

# Måling af *muskelstyrke* i klinisk praksis

*Evaluering af muskelstyrke* er en vigtig klinisk kundskab, der udført på en faglig forsvarlig og professionel måde, kan bidrage med vigtig information i forhold til at tilrettelægge og optimere et rehabiliteringsforløb

AF: FYSIOTERAPEUT KRISTIAN THORBORG, PH.D. OG SENIORFORSKER THOMAS BANDHOLM  
vp@fysio.dk

FOTO: HENRIK FRYDKJÆR

→ **Nedsat muskelstyrke** er karakteristisk for en lang række patientgrupper. Det gælder for eksempel den neurologiske patient (Bandholm et al., 2009; Harris et al., 2001), patienten med artrose (Arokoski et al., 2002; Diracoglu et al., 2009), den post-kirurgiske ortopædiske patient (Mizner et al., 2005) samt for patienter med en lang række overbelastningsskader (Fredericson et al., 2000; Joenson et al., 2009; Souza & Powers, 2009). I nogle tilfælde skyldes den reducerede muskelstyrke patientens patologi, det gælder eksempelvis ved læsion af den kortikospinale bane, mens det for andre patientgrupper sandsynligvis er betinget af immobilisering eller aflastning (Boling et al., 2009). Det vil sige, at patienten udvikler nedsat muskelstyrke over tid, fordi han eller hun aflaster den skadede ekstremitet.

## EVALUERING AF MUSKELSTYRKE

Men hvorfor er muskelstyrke væsentlig at beskæftige sig med, når det er funktion, man som kliniker typisk ønsker at forbedre? Det er det, fordi muskelstyrke ofte spiller en vigtig rolle i forhold til funktionsniveauet. Det er påvist inden for idrætten og træningsfysiologien, at præstation er positivt korreleret med styrken i den muskelsynergi, der primært er ansvarlig for præstationen i aktiviteten. Eksempelvis er maksimal løbehastighed positivt korreleret med eksplosiv isometrisk benpres-styrke (Bissas & Havenetidis, 2008). Det vil sige, at jo stærkere og mere eksplosiv, man er i knæ- og hofteekstension, jo hurtigere løber man. Inden for

### DEFINITION

Maksimal muskelstyrke defineres som "... the maximal amount of force a muscle or muscle group can generate in a specified movement pattern at a specified velocity of movement" (Fleck & Kraemer, 1997).



*Muskelstyrken spiller ofte en vigtig rolle i genoptræningen efter kirurgi. Det er derfor relevant at finde frem til, hvordan man bedst muligt kan kvantificere den.*

det ortopædkirurgiske område, er det observeret, at den initiale reduktion i knæekstensjonsstyrke efter kirurgi er positivt korreleret med reduktionen i maksimal ganghastighed kort tid efter indsættelse af total knæalloplastik (Holm et al., 2010). På samme måde er knæekstensjonsstyrken i benet med hoftefraktur positivt korreleret med maksimal ganghastighed og basismobilitetsniveau (Cumulated Ambulation Score) efter hoftefraktur-kirurgi (Foss et al., 2006; Kristensen et al., 2009a; Kristensen et al., 2009b).

Nedsat muskelfunktion, målt som det maksimale antal gange man kan rejse sig på ét ben fra en stol, øger risikoen for udvikling af muskuloskeletale problemstillinger såsom artrose (Thorstensson et al., 2003), og nedsat muskelstyrke, såvel koncentrisk som ekscentrisk, ser ud til at øge risikoen for lyses- og hasemuskelkader hos idrætsudøvere (Tyler et al., 2001; Croisier et al., 2002; O' Connor, 2004). Muskelstyrke er derfor relevant at kunne kvantificere, og måling af muskelstyrke spiller en vigtig rolle i de fleste fysioterapeuters funktionelle undersøgelser.

På grunduddannelsen bliver man undervist i manuel muskeltestning. Kendalls "Muscle, testing and function", bliver ofte anvendt som den primære litteratur (Kendall et al., 2005). Denne grundbog giver et glimrende overblik over forskellige kliniske muskeltest og er på den måde stort set dækkende for de fleste relevante bevægelsesretninger og muskelgrupper. Selvom Kendalls bog stadig i dag er et godt udgangspunkt for at danne sig et overblik over området, har udviklingen inden for den kliniske forskning de seneste årtier betydet, at vi i dag har mere avancerede målemetoder til rådighed, som med stor fordel kan anvendes i klinikken.

Formålet med denne artikel er at give et indblik i de muligheder, man som kliniker har for på en professionel måde at evaluere sine patienters muskelstyrke og dermed evaluere, monitorere og dokumentere de planlagte rehabiliteringsforløb, hvor styrketab er en kardinal problemstilling.



## METODISKE KRAV TIL EN KLINISK STYRKEMÅLING

Ønsker man som kliniker at anvende en objektiv styrkemåling i sin kliniske praksis, er der tre hovedpunkter, som den anvendte måling skal opfylde. Den skal være: valid, reproducerbar og tilstrækkelig følsom i forhold til at kunne måle klinisk relevante styrkeforandringer over tid (for en mere detaljeret uddybning af generelle metodiske krav til en målemetode, se Beyer og Magnusson, 2003).

Af og til møder man klinikere, som giver udtryk for, at målemetoder anvendt i klinisk praksis ikke behøver at opfylde samme strenge krav, som dem man anvender i forskningssammenhænge. Dette er dog ikke korrekt, da alle former for måling er behæftede med en vis måleusikkerhed, såvel i klinisk som i forskningsmæssig sammenhæng. Det er derfor vigtigt, at man som kliniker kender den absolutte måleusikkerhed (måleusikkerhed udtrykt i samme måleenhed eller angivet som en måleusikkerhed i procent), så man kan vurdere, om en målt styrkeændring er større end styrkemålingens måleusikkerhed og dermed udgør en reel styrkeændring. Er patienten eksempelvis testet 10 procent stærkere end ved seneste måling i en test, hvor måleusikkerheden er 5 procent, så ved man som kliniker, at patienten reelt set er blevet stærkere siden seneste måling.

I forbindelse med måling af muskelstyrke skal der tages højde for en læringseffekt, hvis patienten aldrig har udført testen før. Man skal med andre ord være sikker på, at styrkeforandringen skyldes en given behandling og ikke bare er en læringseffekt. Det betyder, at man er nødt til at vide, om testen udviser systematisk variation. Denne systematiske variation, som ofte er en læringseffekt, kan eksempelvis måles som en styrkefremgang fra testgang til testgang, uden at forsøgspersonerne eksempelvis har udført styrketræning i den mellemliggende periode. Der findes forskellige måder at undgå eller minimere en læringseffekt på, hvilket vi skal komme ind på senere i artiklen.

## TEST AF ENKELTE MUSKLER VS SYNERGIER

Som kliniker taler man ofte om specifikke musklers styrke, eksempelvis styrken i m. gluteus medius. Ved muskelstyrkemåling er det dog ikke muligt at differentiere mellem enkelte musklers kraftbidrag. Ved test af specifikke bevægelsesretninger er mange synergetiske og antagonistiske muskler aktive på trods af, at man i sin udgangsstilling har forsøgt at isolere en given muskel. Figur 1 illustrerer ko-aktivering af synergister og antagonister under en maksimal isometrisk skulderabduktion udført ved 45 graders abduktion. Det fremgår tydeligt, at alle de analyserede muskler er aktive på trods af, at nogle ikke bidrager nævneværdigt til abduktionskraften. M. latissimus dorsi bidrager faktisk til det modsatte, hvilket sandsynligvis skyldes, at den fungerer stabiliserende. Det giver derfor mest mening at tale om måling af muskelstyrke for anatomisk definerede bevægelsesretninger som for eksempel skulderabduktion, hofteudadrotation og knæekstension vel vidende, at bidraget fra de enkelte muskler kan være forskelligt.

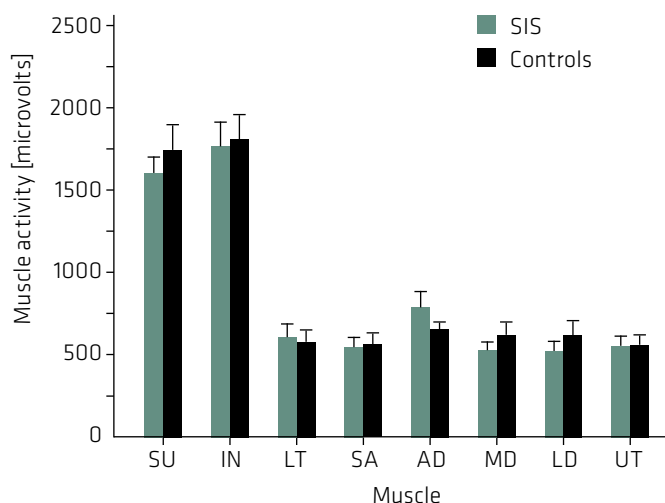


Fig. 1 Skuldermuskelaktivitet (EMG) under en maksimal isometrisk skulderabduktion udført i 45 graders abduktion hos patienter med subacromielt impingementsyndrom (sort) og raske forsøgspersoner (hvid). SU = supraspinatus, IN = infraspinatus, LT = nedre trapezius, SA = serratus anterior, AD = forreste del af deltoideus, MD = midterste del af deltoideus, LD = latissimus dorsi, UT = øvre trapezius. Data fra Bandholm et al. (2006).

## UDGANGSTILLING, SPECIFICITET, PRØVEFORSØG, TILRÅB OG DOMS

### Udgangsstilling

Standardisering af udgangsstillingen, prøveforsøg og tilråb skal overordnet sikre, at reliabiliteten af den anvendte test bliver så høj som muligt. På denne måde kommer den målefejl, der altid vil være til stede for en præstationstest, primært til at bestå i biologisk variation, idet muskelstyrke eksempelvis varierer for den enkelte person fra tidspunkt til tidspunkt på samme dag og fra dag til dag (Sedliak et al., 2008). I praksis betyder det, at det er vigtigt nøje at standardisere sin testopstilling, så patienterne altid placeres på samme måde og dermed blive testet i de samme ledvinkler og ved de samme muskellængder. I den forbindelse kan man med fordel overveje sine ledvinkler og hermed muskellængder nøje, når man eksempelvis vil måle effekten af en periode med dynamisk styrketræning på den maksimale isometriske muskelstyrke (se afsnittet om maksimal isometrisk muskelstyrke side 17). Effekten af styrketræning er størst i de ledvinkler og ved de kontraktionsformer, der er benyttet under træningen (Komi & Buskirk, 1972; Sale & MacDougall, 1981). Det betyder dog ikke, at man ikke kan måle en effekt af dynamisk styrketræning på maksimal isometrisk muskelstyrke hos raske eller forskellige patientgrupper (Thorborg et al., 2010c; Andersen et al., 2010; Andersen et al., 2009; Lee et al., 2010). Det skyldes sandsynligvis, at dynamisk styrketræning også består

# Få bedre råd

**STUDIE  
FORSIKRING  
2010**

## Med en Studieforsikring hos BAUTA er du sikret til lav pris

Studieforsikringen omfatter:

- Indboforsikring - 50% rabat
- Rejseforsikring Verden - 50% rabat
- Ulykkesforsikring - 25% rabat

Flere fordele:

- Har du en Studieforsikring hos os, kan du få 25% studierabat på Bil-, Motorcykel- og Knallertforsikring
- Spar 8% ved at betale én gang om året

Studieforsikringen koster mellem 338 og 443 kr. pr. kvartal (indeks 2010) alt efter, hvor i landet du bor.



BAUTA FORSIKRING A/S

[www.bauta.dk](http://www.bauta.dk) - Tlf.: 3315 1545

## FAKTA OM: KRISTIAN THORBORG OG THOMAS BANDHOLM

**KRISTIAN THORBORG** er fysioterapeut og Master i idrætsfysioterapi, samt specialist i idrætsfysioterapi og muskuloskeletal fysioterapi. Han er ph.d.-studerende ved Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Københavns Universitet og er tilknyttet ortopædkirurgisk afdelings forskningsenhed, på Amager Hospital. Kristian Thorborg har som kliniker arbejdet med patienter med idrætsskader og ortopædiske problemstillinger siden 1998 og har siden 2008 været tilknyttet Idrætsklinikken, Hamlet. Han underviser blandt andet for Dansk Idrætsmedicinsk Selskab og på cand.scient.san.-uddannelsen på Københavns Universitet.

**THOMAS BANDHOLM** er fysioterapeut og cand.scient. i idræt og humanfysiologi (idrætsfysiolog). Han har gennemført sin ph.d. inden for det klinisk biomekaniske og klinisk træningsfysiologiske område og er ansat som seniorforsker i klinisk biomekanik og rehabilitering på Hvidovre Hospital med delt ansættelse i Klinisk Forskningscenter, Ortopædkirurgisk Afdeling og Fysioterapien. Han underviser blandt andet for Danske Fysioterapeuter og ved Institut for Idræt på Københavns Universitet.

af isometriske eller nær-isometriske kontraktioner. Det sker for eksempel i skiftet fra ekscentrisk til koncentrisk kontraktion under udførelse af en dynamisk styrketræningsrepetition. Man kan derfor med fordel placere sin testvinkel for den isometriske styrkemåling i en del af det bevægelsesudslag, som med sikkerhed er trænet, og som benyttes i den funktion, der ultimativt ønskes forbedret.

### Prøveforsøg

Generelt bør man lade sin patient udføre tilstrækkeligt mange gældende forsøg på maksimal aktivering af den undersøgte muskelgruppe efter endt opvarmning og instruktion i testen. Det er ofte nødvendigt at udføre 4-6 gældende forsøg efter instruktion og prøveforsøg, fordi det typisk ikke er de første 2-3 forsøg, som udløser den maksimale værdi. Der findes mange forskellige testmanualer og måder, hvormed man kan sikre sig, at man med stor sandsynlighed har udløst den maksimale styrke under en styrkemåling. Udformningen af disse afhænger af den undersøgte patient og bevægelsesretning.

### Tilråb

Styrken af testlederens tilråb og det generelle støjniveau under den udførte styrkemåling påvirker i høj grad den målte muskelstyrke (Ikai & Steinhaus, 1961). Om man vælger at råbe højt eller mindre højt, når patienten udfører sin styrketest, er et holdnings spørgsmål. Det vigtigste er, at man tilstræber at ramme samme lydstyrke hver gang.

### Træningsømhed (DOMS)

Før første styrketest er det vigtigt at informere patienten om, at der kan være ømhed fra den testede muskelgruppe i op til flere dage efter testen. Ømheden skyldes Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS), specielt hvis testningen indeholder ekscentriske kontraktioner (Croisier et al., 1996). Man kan med fordel informere patienter med eksempelvis ledpatologi om, at DOMS adskiller sig

fra ledsmerter. Sammenlign for eksempel DOMS med den ømhed, der kan føles efter uvant sportsaktivitet eller havearbejde. Man kan yderligere hjælpe patienten til selv at adskille DOMS fra patologirelateret smerte ved at understrege, at der i forbindelse med DOMS ingen smerte forekommer, når man holder sig i ro, men at DOMS kun mærkes, når musklen udspændes, kontraheres eller på anden måde påvirkes mekanisk.

### Smerter og ledhævelse under måling af muskelstyrke

Smerter påvirker muskelfunktion på en lang række måder. Eksperimentel smerte nedsætter eksempelvis den maksimale muskelstyrke (Graven-Nielsen et al., 2002), reducerer muskulær udholdenhed (Graven-Nielsen et al., 1997), muskelkoordination (Graven-Nielsen et al., 1997; Ciubotariu et al., 2004) og submaksimal kraftkontrol (Bandholm et al., 2007) hos raske. Omvendt er det vist, at intra-artikulær injektion med lokal analgesium i skulderen hos patienter med subacromielt impingementsyndrom akut øger den maksimale skulderabduktionsstyrke (Brox et al., 1997; Ben Yishay et al., 1994). Endelig ser det ud til, at graden af knæledshævelse hænger sammen med den styrkereduktion, der kan måles i dagene efter større knækirurgi (Holm et al., 2010). Det er derfor vigtigt at huske på, at den maksimale muskelstyrke påvirkes af forskellige faktorer. Det, man måler under sin styrkemåling, er således den samlede effekt eller summen af alle disse styrke-modulerende faktorer. Det er dog stadig muskelstyrke, som bestemmes. Det er nemlig den maksimale kraftproduktion, som patienten med patologi på en given dag kan producere, der kan omsættes til funktion.

Hos nogle patienter kan patologi-relateret smerte forekomme i forbindelse med måling af muskelstyrke i klinisk praksis. Man bør her være opmærksom på, om målingen medfører en forværring af hvilesmerter (ikke DOMS) over de følgende dage. Man kan derfor med fordel registrere hvilesmerter i dagene efter en måling af muskelstyrke, hvis man føler sig usikker på, om en styrkemåling forværrer tilstanden.

## FORSKELLIGE MÅLEMETODER

### Manuel muskeltestning

Der findes flere forskellige måder klinisk at vurdere muskelstyrke på. Manuel muskel testning (MMT), herunder 0-5 muskelstyrke-vurdering, er nok en af de mest almindelige i klinisk praksis. MMT har dog visse begrænsninger, især hos patienter som har let nedsat muskelstyrke, men som ingen problemer har med at score 5. Der er derfor en udpræget "lofteffekt" for MMT til en lang række af de patienter, som især praktiserende fysioterapeuter møder i klinikken. Det betyder, at langt størstedelen af disse patienter opnår bedst mulige score ("scoren rammer loftet").

Reliabiliteten af MMT er blevet undersøgt i flere studier, og metoden synes reliabel hos meget svage patientgrupper (Wadsworth et al., 1987). Det betyder, at fysioterapeuter kan bruge metoden hos de patienter, som ikke kan aktivere musklen (0), som kun netop kan aktivere en musklen (1), som kan producere nogen kraft, men ikke overkomme tyngden (2), og som lige akkurat kan overkomme tyngden (3). Når patienten derimod kan overkomme tyngden og udviser yderligere kraftressourcer, så bliver reliabiliteten væsentligt dårligere med en uacceptabel måleusikkerhed, som gør, at MMT ikke kan anbefales til klinisk brug i disse tilfælde (Wadsworth et al., 1987; Mahoney et al., 2009). Et klassisk studie helt tilbage fra 1956

har desuden vist, at styrkedeficits helt op til 50 procent målt med kvantitative målemetoder, ikke identificeres ved MMT (Beasley, 1956).

Musklers længde er afgørende for deres evne til at udvikle kraft. Lidt forenklet kan man sige, at muskler/muskelfibre udvikler mest kraft ved en relativ længde på 120 procent, hvor 100 procent er hvilelængden (Berne et al., 1998). Indimellem undersøger man som kliniker muskelstyrke i udgangspositioner, hvor nogle af de involverede muskelgrupper er i en forkortet tilstand. Eksempelvis undersøges udadrotationstyrken omkring både skulder og hofter ofte i en kraftigt abduceret og udadroteret udgangsposition. Formålet er her ofte at se, hvorvidt man kan bryde bevægelsen (den maksimale kontraktion) helt eller delvist. Denne form for manuel muskeltestning skal man være forsigtig med at konkludere på, fordi man tester musklerne i en udgangsposition, som de ikke normalt aktiveres maksimalt i. Denne form for styrkemåling er sandsynligvis opstået på baggrund af, at det typisk er den eneste måde, man kan bryde muskelkontraktionen hos "stærke" individer på ved MMT. Reliabiliteten og validiteten af denne form for MMT er på nuværende tidspunkt ikke tilstrækkeligt undersøgt til, at det kan anbefales som objektive styrkemålinger.



### Redondo balance bold

Perfekt til PILATES øvelser. Ideel til styrkelse muskulaturen i ryggraden og maven. Nem at puste op og luften kan hurtigt lukkes ud for transport.

30 cm. lyseblå  
Vejl. pris: kr. 129,-

22 cm. lyseblå  
Vejl. pris: kr. 89,-

22 cm. grå  
Vejl. pris: kr. 89,-



PRIS FRA

89,-

### Powerhoop hulahopring

Hjælper med at trimme musklerne omkring maven, ryggen, hoften, benene og ikke mindst taljen. Stor, tung og polstret ring med en lækker farverig gummibelægning. Ringen er nem at samle før brug og adskille for opbevaring.

Fås i 4 varianter. Vejl. pris: kr. 450,-

PRIS

450,-



### BSN Kinesiotape

Robust og hudvenligt materiale af bomuld. Hudvenlig klæbemasse af polyacryl med god klæbeevne. Tilpasser sig hudens elastiske egenskaber på optimal vis. Naturligt virkeprincip helt uden bivirkninger

2,5 cm - Vejl. pris: kr. 100,-  
5,0 cm - Vejl. pris: kr. 190,-



FRA

100,-

IRONMAN

### Performance Gel forfodsindlæg

Giver støtte og komfort til forfoden. Indlægget passer til alle typer sko. Onesize  
Vejl. pris: kr. 100,-



PR. PAR

100,-

IRONMAN

### Performance Gel helsål

Med dobbelt densitet kombinerer virkelig god støddabsorbering og returenergi, hvor foden har størst behov for det. Hælkopformen yder ekstra støddabsorbering samt stabilitet. Det skridsikre design holder indlægget på plads, og den antibakterielle overflade reducerer friktion og fjerner lugtgener. Er pakket parvis og findes i 7 størrelser: fra 34 til 48  
Vejl. pris: kr. 200,-



PR. PAR

200,-

IRONMAN

### Performance Gel hæl cup

Yder ekstra støddabsorbering og stabilitet. Anti-glide design  
Fås i str.: S/M, M/L  
Vejl. pris: kr. 140,-



PR. PAR

140,-

IRONMAN



Sport Medical Products

a serve

www.a-serve.dk

### Repetition maximum (RM)

Repetition maximum er et begreb, som stammer helt tilbage fra Thomas Delormes principper for generhvervelse af muskelstyrke ved styrketræning fra 1945. I sin tidlige form tog begrebet ikke højde for teknik og kvalitet under udførelsen. Det var således udelukkende et spørgsmål, om patienten kunne udføre øvelsen gennem hele bevægelsesudslaget. Repetition maximum defineres i dag som "...the maximum number of repetitions per set that can be performed at a given resistance with proper lifting technique" (Fleck & Kraemer, 1997).

Definitionen angiver herved, at et givent træningssæt eller RM-styrkemåling udføres som det maksimale antal gentagelser med en given træningsvægt (absolut belastning) under korrekt teknisk udførelse til kontraktionsstop (udmattelse).

Repetition maximum benyttes som en relativ belastningsangivelse, når man beskriver sit trænings- og rehabiliteringsprogram. Det muliggør, at man kan sammenligne belastningen imellem personer – på samme måde som procent af maksimal pulsfrekvens. Hvis man vælger at anvende RM som test af muskelstyrke, er det dog den absolutte belastning, der registreres som resultatet af styrketesten.

Hvis man gennemfører en 1 RM-test, er det den vægt, der kan løftes præcis 1 gang under korrekt teknisk udførelse af øvelsen, der registreres. Uddybende information på dansk om kvalitet, teknik og sikkerhedsaspekter for specifikke styrketræningsøvelser kan eksempelvis findes i Danmarks Idræts-Forbunds publikation om styrketræning (Bojsen-Møller et al., 2006).

I forhold til korrekt teknisk udførelse bør det kort nævnes, at den for nyligt foreslåede definition af "quality repetition maximum" (Enoch & Langberg, 2010) efter vores mening er problematisk. Denne metode er ikke testet for validitet og/eller reliabilitet og kan derfor hverken erstatte eller supplere det oprindelige RM-begreb. Vi anbefaler derfor, at man holder sig til den oprindelige definition af RM for ikke at skabe unødigt forvirring ved at introducere nye træningsfysiologiske termer med ukendt metodologisk kvalitet til brug i klinisk praksis.

RM-systemet er velbeskrevet og velundersøgt (McCurdy et al., 2008; Levinger et al., 2009; Tagesson & Kvist, 2007; Campos et al., 2002; Peterson et al., 2005). Det er desuden American College of Sports Medicines officielle relative belastningsangivelse i forhold til styrketræning (American College of Sports Medicine, 2009), og der er både national og international enighed om, hvad definitionen dækker. Dette betyder på ingen måde, at man ikke skal

forlange kvalitet i udførelsen af RM, det er netop det "proper lifting technique" beskriver (for en mere uddybende beskrivelse af hvad "proper technique" dækker over i forhold til den eksisterende RM-definition, se Fleck & Kraemer, 1997).

### Frivægte og test af 1 RM

I forhold til vurdering af kvaliteten/løfteteknikken ved brug af RM til måling af muskelstyrke er det mest i forbindelse med frivægtsøvelser, at bevægelseskvaliteten/løfteteknikken kan være relevant at vurdere og diskutere. Frivægtsøvelser er dog ikke specielt velegnede som kliniske styrkemålinger igennem et rehabiliteringsforløb, da de ofte er for belastende og ukontrollerede for en patient at udføre i begyndelsen af forløbet. Frivægtsøvelser kræver koordination af flere kroppsdele og større muskelgrupper samtidig, hvilket gør det svært præcist at identificere svagheden i det muskuloskeletale system. Så på trods af, at det kan være en relevant og god funktionsrettet styrketræningsøvelse, så giver det ikke klinikerne information om, hvilke specifikke bevægelsesretninger som er hårdest ramt med hensyn til reduceret muskelstyrke. Isolering af bestemte bevægelsesretninger over enkelte led er et bedre valg, idet det muliggør en uddifferentiering af reduceret muskelstyrke.

Test af 1 RM er ofte ikke relevant i en klinisk hverdag, omend 1 RM som styrketest er reliabel hos raske i stort set alle aldre (Levinger et al., 2009; Rydwik et al., 2007; Tagesson & Kvist, 2007). Muskelstyrke bestemt som den absolutte belastning (vægt) ved 8 eller 10 RM (8 eller 10 RM-test) er umiddelbart bedre bud på simple styrketest til klinisk brug. Resultatet fra disse submaksimale styrketest kan efterfølgende omregnes til 1 RM for de fleste styrketræningsøvelser (Mayhew et al., 2008; Whisenant et al., 2003; Reynolds et al., 2006; Pereira & Gomes, 2003).

Man kan dog stille spørgsmålstegn ved, om denne estimering af 1 RM i forbindelse med måling af muskelstyrke overhovedet er nødvendig i klinikken. At bestemme 8 RM er forbundet med en vis mængde måleusikkerhed i sig selv. At skulle estimere 1 RM ud fra denne 8 RM-test introducerer endnu en mængde måleusikkerhed, hvorfor 8 eller 10 RM-testene er et bedre bud på kliniske RM-test. Reliabiliteten af 8-10 RM-styrketest er mindre velundersøgt end for 1 RM-test, men ser ud til at være reliable hos raske personer (Hoeger et al., 1990; Pereira & Gomes, 2003).

### RM versus procent af 1 RM

I forhold til relativ belastningsangivelse giver det god mening at kende til procent af 1 RM, selvom man foretrækker RM-angivelsen, da flere artikler benytter procent af 1 RM som relativ belastningsangivelse. Man kan eksempelvis opleve, at der i en artikel, lærebog eller rapport står, at styrketræning bør udføres i sæt af 10 repetitioner med en relativ belastning på 75 procent af 1 RM. Hvis man ikke lige på stående fod kan huske, hvad 75 procent af 1 RM er, skal man til at finde bøgerne frem, hvilket ofte er urealistisk i en travl klinisk hverdag.

Det er derfor meget lettere og sikrere til klinisk brug at kommunikere den relative belastning som RM og ikke som procent af 1 RM. For eksempel; patienten udførte 3 sæt à 10 gentagelser med

## OM STYRKETRÆNING

Styrketræning som behandling er en af de bedst dokumenterede interventioner inden for en lang række af de patologiske tilstande, som fysioterapeuten møder i sin kliniske hverdag.

en relativ belastning på 10 RM i stedet for 3 sæt á 10 gentagelser med en relativ belastning på 75 procent af 1 RM. Hertil kommer, at eksempelvis 60 procent af 1 RM udgør et forskelligt antal RM for en squat- og biceps curl-øvelse (Shimano et al., 2006), hvorved procent af 1 RM bliver mindre universelt gældende for forskellige styrketræningsøvelser end RM. Sagt på en anden måde; 10 RM er præcis 10 maksimale gentagelser med korrekt teknisk udførelse for en hvilken som helst styrketræningsøvelse, hvis den absolutte belastning tilpasses præcist af en erfaren supervisor.

I praksis kan man blot printe et lille skema ud til lommen eller opslagstavlen, som angiver omregningen fra RM til procent af 1 RM, hvis man pludselig får brug for at kende belastningen som procent af 1 RM. Disse skemaer findes flere steder (Beyer et al., 2008; Sundhedsstyrelsen, 2003). Som en grov tommelfingerregel svarer 10 RM til cirka 75 procent af 1 RM for de fleste styrketræningsøvelser.

Der er flere metodiske problemer ved RM-testen som effektmål, man skal være opmærksom på. Det største problem er, at man benytter en træningsøvelse som styrkemåling. Et væsentligt bidrag til en målt styrkeforøgelse kommer på denne måde til at skyldes en læringseffekt. Altså det at man er blevet bedre til at udføre styrkeøvelsen.

I et studie af Kongsgaard et al (2007) undersøgte man effekten af 12 ugers let og tung styrketræning på blandt andet maksimal muskelstyrke målt som 1 RM og maksimal isometrisk knæekstensjonsstyrke (MVC = maximal voluntary contraction, se næste afsnit). 1 RM blev målt i samme maskine, som patienterne trænede i. Begge grupper øgede deres 1 RM-styrke, men kun den tunge træningsgruppe havde en reel styrkefremgang målt som MVC. Læringseffekten ved RM-testning betyder desuden, at man som regel er nødt til at bruge flere tilvænningsgange, før første testsession kan påbegyndes. Antallet af prøve/tilvænnings-sessioner før RM-testning kan variere fra 2-10 (Pereira & Gomes 2003), hvilket kan betyde, at selve testningen kan blive en langvarig affære.

### Maksimal isometrisk muskelstyrke (MVC)

Der kan være patienter, man som kliniker ikke ønsker at udsætte for de kræfter, der udvikles under maksimale dynamiske kontraktioner udført i fuldt eller næsten fuldt bevægeudslag, som det er tilfældet for RM-testning. Hos disse patienter er måling af den maksimale isometriske muskelstyrke et bedre valg.

Der findes flere forskellige opstillinger/apparater, som kan benyttes til at bestemme MVC. Mange af disse bygger dog på principperne i den teknologi til spændingsregistrering, som blev udviklet til måling af MVC tilbage til 1950 og 60'erne (Bäcklund & Nordgren, 1968, Darcus, 1955). Af disse er permanente opstillinger med strain-gauges (en type af kraftsensorer), hvad enten de findes som frie eller integrerede i avancerede isokinetiske dynamometre (KinCom, Cybex osv.) oftest benyttet i forskningsøjemed. Det skyldes primært, at de er tidskrævende at benytte og dyre at anskaffe. Bestemmelsen af MVC for en

række bevægelsesretninger ved brug af disse strain-gauges i permanente opstillinger er generelt høj hos raske personer (Clark et al., 2006; Bandholm et al., 2008) og hos flere forskellige typer af patienter (Colombo et al., 2000; Visser et al., 2003).

Der findes dog et simpelt alternativ til de permanente strain-gauge opstillinger, som kan benyttes til at bestemme MVC. At det samtidig er et ikke-tidskrævende og forholdsvis billigt alternativ, gør det kun mere attraktivt for klinisk praksis.

### Håndholdt dynamometri

Det håndholdte dynamometer er et apparat, som består af en belastningscelle og en lille firkantet monitor, som kan bæres på overarmen eller i en kittellomme (figur 2). Det koster i dag omkring 13.000 danske kroner og er derfor langt mindre omkostningstungt end mange af de "evalueringsapparater", som anvendes rundt omkring på klinikker og hospitaler – eksempelvis diagnostisk ultralyd.

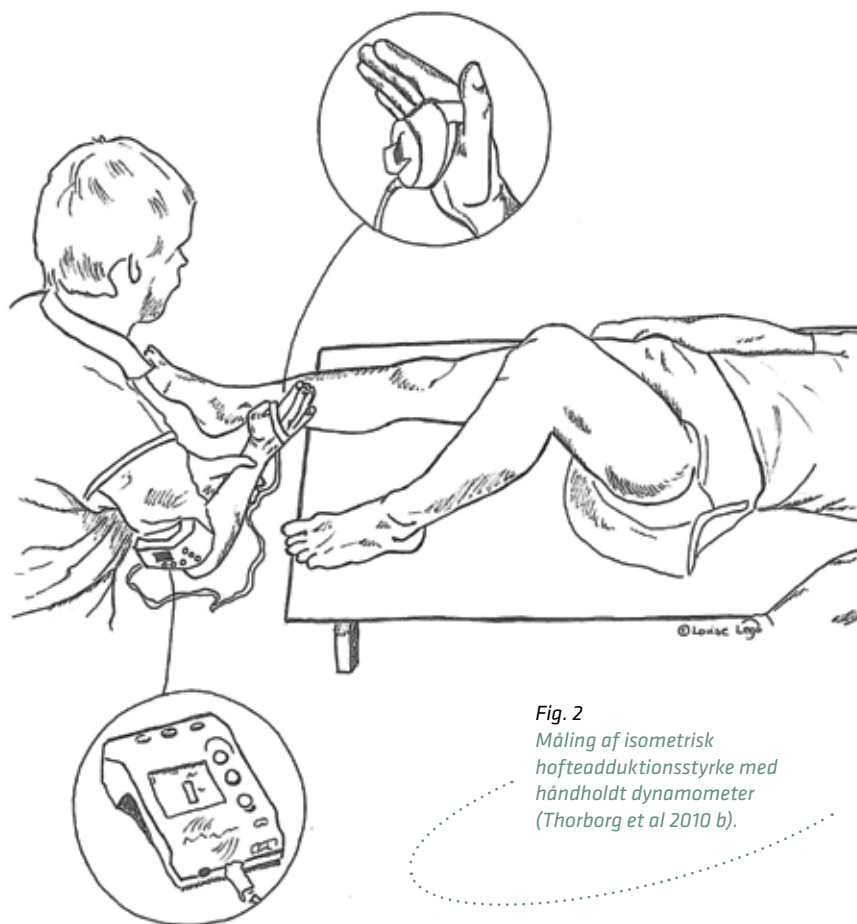
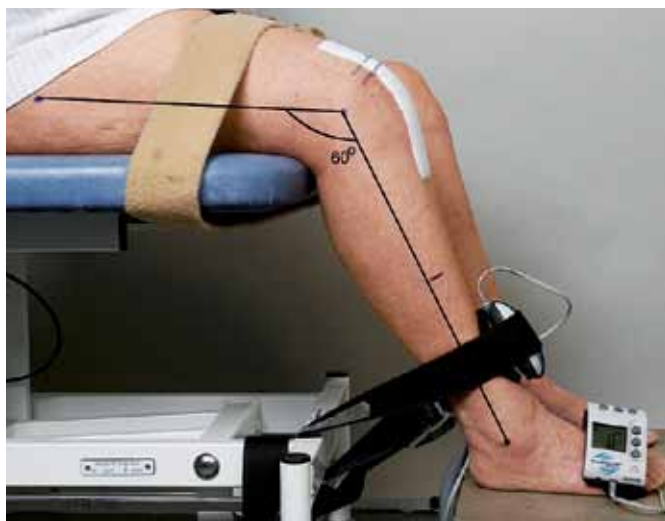


Fig. 2  
Måling af isometrisk  
hoftædduktionsstyrke  
med  
håndholdt dynamometer  
(Thorborg et al 2010 b).



Det håndholdte dynamometer har i mange studier vist sig at være et reliabelt redskab til måling af muskelstyrke for en række bevægelsesretninger over forskellige led hos raske og forskellige patientgrupper (Magnusson et al., 1990; Kwok et al., 1997; Wang et al., 2002; Roy et al., 2004; Taylor et al., 2004; Thorborg et al., 2010a&b). Det anvendes ved, at patienten presser den testede legemsdel maksimalt mod belastningscellen (der holdes i hånden af testeren), og derved udtrykkes den applicerede kraft i N eller kg på monitoren (figur 2).

I forhold til måleusikkerhed er det for nyligt vist, at måling af hoftemuskelstyrke i samtlige seks bevægelsesretninger har god inter-dag, intratester reliabilitet (Thorborg et al., 2010b) med en absolut måleusikkerhed på 5-10 procent for de forskellige test. Betydningen af udgangsstillingen blev også understreget i ovenstående studie. Det fandtes nemlig, at nogle udgangsstillinger var forbundet med mindre måleusikkerhed end andre på trods af, at det var samme bevægelsesretning og samme person, som blev testet. Eksempelvis var hoftaabduktion målt i sideliggende behæftet med næsten tre gange så stor måleusikkerhed som i rygliggende. Det anbefales derfor at foretage sin isometriske hoftaabduktionsmåling i rygliggende, hvilket ydermere har den fordel, at patienten ikke skal udvikle kraft mod tyngden, hvilket vil være et problem for den meget svage patient (figur 2).



**Fig. 3** Måling af maksimal knæekstensjonsstyrke med et fikseret håndholdt dynamometer. Dynamometeret er fikseret under en stor velcro-rem.

Foto: Susanne Østergaard,  
Hvidovre Hospital.  
Venligst udlånt af Bente Holm,  
Hvidovre Hospital.

Der er selvfølgelig nogle basale problemstillinger, man som kliniker skal være opmærksom på, hvis man ønsker at anvende det håndholdte dynamometer. Udgangsstillinger, hvor patienten er stærkere end testeren, giver for stor måleusikkerhed. Dette kommer ikke kun til udtryk ved for lave målinger, men også ved at fysioterapeuten tvinges til at producere et kraftigt modpres, som igen forøger kraftudviklingen hos patienten betragteligt. Man kan modvirke dette ved at placere belastningscellen langt fra det undersøgte led. Det er nemlig vist, at håndholdte dynamometermålinger, hvor man anvender en lang vægtstangsarm, giver mere reliable målinger (Krause et al. 2007; Thorborg et al., 2010b).

For undersøgelser af skulder- og hoft bevægelser betyder det, at dynamometeret med fordel kan placeres 3-5 cm proksimalt for henholdsvis mediale ankel malleol og processus styloideus. Det betyder også, at større muskelgrupper med dertilhørende større styrke ikke altid kan undersøges med manuel modstand, hvorfor de håndholdte dynamometre med fordel kan fikseres med bæltter eller lignende (figur 3). Desuden skal man være opmærksom på, at forskellige testere, eksempelvis mænd versus kvinder, ind imellem opnår systematisk forskellige styrkeværdier, når de tester de samme personer (Kelln et al., 2008). Hvis man vil være sikker på at undgå dette, skal den enkelte kliniker altså udføre alle sine målinger selv. For stærke bevægelsesretninger såsom knæekstension og knæflexion kan traditionel RM-testning i en styrketræningsmaskine være et alternativ.

De fikserede håndholdte dynamometre udviser typisk mindre måleusikkerhed end ikke-fikserede dynamometre (Scott et al., 2003; Lu et al., 2007). Ulempen ved det fikserede dynamometer er, at målingen straks mister sin praktiske anvendelighed og derfor ikke er lige så velegnet til brug i en travl klinisk hverdag. Det er vores kliniske og forskningsmæssige erfaring, at langt de fleste skulder- og hoftmålinger kan udføres på de fleste patientgrupper i ikke-fikserede opstillinger (Magnusson et al., 1990 & 1994; Thorborg et al., 2010a; Thorborg et al., 2010b). De fikserede opstillinger er dog stadig relevante i forhold til klinikken, men udfordringen er at få lavet nogle opstillinger til bestemte stærke bevægelsesretninger og patienter, som kræver mindst mulig ekstraudstyr og tidsforbrug.

### HVORDAN UDTRYKES MAKSIMAL MUSKELSTYRKE?

Styrkeresultatet fra en RM-test udtrykkes som den absolutte belastning i testen. Altså det maksimale antal kilo, der kan løftes det ønskede antal gange med korrekt teknisk udførelse. Skal man sammenligne forskellige patienters resultater opnået ved en 8 RM-test, så bør man normalisere til (dividere med) patientens kropsvægt (kg/ kropsvægt). Dette gælder dog kun for sammenligninger imellem patienter udført i samme styrketræningsmaskine. Antallet af trisser varierer imellem maskiner, hvorfor 50 kilos vægtskiver i benpres kan "føles" forskelligt fra maskine til maskine.

I praksis er den letteste måde at sammenligne patienter på og rapportere deres individuelle fremgang at rapportere deres relative (procentuelle) ændring i muskelstyrke bestemt ved den samme

RM-test gennem hele forløbet. Hvis man vælger 8 RM som test for en given patient, så foretages alle RM-test som 8 RM for denne patient, selvom patienten på et tidspunkt styrketræner med relative belastninger på 6 RM.

Hvis muskelstyrke bestemmes isometrisk som MVC med eksempelvis et håndholdt dynamometer, så bør enheden som udgangspunkt være Newton, idet SI-enheden for kraft er newton. Hvis apparatet angiver kilo, så ganges tyngdeaccelerationen blot på (9.8 m/s<sup>2</sup>). For at udtrykke den maksimale isometriske muskelstyrke som det maksimale drejningsmoment ganger man med momentarmen for at få SI-enheden Newtonmeter (Newton \* meter). Momentarmen er afstanden fra omdrejningsaksen i leddet til centrum af dynamometret, og den måles lettest med et målebånd. Det maksimale drejningsmoment har den fordel, at man kan sammenligne personer med forskellig arm- og benlængde. Endelig normaliserer man dette til patientens kropsvægt og får det maksimale drejningsmoment pr.kilo kropsvægt (Nm/kg kropsvægt). På denne måde har man taget højde for forskelle i både kropsvægt og segmentlængder, der i sig selv har betydning for muskelstyrken. Det maksimale drejningsmoment benævnes dog ofte som "styrke", idet det letter den kliniske kommunikation. Det er der intet problematisk i, blot man er klar over ovenstående sammenhænge.

Omgøingerne kan fint foretages, efter patienten er gået, blot man husker at måle momentarmen for hver undersøgt bevægelse samt patientens kropsvægt. Man kan med fordel lave et lille regneark, som automatisk regner for en, når man taster tallene ind.

## STYRKEDATA I KLINISK PRAKSIS?

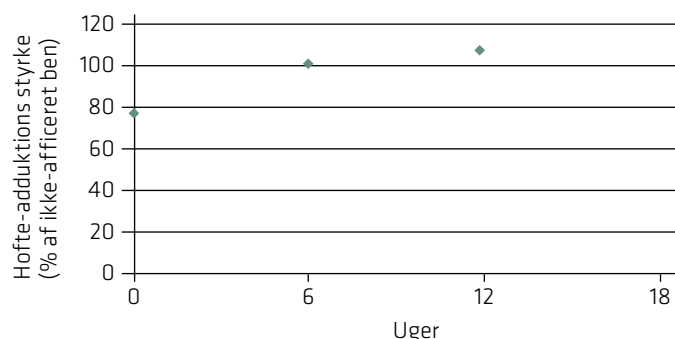
Hvordan anvender man styrkedata i klinisk praksis, så det giver mening for både behandler og patient? Med baggrund i denne artikels tidligere argumentation anbefaler vi, at man primært anvender RM-systemet som monitorering af en doseret styrketræningsintervention. På denne måde sikres det, at patienten hele tiden træner med den angivne relative belastning. Samtidig kan patienten følge sin progression eller mangel på samme, hvilket er et godt pædagogisk virkemiddel, som langt de fleste patienter kan forholde sig til.

Måling af eksempelvis isometrisk muskelstyrke kan med fordel foretages ved 0, 6, 12 og 24 uger, da dette giver god mulighed for at vurdere et sammenhængende rehabiliteringsforløb. Valg af styrkemålingstype afhænger af patientgruppe, og hvilket udstyr man har til rådighed. Dog vil vi i langt de fleste tilfælde anbefale, at man inddrager dynamometermålinger, da dette er den mest præcise og detaljerede måde at kvantificere muskelstyrke på. Disse kan endvidere anvendes i hele rehabiliteringsforløbet.

1 RM kan sagtens anvendes i den sidste del af et rehabiliteringsforløb og som evt. slutstatus, men for at dette skal give mening, kræver det, ligesom for dynamometermålingen, at man anvender en referencemåling (evt. den ikke-afficerede side) i sin evaluering af resultatet.

Anvendelse af den ikke-afficerede ekstremitet som referencemåling kan med fordel benyttes for en lang række patientgrupper. På denne måde udregnes et symmetri-indeks ved at dividere

kraftmålingen fra den afficerede ekstremitet med kraftmålingen fra den ikke-afficerede ekstremitet og ganges med 100 (figur 4).



**Fig. 4** Eksempel på muskelstyrke i hofteadduktion udtrykt som symmetri-indeks målt gennem et progressivt styrketræningsforløb for hofteadduktorerne hos en mandlig fodboldspiller med længervarende adduktor-relaterede lyskesmerter.

I et nyligt studie på raske fodboldspillere har vi vist, at der er styrkeforskel i hofteadduktorer og -abduktorer mellem dominant og ikke-dominant ben, men at den er så lille, at det ikke har nogen klinisk relevans (Thorborg et al., 2010e). Det vil sige, at man i



En verden fuld af muligheder

**Handyflex® – frihed i din håndskinn!**

For at give dig en større bevægelsesfrihed har vi udviklet Handyflex®. Den dynamiske ortose er individuelt fremstillet så den som en fjeder understøtter håndens bevægelser. Fjederens stivhed og form designes fuldstændig efter dit behov. Handyflex® kan også forsynes med tommel- og fingerstøtte; den er nem at tage af og på, og du kan bruge den i vand.

Du er velkommen til at kontakte os; vi vil så gerne dele vores viden.



Frederiksborggade 23 • 1360 København K  
Sundholmsvej 73 • 2300 København S  
klinik@bjn.dk • Telefon +45 33 11 85 57



praksis kan betragte styrken i hofteadduktion og -abduktion som ens for begge ben hos raske fodboldspillere. I forbindelse med måling af overekstremiteten skal man dog være opmærksom på, at der kan findes væsentlige styrkeforskelle mellem dominant og ikke dominant arm, især hos idrætsudøvere. En anden mulighed er at anvende normalværdier fra relevante populationer som reference. Normalværdier for styrkemålinger er dog desværre ofte ikke tilgængelige for forskellige aldersgrupper med forskelligt aktivitetsniveau. Det er derfor håbet, at reliable kliniske styrkemålinger bliver undersøgt på både raske befolkningsgrupper og patientgrupper, så det bliver muligt at udarbejde et detaljeret normalmateriale.

Det er vores kliniske oplevelse, at patienterne er glade for at få et tal for deres muskelstyrke, og at det er et stærkt klinisk redskab, at kunne kvantificere patientens styrkeprogression eller mangel på samme igennem et helt rehabiliteringsforløb. Dette gælder både i forhold til planlægning og optimering af en træningsintervention samt i forhold til motivation af patienten. I forhold til tværfaglige team og evalueringer af patientforløb er det eksempelvis vigtig information at kunne dokumentere væsentlige styrketab hos forskellige patientgrupper og dermed kunne objektivisere kliniske problemstillinger. På denne måde kan vi som klinikere bedre underbygge vores kliniske vurdering af patientens muskelfunktion.



## Skal vi indrette dit træningsmiljø?

Med en kombination af professionelt udstyr fra hhv. gym80 og Precor er dine medlemmer sikret en oplevelse ud over det sædvanlige.

**FITPartner**  
www.fitpartner.dk • Tlf. 70 204 234



## DYNAMOMETER

Det håndholdte dynamometer (HHD) blev udviklet i 1940'erne som et resultat af den manuelle muskeltests ustilstrækkelighed i forhold til at kvantificere muskelstyrke på en præcis måde. På trods af, at HHD har eksisteret i mere end 50 år, har vist sig at være reliabelt og validt i mange forskellige kliniske sammenhænge og i dag kan rekvireres for omkring 13.000 danske kroner, er det endnu ikke alment anvendt i undervisningsammenhæng og i klinisk praksis herhjemme.

## OPSUMMERING

Objektive målinger af patienters muskelstyrke er et vigtigt klinisk redskab i forhold til at evaluere, monitorere og dokumentere et rehabiliteringsforløb, hvor forbedring af patientens muskelstyrke er en væsentligt behandlingskomponent. Det er afgørende for kvaliteten af objektive styrkemålinger, at de er reliable, valide og sensitive over for relevante kliniske forandringer. RM-testning har som klinisk effektmåling væsentlige begrænsninger, men er som regel et motiverende redskab, som patienten nemt kan instrueres i selv at anvende i forbindelse med sin genoptræning. Dynamometri er at foretrække til objektiv kvantificering af muskelstyrke. Håndholdt dynamometri er i den sammenhæng et lovende klinisk værktøj, som kan anbefales i mange forskellige kliniske sammenhænge, så længe den testede patients styrke ikke overstiger testerens styrke. Fastgjorte opstillinger, hvor det håndholdte dynamometer fikseres, bør implementeres i de situationer, hvor den testedes styrke overstiger testerens styrke.

## PERSPEKTIVER

Det er vores håb, at vi med denne artikel kan bidrage til, hvordan fysioterapeuter fremover kan planlægge, evaluere, optimere og dokumentere effekten af doseret styrketræning som behandlingsintervention igennem et rehabiliteringsforløb i klinisk praksis. Vi har forsøgt at gøre tilgangen så pragmatisk og simpel som overhovedet muligt, da vi mener, dette er afgørende for om måling af muskelstyrke generelt implementeres i klinisk praksis. Mulighederne for at kunne kvantificere muskelstyrke udvikles hele tiden. Derfor er denne artikel på ingen måde den endegyldige sandhed i forhold til måling af muskelstyrke i klinisk praksis. Det eneste, vi dog ser som endegyldigt, er, at hvis vi som klinikere ikke ved, hvad vi måler på, og hvor præcise/upræcise vores målinger er, så giver det ingen mening at anvende disse målinger, hverken i forskningsøjemed eller i klinisk praksis. ●

Artiklen sammen med referenceliste kan downloades fra

 [fysio.dk/Fysioterapeuten/Artikelbilag](http://fysio.dk/Fysioterapeuten/Artikelbilag)

## REFERENCER

### Kristian Thorborg, Thomas Bandholm. Måling af muskelstyrke i klinisk praksis. Fysioterapeuten nr. 12 2010.

Andersen LL, Andersen JL, Zebis MK, Aagaard P (2010). Early and late rate of force development: differential adaptive response to resistance training? *Scand J Med Sci Sports* 20: e162-e169.

Andersen LL, Andersen JL, Suetta C, Kjaer M, Søgaard K, Sjøgaard G (2009). Effect of contrasting physical exercise interventions on rapid force capacity of chronically painful muscles. *J Appl Physiol*. 2009 Nov;107(5):1413-9. Epub 2009 Sep 17.

American College of Sports Medicine (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 687-708.

Arokoski MH, Arokoski JPA, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ (2002). Hip muscle strength and muscle crosssectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol* 29: 2185-2195.

Beasley WC (1956). Influence of method on estimates of normal knee extensor force among normal and postpolio children. *Phys Ther Rev* 36:21-41.

Ben-Yishay A, Zuckerman JD, Gallagher M, Cuomo F (1994). Pain inhibition of shoulder strength in patients with impingement syndrome. *Orthopedics* 17: 685-688.

Beyer N, Lund H, Klinge K (2008). *Træning: I forebyggelse, behandling og rehabilitering*. Munksgaard Danmark.

Beyer N, Magnusson SP (2003). *Målemetoder i fysioterapi*. Munksgaard Danmark.

Bissas AI, Havenetidis K (2008). The use of various strength-power tests as predictors of sprint running performance. *J Sports Med Phys Fitness* 48: 49-54.

Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L (2006). Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle Nerve* 34: 631-639.

Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Diederichsen L, Jensen BR (2008a) Effects of experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 102:643-650

Bandholm T, Rose MH, Sonne-Holm S, Jensen BR (2008b). Assessment of torque-steadiness reliability at the ankle level in healthy young subjects: implications for cerebral palsy. *Eur J Appl Physiol* 104: 609-615.

Bandholm T, Rose MH, Sløk R, Sonne-Holm S, Jensen BR (2009). Ankle torque steadiness is related to muscle activation variability and coactivation in children with cerebral palsy. *Muscle Nerve* 40: 402-410.

Bäcklund L, Nordgren L (1968). A new method for testing isometric muscle strength under standardized conditions. *Scand J Clin Lab Invest* 21: 33-41.

Berne R, Levy MN, Koeppen BM, Stanton BA (1998). *Physiology*. 4th edition, Mosby, USA.

Bojsen-Møller J, Løvind-Andersen J, Olsen S, Trolle M, Zachø M, Aagaard P (2006). *Styrketræning*. Dansk Idræts-Forbund, 2. udgave.

Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med* 37: 2108-2116.

Brox, J. I., Roe, C., Saugen, E., & Vollestad, N. K. (1997). Isometric abduction muscle activation in patients with rotator tendinosis of the shoulder. *Arch Phys Med Rehabil* 78, 1260-1267.

Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, Ragg KE, Ratamess NA, Kraemer WJ, Staron RS (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol* 88: 50-60.

Ciubotariu A, Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T (2004) The influence of muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. *Eur J Appl Physiol* 91: 604-614

Clark BC, Cook SB, Ploutz-Snyder LL (2007). Reliability of techniques to assess human neuromuscular function in vivo. *J Electromyogr Kinesiol* 17: 90-101.

Colombo R, Mazzini L, Mora G, Parenzan R, Creola G, Pirali I, Minuco G (2000). Measurement of isometric muscle strength: a reproducibility study of maximal voluntary contraction in normal subjects and amyotrophic lateral sclerosis patients. *Med Eng Phys* 22: 167-174.

Croisier JL, Camus G, Deby-Dupont G, Bertrand F, Lhermerout C, Crielaard JM, Juchmès-Ferir A, Deby C, Albert A, Lamy M (1996). Myocellular enzyme leakage, polymorphonuclear neutrophil activation and delayed onset muscle soreness induced by isokinetic eccentric exercise. *Arch Physiol Biochem* 104: 322-329.

Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 30: 199-203.

Darcus HD (1955). A strain-gauge dynamometer for the measurement of the strength of isometric contraction. *J Physiol* 127: 48-49P.

Dıraçoğlu D, Baskent A, Yagci I, Özçakar L, Aydın R (2009). Isokinetic strength measurements in early knee osteoarthritis. *Acta Reumatol Port* 34: 72-77.

Enoch F, Langberg H (2010). Tilføj kvalitet til styrketræningen. *Fysioterapeuten* 92: 8-14.

Foss NB, Kristensen MT, Kehlet H (2006). Prediction of postoperative morbidity, mortality and rehabilitation in hip fracture patients: the cumulated ambulation score. *Clin Rehabil* 20: 701-708.

Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med* 10: 169-175.

Fleck SJ, Kraemer WJ (1997). *Designing resistance training programs*. 2nd edition, Human Kinetics

- Graven-Nielsen T, Svensson P, Arendt-Nielsen L (1997) Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105: 156-164
- Graven-Nielsen T, Lund H, Arendt-Nielsen L, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H (2002). Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: a centrally mediated mechanism. *Muscle Nerve* 26: 708-712
- Harris ML, Polkey MI, Bath PM, Moxham J (2001). Quadriceps muscle weakness following acute hemiplegic stroke. *Clin Rehabil* 15: 274-281.
- Holm B, Kristensen MT, Husted H, Bencke J, Kehlet H, Bandholm T (2010). Loss of knee-extension strength is related to knee swelling after total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil (In Press)*.
- Ikai M, Steinhaus AH (1961). Some factors modifying the expression of human strength. *J Appl Physiol* 16: 157-163.
- Joensen J, Coupe C, Bjordal JM (2009). Increased palpation tenderness and muscle strength deficit in the prediction of tendon hypertrophy in symptomatic unilateral shoulder tendinopathy: an ultrasonographic study. *Physiotherapy* 95: 83-93.
- Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J (2008). Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *J Sport Rehabil* 17: 160-170.
- Kendall FP, McCreary EK.. *Muscle, testing and function*. 2005 5th ed. Lippincott Williams and Wilkins (Philadelphia)
- Komi PV, Buskirk ER (1972). Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics* 15: 417-434.
- Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH (2007). Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 88: 37-42.
- Kristensen MT, Andersen L, Bech-Jensen R, Moos M, Hovmand B, Ekdahl C, Kehlet H (2009a). High intertester reliability of the cumulated ambulation score for the evaluation of basic mobility in patients with hip fracture. *Clin Rehabil* 23: 1116-1123.
- Kristensen MT, Bandholm T, Bencke J, Ekdahl C, Kehlet H (2009b). Knee-extension strength, postural control, and function are related to fracture-type and upper-leg edema in patients with hip fracture. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24: 218-224.
- Kwoh CK, Petrick MA, Munin MC (1997). Inter-rater reliability for function and strength measurements in the acute care hospital after elective hip and knee arthroplasty. *Arthritis Care Res*: 10(2):128-134.
- Lee MJ, Kilbreath SL, Singh MF, Zeman B, Davis GM (2010). Effect of progressive resistance training on muscle performance after chronic stroke. *Med Sci Sports Exerc* 42: 23-34.
- Lu TW, Hsu HC, Chang LY, Chen HL (2007). Enhancing the examiner's resisting force improves the reliability of manual muscle strength measurements: comparison of a new device with handheld dynamometry. *J Rehabil Med* 39: 679-684.
- Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA (1994). Shoulder weakness in professional baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc* 26: 5-9.
- Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA (1990). Subject variability of shoulder abduction strength testing. *Am J Sports Med* 18: 349-353.
- Mahony K, Hunt A, Daley D, Sims S, Adams R (2009). Inter-tester reliability and precision of manual muscle testing and hand-held dynamometry in lower limb muscles of children with spina bifida. *Phys Occup Ther Pediatr* 29: 44-59.
- Mayhew JL, Johnson BD, Lamonte MJ, Lauber D, Kemmler W (2008). Accuracy of prediction equations for determining one repetition maximum bench press in women before and after resistance training. *J Strength Cond Res* 22: 1570-1577.
- McCurdy K, Langford G, Jenkerson D, Doscher M (2008). The validity and reliability of the 1RM bench press using chain-loaded resistance. *J Strength Cond Res* 22: 678-683.
- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandeborne K, Snyder-Mackler L (2005). Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg Am* 87: 1047-1053.
- O'Connor DM (2004). Groin injuries in professional rugby league players: a prospective study. *J Sports Sci* 22: 629-636.
- Pereira MIR, Gomes PSC (2003). Muscular strength and endurance tests: reliability and prediction of one repetition maximum - review and new evidences. *Rev Bras Med Esporte* 9: 336-346.
- Peterson MD, Rhea MR, Alvar BA (2005). Applications of the dose-response for muscular strength development: a review of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. *J Strength Cond Res* 19: 950-958.
- Reynolds JM, Gordon TJ, Robergs RA (2006). Prediction of one repetition maximum strength from multiple repetition maximum testing and anthropometry. *J Strength Cond Res* 20: 584-592.
- Roy MA, Doherty TJ (2004). Reliability of hand-held dynamometry in assessment of knee extensor strength after hip fracture. *Am J Phys Med Rehabil*:83(11):813-818.
- Sale D, MacDougall D (1981). Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Can J Appl Sport Sci* 6: 87-92.
- Scott DA, Bond EQ, Sisto SA, Nadler SF (2004). The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 598-603.
- Sedliak M, Finni T, Cheng S, Haikarainen T, Häkkinen K (2008). Diurnal variation in maximal and submaximal strength, power and neural activation of leg extensors in men: multiple sampling across two consecutive days. *Int J Sports Med* 29: 217-224.
- Shimano T, Kraemer WJ, Spiering BA, Volek JS, Hatfield DL, Silvestre R, Vingren JL, Fragala MS, Maresch CM, Fleck SJ, Newton RU, Spreuwenberg LP, Häkkinen K (2006). Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *J Strength Cond Res* 20: 819-823.
- Souza RB, Powers CM (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 39: 12-19.
- Sundhedsstyrelsen, Center for Forebyggelse (2003). *Fysisk aktivitet - en håndbog om forebyggelse og behandling*.

Tagesson SK, Kvist J (2007). Intra- and interrater reliability of the establishment of one repetition maximum on squat and seated knee extension. *J Strength Cond Res* 21: 801-807.

Taylor NF, Dodd KJ, Graham HK (2004). Test-retest reliability of hand-held dynamometric strength testing in young people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 85(1):77-80.

Thorborg K, Bandholm T, Petersen J, Weeke KMØ, Weinold C, Andersen B, Serner A, Magnusson SP, Hölmich P (2010c). Hip-abduction strength training in the clinical setting: with or without external loading? *Scand J Med Sci Sports* 20 (Suppl. 2): 22-29.

Thorborg K, Couppé C, Petersen J, Magnusson P, Holmich P (2010a). Eccentric Hip Adduction and Abduction Strength in Elite Soccer Players and Matched Controls A Cross-Sectional Study. *Br J Sports Med.* 2010 May 29. [Epub ahead of print]

Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P (2010b). Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports* 20(3):493-501.

Thorborg K, Serner A, Petersen J, Madsen T.M., Magnusson S.P, Hölmich P (2010d). Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: Implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery following injury *AM J Sports Med* (Accepted).

Thorstensson CA, Petersson IF, Jacobsson LT, Boegård TL, Roos EM (2004). Reduced functional performance in the lower extremity predicted radiographic knee osteoarthritis five years later. *Ann Rheum Dis* 63: 402-407

Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, Mchugh MP (2001). The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med* 29: 124-128.

Visser J, Mans E, de Visser M, van den Berg-Vos RM, Franssen H, de Jong JM, van den Berg LH, Wokke JH, de Haan RJ (2003). Comparison of maximal voluntary isometric contraction and hand-held dynamometry in measuring muscle strength of patients with progressive lower motor neuron syndrome. *Neuromuscul Disord* 13: 744-750.

Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, Harrold J, Nielsen DH (1987). Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric muscle testing. *Phys Ther* 67: 1342-1347.

Wang CY, Olson SL, Protas EJ. Test-retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(6):811-815.

Whisenant MJ, Panton LB, East WB, Broeder CE (2003). Validation of submaximal prediction equations for the 1 repetition maximum bench press test on a group of collegiate football players. *J Strength Cond Res* 17: 221-227.