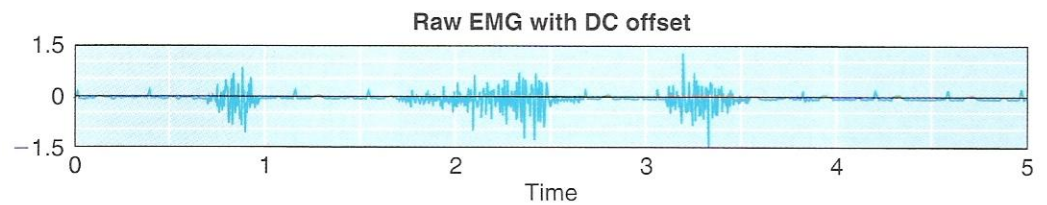
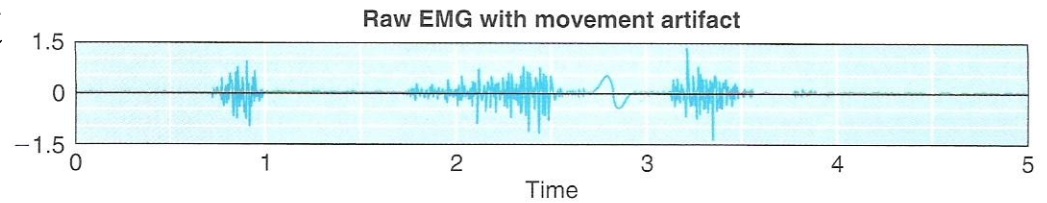
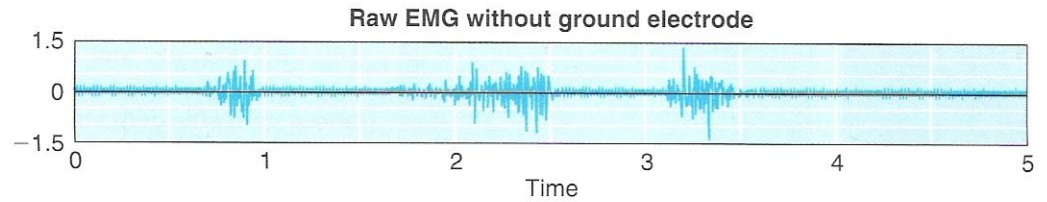
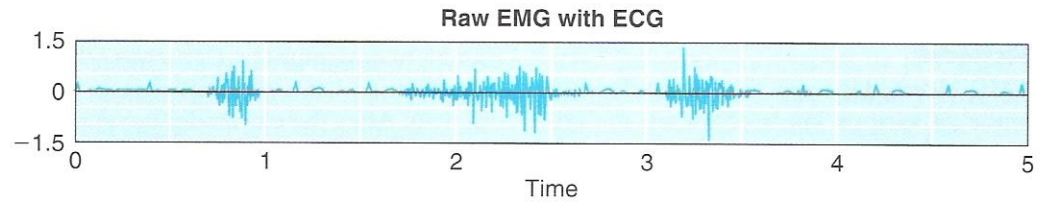
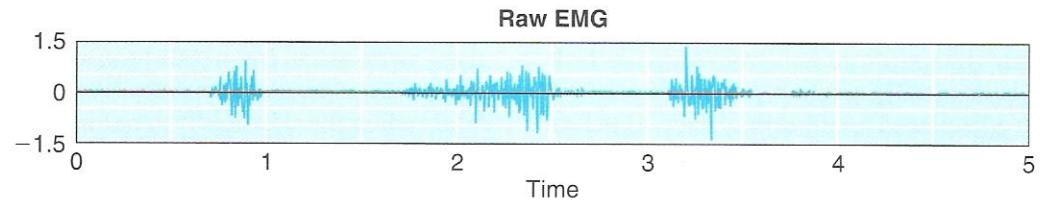
- Kytкин oltava yläasennossa, estää muuten signaalin kulun





# EMG häiriöt

- EKG
- Maadoitus
- Liike
- Nollatason muutokset



# EMG cross talk

- Muista lihaksista tulevaa aktiivisuutta
- Lankaelektrodeilla pieni crosstalk -> pieni mitattava pinta-ala
- Suuri rasvakerros voi kasvattaa crosstalkia
- Voidaan havainnoida visuaalisesti stimuloimalla
- Cross-correlation tekniikka (esim. Matlab)  
= kahden signaalin toisiinsa liittyminen tietyllä aikajaksolla

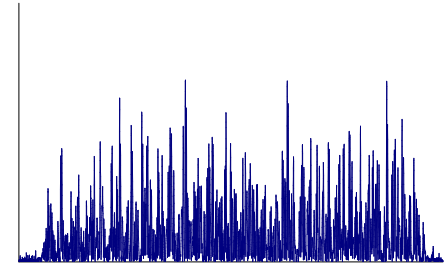
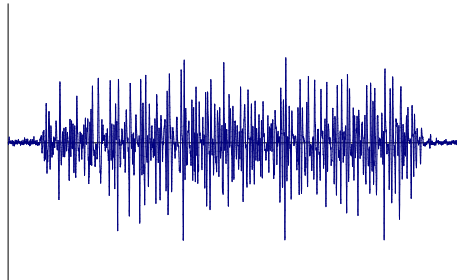
# EMG:n jatkokäsittely

## A. Suodattaminen

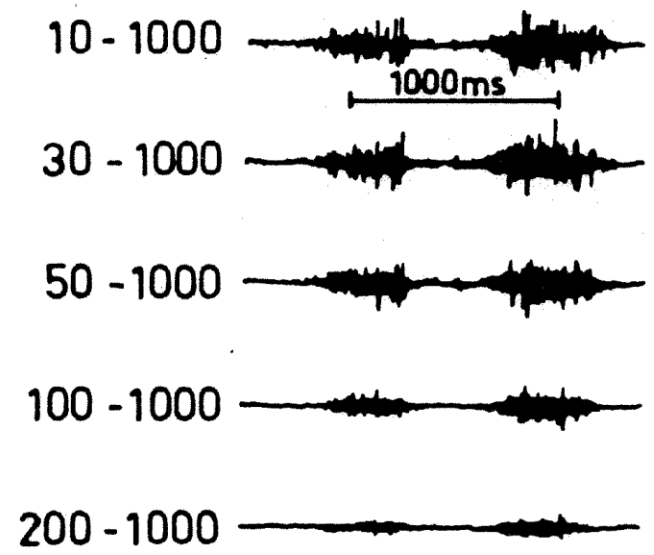
- ylipäästösuodatin (high pass filter), suodatetaan pois esim. kaikki  $< 20\text{Hz}$
- alipäästösuodatin (lo pass filter), suodatetaan pois esim. kaikki  $> 10\text{kHz}$
- kaistanpäästösuodatin (band pass filter), jätetään suodattamatta esim.  $20\text{--}10000\text{Hz}$

## B. Tasasuuntaus, integrointi ja aEMG

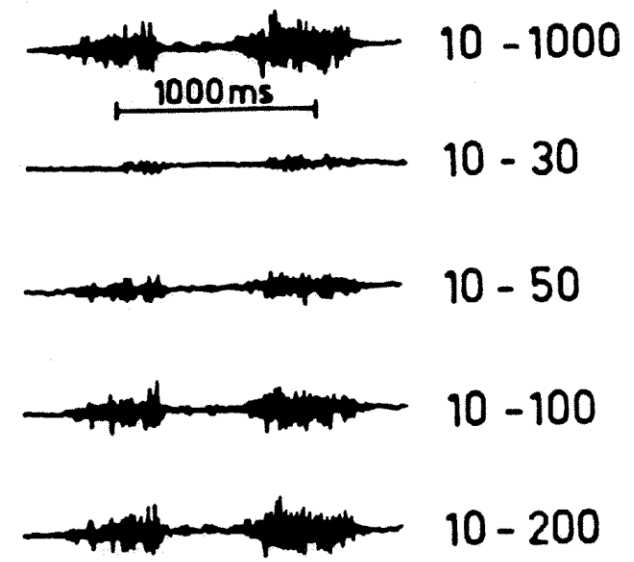
- tasasuuntauksessa raaka EMG signaalin negatiiviset piikit käännetään positiivisiksi (puoliaallon tai kokoaallon tasasuuntaus)



### A. RAAKA EMG



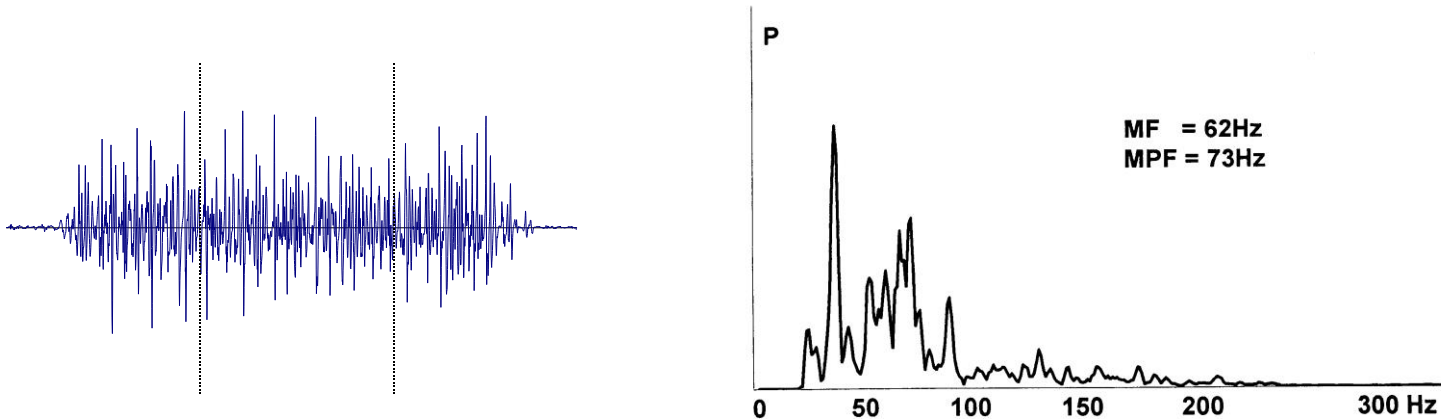
### B. RAAKA EMG



- integroinnissa (IEMG) lasketaan pinta-ala tasasuunnatusta EMG:stä [mVs]
- aEMG tarkoittaa tasasuunnatun EMG:n keskimääräistä amplitudia, joka vastaa integraaliarvoa jaettuna ajalla [mV]

### C. EMG teho-tiheys spektri

- signaalissa tapahtuvat muutokset ajan suhteen
- FFT (Fast Fourier Transformation) muunnoksen avulla signaali muutetaan muotoon, josta on mahdollista tarkastella signaalin vahvuutta eri taajuualueilla



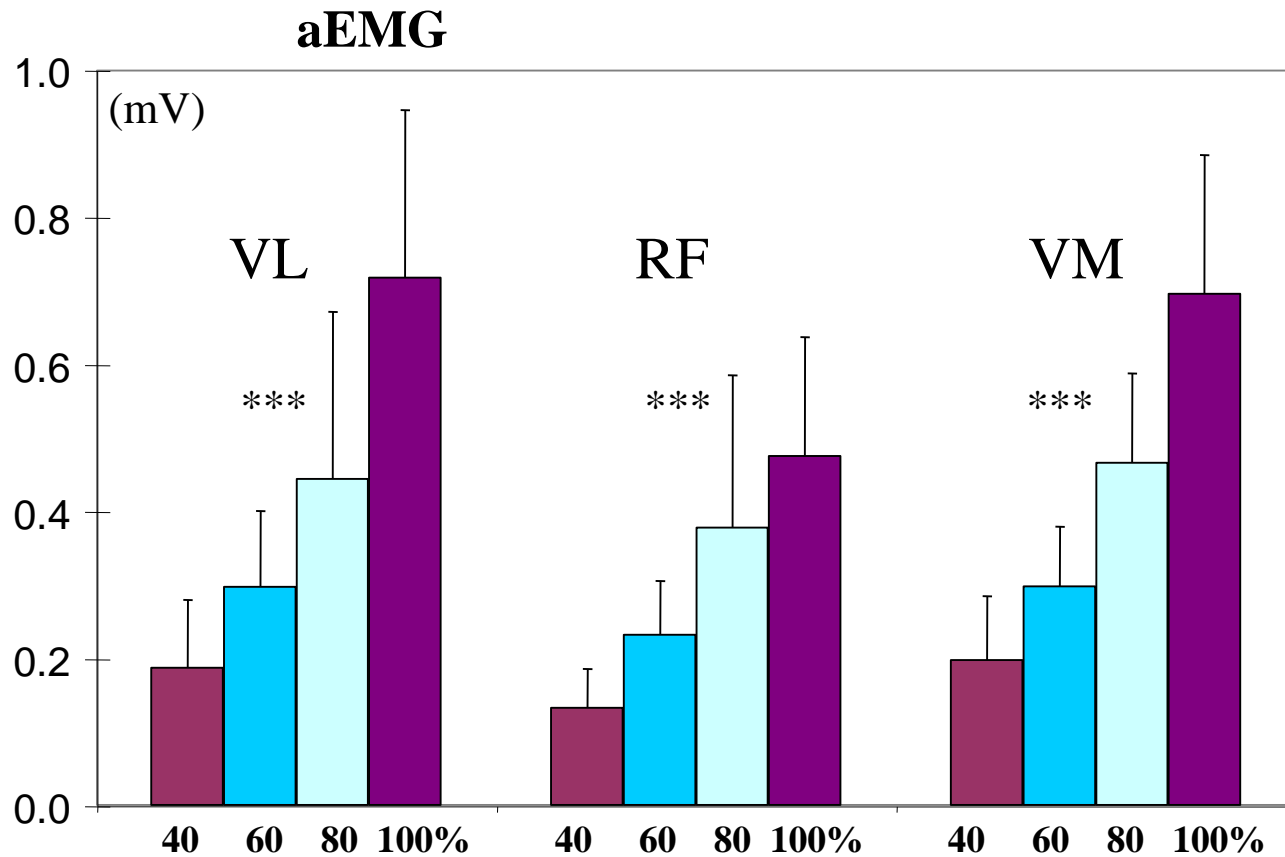
- Median Frequency (MF) jakaa tehoalueen kahteen yhtä suureen osaan
- Mean Power Frequency (MPF) kuvaa keskimääräistä taajuutta
- EMG teho-tiheysspektri siirtyy alhaisemmille taajuuksille väsymyksen myötä
- yhteydessä johtumisnopeuteen solukalvolla
- Motoristen yksiköitten rekrytointi vaikuttaa mutta ei syttymistiheys



[www.seniam.org](http://www.seniam.org)

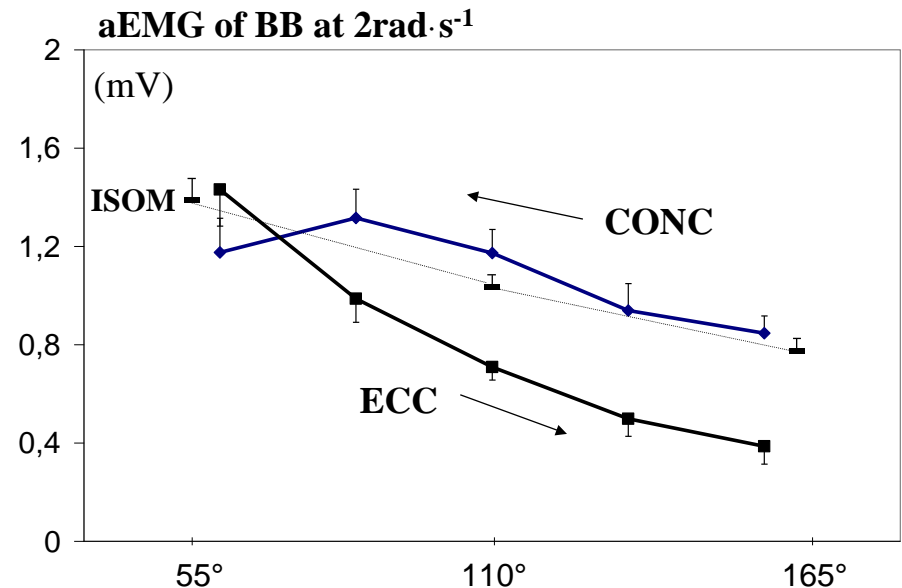
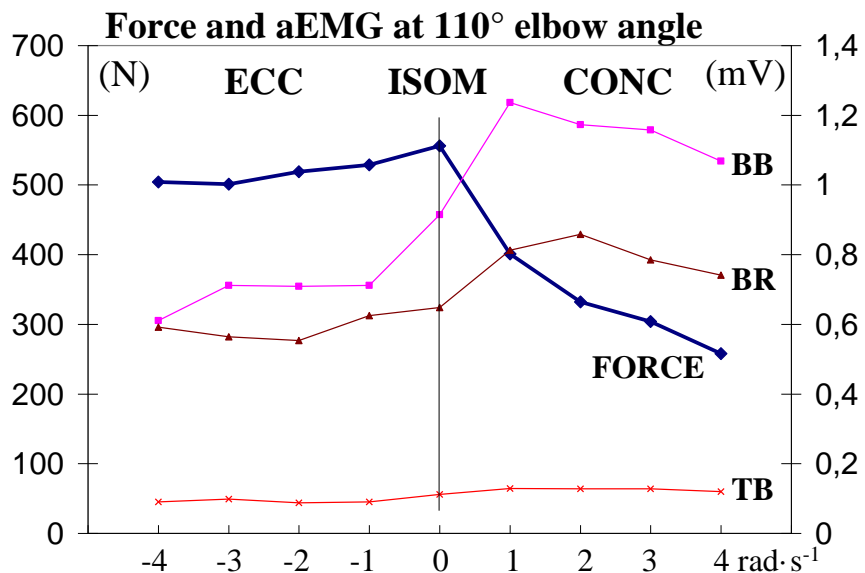
# EMG/voima suhde

- isometrisessä lihastyössä ei-lineaarinen kasvu



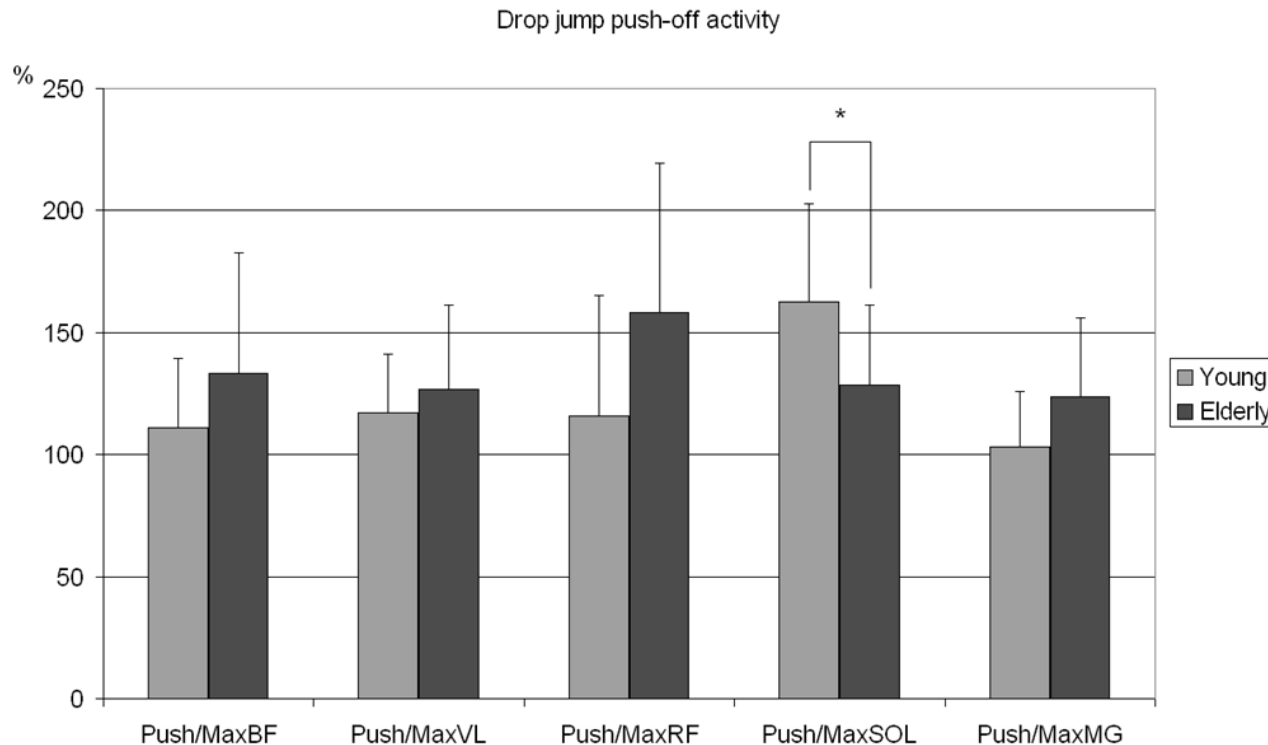


- submaksimaalisessa väsytyksessä EMG kasvaa
- maksimaalisessa väsytyksessä EMG laskee
- konsentrisen EMG > eksentrisen EMG submaksimaalisessa suorituksessa
- maksimisuorituksessa yhtä suurta EMG:tä mutta eksentrisessä voi pudota liikkeen aikana (vrt. voima)



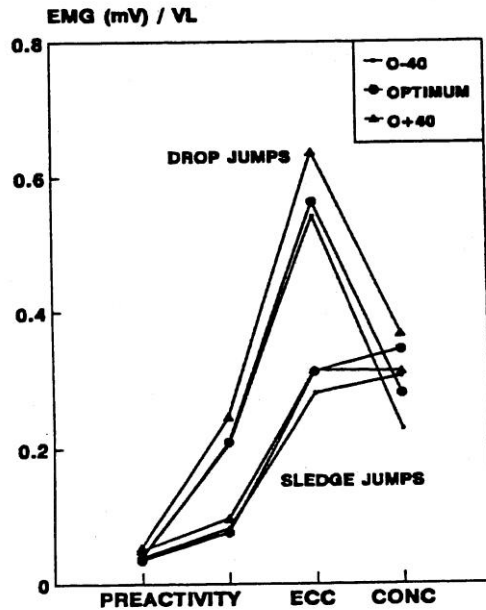
# EMG/EMG-suhde tai maksimi EMG

- Submax suorituksissa prosentuaalinen osuus -> suhteutetaan maksimi EMG arvoon
- Suhteuttaminen max M-aaltoon
- Voimantuoton arviointi, eri suoritusvaiheet
- U



- Venymis-lyhenemis sykli
  - esiaktiivisuus ennen eksentristä vaihetta lisää lihaksen jäykkyysominaisuuksia
  - riippuu suorituksesta ja lihaksesta onko eksentrisen EMG suurempaa kuin konsentrisen

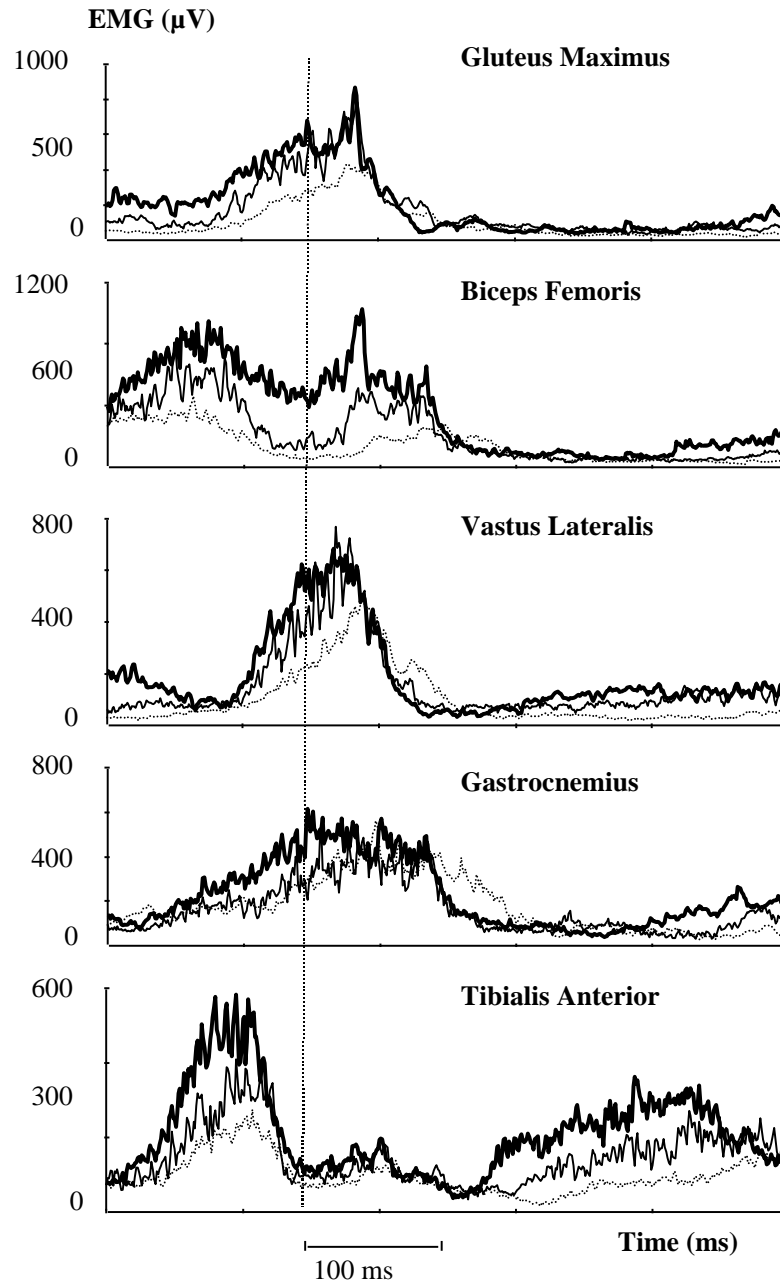
**pudotushyppy vs. kelkkahyppy**



(Kyröläinen 1995)

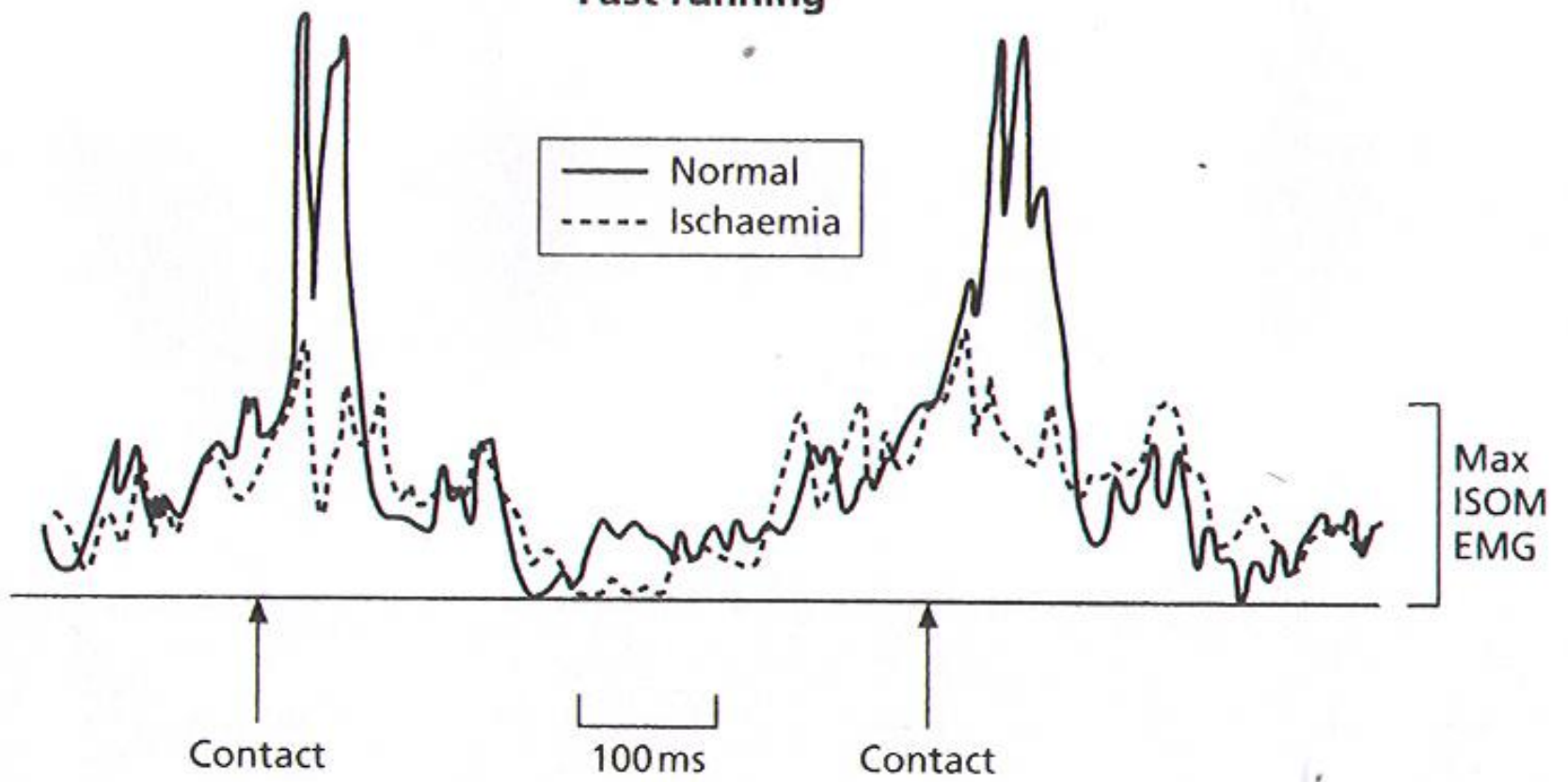
# Lihasten EMG aktiivisuus eri juoksunopeuksilla

- Maksimi
- 6 m/s
- 3,2 m/s

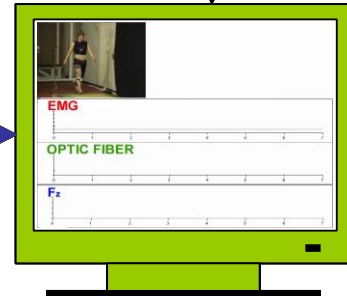
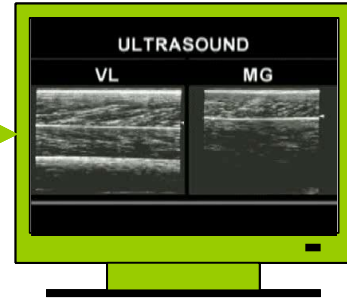
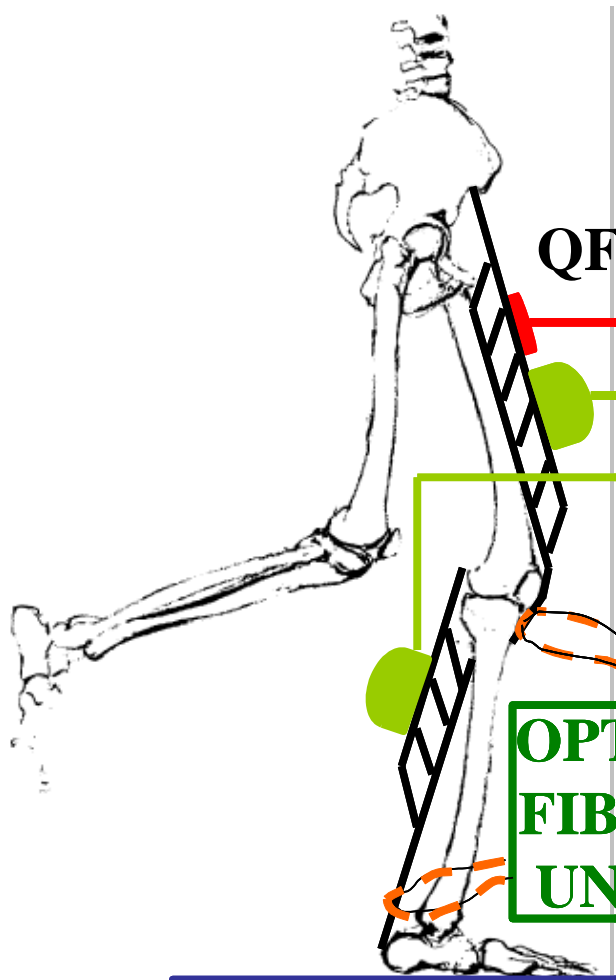


(Kyröläinen et al. 1995)

### Fast running



# ULTRASOUND (100 Hz)



# KINEMATIC DATA (200 Hz)

# KINETIC DATA & EMG (1000 Hz)

**FORCE PLATE**