

Artikel til Dansk Sportsmedicin april 2010

Titel: Fysioterapeutisk løbestilsanalyse

Forfatter: Lars Henrik Larsen, Lektor, Fysioterapeut MSA, MScPT, Stud PhD

Kontaktoplysninger: Lars Henrik Larsen, Holbergsgade 16, 8000 Århus C. Mail: lh1@ucn.dk

Telefon: 72690959. Website: www.netfysioterapi.dk

Lars Henrik Larsen er lektor i fysioterapi og projektleder i bevægellaboratoriet på University College Nordjyllands fysioterapeutuddannelse.

Analysér: Alle løbestilsanalyser stammer fra pilotstudier i Bevægellaboratoriet, Fysioterapeutuddannelsen, University College Nordjylland, Selma Lagerlöfsvej 2, 9220 Aalborg SØ.

Resumé:

I denne artikel gives et bud på hvordan fysioterapeutisk løbestilsanalyse af videoptagelser af løbere på løbebånd kan udføres med afsæt i en ramme der kombinerer nyere teorier indenfor bevægelsesvidenskab med kvantitative forskningsresultater og grundlæggende bevægelsesanalyse baseret på funktionel anatomi og fysik/biomekanik.

Artiklens fokus er primært rettet mod analysen af selve løbemønsteret og der argumenteres for at inddrage perspektiver på overordnede bevægelsesstrategier med henblik på at afdække løberes evne til at tackle samspillet mellem absorption og propulsion gennem løbecyklus på baggrund af vurderinger af stillinger og bevægelser ud fra en kompleks forforståelse.

Endvidere argumenteres der i artiklen for at løbestilsanalyse, i endnu højere grad end det er tilfældet i dag, udføres på baggrund af struktureret analyse på baggrund af komplekse, praksisbaserede analyser af motorisk kontrol og at der er et behov for diskussion af og videreudvikling af disse metoder med henblik på at styrke metoderne og rette praksis mod en dokumentationskultur.

Fuld reference for artiklen:

Larsen LH. (2010). Fysioterapeutisk løbestilsanalyse. Dansk sportsmedicin 2(14):6-17

Indføring og intro

Løbestilsanalyse er en højaktuel metode af mange grunde. Dels er antallet af løbere steget støt gennem en lang årrække, dels er antallet af skader steget i takt hermed og endvidere har den teknologiske udvikling bidraget med flere, bedre og billigere muligheder for at skabe rammer for analyse af løb og de relevante tests og undersøgelser, der er forbundet hermed. Desuden har den informationsteknologiske udvikling ført til et stigende kaos af mere eller mindre velgennemtænkte koncepter, ideer eller individuelt baserede erfaringer rettet med feber-redninger af overbelastningsskader m.v.

Endelig er løbestilsanalyse blevet et forretningsområde der implementeres i traditionelle sportsbutikker og har ført til en støt stigning i antallet af mere eller mindre specialiserede løbebutikker. Sidst, men ikke mindst, har der gennem de seneste 10 år kunnet spores en støt stigning i antallet af fysioterapeuter der arbejder med løbestilsanalyse som et redskab til screening, undersøgelse eller løbeoptimering.

Sammenholdes dette med det faktum at løb, løbeoptimering og løbeskader er komplekse størrelse, som er svære at håndtere for såvel praktikere som forskere, er det relevant at åbne op for diskussioner af indfaldsvinkler, metoder, mål etc. med henblik på at perspektivere og åbne det relativt snævre videnskabelige fokus på evidens, der har præget den videnskabelige og metodiske debat i de seneste 10 år.

Afsættet i denne artikel er dermed fysioterapeutisk løbestilsanalyse med udgangspunkt i en erkendelse af, at løbestil og løbeskader er komplekse størrelser, som ikke umiddelbart kan rummes alene i et traditionelt evidensbaseret perspektiv. Målet med fysioterapeutisk løbestilsanalyse vil altid være rettet mod at hjælpe løberen mod de mål der i fællesskab er defineret gennem anamnesen. Men det bagvedliggende mål er naturligvis også at løfte analysen rent metodisk, og ikke mindst at understøtte dette metodeløft med de til enhver tid gældende relevante forskningsresultater fra den vifte af forskning, der forsøger at afdække årsagssammenhænge, indkredse relevante parametre der har indflydelse på løbets effektivitet og belastningsmekanismer og undersøge forskellige interventioners effekt på skadesforebyggelse, skadesbehandling og løbeoptimering.

På baggrund af den eksisterende forskning og de praksiserfaringer der opstår gennem arbejdet med løbestilsanalyse, er det dog hurtigt tydeligt, at der er en række problemstillinger der er svære at rumme rent forskningsmæssigt. Helt overordnet set er de individuelle variationer i løbemønstre og træningsmønstre kendetegnet ved store variationer med en meget stor række af faktorer, der potentielt kan have indflydelse på belastnings- og effektivitetsparametre. Rent bevægelsesanalytisk er der desuden i den fysioterapeutiske praksis fokus på bevægelse i et så komplekst perspektiv, at det metodisk er udfordrende og i visse tilfælde umuligt at lave kvantitative og objektive mål for observationerne. Vurdering af bevægelses kvalitet, dynamisk stabilitet, mobilitets-stabilitets samspillet og lignende komplekse vurderinger af generel eller lokal motorisk kontrol er forsøgt kvantificeret i flere forskellige projekter, men i en samlet vurdering af disse forsøg vil den umiddelbare konklusion være, at der er endog store metodiske udfordringer der kun i nogen grad er blevet løst. Endvidere er antallet af kvalitetsartikler, case reports eller anden litteratur der forsøger at beskrive løbestilsanalyse eller dele af analysen rent metodisk relativt lavt - og samlet set må vi konstatere at den samlede mængde af forskning der kan danne afsæt for målet om en evidensbaseret tilgang til løbestilsanalyse er ringe. Desværre findes der også meget få case reports, praksisbeskrivelser eller kvalitetslitteratur om løbestilsanalyse i det hele taget - måske af samme grunde som ridset op herover.

På den baggrund vil jeg i denne artikel forsøge at give et bud på løbestilsanalyse som ramme for arbejdet med løbere på alle niveauer og med afsæt i mellem- og langdistanceløb. Målet er at give indsigt i forskellige perspektiver på løbestilsanalyser og diskutere de muligheder og begrænsninger der ligger i analysen. Det er mit håb at der på baggrund af denne artikel og konkrete workshops og kurser vil komme et øget fokus på et kvalitetsløft af de fysioterapeutiske løbestilsanalyser og på

sigt er målet at udvikle en egentlig dokumentationskultur omkring denne type analyser og bevægelsesanalyse generelt.

Udgangspunktet er løbestilsanalyse på løbebånd med anvendelse digitalt videoudstyr til analysen. Eksemplerne der anvendes er alle fra pilotstudier i bevægelseslaboratoriet på University College Nordjyllands fysioterapeutuddannelse hvor der anvendes løbebånd og en kombination af traditionelle digitale videokameraer, højhastighedsvideo med optagelse af 300 hz og analyse i softwaren V1home 2.0. Pilotstudierne er udført af lektorerne Lars Henrik Larsen og Jørgen Bruun i samarbejde med fysioterapeutstuderende Mariann Gajhede Knudsen, Lars Stentoft, Mikkel Simonsen og Simon Connell

Rammen skabes med afsæt i en vidensbaseret tilgang på baggrund af et bredt vidensbegreb, der forsøger at rumme samspillet mellem en evidensbaseret praksis og udvikling af praksisbaseret evidens med udgangspunkt i teoretisk viden om kvantitativ forskning, bevægelsesvidenskab, mekanisk bevægelsesanalyse, anatomi, biomekanik og fysikkens verden. Endvidere vil jeg opsamlende kort diskutere hvilke områder af løbestilsanalysen der, efter min mening, bør udvikles yderligere. Denne udvikling bør faciliteres med henblik på at bygge bro mellem teori og praksis og dermed understøtte løbestilsanalyse som en metode der bygger på et stærkt metodisk grundlag og dermed understøtte dokumentationspraksis og praksisbaseret videnskabelse.

Hvad er løb?

Når rammen for analyse af løb skal indkredses, må udgangspunktet være en afklaring af hvordan løb egentligt kan betragtes. Pragmatisk set kan vi simpelt beskrive løb som *den strategi mennesker anvender når målet er at flytte kroppen gennem rummet hurtigst muligt uden hjælpemidler*. Og dette simple udgangspunkt er jo reelt målet for de fleste løbere, men i et fysioterapeutisk perspektiv vil mit afsæt rent metodisk være WHO's klassifikation af funktioner, ICF (WHO 2006), kombineret med en bred systemteoretisk tilgang (Shumway Cook og Wollacott 2007). Det vil sige, at løb kan betragtes som *de strategier* den enkelte løber bevidst og ubevidst anvender for at flytte kroppen baggrund af *den enkelte løbers ressourcer og udfordringer* i forhold til *individuelle mål* med løb på baggrund af individuelle faktorer i forhold til *vævsstrukturer og funktioner* kombineret med *evnen til at tilpasse sig omgivelserne*.

I praksis betyder det blot, at rammen for løbestilsanalyse i teorien skal rumme fokus på eller undersøgelse af alle disse parametre, som rent teoretisk selvfølgelig kan bidrage til den samlede evne til at løbe *hensigtsmæssigt, optimalt, energikøkonomisk* og understøtte målet for løberen *uden skadesudvikling*.

På baggrund af den høje incidens af løbeskader (Murphy et al 2003, Taunton et al 2002, Van Gent et al 2007) og den relativt lille viden der findes om skademechanismerne (Hreljac 2005, Van Mechelen 1992, Wen 2007, Yeung og Yeung 2001.), vil det endvidere være fornuftigt, at en undersøgelse skal afdække en lang række forhold omkring den enkelte løber ud fra såvel biologiske som psykologiske og sociokulturelle indfaldsvinkler.

I et rent pragmatisk perspektiv med forud defineret holdning til at årsagssammenhænge generelt set er så komplekse og multifaktorielle, bør der som udgangspunkt anlægges en så bred vinkel. I denne artikel fokuseres primært på selve analysen af løb og jeg vil endvidere overlade til andre fora at inddrage den store og brede diskussion der bør danne afsæt for denne brede tilgang, men blot konstatere, at anamnesen inklusive analyse af træningsmønsteret i forhold til løbere kan udgøre en endog stor del af den samlede undersøgelse og at denne bør baseres på en bred tilgang hvor et primært fokus kan beskrives som løberens subjektive og fysioterapeutens lidt mere objektive 'billede af løberens ressourcer og udfordringer i forhold til løb og løbetræning'.

Løb og løbets faser – kinetik og kinematik

Kigger vi mere konkret på løbecyklus, består løbet af relativt ens cykliske gentagelser af bevægelser der oftest benævnes sving- og standfase samt dobbelt svingfase (fig. 1). Faserne kan studeres i sammenhæng eller hver for sig med både en kinetisk og kinematisk tilgang – altså: analyse af de kræfter der forårsager bevægelserne eller analyse af selve bevægelserne (Robertson et al 2004).

Den samlede tid for en løbecyklus, der repræsenterer en fuld standfase + en fuld svingfase + dobbelt svingfase, falder når løbehastigheden øges og samtidig falder standfasens tidsmæssige længde og den forholdsmæssige tid løbereren bruger på svingfasen øges (Novacheck 1998) og endvidere vil forholdene mellem disse også påvirkes af løbestilen generelt, med direkte sammenhæng til frekvensen og til teknikken.

I den kinematiske analyse, der er den praktisk orienterede primære undersøgelse, indgår analyse af stillinger og bevægelser med henblik på vurdering af den neuromuskulære kontrol ved hjælp af inddragelse af en række parametre:

- Mobilitet og stabilitet – og samspillet mellem disse
- Alignment
- Kropsholdning
- Bevægemønstre
- Koordination
- Tyngdepunkt ⇔ understøttelsesflade
- Bevægelses kvalitet
- Dynamisk stabilitet

Listen er ikke udtømmende og der vil formentligt være forskellige traditioner for hvilke områder der inddrages og hvordan de prioriteres, men den kinematiske analyse er, sammen med anamnesen og analysen af løbe- eller belastningsmønstret, udgangspunktet for fysioterapeutiske visuelle observationer. Observationerne følges oftest op af mere eller mindre standardiserede undersøgelser af de områder, regioner eller strukturer der indgår i hypoteser og overvejelser ud fra observationerne og de efterfølgende analyser.

Bevægelserne og deres karakteristika er i sig selv ikke så interessante, men det bagvedliggende mål med analysen er at afdække spørgsmål om de kræfter der er på spil i forhold til belastning og effektivitet:

- Hvordan belastes kroppens strukturer af løb generelt?
- Hvordan belastes strukturerne af de karakteristika den enkelte løber har?
- Hvilken indflydelse har sko, indlæg og andre parametre direkte på belastningen?
- Er der uheldsmæssigheder i løbestilen som kan ændre og evt. nedsætte den samlede belastning på specifikke vævsstrukturer eller kropsregioner?
- Kan den enkelte løber ændre på løbestilen så den bliver mindre belastende?
- Hvilke konsekvenser får ændringerne på belastningen og/eller effektiviteten?

Kinetisk analyse er derfor altid relevant at inddrage, men i forhold til løbestilsanalyse, har vurdering af kinetikken endvidere høj relevans, da det kan bidrage os med viden om de store kræfter der er på spil gennem løbet og hvilke karakteristika i løbestilens faser der skal inddrages i forhold til målsætninger og eventuelle interventionsplaner efterfølgende.

Bevægelsesstrategier bevægelsesanalyser fra et overordnet perspektiv

Lad os først vende blikket mod faserne og målet med de enkelte delfaser i løbet. Målet med den første del af svingfasen er at udvikle energi og kan betegnes som *propulsion*, mens målet i den

sidste del af svingfasen er forberedelsen af *absorption*. I Standfasens første del fortsætter absorptionen inden kræfterne igen vendes mod propulsion. Dette lidt forsimplede billede af kræfternes cykliske variation mellem absorption og propulsion kan visuelt anvendes som en indledende analyse af løbestilen.

Baggrunden for den enkelte løbers motoriske kontrol og evnen til at udføre denne cyklus er et komplekst samspil af feedforward- og feedbackprocesser, der fører til et samspil mellem kontrollerede bevægelser i en meget stor del af kroppens led og dermed endvidere en vekselvirkning mellem koncentrisk og excentrisk muskelarbejde og stabiliserende statisk og co-kontraktorsk arbejde i en meget stor del af kroppens muskler.

Fra dette perspektiv kunne den første analyse af løbestilen laves med henblik på at afdække hvilke *overordnede strategier* løberen anvender:

- I hvor høj grad lykkes det for løberen at absorbere reaktionskræfterne fra underlaget og inertien fra de bevægende segmenter i den sidste del af svingfasen og første del af standfasen?
- I hvor høj grad lykkes det for løberen at lave propulsion af energi til at rette tyngdepunktet fremad i den sidste del af standfasen og første del af svingfasen?

Herunder afdækkes hvilke konsekvenser løbestilen får for løberen med overordnet vurdering af:

- Hvordan er kropsholdningen generelt og gennem løbecyklus?
- Hvordan er alignment overordnet...
 - Er løbestilen karakteriseret ved store bevægeudslag i frontalplanet?
 - Er løbestilen karakteriseret ved store bevægeudslag i sagittalplanet?
 - Er løbestilen karakteriseret ved store bevægeudslag i horisontalplanet?
- Mobilitet og stabilitet
 - Er der *generelt* store bevægeudslag?
 - Bliver bevægelserne *generelt* set stabiliseret?

Der findes ikke velbeskrevne klassifikationer af løbestil og det mest oplagte er derfor at lave en *beskrivende delkonklusion* på baggrund af observationerne, med beskrivelse der inddrager parametre fra bevægelsesplanerne og struktureres ud fra disse.

Hvis fokus for eksempel rettes mod visuel analyse af løbets faser i sagittalplanet, vil analysen kunne rumme løberens vertikale bevægeudslag, den generelle kropsholdning og bevægeudslagene i sagittalplanet i de primære involverede led.

Rent biomekanisk er vores udbytte dermed, at vi får et billede af:

- Tyngdepunktets bevægelse i vertikalplanet
- Tyngdepunktets placering i forhold til understøttelsesfladen
- De enkelte segmenters tyngdepunkters placering i forhold til hinanden
- Graden af fleksion og ekstension i ankel, knæ, hofte, columna, skuldre, albuer og hånd
- Pelvis bevægelse og stillinger i sagittalplanet

I et frontalt perspektiv får vi et overordnet billede af:

- Tyngdepunktets bevægelse i vertikalplanet og det lineære frontale bevægeudslag
- Tyngdepunktets placering i forhold til understøttelsesfladen
- De enkelte segmenters tyngdepunkts placering i forhold til understøttelsesfladen (og i forhold til den teoretiske tænkte understøttelsesflade der opstår hvis vi samtidigt trækker arealet om højre og venstre fods placering gennem standfasen)
- Graden af pronation og supination i foden
- Graden af abduktion og adduktion i hofte og skuldre
- Pelvis bevægelser og stillinger i frontalplanet
- Graden af lateralfleksion i columna

Det sidste plan, horisontalplanet, er lidt mere problematisk at lave direkte 2-dimensionelle observationer i, da det vil kræve, at bevægelsen skal ses fra oven eller fra nedenu. Den pragmatiske løsning i praksis er at blande observationer fra sagittal- og frontalplanet og derigennem sammensætte observationerne til en vurdering af:

- Toe-in / toe-out vinkel på UE
- Ind- og udadrotation af UE (samlet for UE og mellem de enkelte involverede segmenter)
- Bækkenets rotationsbevægelser
- Columnas rotation (generelt og specifikt for de enkelte segmenter og ledkæder)
- Ind- og udadrotation af skulderleddet

Dette kan betragtes som de grundlæggende data til den kinematiske analyse og de analytiske redskaber vi har til rådighed er måling og vurdering af segmenternes angulære og lineære bevægeudslag samt disse bevægelseres hastighed og acceleration.

Forskningsmæssigt er det forsøgt at kvantificere en række af disse, men overordnet set er tilgængeligheden af referenceværdier lille og behæftet med metodiske svagheder, samtidig med at de individuelle variationer er meget store (Stergiou 2004). I praksis anvendes derfor ofte metoder der ligger tæt op ad de praktiske mekaniske analyser der anvendes i eksempelvis fysioterapeutisk holdnings- og funktionsanalyse med vurdering af samspillet mellem mobilitet og stabilitet samt analyse af alignment, men der ses ofte mangler manglende konsensus om disse metoders fokus og udførelse (Larsen 2007).

Fra dette overordnede perspektiv kan vi dermed lave en opsamlende vurdering af løberen ud fra en række analyser og derigennem besvare en række konkrete bagvedliggende spørgsmål:

- Tyngdepunktets vandring gennem løbecyklus
 - Er løbet 'hoppende'?
 - Er løbet 'svingende'?
- Dynamikken i absorption og propulsion af energi
 - Kan løbestilen karakteriseres som 'tung'?
 - Er der god energi / godt flow i bevægelserne?
- Bevægeudslaget i kroppens led
 - Løber løber med lange eller korte skridt?
 - Løber løber generelt med store eller små bevægeudslag i de primære led?
- Understøttelsesfladens størrelse og form
 - Hvor stor er løbebredden?
- Tyngdepunktets placering i forhold til understøttelsesfladen
 - Starter standfasen med foden langt foran kroppens tyngdepunkts placering?
 - Hvordan er løberens holdning generelt og i de enkelte dele af kroppen?
- Alignment
 - Har løberen generelt en god alignment?
 - Hvordan er alignment i udvalgte regioner?
 - Hvordan er alignment lokalt fra fod til knæ?
 - Hvordan er alignment lokalt fra knæ til hofte?
 - Hvordan er alignment lokalt fra hofte til bækken?

Hermed har vi lavet en *overordnet funktionel analyse* der bygger på et sammensurium af subjektive, kvalitative vurderinger af et komplekst samspil af en række parametre der har en kvantitativ karakter og kvantitative vurderinger af bevægeudslagenes størrelse, hastighed og acceleration.

Vurderingen bygger jo grundlæggende på analyse af lineære og angulære bevægeudslag med observation af bevægelsernes hastighed og acceleration – og dermed kvantitative vurderinger – men på baggrund af det komplekse samspil og de store individuelle variationer, er det svært at trække fasttømrede kvalitetskriterier ned over den samlede analyse. Menneskets bevægelser er af natur 3-dimensionelle og komplekst sammensatte og som i andre praksisbaserede analyser forventes det, at de enkelte fokusområder kan fastlægges indenfor et relativt bredt 'normalområde', specielt når vi retter blikket mod dynamiske og energimæssige hensigtsmæssige bevægelser.

Vurderingen af bevægestrategierne bygger derfor på en prædefineret opfattelse af at en *vis grad* af mobilitet og en *vis grad* af stabilitet kan danne baggrund for en vurdering af den enkelte løbers bevægestrategier i forhold til løbets 'funktionelle faser' absorption og propulsion. På fig. 2 er dette illustreret som et normalområde, som i mange sammenhænge kan være problematisk at definere, men som den erfarne praktiker udvikler blik for gennem analyse af forskellige menneskers bevægelser gennem løsning af forskellige motoriske opgaver i forskellige sammenhænge og omgivelser. Normalområdets bredde kan defineres som udtrykket for variationen mellem forskellige løberes bevægemønstre eller den enkeltes cykliske variationer og der kan ikke gives definitive svar på, hvornår et bevægeudslag er for stort eller for lille. Dette skal endvidere ses i sammenhæng med hvilke andre ressourcer og udfordringer der ses i bevægestrategierne eller i de enkelte strukturer og tænkningen bag denne måde at opfatte et normalområde på, kan i øvrigt anvendes i stort set alle andre komplekse analyser som fx de tidligere nævnte bevægelses kvalitet og dynamisk stabilitet.

I et traditionelt kvantitativt perspektiv er denne tilgang problematisk på grund af den store grad af subjektivitet. Praktikerens umiddelbare handlingsorienterede analyse og målet med at udføre analysen bygger ikke på et forud defineret primært ønske om at objektivisere analyserne, men med det bagvedliggende ønske om at løfte analysen rent metodisk og endvidere kunne rumme en stærk dokumentationskultur er der, om ikke andet, et ønske om at indsnævre perspektivet mod en struktureret analyse af udvalgte parametre (Schmidt 1991). Sagt med andre ord, i praksis-rummet kunne det være ønskværdigt om vi kunne lave en kvantitativ måling af løberens løbestil og på baggrund af disse resultater give et præcist bud på hvordan løberen skulle ændre sin løbestil for at optimere løbet og nedsætte belastningen. Kigger vi samtidig på de store bestræbelser og ressourcer der samlet set har været anvendt forskningsmæssigt og den samlede viden vi kan kondensere har fra, er det tydeligt at variation og individualitet er præmisser der fører til at den ovennævnte form for problemløsning ville være problematisk at tage afsæt i. Det betyder ikke at den kvantitative, objektive, forskning har spillet fallit i denne sammenhæng. Tværtimod er det overordentligt vigtigt, at vi forsøger at trække så mange og så komplekse problemstillinger igennem systematiske og konkrete analyser, som overhovedet muligt. Men anvendelsesperspektivet af denne viden skal implementeres i en metodisk stærk praksis der bygger på en overordnet kompleks opfattelse af at de enkelte, snævre resultater kan *indgå i* den samlede analyse *sammen med* subjektive og objektive analyser på baggrund af observationer, mønstergenkendelse, mekaniske analyser etc.

På baggrund af delkonklusionerne på de overordnede analyser kan der derfor i nogle sammenhænge ligeledes målsættes at intervenere på strateginiveauet. En meget hoppende løbestil vi eksempelvis give et forventeligt energitab med en deraf følgende øget kompressionskraft på grund af den øgede vertikale kraftkomponent. Endvidere vil løbestilen medføre et øget muskelarbejde med øget belastning på de kontraktile elementer og et passivt stræk i muskel/sene-komplekset, ikke mindst forårsaget af det excentriske arbejde i de muskelgrupper, der skal absorbere de nedadgående kræfter, der er en direkte konsekvens af den forudgående propulsion. En svingende løbestil vil derimod give energitab på grund af de unødvendige frontale kræfter der dels retter tyngdepunktets kræftretning lateralt og dels påvirker hele den frontale styring af foden og hele benet gennem standfasen.

Fordelen ved at fastholde dette overordnede perspektiv på analysen er at vi kan sætte fokus på sammenhænge, samspil og kompleksitet og opsummerende kan det konkluderes at der på det overordnede strateginiveau er en række muligheder for at sætte fokus på bevægestrategier og karakteristika i løbestilen, som dels kan anvendes til optimering i forhold til energiforbrug og optimering i forhold til de kræfter der passivt og aktivt påvirker de enkelte anatomiske regioner og strukturer. Fordelen ved at lave analysen på strategi niveau er, at vi her kan tage afsæt i den komplekse, individuelle udførelse. Eventuelle individuelle hindringer, fx i form af nedsat bevægelighed eller manglende muskelstyrke, kan implementeres i fokus og det kan og bør selvfølgelig overvejes hvordan og hvornår man på strateginiveau skal arbejde med intervention.

Ulempen ved at rette fokus mod strateginiveauet er derfor, at der i de underliggende individuelle strukturelle og neuromuskulære komplekser *kan* være forhold der skal udredes yderligere og eventuelt interverneres i forhold til, i en eller anden form. På den anden side er evidensen om årsagssammenhænge, som nævnt tidligere, svag og dette overordnede fokus kan med rette påstås at være den bedste løsning i *en række* sammenhænge.

En anden ulempe er den direkte konsekvens af de komplekse parametre der ligger bag bevægelsesanalyse på dette niveau, og den aktuelt tilgængelige løsning er at være metodisk og terminologisk stringent i beskrivelsen af de observerede bevægelser, men på sigt kunne udviklingen af en regulær klassifikationsmodel endvidere eventuelt afhjælpe denne udfordring.

Kinematik i et mere fokuseret perspektiv

Går vi mere detaljeret ind i de enkelte dele af bevægelserne, kan vi påbegynde en kinematisk analyse af de enkelte delfaser under løbetscyklus og de enkelte regioner i kroppen. Denne form for analyse kan være ret omfattende i beskrivelsesform og der vil i denne artikel derfor blive prioriteret i form af at fokus rettes mod de primære belastningsområder, fra fodområdet til lændeområdet og primært i den vægtbærende fase, hvor der er størst direkte krav til muskelarbejdet og størst reaktionskraft på grund af vægtbæringen.

Fra hælslæt over midtstandfase til tåafvikling vil foden gennemgå en bevægelse der har til formål at vende absorption til propulsion gennem en bevægelse der set i sagittalplanet i hovedreglen går fra ca. 30 graders dorsalflekteret til 20 plantarflekteret fodstilling (Novacheck 1998). Fodens indre mekanismer er komplekse og har stor indflydelse på bevægelserne, men af pladshensyn henvises til anden litteratur for diskussion af fodens struktur og funktion i forhold til belastning og bevægelser.

Bevægeudslaget i ankelleddet er afhængigt af løbehastighed og det individuelle løbemønster, men generelt kan forventes mindre dorsalflekteret og mere plantarflekteret bevægeudslag med øget hastighed. I en del sammenhænge har det været påstået, at hurtige løbere har større tendens til regulær forfodslanding, og en del seriøse løbere arbejder med at rette landingen længere fremad på foden, men der er ikke tydelig evidens for at dette skulle øge løbehastigheden og endvidere tyder flere studier på, at det er en misforstået holdning, at de hurtige løbere på mellem- og langdistancerne pr. definition er forfodsløbere og omvendt (Novacheck 1998 og Hasegawa et al 2007). På den anden side, er der rent biomekanisk, fornuftige argumenter for at se på hele den samlede mekanisme omkring fodisættet og fodafviklingen. Retter vi eksempelvis fokus mod hæludslaget position i forhold til tyngdepunktet, er det tydeligt, ved simpel biomekanisk analyse, at et hæludslag langt foran tyngdepunktet, kan virke med en uforholdsmæssig bagudrettet kraft der modvirker det egentlige mål med løbet – at flytte tyngdepunktet fremad hurtigst muligt uden unødvendig brug af energi (Fig. 4). På samme figur er det endvidere tydeligt, at en øget grad af dorsalfleksion, ud over øget koncentrisk arbejde, vil øge det excentriske arbejde i dorsalfleksorerne med en betydelig stor belastning umiddelbart efter den første kontakt med underlaget, og endnu engang vil det være nærliggende at påstå, at den bedste strategi for de fleste løberes vil være at udnytte den stabilitet de opnår gennem dorsalfleksionen ved at afvikle over en let dorsalfleksion,

der påbegyndes med et hælissæt ikke for langt foran kroppens tyngdepunkt – og igen bliver normalområde tænkningen fra fig. 2 aktuel.

I det frontale plan vil fodens bevægelse repræsentere inversion og eversionsbevægelsen. Denne bevægelse er kompleks og kinematikken påvirkes af mange faktorer i alle leddene i underekstremiteten. Sammenholdes denne bevægelse med fodens bevægelse sagittalt kan vi observere supinations-/ pronationsbevægelsen, der afvikles over en skrå akse og primært finder sted i subtalarleddet (Bojsen-Møller 2001). På den baggrund vil pronationsbevægelsen, der er en naturlig konsekvens af styrings- og stabiliseringsmekanismen i foden, som hovedregel opnå sit max udslag i pronationsretningen ca. 40% inde i cyklus. Derefter bevæges foden igen i supinationsretningen for at opnå en mere stabil position der kan danne afsæt for propulsionen, om end disse bevægelser er mere komplekse end udgangspunktet ofte er i praksis (Areblad et al 1990, Nigg 2001).

Hyperpronation kan defineres på forskellig vis og kompleksiteten i forhold til dette afspejles i forskellen mellem det traditionelle kvantitative forskningsparadigmes måling af konkrete bevægelers udslag, hastighed og acceleration og den mere praksisbaserede vurdering af de samme parametre i samspil mellem flere regioner og med vurdering af deres konsekvens for bevægemønstret. Der er derfor relativt dårlig belæg for at betragte hyperpronation som et isoleret fænomen (McClay og Manal 1998), men samtidig ikke entydig opfattelse af, at hyperpronation spiller en så stor rolle i forhold til skademekanismer som tidligere antaget. Som udgangspunkt kan der i praksis derfor laves en vurdering af pronationen set i lyset af skadeshistorik, generelle bevægemønstre, effektivitet i løbet og den efterfølgende strukturelle fodundersøgelse. Under vurderingen af pronationen kan det foreslås at lade vurderingen af bevægeudslaget blive fulgt op af vurdering af hvor hurtigt pronationsbevægelsen indtræffer, hvor stor en del af pronationsbølgen der sker i henholdsvis den bagerste og den forreste del af fodkomplekset, samt hvor længe foden forbliver i proneret stilling inden den igen re-supineres. Er der observerbare eller andre tegn på, at fokus skal rettes yderligere mod pronationsmekanismen, kan der endvidere henvises til anden litteratur om vurdering og måling af pronation.

Knæleddet vil ved hælissættet gennemsnitligt være i en ca. 30 graders flekteret stilling og vil øges let gennem midtstandfasen før en ekstension påbegyndes. Set i lyset af den store andel af løbeskader der er relateret til knæområdet, bør knæets bevægelser samt samspillet mellem fod og knæ vurderes nøje med henblik på at vurdere, om der er u hensigtsmæssig eller unødvendig belastning på såvel de kontraktile som de passivt stabiliserende strukturer. En del løbere har eksempelvis tendens til at lave en relativt stor knæfleksion og vil derfor øge det excentriske muskelarbejde i knæekstensorerne med større krav til stabilitet, ændrede forskydnings- og kompressionskræfter og belastning over en længere tidsperiode. Herved øges dels m. quadriceps' træk på tuberositas tibia og dels øges den komprimerende komponent af kraftoverførslen via patella og hvis der er malalignment vil der være risiko for øget belastning på en række strukturer. En indgang til standfasen med fuldt ekstenderet knæ eller en meget lille grad af fleksion i knæet derimod vil øge den samlede kompressionsbelastning i knæleddet på grund af reaktionskraftens bagudvendte og cranialt rettede komponenter, da den forventede absorbering fra det excentriske muskelarbejde i mindre grad vil kunne bidrage til at aftage kraft.

Vender vi til sidst blikket mod hoften og bækkenet, bevæger vi os i kinematisk sammenhæng igen ind i et komplekst område. Bækkenringen fungerer generelt under gang og løb som et dynamisk kompleks og vil dermed både direkte og indirekte have et bevægelses-samspil med hofteleddets bevægelser. Den klassiske opfattelse af bækkenets bevægelser ses for eksempel i de 6 gangdeterminanter, der helt tilbage i 1953 af Saunders et al blev foreslået som model for hvorledes tyngdepunktets bevægelser og dermed energiforbruget, kan minimeres. Der stilles fra flere sider spørgsmålstegn ved holdbarheden af forklaringsmodellen (Kuo 2007), men hos løbere der af strukturelle eller neuromuskulære årsager ikke har tilstrækkelig bevægeudslag i en eller flere af determinanterne pelvis rotation, pelvis tilt, knæ fleksion, hofte fleksion, knæ- og ankel-interaktion

eller lateral pelvis forskydning, ses rent faktisk tendens til en løbestil der umiddelbart kan vurderes til at være mere energikrævende.

Som tidligere nævnt kan der dog igen fokuseres på disse parametre i forhold til modellen for normalområdet (fig. 2), da der hos løbere med *for store* udslag i forhold til de nævnte parametre ligeledes ses uhensigtsmæssige strategier og bevægelser. Rent praktisk betyder det, at observation af hoftens bevægeudslag i alle 3 plan er så afhængig af bækkenets stillinger og bevægelser, at de skal ses i sammenhæng; hvis vi eksempelvis vurderede en løbers maximale hofteekstension uden at se om der samtidig sker anterior rotation af ipsilaterale os ilium og lumbal ekstension, ville vi i værste fald risikere at konkludere at der er funktionel nedsat bevægelighed i det forkerte led eller ledkompleks.

Endnu en gang bør vi derfor holde fast i det 3-dimensionelle afsæt for vores 2-dimensionelle bevægelsesanalyse og prøve at danne os et komplekst billede af løberens bevægelser ved at sammensætte analyser i flere plan og det er påkrævet at lændebækkenområdet kan observeres direkte, uden løse bukser eller trøje. På fig. 5 og fig. 6 er vist stick-figurer til at illustrere underekstremitetens bevægeudslag i sagittalplanet gennem en fuld standfase for 2 forskellige løbere der løber på løbebånd med selvvalgte foretrukne hastighed. Løberen på fig. 5 har tydeligvis større maximalt bevægeudslag ved både fleksion og ekstension af hoften, men ved observation af videoen i slow kunne endvidere ses et tab af lumbal stabilitet i ekstensionsretningen i sidste del af standfasen hos den første løber, hvilket i realiteten nedsætter det reelle hofte-bevægeudslag, defineret som bevægeudslaget af femur i forhold til ilium. Bevægeudslaget bør korreleres til løbehastigheden, da det er forventeligt at der indenfor en vis hastighedsramme er en eller anden korrelation mellem hastighed og bevægeudslag, men omvendt er det også vigtigt at se på den enkelte løbers løbestil ved foretrukken hastighed. Med dette udgangspunkt kan det så eventuelt vurderes om løberen efterfølgende eksempelvis kan rådgives til at øge tempoet over en periode og opnå en mere optimal sammenhæng mellem tempo og funktion. Ved ganganalyse er det for eksempel tydeligt at når hastigheden tvinges under et vist niveau, vil energiforbruget øges ved yderligere hastighedsfald; denne indfaldsvinkel kan med fordel anvendes hos en del motionsløbere, der så sideløbende bør informeres om belastningsmekanismerne i forhold til at ændre på træningen.

Billedet af de sagittale bevægelser sættes efterfølgende sammen med vores billede af bevægeudslag, hastighed og acceleration af de fokuserede segmenter i frontal- og horisontalplanet, og på den baggrund kan vi enten danne hypoteser, der efterfølgende kan be- eller afkræftes ved delundersøgelser eller, som nævnt tidligere, lave delkonklusioner på dette neuromuskulære niveau og målsætte en ændring i bevægemønstret og overveje hvilke indfaldsvinkler vi vurderer mest hensigtsmæssige i forhold til at nå målet.

En anden indfaldsvinkel kunne være at følge anatomiske punkter gennem bevægebanerne, som illustreret på fig. 5 og 6, ved tracking af et anatomisk punkt eller en markør gennem hele eller dele af løbecyklus. Afsættet er igen, at de enkelte cyklusser har en relativt stor grad af variabilitet, hvilket praktisk kan løses ved at gennemse en række cyklusser og herefter fravælge de mindst repræsentative og fokusere på en eller flere af dem, der vurderes til at repræsentere en løbers *typiske måde at løbe på løbebånd* på. Fordelen ved at tracke referencepunkter på denne måde er at punkternes bevægelser afspejler et samlet kompleks i den ledkæde der er involveret i bevægelsen.

Selve processen med tracking af markører kan automatiseres i en række forskellige bevægelsesanalysesystemer med tilhørende software, men kan også, som i dette tilfælde hvor analysen er lavet i bevægelaboratoriet på University College Nordjyllands fysioterapeutuddannelse, laves manuelt. Usikkerheden ved at udføre trackingen manuelt stiger (Bartlett et al 2006), men igen er målet rettet mod en overordnet vurdering af de generelle tendenser i løbet, hvilket kan lade sig gøre ud fra manuelle og mere praksisbaserede metoder som den viste.

I fig. 5 og 6 er det igen tydeligt at der er stor forskel i bevægemønstrene. Den relativt større fleksions-ekstensjons bevægelse der laves af løberen på fig. 5 følges med en meget større knæfleksion og det samlede resultat er, at fodens bane indikerer et større bevægeudslag i vertikalplanet (altså at den nyreformede blå figur er relativt højere i forhold til bredden og at den mest caudale bue i figuren(standfasen) er relativt ens trods den store forskel i den samlede figur). Trækker vi funktionel anatomisk analyse ned over den observation, må det betyde at knæfleksorerne laver en forholdsmæssig større del af arbejdet med fremadføring af underekstremiteten i den første del af svingfasen. Konsekvensen af dette er, at foden i den sidste del af svingfasen gennemgår et sving med større vertikalt fald – det vil sige, at bevægelsen primært kan udføres ved tyngdens hjælp, da hoftefleksionen er igangsat og forventes at fortsætte på grund af inertien (Trew og Everett 2005). Fodens og underbenets bevægelser vil hermed samlet set nærme sig en roterende bevægelse der minder om et hjul. Løberen på figur 6 derimod har en løbestil hvor den større fremadrettede hastighed på foden er øget da både fodens, underbenet og lårbønnen vil bevæge sig i en mere pendul-lignende form gennem løbecyklus. Hermed vil hoftefleksorerne stå for en forholdsmæssig større del af arbejdet i svingfasen, hofteekstensorer og knæfleksorer skal opbremse en betydeligt større tyngde i højere fart og endvidere vil der være en større bagudrettet reaktionskraft. Endelig vil der hos mange løbere der anvender denne strategi, kunne ses en lidt uenergetisk synergi af muskelarbejde i underekstremiteten generelt og sammenholdes dette med, at foden ofte hos disse løbere ved hælissæt er let dorsalflekteret, samtidig med at hoften er flekteret og knæet ekstenderet, er der risiko for at stramhed i nervevæv og muskel-bindevævs-komplekset fører til uhensigtsmæssigt gentagen stræk, eller at der kompenseres ved at bryde strækket gennem fx posterior bækkenrotation eller ipsilateral hofteopdragning for at lette nervestrækket. Disse kompensatoriske dysfunktioner skaber et dårligt afsæt for den efterfølgende fase, der netop kræver stabilitet omkring både kroppens center og underekstremiteten for at styre den motoriske kontrols underliggende krav om mobilitet gennem stabilitet.

På fig. 7 ses en direkte sammenligning af de 2 løbere med optagelse af bevægelserne i frontalplanet, her illustreret ved statisk billede af de 2 løberes stilling i den vurderede midtstandfase, defineret som den maksimale vægtbæring eller absorption. Læg mærke til, at fodens markant anderledes bane som blev observeret på de laterale optagelser, ses i form af den højt løftede fod hos forsøgsdeltager 5. Læg desuden mærke til de store forskelle i alignment, der blandt andet, sammen med ovenstående observationer, viser nedenstående forskelle mellem de 2 løbere:

Observation	Forsøgsdeltager 4	Forsøgsdeltager 5
Bevægelse i sagittalplanet, venstre UE		
Ankel	Moderat dorsalfleksion til moderat plantarfleksion	Lille dorsalfleksion til moderat plantarfleksion
Knæ	Let flekteret til fuldt ekstenderet	Let flekteret til let ekstenderet
Hofte	Moderat flekteret til moderat ekstenderet	Let flekteret til let ekstenderet

Observation	Forsøgsdeltager 4	Forsøgsdeltager 5
Alignment i midtstandfasen, venstre UE		
Ankel	Let toe-in	Let toe-out Moderat pronation
Knæ	Let varus	Let valgus til neutral
Hofte/bækken	Adduceret hofte og ipsilateral hofteopdragning	Neutral
Lumbalt	Neutral til let lateralfleksion ipsilateral	Thoracolumbal ipsilateral lateralfleksion med kompensatorisk opretning thorakalt

Tyngdepunkt ↔ understøttelse	Let forskudt til venstre i forhold til midtlinjen	Neutralt
--	---	----------

Denne statiske observation skal naturligvis ses i sammenhængen med helheden i bevægelsesmønstret, hvor videoanalysen af de 2 løbere blandt andet viste følgende primære fund i tillæg til de ovenfor skitserede:

Forsøgsdeltager 4	Forsøgsdeltager 5
<p>Generelt bevægelsesmønster der præges af indadrotation i hofterne fulgt af toe-in i sidste del af svingfasen.</p> <p>Generelt lidt tung løbestil med relativt lang standfase og med en del energitab i frontalplanet.</p> <p>Strategien i absorptionsfasen fører til lumbopelvin tab af stabilitet med øget ipsilateral cranialglidning og ipsilateral lumbal lateralfleksion med moderat stor acceleration fra hælisset til midtstandfase</p>	<p>Dynamisk løbestil hvor bevægelserne primært afvikles i sagittalplanet.</p> <p>I standfasen ses moderat lokal tab af stabilitet over fødderne. Ve. fod moderat til stor pronation og hø. fod moderat pronation der accelereres hurtigt ud i yderstilling umiddelbart efter vægtbæringen startes.</p> <p>Frontalt: Alignment fornuftig trods pronation. Sagittalt: Tab af stabilitet omkring os ilium med posterorotation af ilium og lumbal kompleks øget bevægelse og acceleration i overgangen fra absorption til propulsion.</p>

Hermed fokuseres analysen af videoerne på de enkelte segmenter og regioner, og igen er beskrivelserne og vurderingerne baseret på brede tilgange, der implicit dækker over kvantitative parametre, eksempelvis 'neutral, let, moderat, svær' og de mere komplekse begreber som fx 'tab af stabilitet' og 'øget acceleration'.

Analyserne kan med fordel understøttes af mere reelle kvantitative målinger af vinkler. Det kan manuelt gøres relativt simpelt med goniometer-måling på skærmen eller med indbyggede vinkelmålere i softwaren (fig. 8). En række forskellige forskningsresultater har vist svingende reliabilitet ved denne type manuelt baserede målinger, men uanset hvilke høj- eller lavteknologiske måleredskaber der anvendes, vil der altid være udfordringer forbundet med subjektive vurderinger af omdrejningspunkter og akser. Generelt kan der forventes en fornuftig intrareliabilitet, specielt hvis den der udfører målingen er bevidst om svagheden ved denne type målinger og hvis der metodisk har været arbejdet seriøst på at standardisere målingerne med fx opstilling af videokameraer parallelt med bevægeplanet for løberen.

Endvidere er det værd at understrege at også mere komplekse mål med fx elektrogoniometer og 3-dimensionel bevægelsesanalyse, ligeledes er behæftet med metodiske udfordringer. Uanset metodevalg, vil det derfor være fornuftigt at forholde sig til cutoff-værdier på 2-3 °, dvs. at målte forskelle på mindre end dette kan tilskrives tilfældige fejl og svagheder ved målingen.

Kinetik – den analytiske komponent af involverede kræfter

Med afsæt i de kinematiske observationer vender vi nu blikket endnu mere konkret mod den kinetiske analyse. Her er der, som i kinematisk analyse, også store metodiske udfordringer og svingende kvalitet og relativt lille mængde af studier og forskningsresultater der kan guide os. Desuden er der stor mangel på case reports, praksisbeskrivelser m.v. som sætter fokus på en praksisbaseret og erfaringsbaseret tilgang til komplekse analyser af bevægelser generelt og løb specifikt.

Analysen af de underliggende kræfter der forårsager bevægelserne og bliver en konsekvens af bevægelserne, bygger derfor igen dels på den bagvedliggende teoretiske viden fra

forskningsprojekter, hvor målet har været at afdække og generalisere kræfterne og dels på vores viden om funktionel anatomi og vævslære kombineret med teoretisk viden om fysiske love.

Generelt er der i løb store kræfter på spil og disse gentages tusindvis eller hundredtusindvis af gange ved hvert træningspas med stor risiko for overuse skader (Nigg 2001, Van Gent et al 2007, Wen 2007). Eksempelvis vil den nedadgående og fremadrettede kraft fra løberens tyngde mod underlaget udløse en reaktionskraft på op til 3-5 gange løberens tyngde, som er rettet opad og bagud (Novachack 1998). Denne kraft skal absorberes af løberen i de millisekunder der er til rådighed inden kraften igen skal vendes til en kraft der rettes fremad og opad.

Ser vi først på reaktionskræfterne, kan de skematisk repræsenteres som i fig. 3 for en løber der bruger hæl-landing som strategi for standfasens start. Gennem standfasen er der 2 peaks i kraften og størrelsen og længden på disse er selvfølgelig individuel og påvirkes af en række forskellige forhold. Der er lidt varierende resultater fra forskellige projekter vedrørende kvantificeringen af reaktionskraften, men går vi lidt mere pragmatisk analytisk til værks, er det tydeligt ved fx high speed videoanalyse af fodafviklingen, at skoens opbygning får direkte betydningen for denne proces (Divert et al 2005, Divert et al 2008, Richards et al 2009), ligesom dorsalfleksorernes evne til at styre den excentriske proces med at få fodens dorsalfleksion mindsket med en passende hastighed og acceleration.

Lad os dermed starte med at rette fokus mod fodafviklingen, da det er den største synlige kraftoverførsel i en løbecyklus.

Nedsat kraft i dorsalfleksorerne, stivhed i skoens sål (Squadrone og Gallozzi 2009) og en blot let nedsat dorsalfleksion i ankelleddet vil påvirke denne proces, så fodens acceleration mod underlaget gennem første del af standfasen er forøget, med øget hastighed på plantarfleksionen og dermed excentrisk kontraktion i dorsalfleksorerne under høj hastighed. Konsekvensen af dette er, ud over det passive og aktive stræk i dorsalfleksorerne og det tilstødende væv, en kompleks ændring af samspillet mellem absorption og propulsion, og det vil i den enkelte situation vurderes i sammenhængen, om dette element skal indgå i den efterfølgende analyse på vævs- og strukturniveau.

Samtidig med denne proces, der får direkte konsekvens på reaktionskræftens størrelse, er sammenhængen med den 3-dimensionelle analyse af vinklen ligeledes relevant. I sagittalplanet vil løbere med meget lange skridt, som nævnt tidligere, blive udsat for en reaktionskraft i første del af standfasen, der rettes forholdsmæssigt meget bagud, samtidig med at kraften selvfølgelig har en stor cranial komponent. Den direkte konsekvens vil være, at der stilles store neuromuskulære krav til at styre absorptions-propulsions skiftet og hastigheden på bevægelserne i underekstremitetens led alt andet lige må blive større. Hermed vil afvigelser i form af fx malalignment og ændrede rotatoriske komponenter risikere at give en uforholdsmæssig større påvirkning af det involverede væv gennem et passivt stræk på senekomplekset kombineret med et ændret muskelarbejde der bla. betyder at musklerne skal arbejde i en lidt større del af deres bevægebane. Endelig vil den øgede impuls med øget hastighed og øgede accelerationer teoretisk set øge belastningen på specielt sener og senetilhæftninger.

Retter vi blikket mod frontalplanet, bliver det ligeledes tydeligt, at fodafviklingens funktionelle karakteristika får en direkte stor betydning for vævets påvirkning. Gennemsnitligt vil løbere lande lateralt på bagfoden og afvikle anteriort medialt efter karakteristiske bevægelsesmønstre (Willems et al 2007). Der er variationer i denne proces, men de er relativt små, sammenlignet med variabiliteten generelt i bevægelsesmønstre og strategier hos løbere.

Ser vi på løbere med en meget smal løbebredde, vil foden ved hælissæt eksempelvis blive udsat for øgede rotationskræfter, der vil forsøge at presse foden i eversion og hvis skoens endvidere har stor stivhed i sålen, vil hastigheden på eversionsbølgen øges på grund af vægtstangsarmen der tvinger fodens mediale side mod underlaget. På fig. 9 ses denne proces hos en løber der kontrollerer bevægelsen, men det er tydeligt at en meget supineret fodstilling ved hælissættet og/eller en stor pronationsgrad i midtstandfasen vil give en høj hastighed på pronationen og dermed en øget

medial rettet kraft, næsten parallelt med frontalplanet. Hos løbere der hyperpronerer vil denne proces, der er en naturlig del af fodafviklingen, derfor skulle gennemgå en større vandring på samme tid – dvs. at pronationsbevægelsens hastighed øges og reaktionskræften alt andet lige påvirkes med et øget peak og samtidig vil både passive og aktive strukturer der styrer denne proces udsættes for øget kraftpåvirkning med en forventet traktion medialt og kompression lateralt (Murley et al 2009). Den endelige konsekvens af dette kompleks hos den enkelte løber er svært at få et klart billede af, men observationerne af bevægelserne og de underliggende vævspåvirkninger skal ses i lyset af de mange gentagelser løberen udsættes for. Endelig forstyrrer det også det samlede billede, at en del langdistanceløbere med et hyperproneret bevægemønster kan holde til en massiv træning og overtræning uden nogen sinde at udvikle skader – selv hos disse bør de biomekaniske komponenter efter min mening dog indgå i den samlede vurdering og vejledning i forbindelse med løbestilsanalyse, når vi ser på incidens og anlægger et bredt evidensbegreb der bør lede til en konklusion om at der er en mulig sammenhæng mellem bevægemønstre og belastningsskader.

En fuld løbestilsanalyse bør ligeledes indeholde en kinetisk vurdering af løbestilen i resten af de primære led med en vurdering af stillingernes og bevægelsernes betydning for den samlede kraftudvikling og kraftpåvirkning. Denne proces kræver et vist indblik i funktionel anatomi og biomekanik, og igen kan systematikken fra de kinematiske analyser anvendes. Hermed foreslås det igen, for overskuelighedens skyld, at sætte spot på de enkelte delfaser fra henholdsvis sagittal-, frontal- og horisontalplanet, men også at trække den mere komplekse analyse af de overordnede faktorer samt bevægelseskaraktistika *imellem* faserne ind i vurderingen af løberens kræftpåvirkning på og fra kroppens strukturer.

Indfaldsvinklerne til den kinetiske analyse er dermed igen baseret på analyse af stillinger og bevægelser, der bygger på komplekse opfattelser af bevægelse. Endvidere bygger de kinetiske analyser også på erkendelsen af, at alle bevægelser kan analyseres ud fra et mekanisk perspektiv, der forsøger at afdække hvilke kræfter der er på spil og de reaktioner der udløses heraf, med fokus på aktivt og passivt stræk gennem muskelkontraktion og kompression, traktion, torsion og bending af kroppens væv gennem vurdering af den individuelle løbers samspil mellem mobilitet og stabilitet på baggrund af muskelarbejdets karakteristika.

Opsamling og afrunding

De underliggende modeller for den foreslåede tilgang til løbestilsanalyse tager afsæt i både en mekanisk model der anvendes til at vurdere kompressionskræfter i en *hæl-til-cranium* vurdering og en mere kompleks opfattelse af, at de distale segmenters stabilitet og mobilitet påvirkes af de proximale segmenters stabilitet og mobilitet og dermed perspektivere belastning i en mere systemteoretisk vurdering af de enkelte segmenters indbyrdes forhold og påvirkninger (Shumway Cook og Wollacott 2007).

Løbestilsanalyse og lignende udvidede, komplekse bevægelsesanalyser kan og bør som udgangspunkt rumme perspektiver på både bevægelsesstrateginiveau og de mere konkrete analyser af vævsstrukturer og deres funktioner og samspil som delundersøgelser. Denne metodisk brede tilgang til den mekaniske analyse bør implementeres og udvikles i højere grad end tidligere praktiseret og fokus kan med fordel rettes mod at udvikle en dokumenterende tilgang med henblik på at bidrage til at vurdere effekten af praksis, men ligeledes for at åbne op for en faglig udvikling af et felt som rummer ekstremt mange skader og relativt lidt viden om årsagerne til disse. Endvidere er der et behov for at analysere kritisk på intervention, da en række eksempler viser at det, trods målrettet indsats er svært at skadesforebygge med større effekt (Brushøj et al 2008).

Et område der ofte er i fokus er løbesko og der forskes fra skoproducenternes side på højtryk for at udvikle sko i forskellige retninger, der kan understøtte løberes behov (Boyer og Andriacchi 2009,

Maclean et al 2009). Ser vi bredt ned over udviklingen på skomarkedet, satses der så bredt, at det forhåbentligt er et udtryk for erkendelsen af den store individuelle variabilitet og de deraf følgende forskellige behov, men konsekvensen af udviklingen er også at der stilles store krav til dem der rådgiver løbere omkring valg af sko (Richards et al 2009).

I bevægelselaboratoriet på University College Nordjylland afvikles aktuelt et interessant bachelorprojekt af 3 studerende, der arbejder på at kvantificere observationerne af 3 forskellige skos påvirkning på standfasen hos en række forskellige løbere. Metodisk anvendes 2-dimensionelle high-speed optagelser med kvantitativ analyse af bevægelsernes størrelse samt en kompleks 'kvalitativ baseret' analyse af bevægemønstret.

I realiteten observeres, som diskuteret i tidligere, parametre der hver især er kvantificerbare, men det komplekse samspil af bevægelser i flere regioner og deres samspil i forhold til bevægeudslag, hastighed og acceleration i samspil med resten af kroppens reaktioner og i forhold til den individuelle løbestil, kræver udviklingen af nye metoder. Eller rettere sagt, er der et underliggende behov for at kernemetoderne i de komplekse analyser vi som fysioterapeuter altid tager afsæt i, forsøges løftet rent metodisk, og at hele den teoretiske og den forskningsmæssige perspektivering tages op til revision og diskussion. Subjektivitet er uønsket i traditionel kvantitativ forskning, men hvis de fænomener vi vil forske i er så komplekst sammensatte, at de ikke kan rummes indenfor de eksisterende metoder, er det u hensigtsmæssigt at lade metoden afgøre analysen frem for at lade målet med analysen afgøre metodevalget. Vores mål på dette niveau er netop at lave undersøgelse af komplekse neuromuskulære sammenhænge, for efterfølgende at intervenere i forhold til dette eller afdække om der i subsystemerne er behov for yderligere analyser og intervention (Shumway Cook og Wollacott 2007), og der bør derfor fremadrettet satses på udbygning, udvikling og forskning med dette afsæt som supplement til den traditionelle biomekaniske forskning.

Reliabilitet skal i denne sammenhæng derfor måske tolkes i en helt ny betydning, i form af gennemsigtighed og tydelighed for andre, der har interesse i at få indblik i resultaterne af observationer og undersøgelser. Her øges kravene til praktikerne om at ekspliciterer sine indfaldsvinkler, metoder og resultater til et niveau som er højere end det formentligt har været gjort i praksis hidtil, men det er formentligt det eneste modtræk til den ensidige fokus på evidens på *så kaldt* højeste niveau, som efter min mening har været udløberen af debatten om evidens de seneste mange år. Målet med denne artikel har derfor dels været at vise en række veje for hvordan løbestilsanalyse kan udføres i praksis, men i høj grad også at facilitere debatten om det videnskabelige og metodiske grundlag for arbejdet med bevægelsesanalyse i relation til forskellige sportsgrene og specifikt i forhold til fysioterapeutisk løbestilsanalyse.

Afslutningsvis skal det understreges, at artiklen på en række områder er mangelfuld - blandt andet mangler en række perspektiver med overvejelser af hvornår og hvordan der bør interveneres i forhold til løbere med henblik på skadesforebyggelse, skadesbehandling og optimering. Dette og en række andre områder bør overvejes grundigt, men overlades til andre fora og til senere debat.

Referencer

- Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekström H. 1990. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech.* 23(9):933-40.
- Bartlett R., Bussey M., Flyger N. 2006. Movement variability cannot be determined reliably from no-marker conditions. *Journal of Biomechanics*, 39(16):3076-9
- Bojsen-Møller, F. 2001. Bevægeapparatets anatomi. København: Munksgaard Danmark
- Bonacci J, Chapman A, Blanch P, Vicenzino B. 2009. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Med.*39(11):903-21.
- Boyer KA, Andriacchi TP. 2009. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rocker shoe intervention. *Clin Biomech* 24(10):872-6.
- Brushøj C, Larsen K, Albrecht-Beste E, Nielsen MB, Løye F, Hölmich P. 2008. Prevention of overuse injuries by a concurrent exercise program in subjects exposed to an increase in training load: a randomized controlled trial of 1020 army recruits. *Am J Sports Med.* 36(4):663-70
- Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. 2008. Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? 2. *Int J Sports Med.* 29(6):512-8
- Divert C, Baur H, Mornieux G, Mayer F, Belli A. 2005. Stiffness adaptations in shod running. *J Appl Biomech.* 21(4):311-21.
- Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ.2007. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res.* 21(3):888-93.
- Hreljac A.2005. Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 16(3):651-67, vi.
- Kuo AD. 2007. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science* 26(4): 617-56
- Maclean CL, Davis IS, Hamill J. 2009. Influence of running shoe midsole composition and custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics during running. *J Appl Biomech.* 25(1):54-63.
- Murphy DF, Connolly DA, Beynon BD. 2003. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med* 37(1):13-29.
- Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. 2009. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & posture* 29: 172-87
- Nigg BM. 2001. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med.* 11(1):2-9.
- Richards CE, Magin PJ, Callister R.2009. Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *Br J Sports Med.* 43(3):159-62
- Saunders, J.B., Inman, V.T., & Eberhart, H.D. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35A, 543-558.

Schmidt, LH. 1991. Når viden skal være videnskab. I Schmidt LH (red). Det videnskabelige Perspektiv. København: Akademisk forlag.

Shumway-Cook A., Woollacott M. H. 2001. Motor Control. Theory and Practical Applications. Philadelphia: W.B. Saunders Company

Stergiou N 2004. Innovative Analyses of Human Movement. Champaign: Human Kinetics.

Squadrone R, Gallozzi C. 2009. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. J Sports Med Phys Fitness. 49(1):6-13

Taunton JE, Ryan MB, Clement DB et al. 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. Br. J. Sports Med. 36: 95-101.

Trew M., Everett T. 2005. Human movement. Edinburgh: Churchill Livingstone

Van Gent RN, Siem D, van MM, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. 2007. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. Br J Sports Med 41(8):469-80.

Van Mechelen, W. 1992. Running injuries. A review of the epidemiological literature. Sports Med 14(5):320-35.

Wen, DY 2007. Risk Factors for Overuse Injuries in Runners. Current Sports Medicine Reports. 6: 307-313.

Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. 2007. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. Med Sci Sports Exerc. 39(2):330-9.

Yeung EW, Yeung SS. 2001. Interventions for preventing lower limb soft-tissue injuries in runners. Cochrane Database Syst Rev (3):CD001256

Figurer

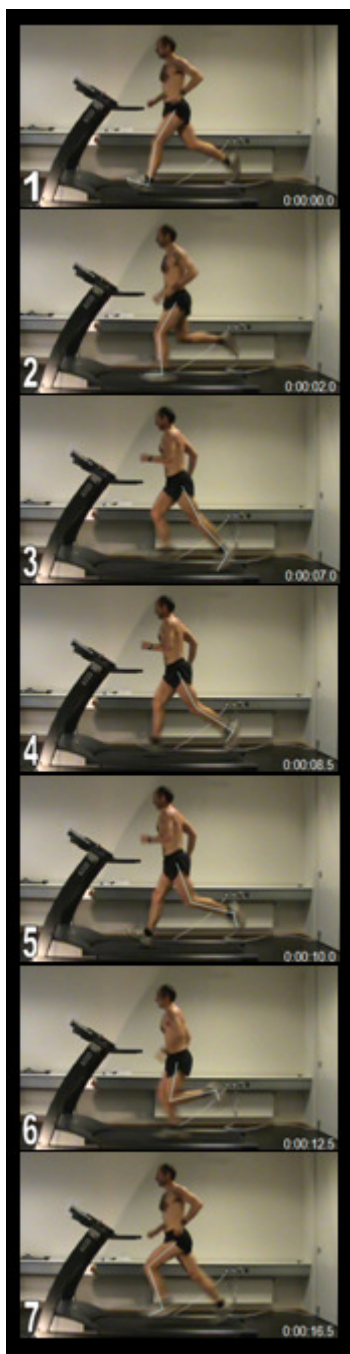


Fig. 1. Løbets faser

Fra billede 1. med hælisæt, over billede 4. med dobbelt svingfase til billede 7. med sidste del af svingfasen – her illustreret med stick-figur indsat på venstre ben med softwaren V1home 2.0. Optagelserne er fra upubliceret pilotstudie (Bruun J og Larsen LH 2009)

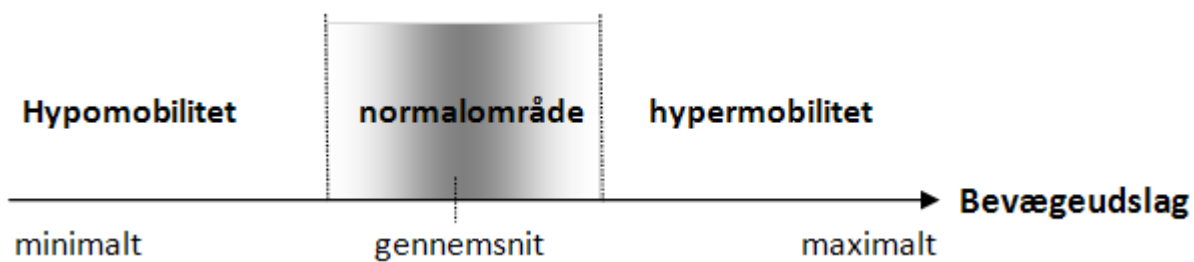


Fig. 2. Normalt bevægelsesudslag og variabilitet

Illustration af hvordan bevægelsesudslaget opfattes som værende indenfor et relativt bredt normalområde

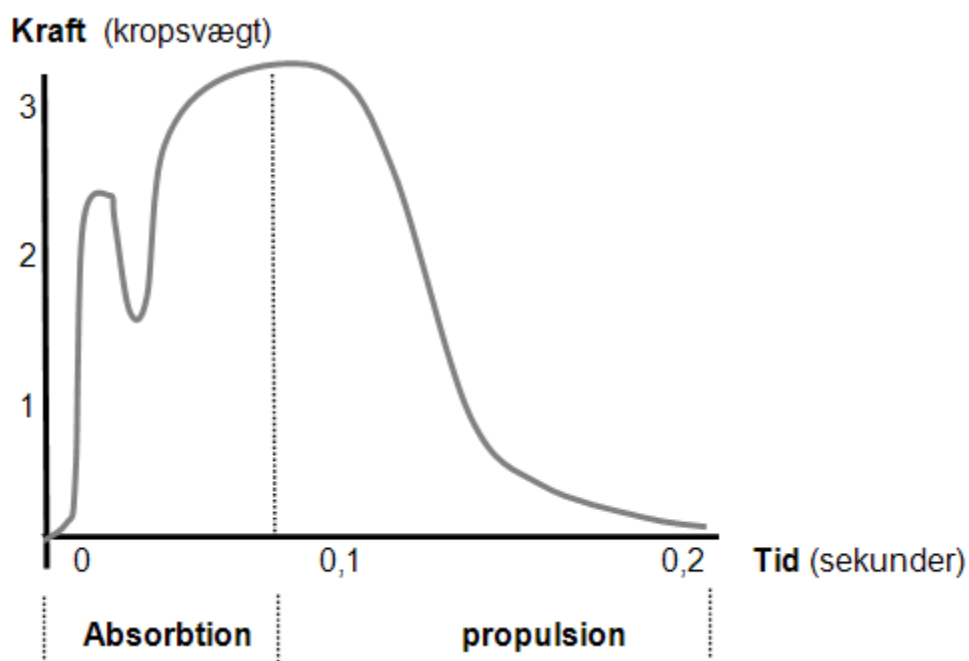


Fig. 3.

Skematisk fremstilling af reaktionskræften for en løber gennem én standfase.

Det første peak forårsages af de passive kræfter ved hælnedslaget i starten af standfasen.

Herefter starter opbygningen af den energi der skal absorberes, indtil denne energiophobning

peaker ca. 40% af den samlede tid inde i standfasen. Her påbegyndes propulsionsfasen hvorefter reaktionskræften hurtigt falder.

Figuren er en skematisk arketype fremstilling (reproduceret efter Novacheck 1988).

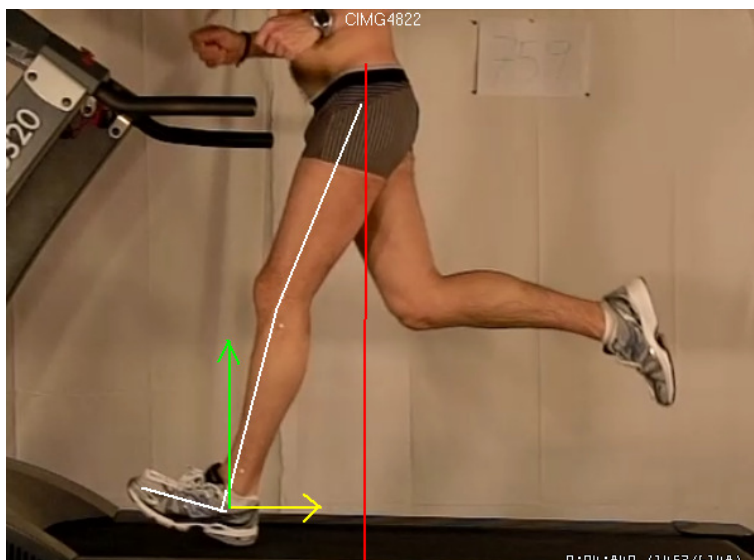


Fig. 4.

Skematisk fremstilling af reaktionskræften ved hælnedslaget.

Reaktionskræften kan opløses i en vertikal (grøn) og en horisontal (gul) komponent. Teoretisk set vil øget afstand mellem fodens kontakt med jorden og tyngdepunktets lodrette projektion øge den horisontale, bagudrettede komponent. Ved hurtigt løb ses ofte at denne afstand øges, men her er det vigtigt at observere fodens acceleration fra sidste del af svingfasen; hvis fodens hastighed i dorsal retning er stor nok vil fodafviklingen kunne udføre uden at kroppens hastighed decelereres.

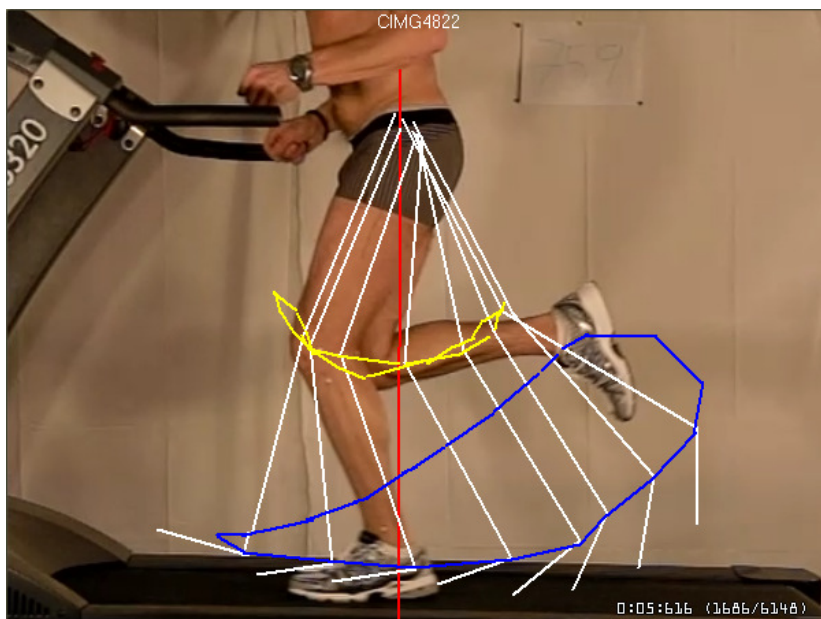


Fig. 5.
Stick-figur med skematisk fremstilling af ankelleddets og knæleddets bane gennem en udvalgt cyklus på mandlig løber (pilotstudie 2010).

Venstre underekstremitet følges fra hælnedslag til efterfølgende hælnedslag med angivelse af stick-figur (hvid) og ankel markørs bane (blå) og knæ markørs bane (gul).

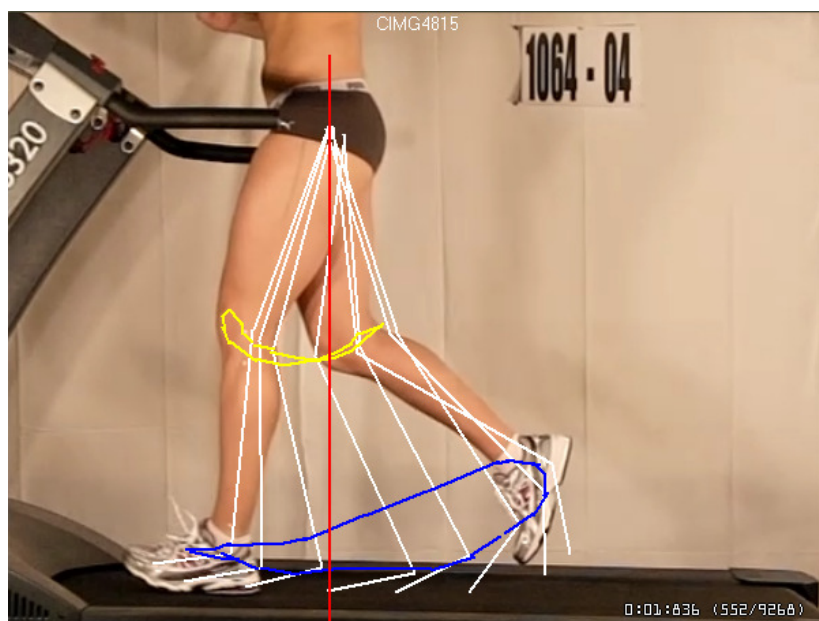


Fig. 6.
Stick-figur med skematisk fremstilling af ankelleddets og knæleddets som i fig. 5.
(pilotstudie 2010).

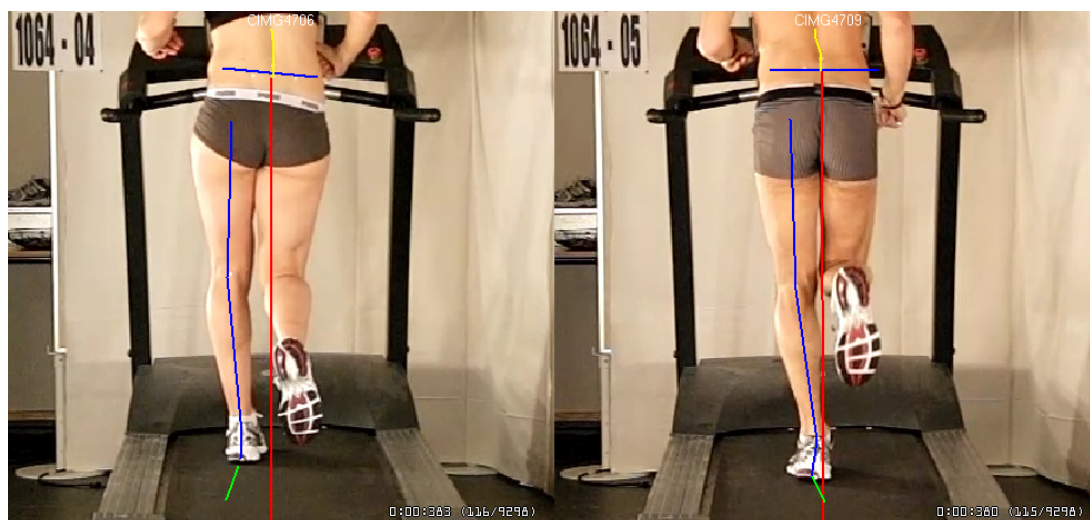


Fig. 7.

Statisk analyse af 2 løbere der begge er i midtstandfase ved selvvalgt foretrukken løbehastighed i New Balance 1064 løbesko.

Rød = lodlinje

Blå = bækken og UE alignment

Gul = columna alignment

Grøn = toe-out / toe-in vurdering sammenholdt med direkte anterior rettet løberetning

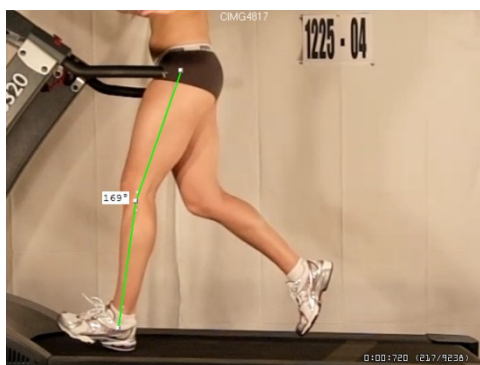


Fig. 8.
Manuelt placeret vinkelmål for knæflexionen ved hælisæt.
Vinklen viser 169° og knæet dermed 11° flekteret.

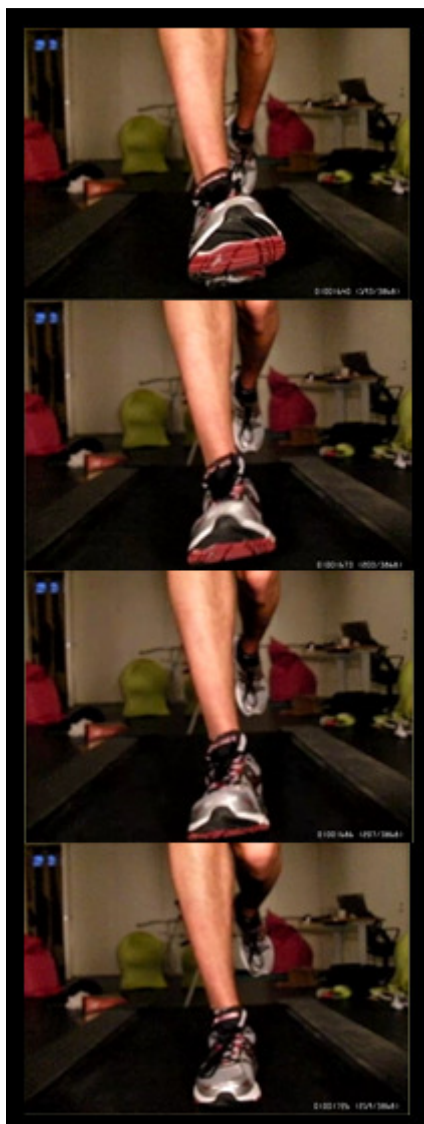


Fig. 9.

Udvalgte frames fra højhastighedsoptagelse forfra.

Fra hælisæt med supineret, indadroteret, dorsalflekteret fod tvinges foden gennem en pronationsbevægelse der påvirkes af flere faktorer. Jo større den samlede bevægelse fra supineret til proneret fod er, jo større vil den mediant rettede kræft være under fuld vægtbæring.