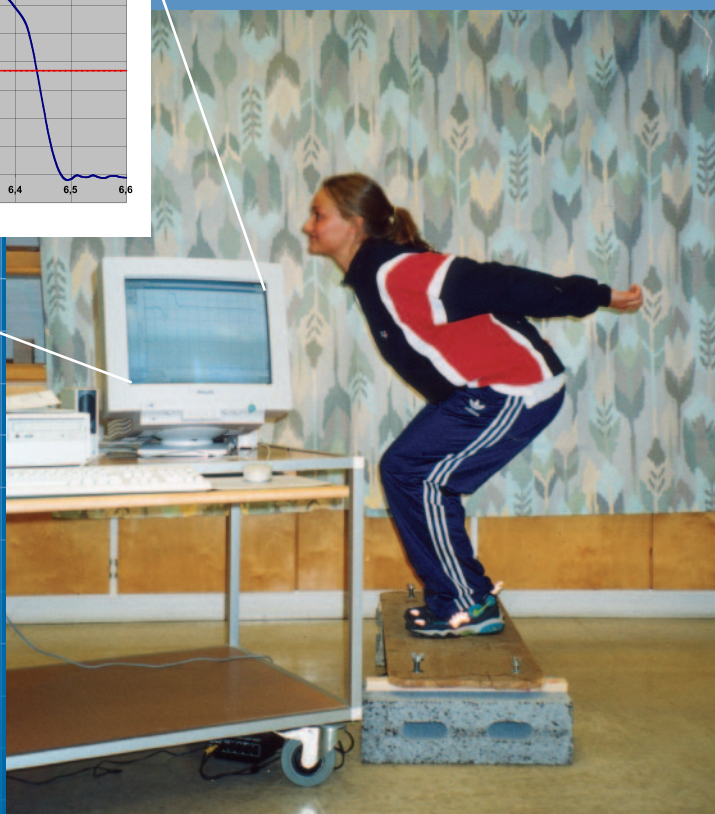
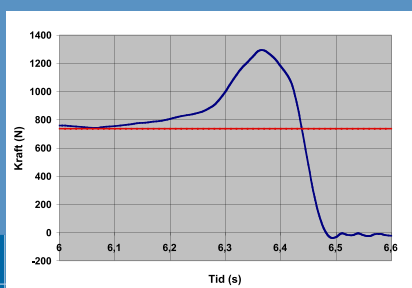


OLE ANTON HAUGLAND OG GUNNAR MATHISEN

Biomekanikk i teori og praksis

- fra grunnleggende teori til bevegelsesstudier ved hjelp av moderne datateknologi



OLE ANTON HAUGLAND OG GUNNAR MATHISEN

BIOMEKANIKK I TEORI OG PRAKSIS

**- fra grunnleggende teori til bevegelsesstudier ved
hjelp av moderne datateknologi**

EUREKA 6/2003

1. opplag 2003

Utgever: Eureka Forlag, Høgskolen i Tromsø, 9293 Tromsø

Sentralbord: 77 66 03 00

Telefaks: 77 68 99 56

E-post: eureka@hitos.no

<http://www.hitos.no>

Layout: Lundblad Media AS, Tromsø

Omslagdesign: Lundblad Media AS, Tromsø

Forsidebilde: Ole Anton Haugland

Trykk: Lundblad Media AS, Tromsø

Eureka nr 6/2003

ISBN 82-7389-057-0

ISSN 1502-8933

Det må ikke kopieres fra denne boka i strid med åndsverkloven eller i strid med avtaler om kopiering inngått med Kopinor, interesseorganisasjon for rettighetshavere til åndsverk.

Tidligere utgivelser på Eureka Forlag:

- 1/2001 Marianne Aars og Nina Emaus: *Læring gjennom praksisfeltet. Evaluering av en-dag-i-uka-praksis ved fysioterapeututdanningen i Tromsø*. Kr 80,-
- 2/2001 Jorun Høier Kjølås: *Språk- og kommunikasjonsvansker. Språkvitenskapelig tenkning i det spesialpedagogiske fagfeltet*. Kr 180,-
- 3/2001 Mia Lervik: *Hus og stil. En guidet og interaktiv tur gjennom noen sentrale stilarter (CD)*. Kr 170,-
- 4/2001 Liv-Berit Knudsen: *"Æ har nokka å fortell!" Å arbeide med studentenes egne yrkesfortellinger*. Kr 60,-
- 5/2001 Tore Morten Andreassen og Karsten Andersen: *Gitarkompbok 1. Populærmusikk for fingerspillgitar*. Kr 250,-
- 6/2001 Johannes Sørensen og Lev Levit: *Babusjka forteller. Eventyr og folkelivsfortellinger fra Nordvest-Russland*. Kr 125,-
- 1/2002 Tore Morten Andreassen og Karsten Andersen: *Gitarkompbok 2. Latinamerikansk musikk for fingerspillgitar*. Kr 250,-
- 2/2002 Britt-Vigdis Ekeli: *Evidensbasert praksis. Snublestein i arbeidet for bedre kvalitet i helsetjenesten?* Kr 100,-
- 3/2002 Olav-Kansgar Straum: *Fra åsatro og høvdingedømmer til kristendom og rikssamling. Kristningen av Norge – en religionshistorisk innføring til perioden 800-1050*. Kr 115,-
- 4/2002 Steinar Thorvaldsen: *Matematisk kulturhistorie. Artikkelsamling*. Kr. 150,-
- 5/2002 Håkon Stødle: *Daglige oppvarmingsøvelser for klarinett*. K. 150,-
- 6/2002 Liv-Berit Knudsen og Toril Agnete Larsen: *"Nød lærer naken kvinne å spinne." Videokonferanse og gruppe som læringsarena*. Kr 100,-
- 7/2002 Guri Martens: *Mappevurdering i høyere utdanning – læring eller instrumentalisme? En drøfting av arbeid med skrivemapper i norsk ved Avdeling for lærerutdanning, Høgskolen i Tromsø*. Kr 100,-
- 8/2002 Ann Sylvi Larsen og Roald Larsen: *Hodeløse menn og ihjelfrosne haikere. Levende sagntradisjoner fra Nord-Norge*. Kr 150,-
- 1/2003 Greta Andrea Kvaal: *Dagbok fra en avskjed*. Video. Pris: Kr 800,- (enkeltpersoner), 500,- (institusjoner), leie kr 300,-. Henvendelser til Avd. for helsefag, telefon 776 60601.
- 2/2003 Tore Morten Andreassen og Karsten Andersen: *Gitarkompbok 3. Populærmusikk 1900-1949 for fingerspillgitar*. Kr 250,-
- 3/2003 Ole Anton Haugland: *Fysikk med Varmluftballong. Et dataprogram for å leke og lære fysikk. For barn og voksne*. Kr 150,- (privat), kr 400,- (skole), kr 1500,- (kommune).
- 4/2003 Birgit Evensen: *Fra Sykehusloftet til MH-bygget, sykepleierutdanningens historie i Tromsø*. Kr 250,-
- 5/2003 Elisabeth P. Seljelid: *Den gode vilje. Evaluering av Barfotpsykiatriprosjektet ved Distriktpsikiatrisk Senter i Midt-Finmark*. Kr 130,-

Forord

Biomekanikk er et fagområde i grenselandet mellom kroppsøving/idrett, biologi og mekanikk. Faget spenner over et vidt felt, men i denne boka vil vi stort sett begrense oss til å se på sammenhengen mellom krefter som virker på menneskekroppen og den bevegelsen dette resulterer i. I norsk fagterminologi har begrepet *bevegelseslære* vært mye brukt.

Det finnes få norske lærebøker i biomekanikk (bevegelseslære), og felles for de fleste er at de er nokså teoretiske. Gjennom egen undervisning i kroppsøving og fysikk i lærerutdanning, har vi erfart behovet for praktiske øvelser knyttet til teorien. En vesentlig del av denne boka består derfor av konkrete øvelser. Øvelsene legger opp til en aktiv læreprosess, og det kan gi studentene ideer og inspirasjon til å bruke dette i egen undervisning - i tråd med L-97.

De fleste øvelsene gjør bruk av datateknologi, og vi mener at disse på en god måte illustrerer bruk av IKT i ”den virkelige verden”. Øvelsene er lagt opp slik at de har en viss progresjon. Deler av øvelsene kan også gjøres med godt utbytte.

Bruk av IKT skal i følge fagplanene være en integrert del av alle fag i lærerutdanninga, og i dette opplegget får studentene arbeide med øvelser som ikke ville vært mulige uten bruk av IKT.

Tromsø, oktober 2003

Ole Anton Haugland
Gunnar Mathisen

Innledning

I denne læreboka vil vi studere krefter som virker på menneskekroppen og hvilke konsekvenser disse kreftene har på kroppen som et bevegelig system. For å kunne analysere bevegelser og teknikker i kroppsøving og idrett, bør en ha innsikt i mekanikk og i kroppens anatomi og fysiologi. Mekaniske lover bestemmer bevegelsene og er avgjørende for hvilke bevegelsesløsninger som er hensiktsmessige. Muskel- og skjelettsystemet utformer bevegelsene, og det er derfor også viktig å kjenne til hvordan dette systemet fungerer for å kunne foreta en analyse.

Biomekanikk har erfaringsmessig vist seg å være et vanskelig fagfelt å undervise i. Studenter vil ofte mangle basiskunnskaper i mekanikk og fysiologi, og er gjerne uvant med bruk av matematiske modeller. I tillegg er det vanskelig å gjennomføre gode demonstrasjoner og forsøk innenfor dette feltet, slik en gjerne prøver å gjøre i fysikkundervisning. Bevegelsene foregår som regel altfor raskt til at det er mulig å observere direkte eller gjøre målinger med enkelt utstyr. En del kan en oppnå ved bruk av video, men det er vanskelig å gjøre målinger ved hjelp av dette.

I boka viser vi hvordan en kan gjøre målinger på kompliserte bevegelser ved hjelp av enkelt og rimelig utstyr som er standard i naturfag i videregående skole: såkalt *dataloggingsutstyr*. Utstyret er koblet til en datamaskin og kan utføre målinger med svært høy frekvens. Dataene kan bearbeides i standard programvare som f. eks. regneark. Bortsett fra datautstyret, er utstyret som brukes svært enkelt. En del av det, blant annet en kraftplattform og en rotasjonsplattform, er bygget opp etter ”Reodor Felgen-metoden”. Vi mener det er et poeng at studentene kan se hvordan måleutstyret fungerer og forstå det som skjer. Dette i motsetning til det som har lett for å skje når en bruker elektronisk måleutstyr: Studentene får bare ut noen kurver på en dataskjerm. Av samme grunn har vi også lagt vekt på at studentene selv skal bearbeide dataene, og at analysen kan skje i et standardprogram som regneark.

Boka starter med to teorikapitler som omhandler fysiologisk og mekanisk teorigrunnlag med sentralt stoff for å forstå bevegelser. I de

seinere kapitlene har vi valgt ut sentrale temaer innen kroppsøving og idrett som for eksempel sats, løp og rotasjon.

Det er vanskelig å ta opp begreper som kraft, spinn, treghetsmoment etc. uten å komme inn på noen enkle formler. Men det viktigste her er å få tak i det kvalitative innholdet – ikke å kunne regne med dem.

Noen avsnitt som utdyper det mekaniske bakgrunnsstoffet er skrevet med små skrift, og kan hoppes over uten at det går vesentlig ut over sammenhengen.

Framstillinga for hvert tema vil være sentrert rundt en praktisk øvelse. Gjennom øvelsene blir sentrale begreper i biomekanikk belyst. Vi mener disse øvelsene skulle gi et godt utgangspunkt for studenter til å analysere og forstå bevegelser.

For at ikke data-analysen skal bli for krevende, har vi laget ferdige maler til noen av øvelsene i regnearket *Microsoft Excel* og i datalogsprogrammet *PASCO Science Workshop*. Disse malene kan lastes ned fra *Høgskolen i Tromsø, Eureka Forlag* sin hjemmeside.

(<http://www.hitos.no/FoU/Eureka/>)

Innhold

Forord	4
Innledning	5
Kapittel 1 Fysiologisk bakgrunnsstoff: Oppbygging av muskel og nervesystem	8
1.1 Muskelkrefter og krefter i sener, leddbånd og bindevev	8
1.2 Muskelfibertyper og fiberrekruttering	12
1.3 Regulering av kraften i en muskel	14
1.4 Reflekser	17
1.5 Muskelarbeid og teknikk i idrett	18
1.6 Koordinering og læring av bevegelser	20
Kapittel 2 Mekanisk bakgrunnsstoff: Krefter og bevegelse	22
2.1 Grunnbegreper	22
2.1.1 Newtons lover	22
2.1.2 Eksempler på krefter	22
2.1.3 Kraft og rotasjon	23
2.1.4 Arbeid	25
Kapittel 3 Sats	26
3.1 Generell beskrivelse av en sats	26
3.2 Øvelse: Kraftplattform	29
3.2.1 Beskrivelse av en enkel kraftplattform	29
3.2.2 Kalibrering av kraftplattformen	31
3.2.3 Øvelse: Svikt	32
3.2.4 Øvelse: Enkel sats	33
3.2.5 Øvelse: Naturlig sats	35
Kapittel 4 Løp	36
4.1 Løpsteknikk	36
4.2 Øvelse: Løp	38
4.2.1 Øvelse: Akselerasjon i en sprintstart	39
4.2.2 Øvelse: Maksimalfart i en sprint	42
Kapittel 5 Rotasjon	46
5.1 Vinkelfart	46
5.2 Treghetsmoment	47
5.2.1 Hva er treghetsmoment?	47
5.2.2 Måling av treghetsmoment	49
5.3 Spinn	52
5.4 Øvelse: Rotasjon	54
5.4.1 Øvelse: Måling av treghetsmoment	54
5.4.2 Øvelse: Spinn	56
Litteratur	57

Kapittel 1 Fysiologisk bakgrunnsstoff: Oppbygging av muskel- og nervesystem

1.1 Muskelkrefter og krefter i sener, leddbånd og bindevev

Ved hjelp av krefter kan vi sette i gang eller endre en bevegelse. Muskelkrefter og krefter i sener, leddbånd og bindevev virker i kroppen og kalles indre krefter.

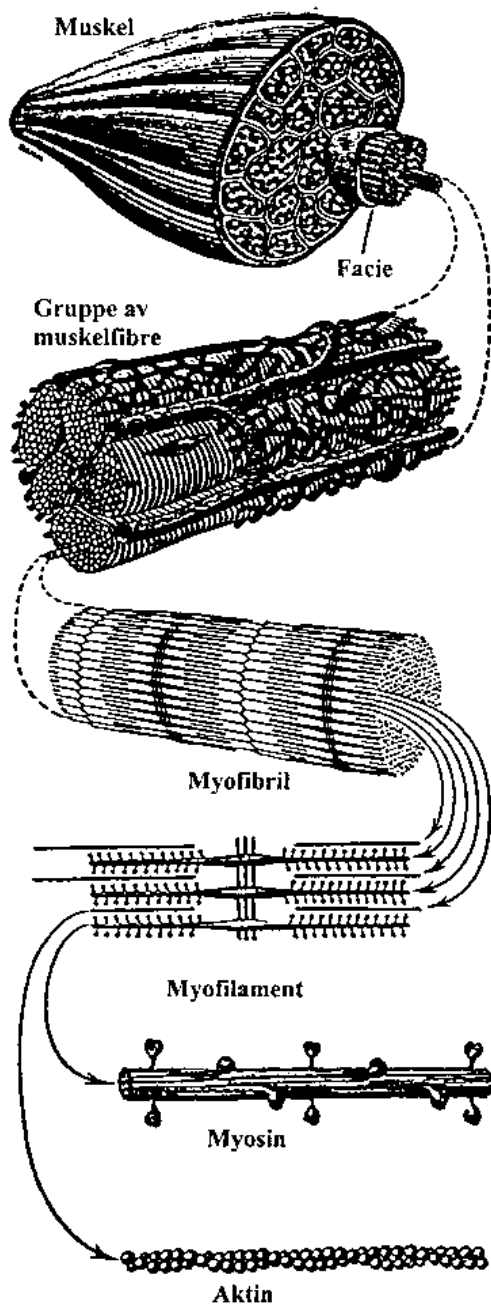
Musklene er festet til knoklene via sener, og ved at musklene trekker seg sammen vil de bevege knoklene i forhold til hverandre. Flere muskler arbeider sammen om å danne hensiktsmessige bevegelsesløsninger. Dette styres via nervesystemet.

Sener, leddbånd og bindevev inneholder kollagenfibre som er uelastiske, men de består også av elastiske fibre. Kollagenfibre tåler stor strekkpåvirkning og er derfor godt egnet i strukturer som blir utsatt for strekkrefter som muskelhinner, sener og leddbånd.

Muskelens grunnleggende byggestein er muskelfiberen. Muskelfibre i tverrstripet muskulatur er spesialisert for å kunne trekke seg sammen, kontrahere. En nerveimpuls utløser kontraksjonen.

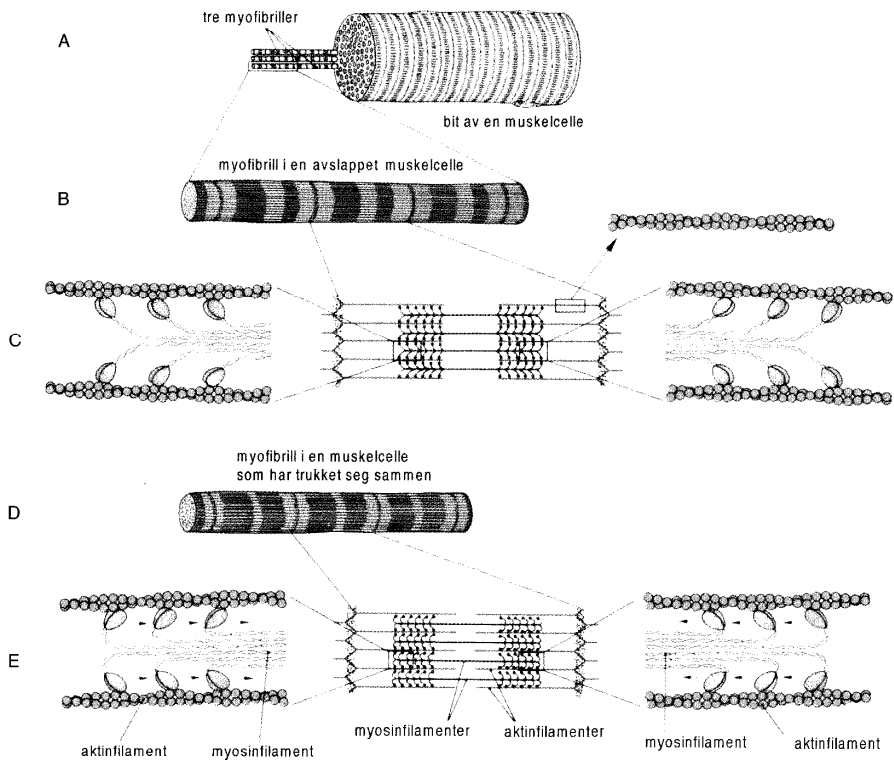
Muskelfibre er omgitt av bindevev. Fibrene samles i bunter omgitt av grovere bindevev og buntene samles til en hel muskel omgitt av bindevevshinne ofte forstreket med et ekstra bindevevslag, muskelfascien (se figur 1.1). Bindevevsdragene går over i sener i enden av muskelen. Senen er festet til beinet.

Når muskelen blir strukket får den tilført energi som tas opp i bindevevet, og som seinere kan frigjøres som bevegelsesenergi i motsatt retning. Bindevevet begrenser også musklenes tøyelighet.



Figur 1.1 Forskjellige strukturelle nivå i en muskel. (Fra K.Schreiner: *Biomekanikk i idrett – muskelmekanikk og kroppsbevegelser*, Norges Idrettshøgskole 1998.)

Evne til kontraksjon i en muskel er knyttet til spesielle proteiner kalt aktin og myosin (se figur 1.1 og 1.2). De kontraktile proteinene aktin og myosin danner myofibrillene (sarkomer), som ligger etter hverandre og sørger for muskelens sammentrekning. Kontraksjon skjer ved at myosinhodene kan gå i inngrep med aktinfilamentene og danne tverrbroer mellom myosin- og aktinfilamentene. (Se figur 1.2). Når alle sarkomerene innen en muskelfiber trekker seg sammen samtidig, utvikles en målbar kraft i muskelfiberen. Vi sier at en sarkomer kan utvikle kontraktile spenning. Ved forkorting utfører tverrbroen et arbeid som det må tilføres energi til.

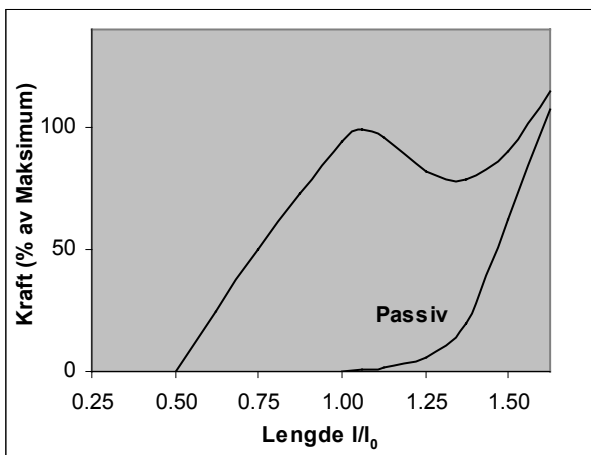


Figur 1.2 Kontraksjonsmekanismen i en tverrstripet muskelcelle. Myofibrillene forkortes ved at myosinfilamentene tar tak i aktinfilamentene og drar disse inn mot midten.

(Fra H. A. Dahl og E. Rinvik: *Bevegelsesapparatets funksjonelle anatomi*, Cappelen Akademiske Forlag 1996.)

Når muskelen kontraherer, vil festepunktene for muskelen nærme seg hverandre, dersom ikke motstanden er for stor. Vi kaller dette en konsentrisk kontraksjon. Dersom muskelen møter så stor motstand at vi ikke oppnår bevegelse kalles det isometrisk, eller statisk muskellarbeid. Dersom den ytre kraften blir større en muskelkraften (større dreiemoment), vil vi få en strekking av muskelen. Dette kalles eksentrisk muskellarbeid.

Musklene kan utvikle størst kraft ved en bestemt utgangslengde. Denne situasjonen oppnås når flest mulig myosinhoder får tak i aktinfilamentene og kan trekke i dem. Denne lengden kalles en likevektslengde eller hvilelengde. Hvor stor kraft den enkelte muskelfiber kan utvikle er direkte relatert til hvor mange kryssbroer som er inngrep. Ved hvilelengden l_0 vil flest tverrbroer mellom aktin og mysin være i inngrep og vi får utviklet størst kraft her. Når muskelen blir strukket over sin hvilelengde vil færre tverrbroer kunne være i inngrep samtidig og kraften vil avta i fiberen (se figur 1.3). Dersom muskelen blir strukket ut over hvilelengden, vil imidlertid bindevevet bli strukket og skape motstand som en strikk som tøyres. Vi får da en tilleggskraft som kan nyttes som en ekstra kraft når muskelen kontraherer. Dette ser vi som en passiv tilleggskraft i figur 1.3. Denne passive tilleggskraften kan bidra til at totalkraften kan bli større enn det de kontraktile proteinene aktin og myosin kan bidra med slik figur 1.3 viser.



Figur 1.3 Kraftutvikling i en aktivert muskel og i en helt passiv muskel ved forskjellige konstante muskellengder. l_0 er hvilelengden. Vi ser at ved hvilelengden

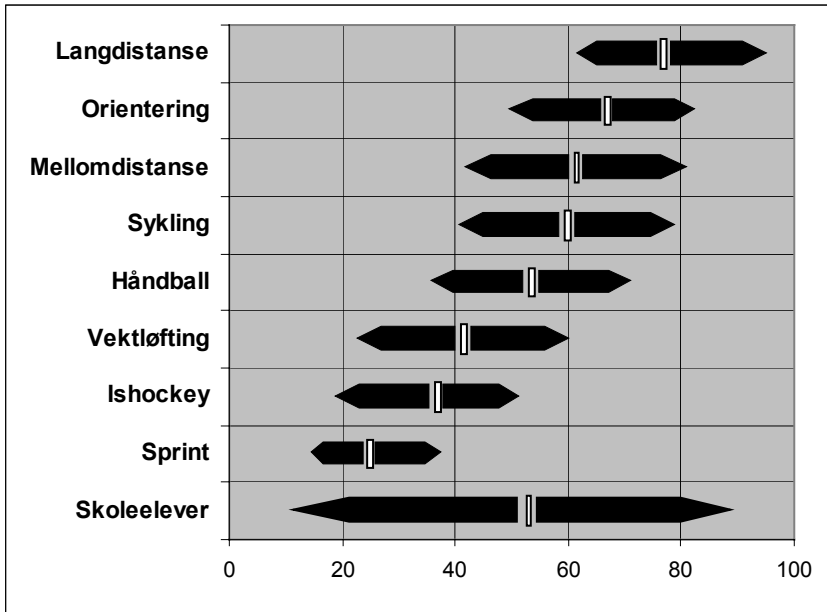
kan muskelen utvikle størst kraft. Ved strekking av muskelen utover hvilelengden vil passive elastiske komponenter bidra til en ytterligere kraftøkning. Kraften i en aktivert muskel er summen av kraften det kontraktile apparatet gir og tilleggskraften den passive strekkingen gir slik den øverste kurven i figuren viser.

1.2 Muskelfibertyper og fiberrekruttering

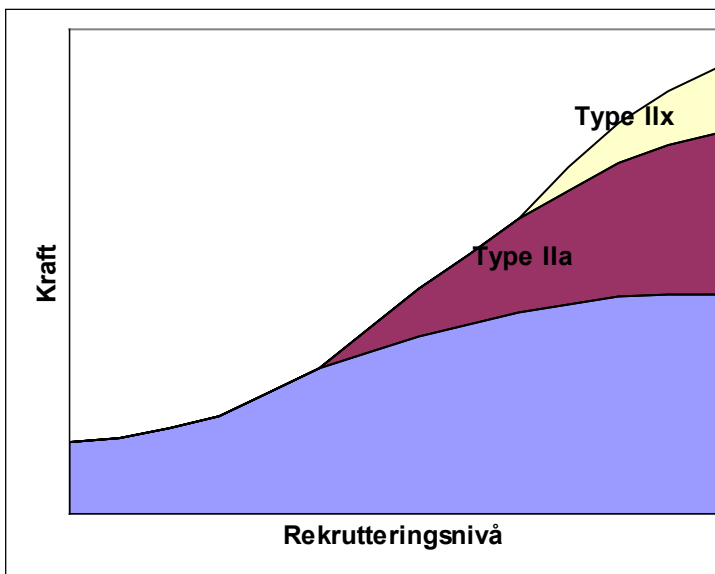
Muskelfibrene kan vi dele inn i to hovedtyper, type I-fibre og type II-fibre.

Type I-fibre er langsomme, det vil si at de seinere når maksimal spenning. Disse muskelfibrene har god aerob energifrigjøring, det vil si at de skaffer energi til muskelarbeidet ved nedbryting av glykogen og fett ved tilstrekkelig oksygentilførsel. De er gunstige for utholdenhetsidretter.

Type II-fibre er hurtigere, det vil si at de raskt når maksimal spenning. Disse kan igjen deles inn i type IIa og type IIx-fibre (tidligere typeIIb-fibre). Type IIx er hurtigst og dekker hovedsakelig energibehovet ved anaerobe prosesser (uten oksygen), og er lite utholdende. Disse fibrene utvikler en sterk og rask muskelkontraksjon, og er gunstig i sprint, hopp og kastøvelser. Type IIa-fibre er ikke så hurtige som type IIx-fibre, men er mer utholdende. Antall muskelfibre og muskelfibertype er genetisk bestemt, men fiberfordelingen i en muskel kan muligens påvirkes av langvarig trening. I et helsemessig perspektiv kan sammensetning av muskelfibertype ha betydning for valg av fysisk aktivitet.



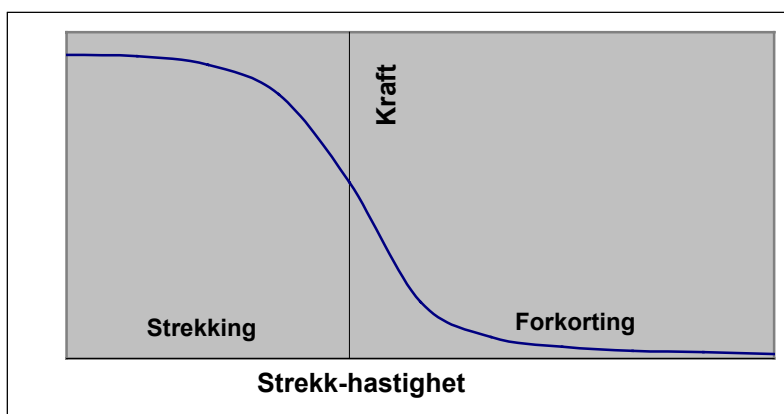
Figur 1.4 Fordeling av andel type-I-fibre i prosent i ytre brede lårmuskel (musculus vastus lateralis) hos ulike grupper av mannlige idrettsutøvere og skoleelever. De hvite strekene representerer et gjennomsnitt for hver gruppe. Gruppen skoleelever som representerer et gjennomsnitt av befolkningen viser stor spredning i forhold til muskelfibertype.



Figur 1.5 Hvordan de forskjellige fibertypene rekrutteres ved økende belastning. Vi ser at først aktiveres type I-fibre. Når kraftbehovet øker får vi aktivert type II-fibrene. Ved kraftbehov opp mot det maksimale får vi også kontraksjon i type IIx-fibrene. Vi bruker stort sett type I-fibre og type IIa-fibre ved relativt lett arbeid.

Sammenhengen mellom kraft og kontraksjonshastighet kan beskrives gjennom den såkalte *Hillkurven*. Den forteller oss at ved økende kontraksjonshastighet avtar kraften slik figur 1.6 viser. En mulig forklaring på dette er at jo hurtigere kontraksjonen foregår, dess flere myosinhoder vil være i ferd med skifte tak slik at færre tverrbroer er aktivert. Dette gjør at kraften vil synke med økende forkortingshastighet.

Vi ser også av figuren at vi kan få utviklet størst kraft når muskelen strekkes. Ved muskellarbeid under forlenging, eksentrisk muskellarbeid, får vi utviklet større kraft enn i konsentrisk muskellarbeid først og fremst fordi elastisk spenning kommer i tillegg til kontraksjonskraften (se også figur 1.3).



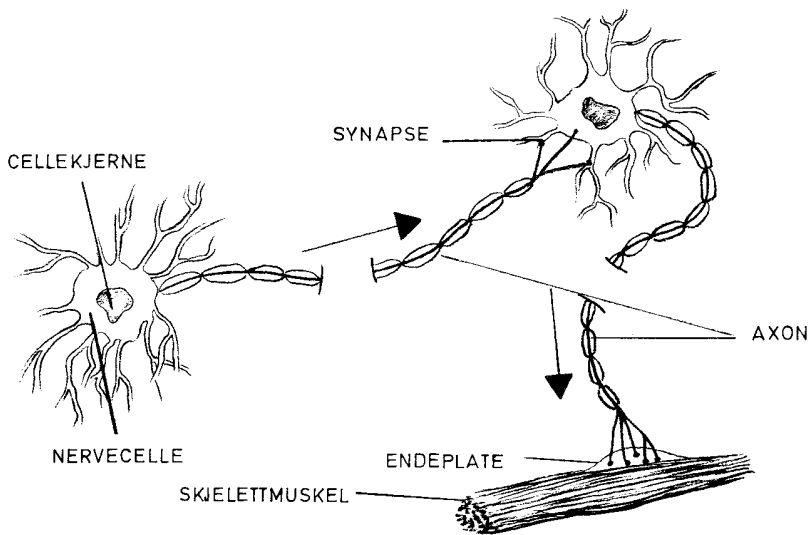
Figur 1.6 Hillkurven. Kurven viser kraften som utvikles når muskelen arbeider med forskjellig forkortingshastighet. Ved strekking (utvidet Hillkurve) utvikles størst kraft på grunn av lagring av energi i elastiske komponenter.

1.3 Regulering av kraften i en muskel

Vi mottar informasjon fra sansecellene. Den informasjonen sendes inn til sentralnervesystemet. Bevegelse skapes ved at aktuelle muskler

kontaktes via lange nervetråder, axon (se figur 1.7). Axonet deler seg igjen opp i flere grener og hver gren er koblet til en muskelfiber. Nervefibre og det antall muskelfibre som det er koblet til kalles en motorisk enhet. Størrelsen på en motorisk enhet kan variere fra noen få til over tusen muskelfibre. Muskler som utfører fint differensierte bevegelser som for eksempel øyemusklene har små motoriske enheter, mens musklene som utfører grovmotoriske bevegelser har store motoriske enheter. Alle muskelfibrene i en motorisk enhet kontraherer samtidig og med samme frekvens.

Nervecellene sender elektriske signaler fra et sted til et annet. Figur 1.7 viser hvordan nerveimpulsen overføres gjennom aksonet (nervefibre) fra en nervecelle til neste nervecelle via synapser, og videre til skjelettmuskelen via endeplater.



Figur 1.7 Nerver og synapser (Fra P. Tveit: *Bevegelseslære*, Universitetsforlaget 1994.)

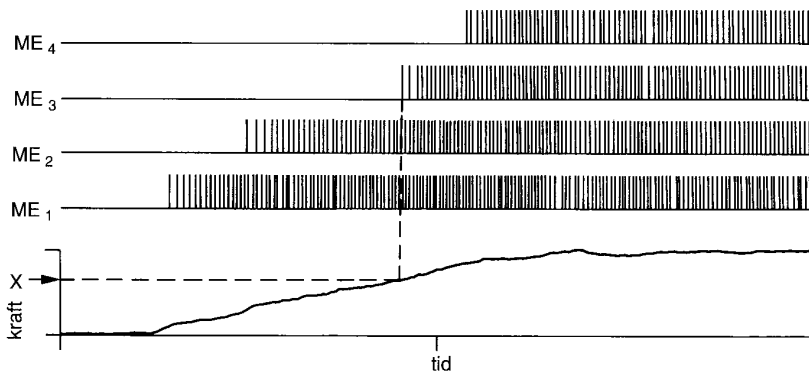
Det er to måter som nervesystemet kontrollerer den kontraktile spenningen i en muskel på. Den viktigste mekanismen er rekruttering av motoriske enheter. Den andre måten nervesystemet kontrollerer

spenningen på er ved å variere impulsfrekvensen i stimuleringen i nervefiberen. Høyere impulsfrekvens gir kraftigere kontraksjon.

I en isometrisk kontraksjon som gradvis øker vil de motoriske enhetene rekrutteres i en bestemt rekkefølge (se figur 1.8). For å skape lav spenning i en muskel vil et lite antall motoriske enheter være aktivert, høyere spenning kan oppnås ved å rekruttere et større antall motoriske enheter.

Når det gjelder eksentrisk muskelarbeid vil såkalte høyterskelenheter overta. Type IIx-fibre er typiske høyterskelenheter. Disse har både en høyere kontraksjonshastighet og en høyere avslapningshastighet. Dette er sannsynligvis viktig for å unngå strekkskader.

Sentralnervesystemet (CNS) regulerer rekrutteringen av de spesifikke motoriske enhetene, og dette skjer spesielt ved submaksimal belastning. Ved maksimal belastning vil alle motoriske enheter være aktivert dersom personen er i stand til å rekruttere alle disse.



Figur 1.8 De motoriske enhetene (ME) i en muskel rekrutteres etter tur når kontraksjonskraften øker. Først ME₁, deretter ME₂ osv. (Fra H. Dahl og E.Rinvik: *Bevegelsesapparatets funksjonelle anatomi*, Cappelen Akademiske Forlag 1996.)

1.4 Reflekser

En refleks er en reaksjon på et bestemt irritament som formidles av nervesystemet uavhengig av vår vilje.

Sanseorganene registrerer hva som skjer i kroppen og dens omgivelser og sender informasjon til sentralnervesystemet via nervene. Et sanseorgan består av celler som er spesialisert til å reagere på en type påvirkning, for eksempel lys, lyd, berøring.

Viktige stillings- og bevegelsessanser er: Synssansen (visuell sans), hørselsansen (auditiv sans), likevektssansen (vestibulærsansen), hudsansene (taktile sanser) og muskel- og leddsansene (kinestetisk sans).

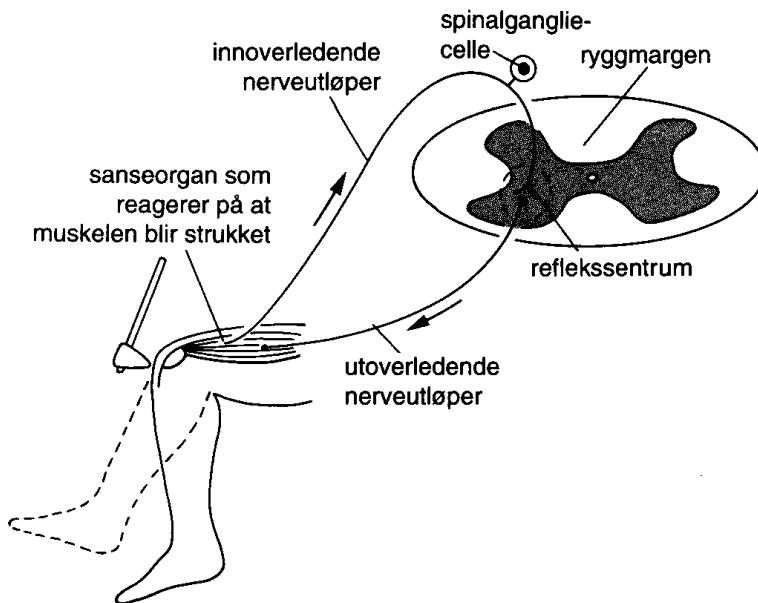
Muskel og leddsansene består av muskel-senespøler. Muskelspølene informerer sentralnervesystemet om musklens lengde, eventuelle lengdeendringer og hastigheten på disse. Impulsene fra muskelspølen vil i tillegg til å aktivere egen muskel også hemme antagonistene (motmusklene). Når man strekker en muskel hurtig, vil det føre til kontraksjon av muskelen. Dette beskytter leddene mot store bevegelsesutslag.

Senespøler er receptorer som ligger i leddkapsel og leddbånd, og registrerer leddenes stilling, bevegelseshastighet og retning. Refleks utløst av senespølen, resulterer i hemming av nerven til muskelen som trekker i senen. Dette motvirker kraftig strekk i senen ved muskelkontraksjon.

Figur 1.9 viser hvordan reflekser dannes gjennom refleksbuen som er banen fra sanseorgan til muskelceller. Impulsen starter fra sanseorganet, for eksempel muskelspølen som registrer strekk av muskelen. Innoverledende nerveutløpere leder impulsen inn til refleksenteret i sentralnervesystemet. Utoverledende nerveutløper leder impulsen ut til muskelcellene som trekker seg sammen.

En del reflekser er medfødte, ubetingede reflekser. Hos mennesket er de fleste reflekser tillærte, betingede reflekser. Noen reflekser utløses fra stillings- og bevegelsessansene, som er knyttet til muskler, sener og ledd samt det indre øret.

Samtidig med utløsning av refleksene vil de sensoriske informasjoner også ledes inn til høyere deler av sentralnervesystemet og inngå som en viktig tilbakemelding fra sansene som er nødvendig for mer komplisert muskelkontroll.



Figur 1.9 Patellarefleksen (Fra H. Dahl og E. Rinvik: *Bevegelsesapparatets funksjonelle anatomi*, Cappelen Akademiske Forlag 1996.)

1.5 Muskelarbeid og teknikk i idrett

Ved å studere kraft-hastighetskurven (Hillkurven), figur 1.6, ser vi hvordan stor forkortingshastighet vil gjøre det vanskelig å skape stor kraft.

I en sats kan man øke kraften ved å starte med en nedoverbevegelse, svikt, som så bremses opp og setter musklene på strekk. Dette kalles eksentrisk muskellarbeid. Dersom muskelen trekker seg sammen like etter at den er satt på strekk, vil lagret energi i muskelcellene bli brukt til mekanisk arbeid. Reflekser blir utløst ved hurtig strekking av musklene. Dette gir bedre koordinasjon og gjør at vi kan hoppe høyere enn om vi satset uten svikt. Dette forholdet kommer vi tilbake til i kapittel 3, Sats.

Ved stem utnytter en den horisontale farten en opparbeider seg i et tilløp slik at den bøyes av og gir fart oppover. Stem forutsetter friksjon mellom fot og underlag. Kroppen vil rotere om kontaktpunktet slik at tyngdepunktet blir hevet. Det er mange likhetstrekk mellom svikt og stem. Derfor vil en sannsynligvis vil oppnå de samme fysiologiske fordelene ved stem som ved svikt. Avbøyningen av den horisontale farten skjer mens strekkmuskulaturen arbeider eksentrisk og dermed får vi utviklet større kraft.

Stem fører altså til vertikal fart, rotasjon og bremsing av den horisontale farten. For å få til et stem må vi imidlertid ha en horisontal fart, tilstrekkelig friksjon mellom fot og underlag, og kunne stå imot med muskelkraft.

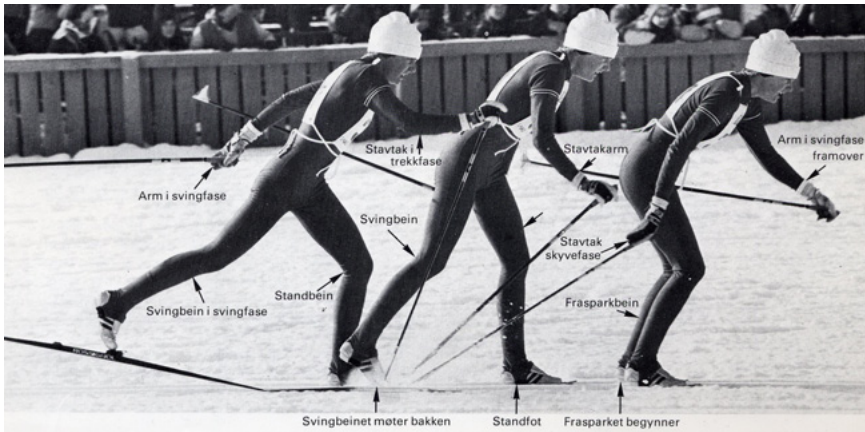
Figur 1.10 viser ulike faser i utførelse av diagonalgang i langrenn. For å utvikle større kraft i stavtak og fraspark bør vi prøve å forsinke musklenes forkortingshastighet, jf. figur 1.6, Hillkurven. Dessuten er det viktig at vi får mye av tyngden fordelt på det beinet som tar fraspark, det vil si at vi har god tyngdeoverføring.

Vi kan øke kraften i frasparket ved at vi har hofta høyt ved innledningen til frasparket, og dermed kan vi ved en liten knesvikt oppnå enda større kraft mot underlaget. Ved oppbremsingen av bevegelsen nedover får vi et eksentrisk muskellarbeid som gir musklene mulighet til å utvikle stor kraft.

Det er også av stor betydning at en kan skape en motbevegelse ved aktiv framføring av svingbeinet og armen i svingfasen. Ved å akselerere svingbeinet framover får vi en reaksjonskraft i motsatt retning (se kapittel 2, Newtons 3.lov). Dette vil kunne bidra til at

musklernes forkortingshastighet settes ned, og større kraft kan utvikles gjennom frasparkbein og stavtakarm.

Eksentrisk muskellarbeid som gir stor kraft er det også mulig å skape gjennom stavtakarbeidet, både ved klassisk langrennsteknikk, og ved skøyteteknikk. Muskelens utgangslengde påvirker også kraftutviklingen. Endring i vinkelen i hofte, kne eller ankelledd får da betydning for den kraft som kan utvikles i et fraspark.



Figur 1.10 Diagonalgang på ski. Nedbevegelsen utløser eksentrisk muskellarbeid, og dermed større kraft i frasparket. (Fra Skard: *Langrennsteknikk*, Universitetsforlaget 1981.)

1.6 Koordinering og læring av bevegelser

Når en studerer bevegelser, er det helheten som er viktig. Musklene arbeider sammen og det er dette muskelsamspillet som er avgjørende for den kraft som utvikles.

En hensiktsmessig bevegelsesløsning betyr at vi må sette inn muskelkraft til rett tid og hele bevegelsen må være riktig koordinert.

Koordinasjon betyr samkjøring eller tilpasning av de muskler som medvirker under utførelsen av en bevegelse slik at deres kontraksjoner inntreffer med formålstjenlig kraft og til riktig tidspunkt i bevegelsen. Med hensyn til muskelbruk er det også viktig at

motmusklene, antagonistene, avslappes, så de ikke skaper unødig motstand.

Innlæring av bevegelser skjer ved at storhjernen danner seg et bilde av bevegelsen og finner riktig muskelbruk i forhold til dette. Gjennom sanseapparatet registreres bevegelsen, og denne registreringen bearbeides slik at muskelaktiviteten kan justeres.

Vi vil nevne to teorier for koordinering av bevegelser. Den første teorien, *Schmidts skjemateori* (Motor Program Theory), går ut på at det foreligger et motorisk program tilgjengelig for alle bevegelser en person er i stand til å utføre (Schmidt / Wrisberg 2000).

En nyere teori kalles *dynamiske systemteori* (Dynamic Systems Theory). Det viktigste prinsippet i dynamisk systemteori er at det ikke foreligger en ”oppskrift” fra hjernen i form av motoriske programmer, men at det skjer etter selvorganisering som et resultat av et samspill mellom forskjellige systemer. Sentralnervesystemet betraktes som et åpent system, hvor ulike nivå arbeider i et dynamisk samspill. Ved øvelse vil en redusere graden av tilfeldigheter (variabilitet). Hvis resultatet av bevegelsen blir oppfattet som positiv vil de nervebanene som utførte bevegelsen bli styrket, men det foreligger ingen ferdige motoriske programmer slik som i Schmidt’s skjemateori.

Kapittel 2 Mekanisk bakgrunnsstoff: Krefter og bevegelse

2.1 Grunnbegreper

2.1.1 Newtons lover

Krefters virkning på et legeme er beskrevet ved Newtons 2. lov. Den sier at kraft og akselerasjon er proporsjonale, eller

$$F = ma \quad (2.1)$$

der F er summen av kreftene som virker, m er massen og a er akselerasjonen. Formelen forutsetter at kraften måles i newton (N).

Newtons 1. lov (treghetsloven) er et spesialtilfelle av Newtons 2. lov. Den sier at når kraften er null, så er farten konstant, dvs. akselerasjonen er null.

Newtons 3. lov sier at når vi virker på et legeme med en kraft, så virker legemet tilbake på oss med en kraft som er like stor og motsatt rettet. For eksempel i løp oppnår vi kraft framover ved å sparke ifra bakover mot underlaget.

2.1.2 Eksempler på krefter

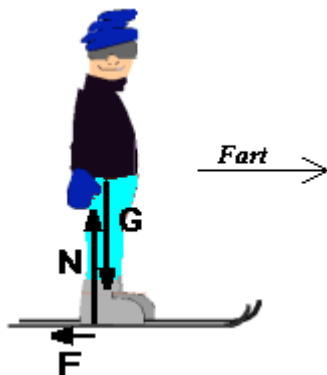
Jorda trekker til seg andre legemer. Denne egenskapen kalles gjerne *tyngdekraft* eller *gravitasjon*. Kraften, G , som jorda trekker på et legeme med masse m med, er

$$G = mg \quad (2.2)$$

der $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ er tyngdeakselerasjonen. Kraften, G , kalles gjerne tyngden av legemet.

Når vi står på et horisontalt underlag er *normalkraften*, N , den vertikale kraften fra underlaget på oss. I følge Newtons tredje lov vil

denne være like stor som kraften vi trykker på underlaget med. Generelt er normalkraften komponenten av kraften fra underlaget på oss vinkelrett på underlaget. Figur 2.1 viser kreftene som virker på en skiløper som glir framover i ei vannrett løype.



Figur 2.1 Kreftene som virker på en skiløper som glir framover i ei vannrett løype.

I et løp eller i en sats er en avhengig av god *friksjon* mot underlaget; derfor benytter en for eksempel piggsko. Når en akselererer med kraftige fraspark i en sprintstart, er det friksjonskraften som gir foten det nødvendige feste. I andre tilfeller er det viktig at friksjonen er minst mulig, som for eksempel mellom snø og ski ved utforkjøring. I figur 2.1 er også friksjonskraften, F , som virker på en skiløper som glir bortover i ei vannrett løype vist.

Størrelsen av friksjonskraften er avhengig av kontaktflatenes egenskaper og hvor hardt en trykker mot underlaget.

$$F = \mu N \quad (2.3)$$

der μ er *friksjonstallet* og N er normalkraften.

2.1.3 Kraft og rotasjon

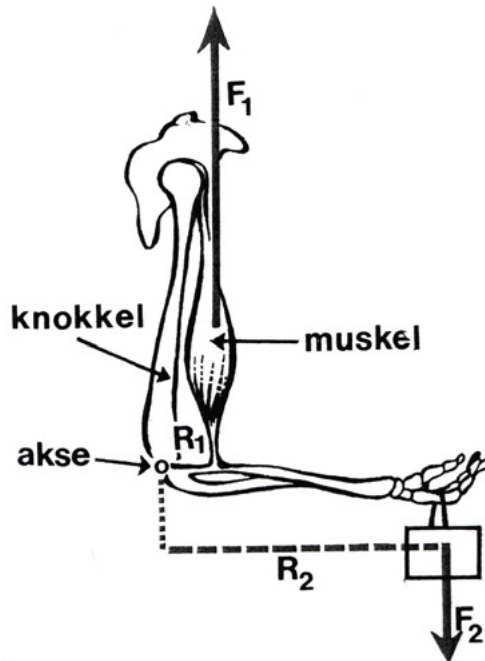
Krefter fører ikke bare til akselerasjon av et legeme, men kan også føre til rotasjon. For å beskrive en krafts evne til å skape rotasjon om en akse, har en innført begrepet *moment*, eller *kraftmoment*.

$$M = F r \quad (2.4)$$

Der F er kraften og r er den vinkelrette avstanden fra akse til kraftens retning. (Denne avstanden kalles ofte for momentarmen.)

I mange tilfelle er situasjonen at forskjellige krefter forsøker å dreie et legeme i motsatt retning. Betingelsen for likevekt er da at momentene som virker i motsatte retninger er like store.

I figur 2.2 er muskelkraftens moment oppover $F_1 R_1$; der R_1 er den vinkelrette avstanden fra albueleddet til ei linje midt i senen eller muskelen. Dersom vinkelen i albueleddet er 90° , så er tyngdens moment $F_2 R_2$, der R_2 er lengden av underarmen. Skal armen holdes i ro, så må $F_1 R_1 = F_2 R_2$.



Figur 2.2 Produktet av kraft og momentarm bestemmer en muskels virkning i et ledd. Momentarmen er den korteste avstanden mellom omdreiningssaksen i leddet og ei linje midt i sene eller muskel. (Fra A. Gjerset: *Idrettens treningslære*, Universitetsforlaget 1995.)

2.1.4 Arbeid

Arbeid er definert som kraft multiplisert med veien kraften virker over.

$$W = Fs \quad (2.5)$$

der F er kraften og s er veien. Det er bare den delen av kraften som er parallell med veien som bidrar til arbeidet. Når vi skal beregne arbeidet, må vi også ta hensyn til at kraften kan variere i løpet av veien.

Arbeidsstilling og teknikk er avgjørende for å utnytte muskelkreftene best mulig. Eksempler kan være muskelkrefter vi bruker på en ball som skal kastes eller sparkes, eller ved en sats i et hopp. I en sats starter vi med en motbevegelse som setter musklene i kroppen i ”spenn”. Strekking av muskelfibrene (eksentrisk muskelarbeid), tøying av bindevevet samt virkning av strekkreflekser gjør at vi får utnyttet energien best mulig til å utvikle kraft (se avsitt 1.2).

I noen idretter som f. eks. løp og langrenn er prestasjonen avhengig av arbeidet i hvert fraspark multiplisert med frekvensen. Større arbeid i hvert fraspark eller høyere frekvens gir større fart.

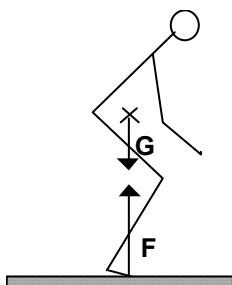
Kapittel 3 Sats

3.1 Generell beskrivelse av en sats

Vi starter med å se på en enkel sats uten svikt der utøveren ønsker å hoppe så høyt som mulig. Først bøyer vi knærne og synker ned til utgangsstillingen. Armene er strukket bakover. Så starter vi satsen med å presse kraftig mot underlaget, rette ut kroppen og svinge armene opp. Dette fører til at tyngdepunktet akselereres oppover, og utøveren mister kontakten med underlaget. Da starter svevet og tyngdepunktets videre bevegelse er fastlagt.

Energimessig er en vertikal sats enkel å beskrive: Det arbeidet vi gjør i satsen finner vi igjen som bevegelsesenergi i det utøveren tar av. På toppen av banen har denne energien gått over til høydeenergi.

I figur 3.1 vises kreftene som virker på utøveren i en vertikal sats. Tyngden (G) virker gjennom tyngdepunktet som er markert med et kryss. F er kraften fra underlaget på utøveren, normalkraften jf. avsnitt 2.1.2. Ved en vertikal sats uten rotasjon må F virke langs samme linje som G .



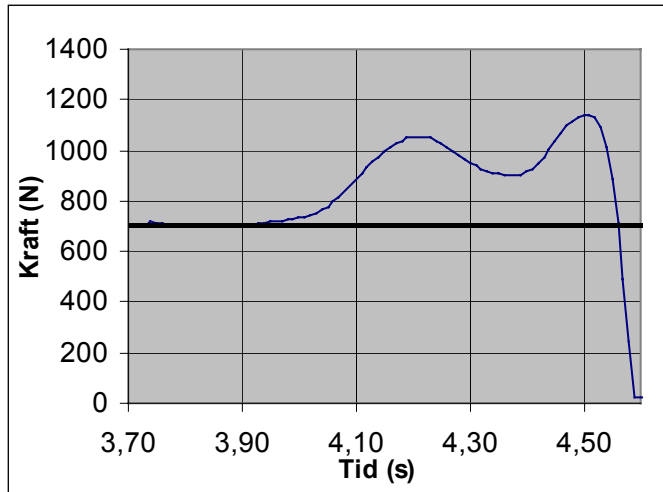
Figur 3.1 Kreftene som virker på en utøver i kontakt med underlaget under en vertikal sats.

Bevegelsen vil være beskrevet ved Newtons 2. lov

$$F - G = ma \quad (3.1)$$

der m er personens masse og a er akselerasjonen til tyngdepunktet.

Hvor stor fart (eller bevegelsesenergi) vi har klart å gi tyngdepunktet ved slutten av satsen, avhenger både av størrelsen av kraften F og av tida den virker i. Figur 3.2 viser målt kraft under en enkel sats uten svikt.



Figur 3.2 Kraften fra underlaget i en sats uten svikt.

Den tykke vannrette linja angir nivået for tyngden, G . Til å begynne med, når utøveren er i ro, ser vi at F er lik G , slik det må være etter Newtons 2. lov. Når F blir større enn G , akselererer utøverens tyngdepunkt oppover.

Det er altså *kombinasjonen* av kraft og tid i satsen som er grunnlaget for et høyt svev. Et mål for innsatsen er arealet av området mellom $F(t)$ -kurven og nivået for tyngden G . Området over linja regnes som positivt og området under som negativt.

Mer konkret kan det vises at

$$mv = \text{''arealet mellom } F(t)\text{-kurven og tyngden''} \quad (3.2)$$

der v er farten ved slutten av satsen og m er utøverens masse. Produktet mv kalles utøverens bevegelsesmengde.

Ut fra ligning 1.1 finner vi ved å integrere at

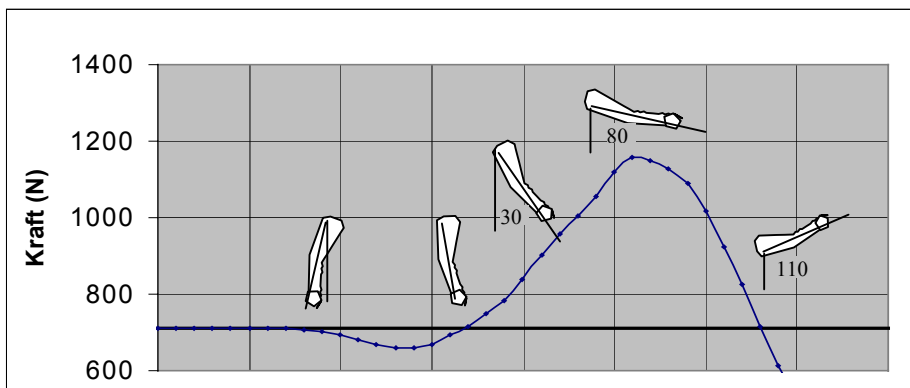
$$mv = \int_{t_1}^{t_2} \{F(t) - G\} dt \quad (3.3)$$

der t_1 er tidspunktet for starten og t_2 er tidspunktet for slutten av satsen.

Ved å innlede satsen med en motbevegelse, svikt, vil vi kunne utvikle større kraft enn uten svikt. I svikten lar vi oss falle mot underlaget i et kort tidsrom. Siden tyngdepunktet vårt nå akselererer nedover, så må i følge Newtons 2. lov F være mindre enn G . Det er dette som kalles *avlastning*. Dersom vi ”faller fritt”, dvs. ingenting bremser fallet, så er kraften F lik null. Da kan vi si at avlastningen er total. En svikt i starten på en sats vil vises grafisk ved at $F(t)$ -kurven synker under nivået for tyngden i starten av satsen.

Når vi starter med en svikt, dvs. en nedbevegelse, så må denne bremses opp og vi får satt musklene på strekk dvs. ettergivende eller eksentrisk muskellarbeid. Fra Hillkurven, figur 1.6, vet vi at dette gir stor kraftutvikling, og mulighet for å hoppe høyere. En ytterligere effekt får vi av at dette utløser strekkreflekser som gir økt kraft ved at flere motoriske enheter blir aktivert, og koordineringen i muskellarbeidet blir bedre (se kapittel 1 og avsnitt 2.1.4).

Armsvinget oppover vil ytterligere øke kraftutviklingen i satsen. Kurven i figur 3.3 viser at armsvinget resulterer i en sterk øking i kraften fra underlaget. I forhold til en person som står i ro kan økingen være på over 60 %. Når armene akselereres oppover krever dette ekstra kraft fra underlaget. Strekkmuskelaturen i beina må stå imot og skaper større kraft. Dette oppnås ved at strekkingen i de store muskelgruppene skjer langsommere og det gir økt kraft i samsvar med Hillkurven (figur 1.6). Hevingen av armene gir også en lengre arbeidsvei ved at tyngdepunktet heves. Dette er gunstig når hensikten er å hoppe høyt.



Figur 3.3 Målt normalkraft under et rent armsving (resten av kroppen i ro). De tegnede arm-posisjonene er basert på en videoanalyse. Den tykke vannrette linja angir nivået for personens tyngde.

3.2 Øvelse: Kraftplattform

I miljøer som arbeider med forskning innen biomekanikk har en lenge hatt tilgang til såkalte *kraftplattformer* der en kontinuerlig kan registrere kraften fra underlaget på en person. Disse kan gjerne registrere kraftkomponenter i tre dimensjoner. Plattformene er teknisk avanserte, og de er dyre.

I øvelse *Svikt* (3.2.3) er analysen begrenset til kun direkte å studere de målte data, mens det i øvelsene *Enkel sats* (3.2.4) og *Naturlig sats* (3.2.5) er nødvendig å beherske grunnleggende ferdigheter i regneark i analysen.

3.2.1 Beskrivelse av en enkel kraftplattform

Vi skal her se på et svært enkelt system der vi til å registrere data bruker såkalt *dataloggingsutstyr* – utstyr som etter hvert har blitt standard i naturfag i videregående skole. Ved hjelp av en datamaskin, en *datalogger* og en *sensor* (føler) kan en måle størrelser som temperatur, trykk, avstand, dreievinkel osv. Målesystemet vi skal bruke heter *Science Workshop (SWS)*, og omfatter også et dataprogram som inneholder de vanligste funksjoner en kjenner fra Windows-programmer.

Målinger startes og stoppes i dette systemet lettest ved hurtigkommandoene

Start: *Alt - R*

Stopp: *Alt - .*



Datalogger

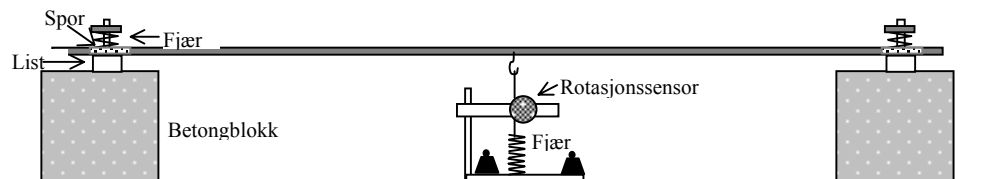


Rotasjonssensor

Figur 3.4 Utstyr for datalogging.

Det er sensoren for å måle dreievinkel (rotasjonssensoren) vi vil benytte når vi skal lage vår kraftplattform. Denne sensoren brukes også i forbindelse med rotasjonsplattformen i kapittel 5. Siden bevegelsene i en sats foregår svært hurtig, må dataloggeren foreta mange målinger i sekundet. Vi velger her en målefrekvens på 100 Hz.

Som plattform bruker vi ei limt treplate på 1,4 m x 0,4 m med tykkelse 20 mm. Denne viser seg å ha "passe spenst" til forsøkene. Oppbygningen av plattformen framgår ellers av figur 3.5.



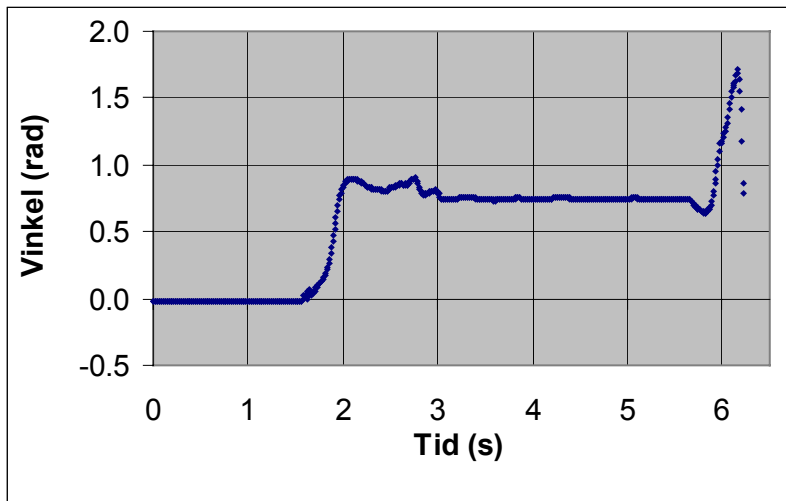
Figur 3.5 Enkel kraftplattform

Snora er viklet en gang rundt den minste trinsa på rotasjonssensoren, slik at når plattformen bøyes ned, så vil sensoren registrere en dreievinkel. Med denne plattformen måler vi bare kraftkomponenter i vertikal retning.

3.2.2 Kalibrering av kraftplattformen

Det viser seg at nedbøyningen av kraftplattformen er nær proporsjonal med kraften plattformen utsettes for. Det vil for eksempel si at når kraften øker til det dobbelte, så øker også nedbøyningen til det dobbelte. Vi vil basere våre målinger på denne enkle sammenheng. (Denne sammenheng gjelder selvsagt bare innenfor visse grenser; f.eks. krefter tilsvarende inntil 2-3 personer som står i ro på plattformen.)

Dataloggings-systemet gir oss dreievinkel som funksjon av tid. Vinkelen måles i *radianer*, se avsnitt 5.1. Ved å la en person med kjent masse stå i ro på plattformen, kan vi lett finne sammenheng mellom dreievinkel og kraft. I figur 3.6 vises et eksempel hvor en person skal ta en vertikal sats.



Figur 3.6 Registrert kraft fra før utøveren går opp på plattformen til satsen er gjennomført.

Personen går opp på plattformen ca. 1,5 s etter at målingen har startet. Vi ser at plattformen svinger litt opp og ned til å begynne med, men etter hvert stabiliserer den seg på et utslag på ca. 0,75 radianer. Altså tilsvarer en dreievinkel på 0,75 radianer ei kraft lik personens tyngde. (I praksis er det best å lese vinkelen ut av en tabell; ikke fra grafen.) I dette tilfellet hadde personen en masse på 65,0 kg. Da blir tyngden

$$G = mg = 65,0 \cdot 9,81N = 637,7N$$

Altså blir omregningsfaktoren fra vinkel (radianer) til kraft (newton)

$$\frac{637,7N}{0,75rad} = 850 N/rad$$

I figur 3.6 ser vi også at etter ca. 5,7 sekunder innledes satsen med en liten svikt. (Den skalaen som er brukt på tidsaksen i figuren er ikke hensiktsmessig for å analysere selve satsen.)

3.2.3 Øvelse: Svikt

Forsøk

- a) Åpne fila med malen for øvelsen, *svik_mal.sws*, i ScienceWorkshop (SWS) og start målingen.
(Denne fila kan lastes ned fra *Eureka Forlags* hjemmeside, se innledningen.)

Foreta en svikt *som om* du skulle ta en sats. Innled med å stå helt i ro et øyeblikk slik at nivået for kroppsvekt kan fastlegges.

Følg med på skjermen under svikten; hva skjer?

Den vertikale aksene angir dreievinkel, men siden nedbøyning og kraft er proporsjonale, (avsnitt 3.2.2), så kan vi betrakte verdiene på den vertikale aksene som om de representerer kraft-verdier.

- b) Lagre SWS-dataene på diskett. (Bruk **Save As...**)
Lagre også bildet av grafen i f. eks. Word-format, slik at du kan hente det fram igjen seinere på andre datamaskiner.

Analyse

- c) Forklar det som skjer med kraften F .
Tegn en figur tilsvarende figur 3.1 i starten på dette kapittelet. Figuren skal vise både G og laveste verdi av F tegnet i målestokk.
- d) I forbindelse med svingteknikk på ski er avlastning et viktig begrep. Forklar hvorfor avlastning er viktig og gi et konkret eksempel på en situasjon der vi utnytter denne effekten.
Ved den maksimale avlastningen i dette eksperimentet (jf. pkt. c),

hvor mange % vil friksjonen være redusert med?

- e) Hvor lenge varer avlastningsfasen og belastningsfasen i denne satsen?
- f) Hvorfor bør arealene under og over nivået for kroppsvekt være like store? Er arealene tilnærmet like store? (Finn selv en metode for tilnærmet å bestemme størrelsen av arealene.)

3.2.4 Øvelse: Enkel sats

Utførelse

- a) Åpne fila med malen for øvelsen, *sats_mal.sws*, i ScienceWorkshop (SWS) og start målingen.
(Denne fila kan lastes ned fra *Eureka Forlags* hjemmeside, se innledningen.)
Foreta en enkel sats uten både armsving og svikt. Innled med å stå helt i ro i utgangsstillingen et øyeblikk slik at nivået for kroppsvekt kan fastlegges.
- b) Når du får et brukbart datasett, lagre SWS-dataene på diskett.
(Bruk **Save As...**)

Gå inn i tabellen og kopier aktuelle verdier for tid og vinkel. Pass på også å få med området der utøveren står i ro. Lim inn i Excel.

Erstatt evt. «.» som desimaltegn med «,». (Bruk **Rediger - Erstatt ...**)

Lagre Excel-fila på diskett.

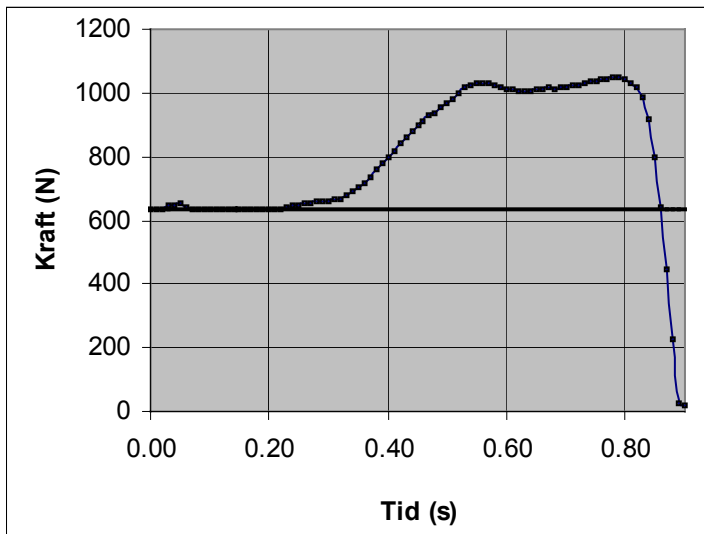
Analyse

Den videre analysen av dataene gjøres i Excel.

- c) Sett først inn ei kolonne hvor klokka ”nullstilles” til tidspunktet hvor selve eksperimentet begynner. (Ny kolonne B.)
La regnearket regne om fra vinkel til kraft, slik det f. eks. er gjort i eksempelet nedenfor i kolonne D. Omregningsfaktoren fra vinkel til kraft er plassert i celle B5. (jf. avsnitt 3.2.2) I kolonne D er vinkelverdiene i kolonne C multiplisert med omregningsfaktoren i celle B5.

	A	B	C	D
1	Enkel sats			
2	Masse (kg):	65,0		
3	Tyngde (N):	637,7		
4	Vinkeluts. (rad):	0,75		
5	Omregn. faktor:	850		
6				
7	Time (s)	Tid (s)	Vinkel (rad)	F(N)
8	15,00	0,00	0,750	637,7
9	15,01	0,01	0,750	637,7
10	15,02	0,02	0,750	637,7
11	15,03	0,03	0,751	638,5

- d) Lag ei grafisk framstilling av F som funksjon av t .
 Legg også inn nivået for tyngden, G , i diagrammet.
 Diagrammet kan f. eks. se ut slik som vist nedenfor.



- e) Hvor lenge varer satsen?
 Når er kraften maksimal?
 Når er akselerasjonen maksimal?
 Hvor stor er maksimalverdien av kraften? Sammenlign med tyngden.
 Gi en tolkning av arealet mellom linja for tyngden og grafen.

Hvordan kan vi ut fra ei slik grafisk framstilling se om *en sats* er bedre enn *en annen*, dvs. gir størst fart for tyngdepunktet ved ”take-off”?

3.2.5 Øvelse: Naturlig sats

(Forutsetter øvelse 3.2.4 utført.)

La samme person som i øvelsen foran gjennomføre en ”naturlig sats” med armsving og svikt.

Lag en grafisk framstilling av F som funksjon av t på samme måte som i øvelsen foran.

Diskuter denne satsen i forhold til den første. Forslag til noen momenter:

- Hvor lenge varer satsen?
- Kan vi ut fra grafene se at vi vil hoppe høyest i den ”naturlige satsen”?
Kan vi se at det lønner seg å starte med en svikt selv om dette til å begynne med gir et negativt bidrag?
- Prøv å identifisere bidragene fra armsvinget og svikten på kurven.
- Forklar hvorfor vi hopper høyere med svikt og armsving i satsen en uten.

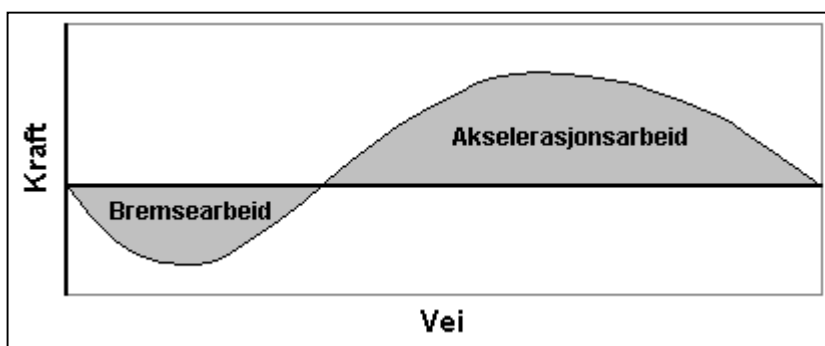
Kapittel 4 Løp

4.1 Løpsteknikk

God løpsteknikk krever at vi kobler inn de riktige muskelgruppene til riktig tid, og det krever maksimal avspenning slik at løpingen blir mest mulig økonomisk. Nervene må sende impulser som fører til riktig kraftutvikling i musklene. Trening, spesielt av maksimal fart, blir derfor i stor grad trening av nervesystemet.

I løp blir det utført et mekanisk arbeid i hvert steg. Farten er produktet av steglengde og frekvens som beskrevet i avnitt 2.1.4.

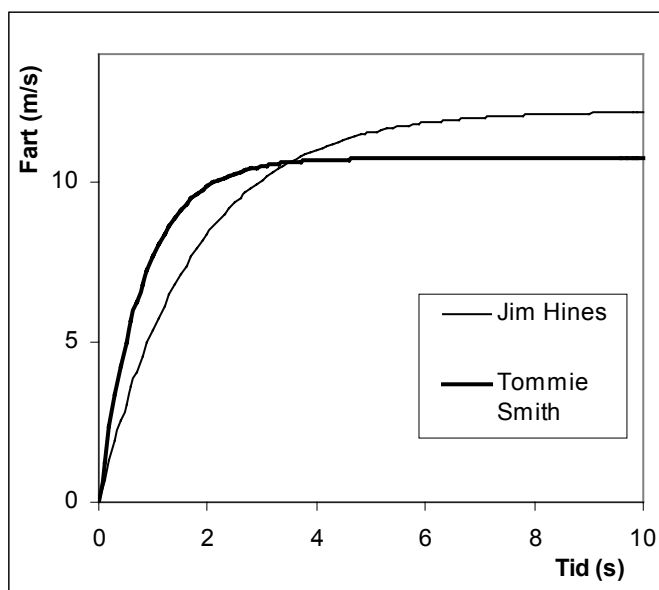
Figur 4.1 viser kraftkurven for et steg i akselerasjonsfasen i en sprint. I første del av steget får vi en bremsefase. Vi ser her at arbeidet er negativt. Størrelsen på arbeidet kan regnes ut som gjennomsnittlig horisontal kraftkomponent multiplisert med veien. I akselerasjonsfasen ser vi at akselerasjonsarbeidet i et steg er større enn bremsearbeidet. Dette skyldes at det i denne fasen er mulig å rette kraften bakover i større grad enn når farten er konstant. Kroppens fall forover i denne fasen gjør at tyngdepunktet er langt framme, og dermed blir den horisontale frasparkkomponenten større.



Figur 4.1 Kraftkurve i akselerasjonsfasen i et løpssteg. F er kraften mot underlaget og s er tyngdepunktets bevegelse framover. Vi ser av kurven at akselerasjonsarbeidet er større enn bremsarbeidet i denne fasen.

Bremsearbeidet som vi altså har i første del av steget, vil utover i løpet bli like stort som akselerasjonsarbeidet. Vi har da nådd en fase med konstant fart. Blir bremsearbeidet større enn akselerasjonsarbeidet, vil farten avta.

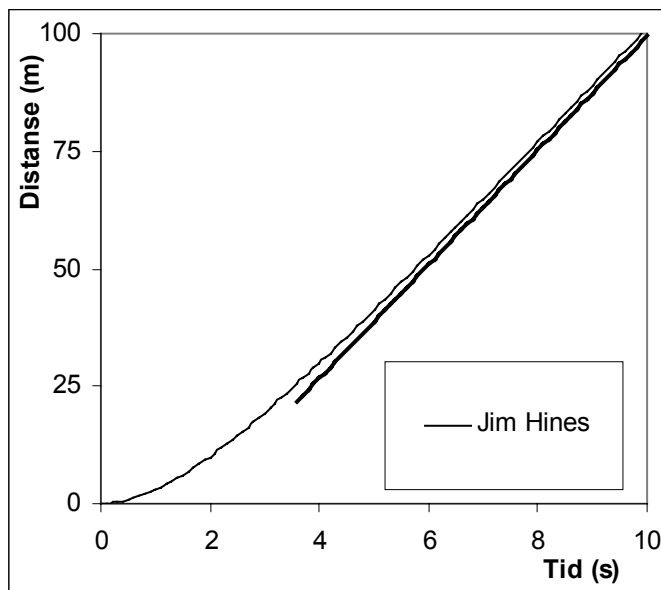
I figur 4.2 ser vi eksempel på hvordan farten øker i løpet av en 100 m sprint for to toppløpere med forskjellig løpsstil. (Basert på data fra I Alexandrov og P. Lucht: *Physics of Sprinting. American Journal of Physics*, 49, 254.) Vi ser av figuren at den ene løperen, Tommie Smith, har større akselerasjon, men at den samme løperen har en lavere toppfart. Dette kan skyldes at i startfasen stilles det større krav til kraftutvikling og dermed muskelstyrke fordi farten er lavere (se figur 1.6 Hillkurven). Senere faser i løpet som er preget av større fart og mindre kraft stiller større krav til nervesystemet. Evnen til god koordinasjon vil derfor være viktig.



Figur 4.2 Fartskurver i sprint for to forskjellige løpere.

I figur 4.3 vises hvordan tilbakelagt strekning øker med tida for den ene sprinteren i figur 4.2 (Jim Hines). Etter 5 – 6 sekunder er kurven

praktisk talt lineær, noe som gjenspeiler at farten er tilnærmet konstant. Til sammenligning har vi også lagt inn ei rett linje.



Figur 4.3 Slik øker tilbakelagt strekning for sprinteren Jim Hines (se også figur 4.2). Til sammenligning er det lagt inn ei rett linje.

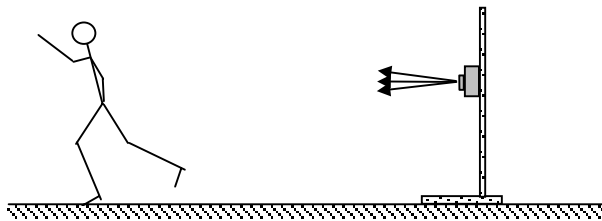
4.2 Øvelse: Løp

I de følgende to øvelsene skal vi bruke en datalogger med bevegelsessensor til å studere farten til en løper. Bevegelsessensoren sender ut ultralyd-pulser, og datamaskinen tar tida til sensoren mottar et reflektert signal. Ut fra den målte tida kan datamaskinen beregne avstand, fart etc. Antall pulser som sendes ut pr. sekund, målefrekvensen, kan vi selv velge. Bevegelsessensoren kan måle avstander i området 0,5 - 10 m. Målesystemet presenterer dataene i programmet *ScienceWorkshop*. (Se avsnitt 3.2.1) Men for å få større frihet i analyse og presentasjon av data, vil vi i noen tilfeller kopiere dataene over til regnearket *Microsoft Excel*.



4.2.1 Øvelse: Akselerasjon i en sprintstart

Bevegelsessensoren monteres på et stativ slik som vist i figuren. Løperen bør starte $\frac{1}{2}$ - 1 m fra sensoren og løpe bort fra den. For at pulsene skal treffe løperen hele tida, er det en fordel at løperen løper langs ei oppmerket rett linje. En bør klare å følge løperen over en strekning på ca. 10 m.



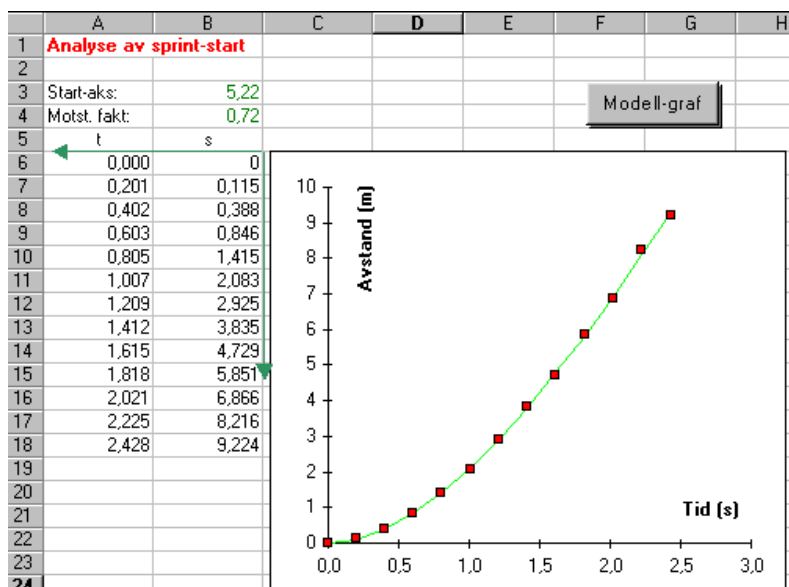
Innhenting og klargjøring av data

- Gjør målinger til du får en kurve hvor avstanden, s , øker jevnt («glatt») med tida, t . Lagre dataene på diskett (**Save As...**).
- Finn punktet på grafen hvor bevegelsen starter. Gå inn i tabellen og marker t - og s -verdiene så langt fram som s øker jevnt. Kopier det markerte området og lim inn i et tomt regneark.
- Erstatt ev. «.» som desimaltegn med «,». (Bruk **Rediger - Erstatt ...**)
- For å forenkle analysen ønsker vi at tid og avstand skal begynne på null når bevegelsen starter. La derfor regnearket beregne ny tid og avstand i kolonnene til høyre for de opprinnelige, for eksempel slik som vist under *justerte verdier* i figuren på neste side.

	A	B	C	D
1	Opprinnelige verdier		Justerte verdier	
2	t(s)	s(m)	t(s)	s(m)
3	1,202	0,570	0,000	0,000
4	1,403	0,685	0,201	0,115
5	1,604	0,958	0,402	0,388
6	1,805	1,416	0,603	0,846
7	2,007	1,985	0,805	1,415
8	2,209	2,653	1,007	2,083
9	2,411	3,495	1,209	2,925
10	2,614	4,405	1,412	3,835
11	2,817	5,299	1,615	4,729
12	3,020	6,421	1,818	5,851
13	3,223	7,436	2,021	6,866
14	3,427	8,786	2,225	8,216
15	3,630	9,794	2,428	9,224

Nå er dataene klare for en nærmere analyse.
Kopier tallene i de to siste kolonnene.

- e) Åpne regnearket, *aks_analyse_mal*, og lim dataene du kopierte i pkt. d) inn området fra og med cellene A6 – B6 og nedover. (Dette regnearket kan lastes ned fra *Eureka Forlags* hjemmeside, se innledningen.)
Starten på området er vist med piler. Se figuren nedenfor. (Dersom du får feil når du limer inn, velg **Rediger - Lim inn utvalg...** og kryss av på *Verdier*. Ellers så kan formler komme til å følge med når du limer inn.) Du får nå automatisk opp en $s(t)$ -graf.



Analyse

f) Når en person beveger seg med konstant fart, så øker strekningen lineært med tida, dvs. når akselerasjonen er null, så blir $s(t)$ -grafene lineær. Jf. figur 4.3

Når omtrent slutter akselerasjonsfasen i dette tilfellet? Forklar hva som gir et akselerasjonsarbeid, og hva som forårsaker bremsearbeid i et løpssteg.

g) Beregn den tilnærmet konstante farten løperen oppnår. Bruk det tilnærmet lineære partiet på $s(t)$ -grafene til å beregne denne farten.

Ta om mulig utgangspunkt i to punkter på grafene som ligger et godt stykke fra hverandre. Selve tallverdiene finner du best i tabellen, og om du ønsker, kan du jo la regnearket utføre beregningen.

Skisser hvordan den horisontale kraftkomponenten varierer i et løpssteg når farten er konstant, jf. figur 4.1 som gjelder for akselerasjonsfasen.

h) Dette og neste punkt forutsetter at *Tillegget Problemløser (Solver)* til Excel er installert på din datamaskin. Problemløseren følger med når du kjøper Excel, men blir ikke automatisk installert.

Det finnes standard modeller for hvordan farten i en sprintstart øker. I regnearket vårt er det lagt inn en slik modell.

(Denne modellen er basert på at motstanden mot bevegelsen er proporsjonal med farten.) Klikk på knappen *Modell-graf* og du får tilpasset modellen til dine data.

(Velg *Behold løsningen* i dialogboksen som kommer opp).

Beregnet verdi for start-akselerasjonen, a_0 , finner du i celle B3.

Verdien i celle B4, *motstandsfaktoren*, er en faktor som angir den totale motstanden mot bevegelsen; altså ikke bare friksjon og luftmotstand.

Lenger ned i regnearket er modellen brukt til å *beregne* hvordan farten øker med tida i vårt tilfelle.

Hvordan stemmer verdien for den konstante farten som du beregnet i pkt. g) med denne grafen?

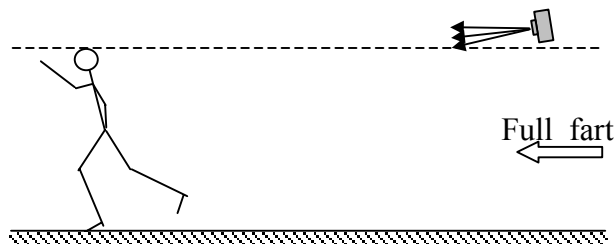
- i) Sammenlikn verdiene for start-akselerasjon og motstandsfaktor med det som andre grupper har fått.

Diskuter om forskjeller i verdier kan ha sammenheng med fysiologiske forhold hos utøverne.

4.2.2 Øvelse: Maksimalfart i en sprint

I denne øvelsen skal vi ved hjelp av bevegelsessensoren prøve å bestemme farten i «fasen med maksimal fart» i en sprint. Dersom gruppa også utfører øvelsen foran (4.2.1), så bør samme person løpe i begge tilfelle slik at en kan sammenligne resultatene.

- a) Bevegelsessensoren monteres slik at den peker litt på skrå nedover og slik at løperen passerer under den. Det kan passe at sensoren skråstilles slik at ultralyd-pulsene treffer utøveren etter at hun/han har passert et par meter forbi sensoren. Se figuren.



Løperen skal ha oppnådd full fart når sensoren passeres og fortsetter videre med denne farten.

Lydpulsene fra sensoren dekker en sektor på 15° .



Bevegelsessensoren monteres så lavt som mulig, men ikke så lavt at den virker distraherende på den som skal løpe.

Gjenta målingene til du får et tilnærmet lineært parti på grafen for avstanden, s , som funksjon av tida, t . Figuren nedenfor viser et eksempel hvor vi har et tilnærmet lineært parti fra 1,6 til 3,0 sekunder. De andre punktene på grafen skyldes tilfeldige refleksjoner.

Dersom $s(t)$ er en lineær funksjon, så betyr det at farten er konstant. Jf. avsnitt 4.1.

Lagre dataene på diskett. (**Save As...**)

- b) Foreta en lineær kurvetilpasning til området på kurven hvor den er tilnærmet lineær. Bruk *Science Workshop* til dette. Kurvetilpasning får du til i *Science Workshop* ved følgende prosedyre:

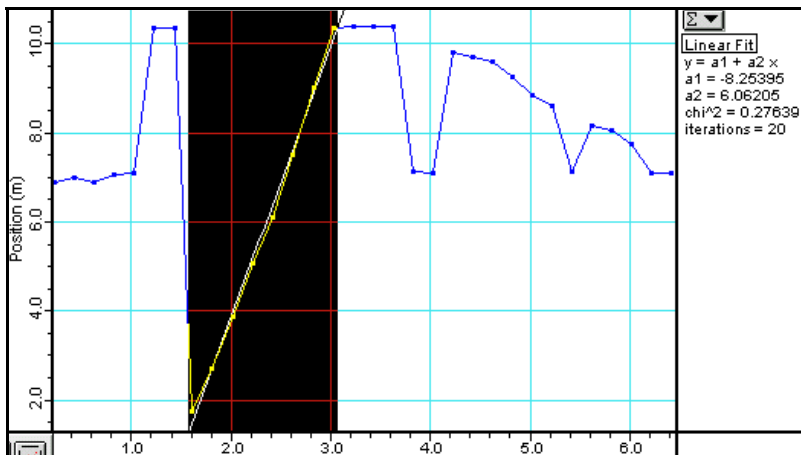
- Marker med et rektangel området i diagrammet hvor kurven er tilnærmet lineær
- Klikk på verktøyknappen for statistikk i nedre venstre hjørne av grafvinduet 
- Klikk på knappen for Statistikk-meny  som kommer opp øverst til høyre i grafvinduet
- Velg **Curve Fit** og **Linear Fit**

Kurvetilpasningen blir nå lagt inn i form av ei rett linje.

Farten blir stigningstallet for linja. Du finner den oppgitt til høyre i diagrammet (a2). Her blir farten $v = 6,1$ m/s (avrundet).

Lagre bildet av diagrammet f.eks. i et Word-dokument, slik at du kan hente det fram igjen seinere på andre datamaskiner.

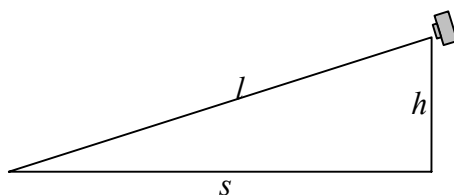
Hva blir farten i ditt tilfelle?



- c) Aktuell bare dersom øvelsen foran (4.2.1) er utført.
Diskuter verdien for farten du fant i punkt b) i forhold til verdien du fant i pkt. g) i den forrige øvelsen.
- d) Drøft forhold ved muskelarbeid og evne til å akselerere og holde stor fart i sprint.

Kommentar vedrørende en feilkilde

En feilkilde i denne målingen er åpenbart at bevegelsessensoren peker på skrå nedover slik som figuren illustrerer.



Høyden ned til punktet på løperen som pulsene reflekteres fra er h . Vi måler altså lengden l mens det er avstanden s vi er interessert i. Fra figuren ser vi at sammenhengen er $s = \sqrt{l^2 - h^2}$.

Vi kan derfor lett korrigere for dette i regnearket. For eksempel så kan vi lage ei

kolonne der vi beregner $\sqrt{l^2 - h^2}$ og ta utgangspunkt i disse verdiene i de videre beregningene. Bortsett fra de aller første målepunktene, så vil h være liten i forhold til l , slik at korreksjonen får liten betydning.

I et eksempel var $h = 0,40$ m og laveste verdi av lengden l var $1,80$ m, slik at den korrigerte verdien ble $s' = \sqrt{1,80^2 - 0,40^2} m = 1,75m$.

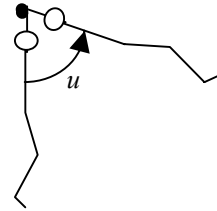
Men etter hvert som avstanden øker, så blir korreksjonene ubetydelige.

Kapittel 5 Rotasjon

Omtrent alle bevegelser vi foretar oss med kroppen involverer rotasjon – om ikke kroppen som helhet roterer, så vil kroppsdelene som hode, armer, bein etc. rotere. I biomekanikk er det derfor viktig å ha en grunnleggende forståelse av rotasjon. Fenomenet rotasjon er mer komplisert å beskrive og analysere enn translatorisk bevegelse (parallellforskyving). Derfor vil vi starte med noen grunnleggende begreper.

5.1 Vinkelfart

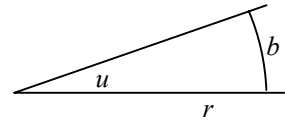
For å beskrive hvor fort en person løper, regner vi ut farten ved å dividere tilbakelagt strekning med tida. Dersom vi skulle angi hvor fort f.eks. en turner i en kjempesleng roterer på samme måte, så måtte vi velge om vi ville se på farten til hodet, føttene eller en annen kroppsdel. En bedre beskrivelse av hvor fort rotasjonen som helhet foregår, får vi ved å innføre begrepet *vinkelfart*, ω



Figur 5.1 Dreievinkel u

$$\omega = \frac{\text{dreievinkel}}{\text{tid}} = \frac{u}{t} \tag{5.1}$$

Når vi i biomekanikk skal måle vinkler, vil vi ikke bruke grader som enhet. I stedet bruker vi forholdet mellom lengden av en sirkelbue og tilhørende radius. I figur 5.2 blir vinkelen



Figur 5.2 Vinkel u med samsvarende bue og radius

$$u = \frac{b}{r} \tag{5.2}$$

En sier gjerne da at vinkelen er målt i *radianer*.

Vinkelmålet ovenfor gir oss en enkel sammenheng mellom fart, vinkelfart og radius for en sirkelbevegelse.

I løpet av tida t vil legemet som beveger seg ha tilbakelagt en bue vt , se figur 5.3. Vinkelen som beskrives blir da

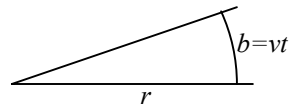
$$u = \frac{vt}{r}$$

For vinkelfarten får vi

$$\omega = \frac{u}{t} = \frac{v}{r}$$

eller

$$v = \omega r \quad (5.3)$$



Figur 5.3 Tilbakelagt strekning, b

Denne formelen er nyttig når vi skal analysere rotasjon.

5.2 Trehetsmoment

5.2.1 Hva er trehetsmoment?

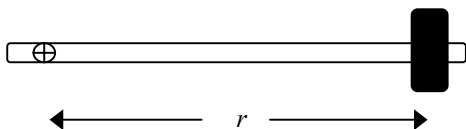
Vår erfaring fra dagliglivet har lært oss at en gjenstand som er i ro, fortsetter å være i ro dersom det ikke virker krefter på den. Tilsvarende må vi bruke krefter for å stoppe gjenstander som er i bevegelse. (Newtons første lov eller Trehetsloven; avsnitt 2.1.1.) Et legemes *masse* kan sees på som et mål for hvor stor treghet legemet har.

Tilsvarende har vi *treghet overfor rotasjon*. Et legeme som er i ro begynner ikke å rotere av seg selv, og et legeme som er i rotasjon stopper ikke av seg selv. Et legemes *trehetsmoment* kan sees på som et mål for hvor stor treghet et legeme har overfor rotasjon. Trehetsmomentet vil generelt være forskjellig overfor rotasjon om forskjellige akser. Trehetsmomentet bestemmes av massen og av *massefordelingen*. Jo lengre fra akse massen befinner seg, jo større blir trehetsmomentet. Du kan lett erfare dette i et lite forsøk:

La det ene beinet være utstrakt og la det svinge fram og tilbake fra hofta. Prøv det samme når beinet er sammenkrøket. Merker du noen forskjell? Hvorfor er denne forskjellen viktig i løp?

Dersom en masse m er tilnærmet konsentrert i et punkt i avstand r fra aksen, så er treghetsmomentet gitt ved formelen

$$I = mr^2 \quad (5.4)$$



Figur 5.4 Illustrasjon for beregning av treghetsmoment til ei slegge om en akse gjennom handgripen.

At kvadratet av radius inngår i formelen gjenspeiler at *massefordelingen* har større innflytelse på treghetsmomentet enn selve verdien av massen har.

For andre legemer må vi ta hensyn til at noe av massen kanskje befinner seg nær aksene mens noe befinner seg langt fra. Treghetsmomentet for et menneske i en spesiell kroppsstilling vil som regel være enklere å måle enn å beregne direkte. I øvelsen på slutten av dette kapittelet skal vi måle treghetsmomentet for et menneske overfor rotasjon om tverraksen.

For lineær bevegelse er den presise sammenhengen mellom kraft og bevegelse gitt ved Newtons andre lov $F = ma$ (ligning 2.1) eller

$$a = \frac{F}{m}$$

der a er akselerasjonen, F er kraften og m er massen.

For rotasjon har vi en tilsvarende sammenheng:

$$\alpha = \frac{M}{I} \quad (5.5)$$

der

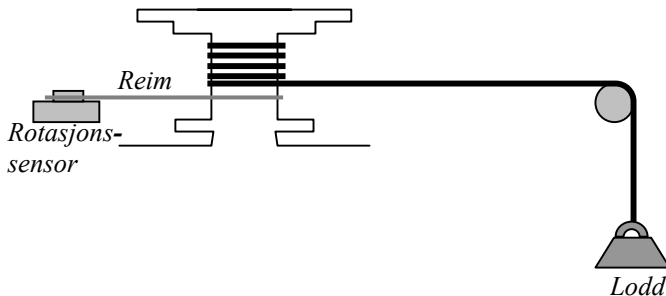
α er vinkelakselerasjonen,
 M er momentet av kreftene om rotasjonsaksen, og
 I er treghetsmomentet om rotasjonsaksen.

5.2.2 Måling av treghetsmoment

Vi skal måle treghetsmomentet for en person ved å plassere personen på en enkel rotasjonsplattform og utsette personen for ei kjent kraft (moment) og måle hvor fort vinkelfarten øker, dvs. måle vinkelakselerasjonen. Jo større vinkelakselerasjonen blir, jo mindre er da treghetsmomentet, jf. ligning 5.5.

Kraften (momentet) oppnås ved å la et lodd som faller tvinne opp ei snor som er lagt rundt akslingen på rotasjonsplattformen. Rotasjonsplattformen er konstruert ut fra forhjulslageret på en bil. Dette har den fordelen at plattformen roterer svært lett; når vi setter den i rotasjon, fortsetter den å rotere med nær konstant vinkelfart ganske lenge. Derfor velger vi i våre målinger å se bort fra friksjon.

Forsøksoppstillingen er vist i figurene 5.5 og 5.6.



Figur 5.5 Rotasjonsplattformens oppbygning.



Figur 5.6 Rotasjonsplattformen i bruk.

For å kunne måle vinkelfarten overføres rotasjonen ved hjelp av ei reim til trinsa på en rotasjonssensor som er koblet til en datamaskin. Dataloggingsutstyret er beskrevet under avsnitt 3.2.1 i kapittelet Sats.



Figur 5.7 Rotasjonssensor av typen PASCO.

Tregghetsmomentet kan beregnes ved å stille opp Newtons andre lov for loddets fall-bevegelse og anvende ligning 5.5 på rotasjonen.

Følgende symboler er innført:

M : loddets masse

G : loddets tyngde

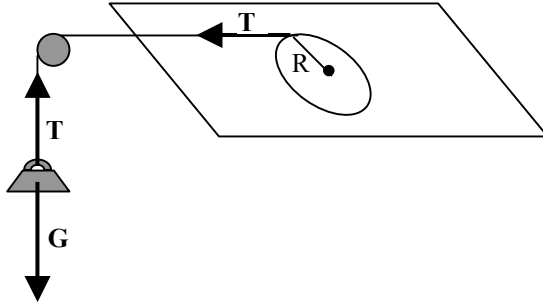
a : loddets akselerasjon

T : snordraget

R : radius i snorkveilene (akslingen)

α : plattformens vinkelakselerasjon

I : tregghetsmomentet til plattformen med personen oppå



Figur 5.8 Kraftene som bestemmer plattformens rotasjon.

For loddets fall-bevegelse gir Newtons andre lov

$$G - T = ma \quad (5.6)$$

Fra ligning 5.3 har vi generelt $v = \omega R$. Fra denne sammenhengen følger direkte at $a = \alpha R$.

Ligninga ovenfor kan da skrives

$$mg - T = mR\alpha \quad (5.7)$$

For plattformens rotasjon gir ligning 5.5

$$TR = I\alpha \quad (5.8)$$

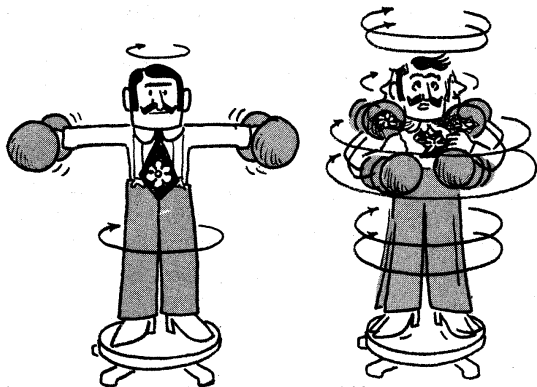
Eliminerer vi T mellom de to siste ligningene, får vi

$$I = \frac{mgR}{\alpha} - mR^2 \quad (5.9)$$

I ligning 5.8 kan vi også legge inn momentet av friksjonen i rotasjonen, slik at vi kan vurdere betydningen av denne for resultatet.

5.3 Spinn

Kjenner du igjen situasjonen vist i figur 5.9?



Figur 5.9 Hva skjer med vinkelfarten når vi trekker oss sammen?
(Fra P.G.Hewit: *Conceptual Physics*, Addison-Wesley 1974.)

Du har kanskje erfart denne effekten når du sitter på en kontorstol og roterer langsomt med armer og bein utstrakt og så trekker deg sammen. Du har sikkert opplevd den samme effekten i kroppsøving og idrett. For å analysere fenomenet nærmere er det nyttig å innføre begrepet *spinn*,

$$S = I\omega \quad (5.10)$$

der I er treghetsmoment og ω er vinkelfart.

Spinn er egentlig definert som en vektor; uten at vi skal gå inn på det her.

For spinnet til et system har vi en *bevaringslov*:

Dersom det ikke virker noe moment utenfra, så er spinnet til et system konstant.

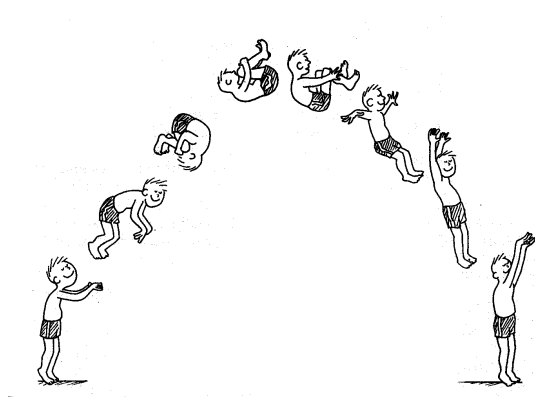
Dette forklarer det som skjer når vi sitter på en kontorstol som roterer slik som nevnt i innledningen. Når vi minsker treghetsmomentet ved å trekke oss sammen, så øker vinkelfarten. Dersom det ikke virker

krefter med moment mot rotasjonen, så vil produktet $S = I\omega$ være konstant. For en kontorstol vil friksjonskraften representere et moment mot bevegelsen, slik at vi ikke kan vente å finne eksakt overensstemmelse med ligning 5.10.

Fra bevaringsloven for spinn kan det utledes at:

Dersom kreftene utenfra ikke har noe moment om en akse gjennom tyngdepunktet, så vil spinnnet om denne aksen være konstant.

Denne formuleringen medfører bl.a. at spinnnet i et svev vil være konstant. I et svev er det kun tyngdekraften som virker, og siden den virker nettopp gjennom tyngdepunktet, så blir momentet lik null. (Vi ser her bort fra luftmotstanden.)



Figur 5.10 I svevet vil spinnnet være konstant.
(Fra P.G.Hewitt: *Conceptual Physics*, Addison-Wesley 1987.)

Skal vi ha spinn i et svev, må vi altså ha spinnnet med oss fra satsen. I satsen oppnår vi spinn ved at kraften fra underlaget virker utenom tyngdepunktet. Dersom kraften virker gjennom tyngdepunktet, får vi en ren translatorisk bevegelse, det vil si ingen rotasjon. For at vi skal få rotasjon forover må kraften virke bak tyngdepunktet, og for at vi skal få rotasjon bakover må kraften virke foran tyngdepunktet.

Selv om spinnet fra satsen er null i et svev, vil vi likevel kunne ”snu oss” i svevet ved for eksempel å svinge med armene. Kroppen vil da rotere motsatt vei av armene slik at det totale spinnet er null. Vi får såkalte *delspinn* som til sammen opphever hverandre.

Saltoer og volter skjer forover eller bakover om kroppens tverrakse. Rotasjon kan også skje om kroppens lengdeakse og kalles da skru, og dette ser vi i turn og stup.

5.4 Øvelse: Rotasjon

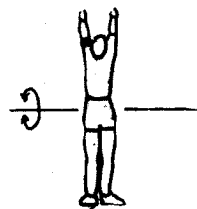
Vi skal her beskrive to øvelser for å belyse fenomenet rotasjon. Dataloggings-utstyret er innstilt slik at det utføres 5 målinger pr. sekund. Utvekslingsforholdet mellom rotasjonsplattformen og rotasjonssensoren er $1,6$; dvs. når plattformen har rotert en gang rundt, så har trinsa rotert $1,6$ ganger rundt.

5.4.1 Øvelse: Måling av treghetsmoment

Treghetsmomentet skal bestemmes ved et eksperiment slik som beskrevet i avsnitt 5.2.2. For å gjøre analysen enklere, er det laget et ferdig regneark, *Treghetsmoment_mal.xls*, som utfører beregningene beskrevet i avsnitt 5.2.2. (Dette regnearket kan lastes ned fra *Eureka Forlags* hjemmeside, se innledningen.)

a) Tegn ei skisse av forsøksoppstillingen og forklar hvordan vi i prinsippet kan finne treghetsmomentet ved hjelp av utstyret.



b) Vi skal først bestemme en persons treghetsmomentet om en tverrakse gjennom tyngdepunktet, slik som vist i figuren. La personen ligge utstrakt på plattformen og heng på et passende lodd (masse m). Studer hvordan vinkelfarten øker.



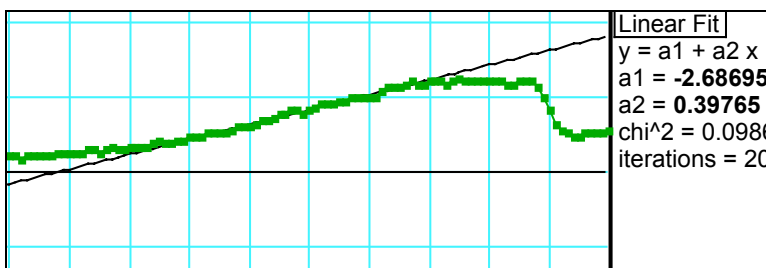
Lag ei skisse som tydelig viser personens kroppsstilling.

c) Foreta en lineær kurvetilpasning til et område på kurven hvor vinkelfarten ”øker jevnt og pent”. Bruk *Science Workshop* til

dette. Kurvetilpasning får du til i Science Workshop ved følgende prosedyre:

- Marker med et rektangel området i diagrammet hvor kurven er tilnærmet lineær
- Klikk på verktøyknappen for statistikk i nedre venstre hjørne av grafvinduet 
- Klikk på knappen for Statistikk-meny  som kommer opp øverst til høyre i grafvinduet
- Velg **Curve Fit** og **Linear Fit**

Kurvetilpasningen blir nå lagt inn i form av ei rett linje. Vinkelakselerasjonen for trinsa blir her lik stigningstallet for denne linja. Du finner den oppgitt til høyre i diagrammet (a_2). Se eksempelet nedenfor.



Lagre måledataene fra Science Workshop på diskett. Bruk **File Save As...**

Lagre også bildet av diagrammet f.eks. i et Word-dokument slik at du seinere kan hente det fram på andre datamaskiner.

- d) Beregn treghetsmomentet ved hjelp av det ferdige regnearket som tidligere er omtalt.

	A	B	C	D	E
1	Beregning av treghetsmoment ut fra rotasjonsplattform				
2					
3	<i>Skriv inn egne data i de fargede (røde) cellene</i>				
4					
5	Utvekslingsforhold trinse -> plattform:	1,6			
6	Snorkrafts arm, R_s (m):	0,039			
7	Plattformens treghetsmoment, I_p (kgm^2):	1,2			
8					
9	Loddenes masse, m (kg):	0,0			
10	Trinsas vinkelakselerasjon, a_2 (s^{-2}):	0,000			
11					
12	Personens treghetsmoment, I (kgm^2):				
13					

- e) Finn på samme måte treghetsmomentet for den samme personen om tverraksen gjennom tyngdepunktet i stillingen vist i denne figuren. Bruk samme lodd i snora som i pkt b).



Husk også her å lagre dataene og bildet av diagrammet. Lag også her ei skisse der personens kroppsstilling tydelig framgår.

- f) Hvor mange ganger fortere vil personen rotere i den kropperte stillingen i et svev enn når personen strekker ut maksimalt før landing?

Begrunn svaret.

Husk å oppgi *personens masse og høyde* i rapporten fra forsøket.

5.4.2 Øvelse: Spinn

- a) La en person ligge utstrakt på ryggen på plattformen og sett plattformen i *langsom* rotasjon. Følg med på vinkelfarten. La personen sette seg opp og krøke seg sammen så mye som mulig. Pass på at personen sitter stille; dvs. konstant vinkelfart etter at personen har satt seg opp.

Lagre bildet av diagrammet f. eks. i et Word-dokument slik at du seinere kan hente det fram på andre datamaskiner.

- b) Hvorfor kan vi anta at spinnet er tilnærmet konstant i dette forsøket?
- c) Dersom vi her ser bort fra treghetsmomentet til selve plattformen, hva blir da forholdet mellom treghetsmomentene i den liggende og den sittende stillingen?
- d) Gi eksempler på hvordan du kan bruke kunnskap om rotasjon i bevegelser i idretten turn.

Litteratur

- Adrian, Marlene og Cooper, John: *Biomechanics of Human Movement*
Brown & Benckark, Wisconsin 1995
- Dahl, Hans A. og Rinvik Eric: *Bevegelsesapparatets funksjonelle anatomi*
Cappelen Akademiske forlag, Oslo 1996
- Gjerset, Asbjørn: *Idrettens treningslære*
Universitetsforlaget, Oslo 1995
- Hewitt, Paul G.: *Conceptual Physics*
Addison-Wesley Publishing Company, Inc
Menlo Park, California 1987
- Renstrøm, Reidun: *Kraft og bevegelse. Innføring i mekanikk*
Høyskoleforlaget, Kristiansand 1997
- Skard, Halldor: *Langrennsteknikk*
Universitetsforlaget, Oslo 1981
- Schreiner, Kristian: *Biomekanikk i idrett – muskelmekanikk og kroppsbevegelser*
Norges Idrettshøgskole 1998
- Tveit, Per: *Bevegelseslære. Idrett Kropp Teknikk*
Universitetsforlaget, Oslo 1994

OLE ANTON HAUGLAND OG
GUNNAR MATHISEN

Biomekanikk i teori og praksis

- fra grunnleggende teori til
bevegelsesstudier ved hjelp av
moderne datateknologi

Biomekanikk handler om å studere kroppens bevegelser og er et fagfelt i grenselandet mellom biologi, fysikk og kroppøving/idrett.

Tradisjonell teoretisk undervisning i biomekanikk har vist seg å fungere dårlig som grunnlag for å analysere og forstå bevegelser. Ved å utnytte moderne datateknologi kan studentene selv gjøre målinger på kroppens bevegelser – bevegelser som foregår altfor raskt til at de kan studeres ved hjelp av tradisjonelt måleutstyr.

Denne boka inneholder noe teoretisk bakgrunnstoff innenfor fysiologi og mekanikk, men er først og fremst lagt opp med studentøvelser innenfor sentrale tema i biomekanikk som sats, løp og rotasjon.

Boka er beregnet for kroppøvingstudenter på nivå 60 studiepoeng eller tilleggsstudier. Deler av den er også aktuell i naturfagundervisning. Boka gir et godt grunnlag for videre arbeid med tverrfaglige prosjekter i fagene kroppøving, naturfag og datateknologi.



Ole Anton Haugland er høgskolelektor i naturfag ved Høgskolen Tromsø. Han har hovedfag i fysikk fra Universitetet i Oslo. Han er spesielt opptatt av en konkret og aktiviserende fysikkundervisning. Haugland har tidligere utgitt CD-en *Fysikk med Varmluftballong, et dataprogram for å leke og lære fysikk*.

Gunnar Mathisen er høgskolelektor i kroppøving ved Høgskolen i Tromsø. Han har hovedfag i idrett fra Norges Idrettshøgskole og har studert biologi ved Universitetet i Tromsø. Han underviser i kroppøving på allmennlærerutdanningen og fysisk fostring på førskolelærerutdanningen. Trenings- og bevegelseslære er et av hans undervisningsområder.

EUREKA NR 6/2003
ISBN 82-7389-057-0
ISSN 1502-8933

