



Sveriges lantbruksuniversitet  
Fakulteten för Veterinärmedicin och husdjursvetenskap  
Institutionen för kliniska vetenskaper

# Rörelseanalys med tillämpning av inversdynamik – en pilotstudie på frisk labrador retriever

Miriam Kjörk Granström

*Uppsala*

*2009*

*Examensarbete inom veterinärprogrammet*

*ISSN 1652-8697  
Examensarbete 2010:8*

# Rörelseanalys med tillämpning av inversdynamik – en pilotstudie på frisk labrador retriever

Miriam Kjörk Granström

*Handledare: Pia Gustås, Institutionen för kliniska vetenskaper  
Biträdande handledare: Kjerstin Pettersson, universitetsdjursjukhuset  
Examinator: Bernt Jones, Institutionen för kliniska vetenskaper*

*Examensarbete inom veterinärprogrammet, Uppsala 2009  
Fakulteten för Veterinärmedicin och husdjursvetenskap  
Institutionen för kliniska vetenskaper  
Kurskod: EX0239, Nivå X, 30hp*

*Nyckelord: inversdynamik, ortopedi, kraftmättningsplatta, rörelseanalys, moment, effekt*

*Online publication of this work: <http://epsilon.slu.se>  
ISSN 1652-8697  
Examensarbete 2010:8*

## INNEHÅLLSFÖRTECKNING

Sammanfattning	1
Summary	1
Inledning	3
Några viktiga begrepp	3
Vad är inversdynamik	4
Hur fungerar en kraftmätningsskiva	5
Syfte	7
Litteraturoversikt	7
Historik	7
Inversdynamik som metod vid rörelseanalys på hund	8
Material och metoder	10
Material	10
Hunden	10
Kraftmätningsskivan	10
Kamerorna	10
Mjukvaran	11
Genomförande	11
Mätningar	12
Insamling av data	12
Databearbetning och statistisk analys	13
Resultat	13
Diskussion	15
Metoddiskussion	15
Resultatdiskussion	17
Konklusion	19
Litteraturlista	20

## **SAMMANFATTNING**

Behovet av en objektiv, validerad metod för att bedöma prognos, följa sjukdomsprogression samt jämföra utkomst av olika behandlingsmetoder har under de senaste åren uppmärksammats allt mer inom ortopedin. Nya studier visar att subjektiv visuell uppskattning, vilket är den gängse metoden för bedömning av hälta, uppvisar bristande överensstämmelse vid jämförelse med en objektiv inversdynamisk analysmetod. Inversdynamik är en gren av mekaniken där kinetik och kinematik kombineras med rasset specifika morfometriska uppgifter. Metoden ger en unik möjlighet att led för led kvantifiera nettovärdet av moment, effekt och arbete – parametrar som i praktiken ej är direkt mätbara. Inversdynamiken tillhandahåller en mer detaljerad och fullständigare bild av hundens rörelser än vad kinematik och kinetik var för sig kan ge.

Det finns till dags dato få studier av hundens rörelsefunktion där inversdynamik tillämpas; området är dock på frammarsch. På humansidan används inversdynamiken regelmässigt inom ortopedi och rehabilitering. Såvida forskningen fortskrider, kommer med stor sannolikhet liknande tillämpningar att bli en klinisk verklighet även för djurslaget hund.

Syftet med detta försök var dels att bli familjär med teknik och utrustning, samt att utarbeta ett fungerande försöksupplägg inför mer omfattande studier där denna analysmetod skall användas. Ett nog så viktigt delsyfte var att belysa värdet av inversdynamisk analys som metod för objektiv beskrivning av hundens rörelser, samt att klarlägga innebörd och tolkning av erhållna data.

Försöket utfördes som ett pilotprojekt på en hund. Kinetiska data samlades in med hjälp av en kraftmätningsskiva. Reflexmarkörer fästes mot hundens hud enligt ett bestämt schema. Därpå erhöles tredimensionell kinematisk data då hundens passager över kraftskivan filmades med åtta st. infraröda höghastighetskameror i 200 Hz. 10 st. träffar från varje baktass filmades, varefter ledvinklar, vinkelhastighet, moment och effekt för respektive bens knäled analyserades i ett specialdesignat inversdynamikprogram.

På grund av det begränsade studiematerialet kan inga generella slutsatser dras utifrån det erhållna resultatet. Data överensstämmer dock väl med tidigare resultat från liknande undersökningar i trav, men verkar i skritt ha ett mer varierat informationsinnehåll. Detta kan tyda på att undersökningar i skritt ger en större mängd information, men ytterligare studier med en större försöksgrupp och fler antal steg krävs.

## **SUMMARY**

Subjective visual analysis is the most common method to assess lameness in dogs. According to recent research, this method is not very reliable when compared to objective inverse dynamic gait analysis. In the veterinary literature there has been a recent focus towards the need of an objective, validated method to estimate recovery and prognosis, compare different treatments and follow disease progression. Inverse dynamics is a branch of mechanics that bridges kinematics

and kinetics. This is combined with breed specific morphometric data to obtain the inertial properties of the dog's extremities. Inverse dynamics provides the unique opportunity to quantify the net values of moment, power and work, parameters that in practice cannot be measured. This method also gives a more thorough description of the gait than kinematics or kinetics individually is able to do.

Until today there are only a few studies concerning motion analysis of dogs with application of inverse dynamics, but this is actually an area in progression. Inverse dynamics is routinely used in human orthopedics and rehabilitation. As research proceeds, similar applications most likely will be seen also in the field of veterinary medicine.

One objective of this study was to prepare forthcoming, more extensive inverse dynamic studies. We aimed to get familiarized with the technique and equipment, and to test how the experimental design worked. Another purpose was to summarize why inverse dynamics is such a valuable tool for objective description of the dog's gait, and to show what kind of data you get and how to interpret it.

This pilot study included one dog. Kinetic data were collected by using a force plate. The dog was equipped with reflective markers. These were glued to the skin to identify specific anatomical points, such as location of joint centers. When the dog passed over the force plate, kinematic data was obtained by eight high speed infra-red cameras in 200 Hz. 10 stance phases were collected for each hind paw, after which joint angle, angular velocity, moment and power were analyzed for the stifle- and tarsal joints using a custom made program.

Because of the limited amount of data, no general conclusions can be drawn from the results of this pilot study. However the data seems to conform well to similar studies in trot, and it appears that the information we got may be more varied. This indicates that performing studies at a walk will provide a larger amount of information, but further and more comprehensive studies are necessary.

## INLEDNING

### Några viktiga begrepp:

Läran om djurs och människors rörelser kallas *kinesiologi*. Denna vetenskap kan vidare delas in i *kinematik* och *kinetik*. Inom kinematiken studeras själva rörelsen utan hänsyn till de krafter som påverkar den, medan kinetiken behandlar de krafter som ger upphov till och modifierar rörelsen.

För att kunna beskriva storleken av en kraft som åstadkommer rotation i en led används begreppet *moment*. Moment definieras som produkten av kraftvektorn i Newton (N) och det vinkelräta avståndet mellan ledens rotationscentrum och kraftvektorn i meter (m). Enheten som används är därför Nm. I biomekaniksammanhang vill man dock ofta normalisera momentet med hänsyn till kroppsvikten, varpå enheten Nm/kg är vanligt förekommande i litteraturen.

De krafter som ger upphov till rörelse i en led genereras av kontraktioner i närliggande muskler. Förutsättningen för att muskeln skall åstadkomma rörelse i leden är att dess dragriktning ligger skild från ledens rotationscentrum. Om muskelns dragriktning löper rakt över rotationscentrum, ger kontraktion av muskeln inte någon rörelse i leden. Muskelgrupperna kring en led kan påverka leden med större eller mindre moment, vilket avgörs av ett flertal faktorer. Dessa innefattar t.ex. det vinkelräta avståndet från ledens rotationscentrum till muskelns draglinje (hävarmen), muskelns längd och tvärsnittsarea, muskelfibrernas typ, antal och riktning, muskelns interna koordination (t.ex. fiberrekrytering), kontraktionens karaktär (excentrisk, koncentrisk eller isometrisk), hur snabbt muskeln förkortas samt antagonistiska krafter som motverkar rörelsen (Fukunaga et al., Ikai et al.). Samtliga nämnda faktorer påverkar muskelns förmåga till kraftutveckling.

Att en muskelgrupp verkar med ett givet moment på en led ger inte nödvändigtvis upphov till rörelse. Det beror på att det kring varje led finns muskelgrupper dels med agonistisk och dels med antagonistisk verkan på rörelsen. Om exempelvis quadriceps påverkar knäleden med ett extensormoment samtidigt som hamstringar verkar med ett lika stort flexormoment resulterar detta inte i en rörelse av knäleden, trots att stor kraftutveckling sker i muskulaturen.

*Joint power* (sv. effekt) definieras som produkten av det moment som verkar på en led och vinkelhastigheten i leden. Om leden ej sätts i rörelse, som i ovanstående exempel, blir vinkelhastigheten 0, liksom värdet på effekten.

*Koncentrisk aktivitet* i en muskel innebär en muskelkontraktion som åstadkommer ett moment på leden, varpå ledens rörelse får samma riktning som momentet. Detta ger en positiv effekt. Även vid *excentrisk aktivitet* i en muskel ger muskelns kontraktion upphov till ett moment på en led; skillnaden är dock att ledens rörelse får motsatt riktning jämfört med momentet (t.ex. p.g.a. tyngdkraften). Effekten antar då ett negativt värde. Värdet för effekt anges vid en given tidpunkt, eftersom vinkelhastighet och moment förändras då leden befinner sig i rörelse.

*Arbete* beräknas som integralen av effekten, dvs. arean under en kurva som beskriver effektens fluktuation under stegcykeln m.a.p. tiden.

## Vad är inversdynamik?

Vid inversdynamisk analys är målsättningen att utröna när i stegcykeln de olika muskelgrupperna inverkar på rörelsen genom att beräkna nettovärdet för krafter, moment och effekt som genereras kring den led man studerar. Via några av fysikens grundläggande samband, -Newtons- och Eulers ekvationer-, kan nämnda storheter härledas från kinematiken.

**Newtons andra lag** (rätlinjig rörelse):  $F = m \cdot a$ , dvs. den resulterande kraften = produkten av massan och den linjära accelerationen.

**Eulers momentekvation** (rotations-/vinkel rörelse):  $M = I \cdot \alpha$ , dvs. momentet = produkten av massans tröghetsmoment (ett mått på motståndet att accelerera en kropps rotation kring en given axel) och vinkelaccelerationen.

Med ledning av ovanstående ekvationer kan man beskriva en matematisk modell av extremiteternas mekaniska beteende; en s.k. *link-segment modell*. Extremiteten delas då upp i ett antal segment vid lederna av intresse, varefter reaktionerna mellan de närliggande segmenten beräknas.

Användning av en link-segment modell för att beskriva extremiteternas rörelse förutsätter en rad antaganden:

- Ingen friktion föreligger i lederna.
- Samtliga leder är av gångjärnstyp.
- De olika segmenten är rigida, dvs. har inga rörliga delar och kan ej deformeras.
- Varje segments massa är koncentrerad till dess centrum.
- Friktionen från luften är minimal.
- Ingen samtidig kontraktion av agonister och antagonister föreligger.
- Krafter som produceras av i leden ingående strukturer (ligament, ledkapsel) är alla koncentriskt kring ledens centrum, dvs. passerar därigenom. Det är endast muskler som kan producera excentriskt krafter kring ledens centrum.
- Samtliga muskler är uni-artikulära (deltar endast i en enda leds rörelser), och inga mellanliggande strukturer finns som kan agera som block och talja för att ändra dragkraftens riktning.

Ovanstående förutsättningar gäller naturligtvis långt ifrån alltid i praktiken, men icke desto mindre är denna förenklade modell ytterst användbar.

Vidare krävs kännedom om ett antal parametrar rörande de olika segmenten som extremiteten delats in i. Dessa bestäms som regel genom kadaverstudier. För varje segment krävs uppgifter om:

- massa (kg)
- tyngdpunkt
- längd (m)
- massans tröghetsmoment ( $\text{kgm}^2$ ) kring tre ortogonala axlar som löper genom tyngdpunkten. (Tröghetsmomentet är ett mått på hur massan är fördelad kring axeln av intresse, och anger alltså motståndet mot vinkelrörelse).

För att sedan beräkna moment och effekt kring de olika lederna använder man sig av *inversdynamik*. Inversdynamik är en gren av mekaniken där kinematik och kinetik sammanfogas. Vid inversdynamisk analys försöker man härleda själva orsaken till rörelsens uppkomst baserat på effekten (dvs. rörelsen) samt de inerta egenskaperna hos det rörliga objektet. Inversdynamiken möjliggör kvantifiering av nettokrafter, -effekt och -moment som verkar på de olika segmenten och ger upphov till rörelse. Man kan därmed beräkna vilka totala krafter och moment som krävs för att skapa en viss rörelse och kvantifiera arbetet i varje led. Nämnade storheter är i praktiken icke direkt mätbara. I en inversdynamisk lösning är det inte möjligt att beräkna kraftutvecklingen i specifika anatomiska strukturer såsom individuella muskler. Som nämnts ovan är det *nettoutkomsten* av krafter och moment som erhålls. Detta representerar således summan av samtliga lednära strukturers verkan.

Momentet som beräknats säger oss huruvida flexor- eller extensoraktivitet dominerar vid en given tidpunkt, samt hur stort moment dessa muskelgrupper genererar. Moment åskådliggörs vanligen med en kurva. På humansidan väljer man som regel att definiera ett flexormoment som positivt och ett extensormoment som negativt. Vad gäller hund beräknas ledvinklar ej på samma vis, varför tecknen på flexor- och extensormoment även kan bli de motsatta. Ur momentkurvan kan man exempelvis utläsa när i understödfasen flexorer respektive extensorer dominerar för det segment man tittar på.

Om ledvinkeln ökar eller minskar, dvs. vinkelhastighetens tecken vid den tidpunkt i understödfasen man väljer att studera, avgör tillsammans med typen av aktivitet (excentrisk, koncentrisk eller isometrisk) i muskeln huruvida positiv eller negativ effekt erhålls. Som exempel kan nämnas flexorers inverkan på knäleden: Om leden rör sig i samma riktning som den aktiva muskeln kontraherar, dvs. koncentrisk kontraktion, kommer effekten att anta ett negativt värde förutsatt att momentet vid denna tidpunkt är positivt. Är fallet i stället att leden rör sig i motsatt riktning som muskeln kontraherar, dvs. excentrisk kontraktion, ger detta ett positivt värde på effekten om vi även här antar ett positivt moment. Om leden inte rör sig, dvs. isometrisk kontraktion, kommer effekten att bli 0, eftersom detta är värdet på vinkelhastigheten då leden är i stillhet. Denna kunskap är viktig och användbar vid behandling och uppföljning av sjukdomar och skador inom rörelsesystemet.

Det är teoretiskt möjligt att direkt mäta de krafter som produceras av muskler, ligament och skelett med s.k. *dynamometri*. Dock krävs då invasiva och potentiellt farliga instrument som dessutom oundvikligen stör det naturliga rörelsemönstret. En ytterligare begränsning med denna metod är att man endast kan mäta kraftutvecklingen i enstaka vävnader; således får man ingen bild av den komplexa interaktionen mellan de olika muskelgrupperna som samtidigt verkar kring en led.

### **Hur fungerar en kraftmätningsskiva?**

Att använda kraftmätningsskiva för att analysera rörelser räknas som en kinetisk metod (Anderson/Mann 1994). Det finns fyra olika typer av kraftmätningsskivor. Den skiva som använts i vårt försök utnyttjar den s.k. *piezoelektriska effekten*. Den piezoelektriska effekten upptäcktes av fysikerbröderna Pierre och Jaques



Curie år 1880 (hemsida: Kistler force technology). De första piezoelektriska kraftmätningssystemen utvecklades redan på 1950-talet (Anderson/Mann 1994). Prefixet "piezo" härrör från grekiskans "piezein" - att trycka. Bröderna Curie upptäckte att ytan på vissa typer av kristaller blir elektriskt laddad när kristallen utsätts för mekanisk påverkan som deformerar dess struktur. Laddningen som genereras mäts i pico coulomb (pC) och är exakt proportionell mot kraften som verkar på kristallen; ju större kraft desto högre spänning.

En förutsättning för att en kristall skall kunna uppvisa den piezoelektriska effekten är att den saknar ett symmetricentrum. Detta kriterium uppfylls av t.ex. syntetisk kvarts ( $\text{SiO}_2$ ), vilket ingår i den kraftplatta som använts vid vårt försök (hemsida: Kistler force technology). En piezoelektrisk kristall som inte utsätts för mekanisk påverkan är elektriskt neutral, då de positiva och negativa laddningarna är separerade men symmetriskt distribuerade. Kraftpåverkan och påföljande deformation av kristallerna förstör symmetrin, och leder till att positiva kiseljoner och negativa syrejoner tvingas mot varandra. Detta gör att centrum för de positiva respektive negativa laddningarna förändras, varpå laddningsasymmetrin genererar en spänning över kristallens yta (hemsida: machine design).

I vart och ett av kraftplattans fyra hörn finns en transducer monterad. En transducer omvandlar en typ av energi till en annan; i detta fall blir mekanisk energi till elektrisk spänning. De flesta krafttransducers innehåller ett elastiskt sensorelement. Graden av deformation i sensorelementet då detta exponeras för en kraft blir ett mått på den aktuella kraftens storlek. I många kraftmätningssystem innebär det att deformationen i sig måste mätas för att bestämma storleken på den verkande kraften. Detta medför att det krävs en relativt stor deformation av materialet, vilket inte är önskvärt då det begränsar sensitiviteten för mindre krafter och lättare leder till mätfel. En fördel med piezoelektriska krafttransducers är att sensorelementet är detsamma som transducerelementet, varför själva deformationen av materialet inte behöver mätas.

De piezoelektriska krafttransducerserna i kraftplattan består av tre par kvartsskivor inhyta i ett stålhus. Varje kvartsskiva är utskuren så att kristallernas orientering sammanfaller med riktningen på den kraftkomponent som skall mätas (hemsida: Kistler force technology). Med hjälp av kraftplattan mäts reaktionskraften (ground reaction force, GRF) till den kraft som anbringas på plattan i stegets understödsfas. Reaktionskraften är en tredimensionell vektor som kan delas in i tre ortogonala komponenter; mediolateral ( $F_x$ ), kraniokaudal ( $F_y$ ) samt vertikal ( $F_z$ ) -kraft (Winter 2004). När tassens landar på plattan verkar kraften  $F$  på samtliga transducers, och överförs med samma storlek och riktning till var och en av kvartsskivorna. I kvartsskivorna uppstår då en elektrisk laddning proportionell mot storleken på den kraftkomponent som verkar i respektive riktning (hemsida: Kistler force technology). Laddningen omvandlas till analog spänning av s.k. laddningsförstärkare, som i denna typ av kraftplatta är inbyggda (manual: Kistler forceplate 9286B). Den analoga elektriska signalen som representerar kraften sänds vidare till analog-digital-omvandlaren. Som namnet antyder översätts signalen här till digitalt format, vilket är läsbart för datorn som därmed kan ta emot informationen (Winter 2004). Beroende på hur stora krafter man beräknar att mäta, ställs önskat mätområde in på kraftplattans kontrollenhet. Även

sensitiviteten kan regleras (manual: Kistler forceplate 9286B).

Kraftvektorn som uppkommer då tassens landar på kraftplattan kan beskrivas av nio storheter. De ortogonala komponenterna  $F_x$ ,  $F_y$  och  $F_z$  har nämnts ovan. Koordinaterna X, Y och Z är spatiala komponenter som beskriver vektorns rumsliga placering i förhållande till det referenssystem man valt. Eftersom kraftvektorn är resultanten av krafter som distribueras över en kontaktyta med kraftplattan, kallas kraftvektorns lokalisering i rummet för center of pressure (COP). De tre återstående storheterna är de ortogonala momenten benämnda  $M_x$ ,  $M_y$  och  $M_z$ . Som regel är endast sex av de nio parametrarna intressanta i praktiken. Dessa utgörs av reaktionskrafterna till den anbringade kraften ( $R_x$ ,  $R_y$  och  $R_z$ ), COP- dvs. reaktionskraftens lokalisering i X- och Y-led (den vertikala Z-koordinaten = 0 vid forceplattans topp), samt det fria momentet  $M_z'$ . Det fria momentet är ett mått på det vridmoment som uppstår kring en vertikal axel i gränssnittet mellan tassens och plattan, dvs. vid COP-koordinaterna, i stegets understödsfas. Varje typ av kraftplatta besitter sin egen uppsättning ekvationer utifrån vilka de sex måtten på GRF beräknas (Robertson et al. 2004).

## **SYFTE**

Försöket utfördes som ett pilotprojekt på en hund inför en mer omfattande studie, där inversdynamisk analys skall användas för att utvärdera rörelsemönstret hos 10 friska labrador retrievers. Med det begränsade djurmaterialet i åtanke, kan inga vittgående slutsatser avseende rörelsemekniken hos friska labradorer dras utifrån detta försök. Syftet var dock snarare att prova den tänkta studiedesignen, utarbeta ett väl fungerande försöksupplägg samt att bli familjär med teknik och utrustning inför den större studien.

Vidare fanns även intentionen att med detta arbete tydliggöra värdet av inversdynamisk analys för objektiv beskrivning av hundens rörelser, samt att på ett lättfattligt sätt klarlägga innebörden av de data som erhålls vid denna typ av mätningar.

## **LITTERATURÖVERSIKT**

### **Historik**

Redan år 1891 utfördes den första tredimensionella matematiska analysen av människans rörelser. Upphovsmän var Wilhelm Braune och Otto Fischer (hemsida: University of Vienna), båda tyska fysiologer (hemsida: pediatric-orthopedics). Deras nyskapande arbete kom att lägga grunden till inversdynamisk rörelseanalys, och på humansidan används än i dag i stort sett samma metodik för att studera biomekaniken vid mänsklig rörelse. Braune och Fischer genomförde en noggrann och omfattande kadaverstudie, vilken kom att användas som standard i över ett halvt sekel. I studien bestämdes massa, volym och tyngdpunkt för olika kroppssegment från tre tyska vuxna män, alla med självmord som dödsorsak. Resultatet av Braunes och Fischers forskning publicerades i boken - *Der Gang des Menschen* (1895-1904) (hemsida: University of Vienna).

Några decennier senare kom Braunes och Fischers arbete att användas av Herbert

Elftman, som bedrev forskning avseende människans rörelse i gående (1939) och springande (1940) (Robertson et al. 2004). Elftman var verksam vid Columbia University i New York, och han konstruerade de första kraftmätningsskivorna. Med hjälp av dessa utförde Elftman den första link segment-inversdynamikanalysen, baserad på Brauns och Fischers forskning. Elfmans kraftmätningsskiva var en rent mekanisk uppfinning. Då skivan belastades förflyttades fem stycken hävarmar, vilket möjliggjorde mätning av GRF:s skjuvkomponent samt av tyngden. Kinematiska data erhöles genom att passagen över kraftmätningsskivorna filmades med höghastighetskamera (hemsida: University of Vienna).

Fram till 1950, då Bresler och Frankel fortsatte att studera rörelse i tre dimensioner, utfördes mycket lite forskning inom området. Året därpå inkluderade Bresler och Berry även beräkningar av effekten som producerades i fotled, knä och höft vid normal, vågrät rörelse. I Bresler och Frankels tredimensionella modell mättes momentet mot en absolut (Newtonska) referensram, varför det inte var möjligt att bestämma huruvida flexorer eller extensorer, respektive abduktorer eller adduktorer gav upphov till rörelsen i leden.

Under 1970-talet blev kraftmätningsskivor kommersiellt tillgängliga, datorerna billigare och de kinematiska systemen bättre. Detta bidrog sammantaget till ett uppsving avseende inversdynamiska studier på människa. Sedan dess har man studerat människans rörelse vid en rad olika aktiviteter, t.ex. lyft, hopp, rodd, mm. (Robertson et al. 2004).

### **Inversdynamik som metod vid rörelseanalys på hund**

Rörelseanalys med tillämpning av inversdynamik började användas inom forskningen på hund under 1980-talet (Dogan et al. 1991). 1991 publicerades en studie av Dogan et al. där man med hjälp av inversdynamik undersökte kraftutveckling och moment i höftleden före samt en- respektive fyra månader efter höftledsbyte. Studien omfattade fem blandrashundar. En månad efter ingreppet var kraftutveckling och moment avsevärt minskade i den opererade höften jämfört med den kompenserande; de kinematiska parametrarna förblev dock oförändrade. Vid sista undersökningstillfället hade krafter och moment återgått till preoperativa värden. Detta ledde författarna till slutsatsen att det är möjligt för en hund att återfå en normal rörelsefunktion i skritt fyra månader efter höftledstransplantation. En ytterligare konklusion var att kinematiska parametrar jämfört med kinematiska dito bättre beskriver huruvida hunden avlastar benet under rörelse eller ej. Nämnas bör att försöket är filmat i 2D.

I en studie av frambenets leder från år 2003 beräknade Nielsen et al. kraftutveckling mellan de olika segmenten, ledvinklar, moment, samt effekt för metacarpophalangeden, karpalleden och armbågsleden i skritt. Studien utfördes på 6 st. blandrashundar. Man fann att värdena för intersegmentella krafter, moment samt effekt för dessa leder stämde väl överens mellan friska hundar av samma storlek vid rörelse i skritt. Data från studien karakteriserade kinematik och belastningsförhållanden i nämnda leder hos den friska hunden, avsett att kunna användas i matematiska- eller mekaniska rörelsemodeller rörande frambenet hos den normala hunden. Författarna tänkte sig även en klinisk tillämpning av

resultatet som referensdata vid objektiv undersökning av patologiska tillstånd i de studerade lederna.

2005 utförde Colborne et al. en inversdynamisk analys av den mekaniska funktionen i knäled, hasled samt metatarsophalanged på 12 st. kliniskt normala hundar. Hälften av hundarna var av rasen labrador retriever och andra hälften Greyhounds. Målsättningen med studien var att undersöka huruvida skillnader i ledmekanik förelåg mellan dessa båda raser. Man fann att så var fallet; stora skillnader mellan Greyhounds och labrador retrievers avseende bakbenets ledmekanik och kinematik upptäcktes. Slutsatsen som drogs utifrån studien var att ledkinetiken för olika hundar bör jämföras inom rasen, då konformationen varierar avsevärt mellan olika hundraser.

Colborne et al. (2006) har i en studie av bakbenen på 5 st. Greyhounds undersökt travhastighetens påverkan avseende ledvinklar, moment och effekt. Studien visade att en ökning av hastigheten inte förändrade det grundläggande mönstret för nämnda parametrar i bakbenets leder. I understödsfasen ökade dock amplituden för moment och effekt i höftled, knäled och hasled med en stigande hastighet.

I en studie från 2008 visar Colborne på förekomst av "handedness" (dvs. preferens att i högre grad använda ena sidans ben) hos hund. Ledvinklar, moment och effekt undersöktes avseende båda bakbenets leder på en labrador retriever. Med hjälp av inversdynamik jämförde författaren sedan värdena för de totala momenten i bakbenets olika leder i understödsfasen. Colborne undersökte även vertikala och horisontella reaktionskrafter i knäleden, samt underbenets lutning i understödsfasen för att bestämma hundens dominant sida. Sidoskillnader avseende de totala momenten för bakbenets leder samt knäledernas mekanik tolkas av författaren som att friska hundar är asymmetriska.

2008 utförde Burton et al. en studie på 7 st. hundar med artroskopiskt konstaterad FMCP (fragmented medial coronoid process). Syftet med studien var att via inversdynamisk analys beräkna ledvinklar, moment och effekt för båda frambenens leder; man hoppades på så vis objektivt kunna påvisa skillnader i rörelsemekaniken mellan det kompenserande och det drabbade benet. Man fann avsevärda skillnader mellan frambenen avseende både kinetik och kinematik. I det drabbade frambenet observerades en kortare understödsfas, större flexion i bog och armbågsled i understödsfasen samt mindre ROM i armbågsled, karpalled och MCP-leder. De totala momenten för armbåge, karpalled och MCP-leder var också betydligt mindre, liksom nettoeffekten i dessa leder (det senare undantaget bogleden). Författarna konstaterar att den använda metoden fungerar som ett objektivt sätt att uppskatta de mekaniska störningar som uppkommer vid FMCP hos hund.

I en ny studie från 2009 undersökte Burton et al. hur väl veterinärers och djurägares visuella bedömning av hältan hos hundar med FMCP överensstämde med resultatet av objektiv rörelseanalys. Nio hundar med unilateral FMCP analyserades vid primärbesöket samt 1, 2, 6 och 12 månader efter det att diagnosen ställts. Med hjälp av inversdynamisk analys beräknades de totala momenten för frambenens leder i understödsfasen. Genom att dividera de totala momenten för det halta benet med momenten för det normala benet, tog man fram

ett ratio för de totala momenten (total support moment ratio, TSMR). Detta användes som ett objektiva mått på asymmetrin som förelåg mellan frambenen. Djurägarna fick vid varje besök fylla i ett färdigt formulär där de gav sin subjektiva bedömning av hältan. Hundarna filmades också i skritt och trav, varefter hältan bedömdes av en specialist i smådjurskirurgi. Veterinären och djurägarna uppskattade hältan m.h.a. visual analogue score (VAS). Resultaten av deras bedömning jämfördes sedan med TSMR. Man kom fram till att den visuella bedömningen av hältan verkade vara av begränsad nytta som ett mått på hältan sett över längre tid, vad avser hundar som är halta p.g.a. FMCP, jämfört med objektiv rörelseanalys. Djurägarna uppvisade också en tendens att underskatta hältan hos hundarna ju längre tiden gick, vilket inte överensstämde med resultatet av den objektiva analysen.

Man har även utfört ett fåtal studier med tillämpning av inversdynamik på häst; till författarens kännedom Clayton et al. 1998, Colborne et al. 1998, Clayton et al. 2000, Clayton et al. 2001.

Klinisk tillämpning av moment och effekt, parametrar som blir tillgängliga via inversdynamiken, har på humansidan fått stor betydelse för utvärdering, prognos och behandling inom ortopedi och rehabilitering (Nielsen et al 2003). Huruvida inversdynamisk analys kan skapa möjligheter till liknande tillämpningar på hund kräver ytterligare studier på detta djurslag (Gilette/Angle, 2008).

## **MATERIAL OCH METODER**

### **Material**

#### ***Hunden***

Pilotstudien utfördes på en fyra år gammal labrador retrievertik. Hunden vägde 22,3 kilo och var röntgad med avseende på höftledsdysplasi (bedömning A) och armbågsledsdysplasi (bedömning UA) enligt SKKs officiella bedömning. Inga kända ortopediska sjukdomar tidigare i livet förelåg.

#### ***Kraftmätningsslattan***

I studien användes en kraftmätningsslatta av märket Kistler modell 9286 B, med en area av 40x60 cm. Kraftmätningsslattan var belägen i mitten av en 9,65 m lång walkway av spånskivor. Den mittersta spånskivan hade ett för ändamålet utsågat hål, där kraftmätningsslattan låg fritt med minst 1 mm avstånd till varje kant av spånskivan. Hela walkwayen inklusive kraftmätningsslattans topp var täckt av en plastmatta; detta för att hundarna inte skulle notera passagen över kraftmätningsslattan. Insamling av datan initierades och avslutades automatiskt då hunden med förare passerade en optisk trigger utplacerad i var ända av walkwayen.

#### ***Kamerorna***

Försöken filmades med 8 st. höghastighetskameror av märket Qualisys Oqus ® 300. Dessa var placerade i en halvcirkel bestående av 4 kameror på ömse sidor om kraftmätningsslattan. Kamerahöjden varierade mellan 98-125 cm, räknat från golvet till objektivet högst punkt. Mätningarna över slattan filmades i 200 Hz.

Kamerorna sände ut infrarött ljus, vilket reflekterades av reflexmarkörer på hunden. Sfäriska reflexmarkörer om 12 mm i diameter användes för att markera de skelettstrukturer som utgjorde anatomiska hållpunkter, och exempelvis markerade ledernas rotationscentrum. Det reflekterade ljuset registrerades av kamerorna, varpå programvaran samlade in och lagrade insamlad data i en persondator. En mätvolym om 1,20x1x0,9 m definierades och kalibrerades i X-, Y- och Z-led. Då hunden passerade genom mätvolymen detekterades reflexmarkörerna i stegets understödsfas när tassens träffade kraftmätningsskivan. Varje reflexmarkör kunde genom hela rörelsen i mätvolymen ses av minst två kameror, detta för att m.h.a. mjukvaran kunna skapa en tredimensionell bild av reflexmarkörernas position och därmed av hundens rörelse.

### **Mjukvaran**

Mjukvaran Qualisys Track Manager (QTM) användes för redigering och grundläggande bearbetning av insamlad kinematisk- och kinetisk data, varpå en tredimensionell bild av hundens rörelse konstruerades. Informationen bearbetades sedan vidare i en inversdynamisk lösning med hjälp av ett specialdesignat program (Colborne 2003, 2005, 2006, 2008, 2009).

### **Genomförande**

Inför mätningarna utfördes först en klinisk- och ortopedisk undersökning. Dessutom mättes lår- och vadmått på respektive sida för objektiv jämförelse av symmetrin inom hunden.

I den *kliniska undersökningen* ingick följande:

- Anamnes: allmäntillstånd, aptit, törst, urin, avföring, förändring i vikt, nyligen inträffade trauman samt huvudsaklig användning av hunden.
- Vägning av hunden.
- Kontroll av allmäntillstånd, hållning, hull, kroppstemperatur, slemhinnor, munhåla och svalg, ögon, öron, lymfknutor, puls, andningsfrekvens, auskultation av hjärta och lungor, palpation av buken, inspektion av yttre genitala och hud.

Den *ortopediska undersökningen* var upplagd enligt följande:

- Bedömning av hunden i rörelse; framifrån, bakifrån samt från sidan i skritt och trav. Här kontrollerades tecken på hälta, rörelsernas symmetri, avvikelser i rörelsemönstret (såsom t.ex. circumduktion, adduktion, abduktion, hypermetri, släpande av tår, etc.), huvudets hållning, svansförelse, belastningstid för respektive extremitet, steglängd, rörelseomfång, etc. Denna del av undersökningen filmades med en digital videokamera.
- Därefter genomfördes den ortopediska undersökningen i enlighet med den metod som beskrivs i Handbook of small animal orthopedics and fracture repair (Piermattei, Flo, Decamp, 2006).

*Muskelmätningar* utfördes med hunden liggande på sidan och benen i neutral

position (som att hunden står). För att erhålla en större säkerhet upprepades varje mätning tre gånger.

Vadomfång: Först mättes det totala avståndet mellan laterala malleolen och knäets laterala ledspringa. Muskelomfånget mättes sedan med utgångspunkt från laterala malleolen, 2/3 av det totala avståndet proximalt om denna.

Låromfång: Först mättes det totala avståndet mellan trochanter major och knäets laterala ledspringa. Därpå mättes muskelomfånget med utgångspunkt från trochanter major, 2/3 av det totala avståndet distalt om denna.

### ***Mätningar***

Efter klinisk- och ortopedisk undersökning applicerades reflexmarkörerna. Totalt 31 markörer användes. Markörerna placerades på hundens päls så nära huden som möjligt, under det att hunden stod stilla med en symmetrisk benställning. Självhäftande fästkuddar samt Karlssons klister användes för att fästa markörerna. Aktuella strukturer var: os occipitale caudalt, os frontalis mitt mellan ögonen, os metacarpale IV distalt, processus styloideus lateralt, epicondylus humeri lateralis, acromion, spina scapula dorsalt, os metatarsale IV distalt, tibias malleolus lateralis, femurs epicondylus lateralis, femurs trochanter major, sacrum 10 cm caudalt, tuber sacrale, L6 processus spinosus, och T10, vertebra inclinalis, samt articulatio interphalangea på samtliga tassars fjärde tå. För mätningarna över kraftmätningssplattan användes även en lateral markör mitt på thorax på höger sida, förutom de ovan nämnda markörerna. Detta syftade till att kunna beräkna hundens hastighet. Innan markörerna applicerades kontrollerades det att samtliga var rena och helt sfäriska.

### ***Insamling av data***

- Inför mätningarna på kraftmätningssplattan vandes hunden vid att gå på "walkwayen" genom att med föraren skritta längs walkwayen minst 10 gånger. Syftet med tillvänjningen var att erhålla ett så naturligt rörelsemönster som möjligt inför insamlingen av data. Godis (Frolic) användes som positiv förstärkning av vistelsen på walkwayen. Hunden filmades sedan då hon passerade över plattan; mätningarna fortgick till dess att minst 10 godkända träffar/tass erhållits. Följande kriterier sattes upp för att en träff skulle anses som godkänd och räknas med i försöket:
- Endast en tass åt gången fick belasta plattan, vilket i skritt innebar efter varandra följande träffar av samma sidas fram- och bakben.
- Hela tassens skulle befinna sig väl inom kraftmätningssplattans area.
- Hunden skulle röra sig rakt fram utan någon yttre påverkan på rörelsen, varför träffar där hunden ex. vis drog i kopplet eller vred på huvudet ej räknades in i försöket.
- Samtliga markörer skulle genom hela rörelsen vara synliga för minst två kameror.

Hastigheten hölls så konstant som möjligt, ca 1 m/s. För att minska variationen i tempo och utförande användes samma förare (författaren) vid samtliga mätningar.

## **Databearbetning och statistisk analys**

Kinematisk- och kinetisk data från mätningarna fördes in i inversdynamikprogrammet och kombinerades där med morfometrisk data. Uppgifterna om morfometrin för respektive segment är opublicerad rasspecifik data från en kadaverundersökning av tre labrador retrievers (Colborne 2005); dessa uppgifter fanns inlagda i programmet. För analysen användes en link-segment-modell, där varje extremitet delades in i fem delar. Med hjälp av inversdynamiken beräknades för båda bakbenen vinkelhastighet, ledvinklar, moment och effekt avseende knäleden. Moment på kranial-/dorsalsidan av lederna räknades som positiva, medan moment på kaudal-/palmarsidan tilldelades negativa värden. Totalt erhöles sju godkända träffar på kraftplattan, vilka samanalyserades med avseende på nämnda parametrar. Medelvärde och standardavvikelse för understödsfasen beräknades i Excel, varefter kurvor plottades och normaliserades till 100 %.

En statistisk analys på det begränsade studiematerial som stod till buds skulle inte tillföra någon relevant information. Då materialet ej var tillräckligt för att avgöra huruvida skillnader mellan höger- och vänster bakben förelåg, utfördes inte någon analys av detta.

Hastigheten i hundens rörelseriktning hos markören som var placerad över hundens revben togs fram ur QTM och ett medelvärde för de sju filer som användes i försöket beräknades i Excel. Medelhastigheten var 0,92 m/s (SD 0,05).

## **RESULTAT**

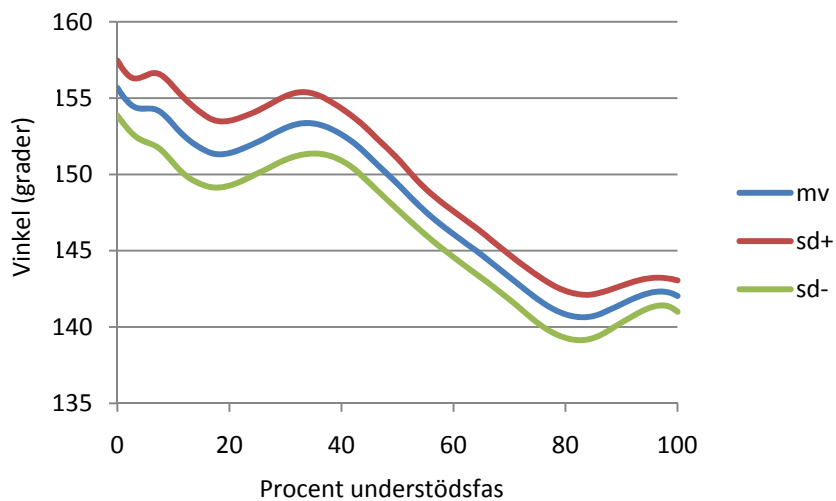
Resultatet av muskelmätningarna för vad- och låromfång redovisas i tabellen nedan. Vadomfånget är mätt 12,3 cm proximalt om laterala malleolen, medan låromfånget mättes 12,4 cm distalt om trochanter major.

*Tabell 1. Muskelmätningar avseende vad- och låromfång.*

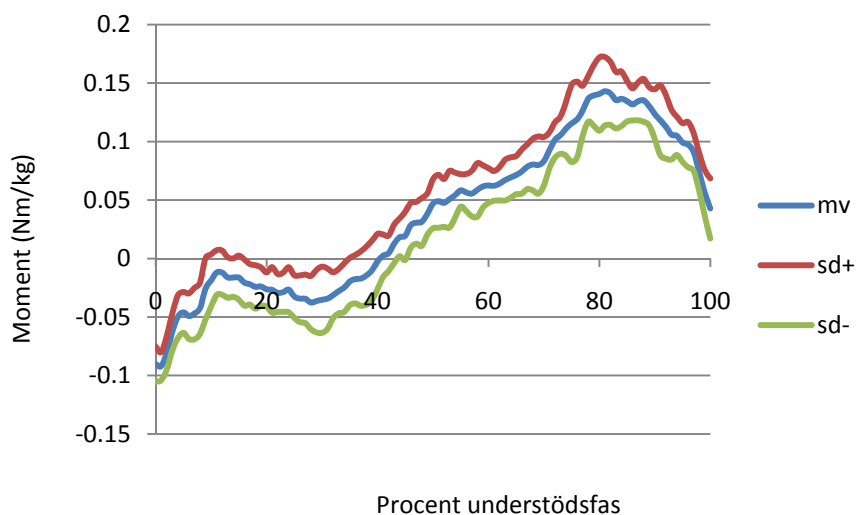
<b>Vad</b>	VB	18,4 cm	18,3 cm	18,4 cm
	HB	18,2 cm	18,4 cm	18,3 cm
<b>Lår</b>	VB	34,5 cm	34,2 cm	34,5 cm
	HB	34,2 cm	34,2 cm	34,4 cm

Understödsfasen för totalt sju träffar på kraftplattan analyserades, varav tre träffar från höger- och fyra från vänster baktass. Medelvärde (mv) och standardavvikelse (sd) för ledvinklar, moment och effekt i stegens understödsfaser bestämdes, varefter grafer över dessa parametrar plottades. Understödsfasen normaliserades till 100 %.

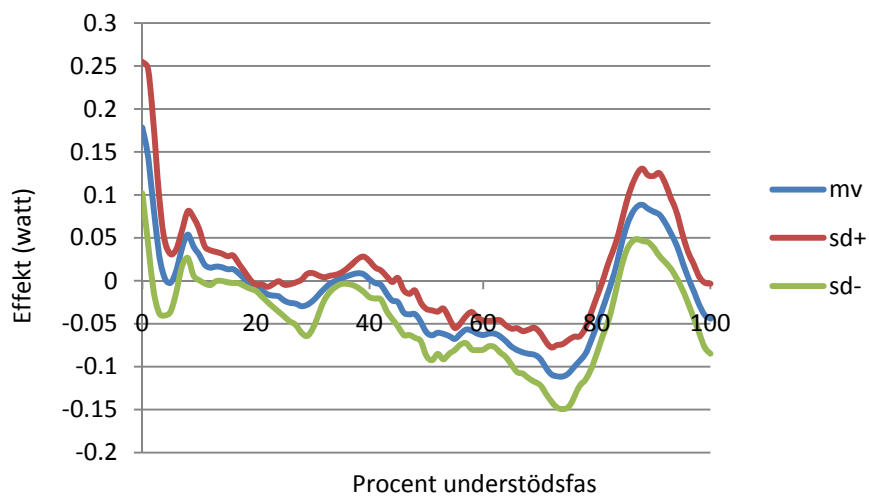




**Fig. 1.** Medelvärde samt standardavvikelse för knäledens vinkel i stegens understödsfas.



**Fig. 2.** Medelvärde och standardavvikelse för knäledens moment i stegens understödsfas.



**Fig. 3.** Medelvärde och standardavvikelse för knäledens effekt i stegens understödsfas.

Värdena i fig. 1 kommer från höghastighetsfilmningen, och illustrerar hur vinkeln i knäleden förändras genom understödsfasen. Ur diagrammet kan man utläsa att extensionen är som störst vid isättning av tassens. Därefter ses två mindre ökning av ledvinkeln som representerar extension. Tendensen i understödsfasen är dock att vinkeln minskar alltmer, dvs. leden flekteras. Inför frånskjutet sker åter en ökning av ledvinkeln, dvs. en extension i knäleden. Träffarna från höger ben uppvisade större ledvinkelutslag och således mer extension, än de från vänster ben.

Fig. 2 visar huruvida flexor- eller extensormuskulaturen dominerar vid olika tidpunkter. Från isättningen och nästan fram till mitten av understödsfasen ses ett dominerande flexormoment, varefter extensoraktivitet dominerar genom resten av understödsfasen. Med undantag av ett steg som avvek från de övriga, var de olika momentkurvorna väl sammanhållna.

I fig. 3 illustreras hur effekten varierar genom understödsfasen. Värdet på effekten visar typen av kontraktion (excentrisk, koncentrisk eller isometrisk), och ger därmed information om huruvida den dominerande muskelgruppen verkar för att accelerera eller bromsa rörelsen i leden. Samma steg som nämnts ovan utgör ett undantag från de i övrigt relativt homogena effektkurvorna.

## **DISKUSSION**

### **Metoddiskussion**

Vi har av flera anledningar valt att arbeta med labrador retriever som modellhund i studien. Labradoren är en vanligt förekommande ras, både i Sverige och internationellt. Den har ett trevligt temperament, är lätt att arbeta med samt har en kort päls som fungerar bra att fästa reflexmarkörerna i. Labradoren är också frekvent drabbad av en rad ortopediska sjukdomar, varför den även av denna anledning är intressant som modellras.

Rörelser i hundens hud gör att markörerna riskerar att förflytta sig relativt de skelettstrukturer de är placerade över, vilket utgör en felkälla (Dogan 1991). De distala markörerna påverkas i mindre utsträckning av hudrörelserna än de proximala. Studier har utförts på häst avseende hudrörelsernas påverkan på markörplaceringen vid insamling av kinematisk data (van Weeren 1988, 1990). I dessa studier undersöktes endast karpal- och metacarpofalangederna. Det distala benets anatomi skiljer sig avsevärt mellan häst och hund, varför det är osäkert huruvida dessa resultat alls är möjliga att applicera på hund (Nielsen 2003). För att kringgå problemet med hudrörelser, skulle man teoretiskt kunna fästa markörerna direkt till benet. Bockstahler et al. (2007) diskuterade detta, varefter de kom fram till att metoden av flera skäl svårligen skulle gå att tillämpa i praktiken. Samma metod skulle då tillämpas på varje studerad hund, vilket varken är djurskyddsmässigt, tidsmässigt eller ekonomiskt försvarbart. Utöver nämnda problematik, finns också en risk att markörerna ej är helt korrekt eller symmetriskt placerade från början. Även detta är främst en felkälla vad avser de proximala markörerna, då benstrukturerna som utgör lokaliseringen för dessa i högre utsträckning är täckt av mjukdelar och därmed är svårare att palpera ut (Colborne 2008). För att försöka undvika mätfel av denna natur fick en person med

erfarenhet sedan tidigare studier applicera markörerna. Vidare kontrollerades det mycket noggrant att hunden stod symmetriskt och jämnt belastade sina ben.

De höghastighetskameror som använts i försöket har potential att ta upp till 500 bilder/s (500 Hz). Tidigare inversdynamikstudier på hund är filmade i maximalt 200 Hz, samt med endast 4 st. kameror. I försöket har vi filmat i 200 Hz; detta p.g.a. att programmet som användes för analysen var designat för att hantera kinematisk data av denna frekvens. Intressant vore att utföra analysen även med kinematisk data i 500 Hz. Man skulle då kunna jämföra analyserna för att se huruvida fler bilder/s tillför någon ytterligare information.

I försöket har målsättningen varit att hunden skall hålla en konstant hastighet av 1 m/s längs walkwayen. Metodiken skiljer sig i detta avseende från de studier som utförts av Colborne och Burton, där hunden själv tillåts välja hastighet. I en studie från 2006 konstaterade Colborne et al. att själva mönstret för ledvinklar, moment och effekt i has-, knä- och höftled bibehölls i de tre olika hastigheter som testades. Med stigande hastighet såg man dock en ökning av amplituden för moment och effekt i understödsfasen i samtliga studerade leder. Mot bakgrund av att mönstret för ledvinklar, moment och effekt består oavsett hastighet i en och samma gångart, verkar man anse att inget behov av en standardisering av hastigheten föreligger. Vi har dock valt att standardisera hastigheten i försöken, då vi ej kan utesluta en faktisk betydelse. I ett tillfrisknandeförlopp kan amplituden för moment och effekt i sig vara intressanta att följa. Det är som nämnts fastslaget att dessa parametrar påverkas av en hastighetsförändring. Även ledernas rörelseomfång (ROM) förändras med hastigheten. För en ortopedipatient är ett normaliserande av ROM av vikt, då man eftersträvar att hunden skall använda hela leden för att erhålla en jämn belastningsfördelning. Om man vid uppföljande mätningar av en patient varierar hastigheten mellan olika mättillfällen, kan man ej jämföra ledvinkelutslaget och därför inte följa förändringen i ROM. Därmed går man miste om relevant information som skulle kunna vara av betydelse för fortsatt behandlings- och rehabiliteringsplan.

Begränsningar med inversdynamik som analysmetod (Robertson 2004):

- Påverkan från olika ledstrukturer som t.ex. ligament tas ej med i beräkningen. Vissa ligament kan bli mycket spända i ledens ytterlägen, varför moment kan uppkomma trots att musklerna kring leden är inaktiva. Detta faktum framkommer ej i analysen.
- Man räknar med att leden är en friktionsfri struktur; vilket inte är fallet vid t.ex. artrosbildning.
- De olika segmenten antas vara rigida. Om så inte är fallet kommer de krafter som appliceras på segmenten att minska i storlek. Momentberäkningarna för dessa strukturer kommer således ej att bli helt exakta.
- Momentdatan påverkas av fel i mätningar av GRF, felplacerat COP, inkorrekt placerade markörer alt. hudrörelser som gör att markörerna förflyttas, fel m.a.p. segmentens inerta egenskaper, feluppskattning av ledernas rotationscentrum samt fel vid mätning av segmentens acceleration.
- Det är inte möjligt att beräkna aktiviteten i en individuell muskel. Man kan

bestämma att momentet härrör från t.ex. flexormuskulaturen, men ej avgöra den relativa aktiviteten i varje enskild flexormuskel.

- Modellen förutsätter att ingen samtidig kontraktion av agonister och antagonister sker, vilket i praktiken sällan stämmer. Om exempelvis momentet för knästräckarna minskar vid ett visst tillfälle, kan man ej säga huruvida detta orsakas av minskad quadriceps-aktivitet eller ökad hamstrings-aktivitet. Eftersom den samkontraktion mellan muskler som föreligger i verkligheten inte är medräknad i modellen, kan man därför ej få reda på den totala mängden utfört muskelarbete.
- Muskler som påverkar två leder representeras mindre väl i modellen, då denna förutsätter uni-artikulära muskler.

Då konformationen varierar avsevärt mellan hundraser, har Colborne et al. (2005) fastslagit att ledkinetiken för olika hundar bör jämföras inom rasen. För att erhålla en korrekt analys innebär detta att rasspecifika morfometriska data krävs för varje hundras man avser att undersöka. Dyliga tabeller finns ännu inte beskrivna i litteraturen, undantaget de opublicerade data från tre labrador retrievers som nämnts ovan, samt från fyra Greyhounds. I en studie från 2008 utförd av Burton et al., har man ovanstående slutsats till trots extrapolerat den morfometriska modellen från labradorerna att även användas för tre andra raser. Övriga rent praktiska nackdelar med metoden är svårigheten att korrekt applicera reflexmarkörer på hundar med riklig päls utan att nödgas raka dem, samt att den nödvändiga utrustningen är förhållandevis dyr att införskaffa.

## Resultatdiskussion

Försöket genomfördes som ett pilotprojekt till förberedelse inför en mer omfattande studie. Då djurmaterialet här endast utgjordes av en enda hund och antalet träffar var få, kan inga generella slutsatser dras utifrån resultatet av detta försök. Som tidigare nämnts var så inte heller det primära syftet med försöket.

Av flera tekniskt relaterade anledningar kom pilotförsöket att i slutändan endast innefatta en individ, och antalet analyserade steg blev färre än vad som initialt planerades.

En annan svårighet noterades vid uttagningen av försöksgruppen. Ett flertal av de hundar som enligt ägarna var ohalta, passerade i själva verket inte den ortopediska undersökningen utan anmärkning. Därmed mötte dessa hundar inte inklusionskriterierna, och kunde således ej ingå i studien. På detta vis föll en stor andel av den tänkta försöksgruppen bort.

På grund av en liten mängd data valde vi slutligen att inte särskilja träffarna från höger och vänster baktass, utan analyserade dessa tillsammans. Mönstret för det erhållna resultatet överensstämmer väl med tidigare publicerade data för hundar i trav. Dock ses här ett mer varierat informationsinnehåll jämfört med inversdynamikstudier som beskriver bakbenet hos labrador retriever i trav (Colborne et al, 2005). Det är möjligt att man genom att studera hundarna i skritt kan erhålla mer information; fler studier krävs dock för att säkerställa detta.

Inom detta material följde de flesta kurvor samma mönster och hade ett homogent informationsinnehåll. Man kunde dock se att ett av stegen systematiskt avvek från de övriga. Med det begränsade materialet i åtanke, var det inte möjligt att avgöra huruvida avvikelserna berodde på ett felsteg, eller föll inom normalvariationen. Den kinematiska fil innefattande hela hunden som beskrev detta steg granskades närmare i QTM. Orsaken till avvikelserna stod inte att finna i något uppenbart, som t.ex. att hunden skulle ha snubblat eller vridit på huvudet. För att kunna bedöma vad som faller inom normalvariationen är det nödvändigt att studera fler steg från samma hund, samt ett större antal hundar. Den beskrivna metoden förefaller dock kunna användas för att i skritt fånga upp skillnader i rörelsefunktion inom och mellan individer.

Höger bakben uppvisade ett större ledvinkelutslag, dvs. mer extension i knäleden, än vänster bakben. Undersökningen innefattar dock för få data för att kunna dra slutsatsen att det handlar om en systematisk avvikelse.

Resultatet från muskelmätningarna visade att hunden var symmetriskt musklad avseende vad- och låromfång. Differenserna mellan mätningarna var som mest 3 mm (lår VB), vilket får anses vara försumbart. Med stor sannolikhet representerade detta ett mätfel. Mätfel kan ex. vis uppkomma p.g.a. att hunden spänner sig, pälsen ligger annorlunda, eller skillnader i hur hårt måttbandet dras åt vid de olika mätningarna.

Behovet av en objektiv, validerad metod för att bedöma prognos, följa sjukdomsprogression samt utvärdera resultatet av kirurgiska ingrepp har de senaste åren uppmärksamats allt mer inom den veterinära litteraturen (Schulz et al. 2006, Cook 2007, Brown 2007, Breur 2008). Klinisk utvärdering av rörelsestörningar hos hund sker i praktiken vanligen subjektivt genom visuell bedömning. I en studie av Burton et al. (2009) jämfördes visuell bedömning av hältan hos hundar som behandlats kirurgiskt för FMCP med en objektiv inversdynamisk rörelseanalys. Den subjektiva bedömningen utfördes dels av djurägaren och dels av en specialistutbildad veterinär. Konklusionen utifrån denna studie var att djurägarens bedömning av hältan endast var tillförlitlig omedelbart postoperativt. Djurägarna uppvisade en tendens att med tiden underskatta hältan hos hundarna. Inte heller veterinärens bedömning av rörelseasymmetrin stämde överens med den objektiva analysmetoden på lång sikt. Detta understryker ytterligare vikten av att hitta ett objektivt och i praktiken tillämpligt mått för rörelsebedömning. Här har inversdynamisk analys på sikt potential att fylla en viktig funktion.

I litteraturen finns en rad studier där hundens rörelser analyseras endast med kinematik eller kinetik. I en inversdynamisk analys kombineras kinematiska- och kinetiska data med rasspecifika morfometriska uppgifter. Detta ger en unik möjlighet att beräkna parametrar som moment, effekt och arbete; troligt är att en mer detaljerad och fullständig bild av hundens rörelser erhålls med denna analysmetod. Kinetisk analys ger exempelvis ingen information om ROM, vilka muskelgrupper som arbetar i stegets olika faser, belastningsfördelningen mellan olika leder, eller hur snabbt hunden skiftar över vikten från det ena benet till det andra. I en studie från 2005 utförd av Evans et al. har man noterat att *peak vertical*

*force* (PVF), dvs. den maximala kraft som utvecklas vid belastningen från en tass, kan uppnå samma värden hos hundar med akut korsbandsruptur som hos kliniskt normala hundar. När hunden belastar det halta benet kan PVF hinna uppgå till vad som definieras som normala värden, trots att hunden p.g.a. smärta snabbt lägger över vikten på det kompenserande bakbenet. Att endast studera denna kinetiska parameter kan därmed ge en falsk bild av symmetrin mellan hundens bakben. Inte heller tredimensionell kinematisk analys ger någon information om vilka muskelgrupper som är aktiva vid olika tidpunkter eller belastningsfördelningen mellan olika leder. Kinematiken säger ej heller något om de vertikala- och horisontella krafter som utvecklas under belastningsfasen. Vid användning av tvådimensionell kinematik är man än mer begränsad, då rörelse i ett lateromedialt plan ej kan detekteras.

Biomekanik är en ytterst användbar analysmetod som är klart underanvänd och underskattad inom veterinär verksamhet. Det kan förmodas bero på att veterinärer inte erhåller någon formell träning i användning och tolkning av biomekanisk data, såsom sker med t.ex. bilddiagnostiska metoder som ultraljud och röntgen. Under den senaste tiden kan dock en trend av tilltagande medvetenhet avseende värdet av biomekaniska analysmetoder samt en växande klinisk användning ses (Gilette/Angle 2008).

## **KONKLUSION**

Det finns till dags dato få studier av hundens rörelsefunktion med tillämpning av inversdynamik. Moment och effekt, parametrar som kan erhållas via inversdynamiken, används på humansidan regelmässigt inom ortopedi och rehabilitering för utvärdering, prognos och behandling (Nielsen et al. 2003). Förutsatt att forskningen på området fortskrider, finns med stor sannolikhet möjligheter till liknande tillämpningar även för djurslaget hund. Man kan svårligen överskatta värdet av ett objektiva mått för att utvärdera resultatet av ett kirurgiskt ingrepp eller en rehabiliteringsplan, bedöma prognos vid sjukdom/skada, följa ett sjukdomsförlopp eller jämföra utkomsten av olika behandlingsmetoder.

Special thanks to PhD Robert Colborne, university of Bristol, for sharing your inverse dynamics program with us, providing invaluable help in establishing the new lab, answering all our questions, and for always being encouraging and helpful.

## LITTERATURFÖRTECKNING

- Anderson, M.A., Mann, F.A. (1994) Force plate analysis: a noninvasive tool for gait evaluation. *Small animal orthopedics* vol. 16 nr. 7, 857-867
- Bockstahler, B.A., Henninger, W., Müller, M., Mayrhofer, T., Peham, C., Podbregar, I. (2007) Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *American journal of veterinary research*, vol. 68 Nr. 3, 271-276
- Breur, G.J., Kim, J. (2008) Should gait analysis be a part of clinical orthopaedic reports? *Journal of small animal practice* 49, 113-114.
- Brown, D.C. (2007) Outcomes-based medicine in veterinary surgery: getting hard measures of subjective outcomes. *Veterinary surgery* 36, 289-292.
- Burton, N.J., Dobney J.A., Owen, M.R., Colborne G.R. (2008) Joint angle, moment and power compensations in dogs with fragmented medial coronoid process. *Veterinary Comparative Orthopedic Traumatology* 21, 110-118.
- Burton, N.J., Owen, M.R., Colborne, G.R., Toscano, M.J. (2009) Can owners and clinicians assess outcome in dogs with fragmented medial coronoid process? *Veterinary Comparative Orthopedic Traumatology* 22, 183-189.
- Clayton, H.M., Lanovaz, J.L., Schamhart, H.C. *et al.* (1998) Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Veterinary Journal* 30, 384-389.
- Clayton, H.M., Hodson, E., Lanovaz, J.L. (2000) The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Veterinary Journal* 32, 295-300.
- Clayton, H.M., Hodson, E., Lanovaz, J.L., Colborne, G.R. (2001) The hindlimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Veterinary Journal* 33 (1), 44-48.
- Colborne G.R., Lanovaz, J.L., Springs, E.J., *et al.* (1998) Forelimb joint moments and power in the walking stance phase of horses. *American Journal of Veterinary Research* 59, 609-614.
- Colborne, G.R., Innes J.F., Comerford, E.J., Owen, M.R., Fuller, C.J. (2005) Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds. *American Journal of Veterinary Research* 66, 1563-1571.
- Colborne, G.R., Walker, A.M., Tattersall, A.J., Fuller, C.J. (2006) Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of Greyhounds. *American Journal of Veterinary Research* 67, 1293-1298.
- Colborne, G.R. (2008) Are sound dogs mechanically symmetric at trot? *Veterinary Comparative Orthopedic Traumatology* 21, 294-301.
- Cook, J.L. (2007) Outcomes-based patient care in veterinary surgery: what is an outcome measure? *Veterinary surgery* 36, 187-189.
- Dogan, S., Manley, P.A., Vanderby, J.R., Kohles, S.S., Hartman, L.M., McBeath, A.A. (1991) Canine intersegmental hip joint forces and moments before and after cemented total hip replacement. *Journal of biomechanics* 24, 397-407.

- Evans, R., Horstman, C., Conzemius, M. (2005) Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait. *Veterinary surgery* 34, 445-449.
- Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., Kanehisa, H. (2001) Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiologica Scand.* 178, 249-255.
- Gillette, R.L., Angle, T.C. (2008) Recent developments in canine locomotor analysis: A review. *The veterinary journal* 178, 165-176.
- Hodson, E., Clayton, H.M., Lanovaz, J.L. (2001) The hindlimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Veterinary Journal* 33 (1), 38-43.
- Ikai, M., Fukunaga, T. (1968) Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Z. Angew. Physiology* 26, 26-32.
- Kistler force technology, homepage. Available from: [http://www.globalspec.com/kistler/ref/tech\\_force\\_text.htm](http://www.globalspec.com/kistler/ref/tech_force_text.htm) [2009-12-13]
- Kistler instrument instruction manual. Serienr. 002-159e-07.97
- Machine design, homepage. Available from: <http://machinedesign.com/article/sensor-sense-piezoelectric-force-sensors-0207> [2009-12-13]
- Nielsen, C., Stover, S.M., Schulz, K.S., Hubbard, M., Hawkins, D.A. (2003) Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. *American Journal of Veterinary Research* 64, 609-617.
- Piermattei, D.L., Flo, G.L., De Camp, C.E. (1983) *Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*. 4. ed. St. Louis, Missouri: Saunders, Elsevier.
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N. (2004) *Research Methods in Biomechanics*. Champaign, Illinois: Human Kinetics
- Schulz, K.S., Cook, J.L., Kapatkin, A.S. *et al.* (2006) Evidence-based surgery: time for change. *Veterinary surgery* 35, 697-699.
- van Weeren, P.R. van den Bogert, A.J., Barneveld, A. (1988) Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse. *Equine Veterinary Journal* 20, 203-208.
- van Weeren, P.R., van den Bogert, A.J., Barneveld, A. (1990) Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Veterinary Journal* suppl. 9, 110-118.
- Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement*. 3. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & sons.
- University of Vienna, homepage. Available from: <http://www.univie.ac.at/cga/teach-in/inverse-dynamics.html> [2009-12-13]



Pediatric Orthopedics, PC, homepage Available from:[http://www.pediatric-orthopedics.com/Topics/Cerebral\\_Palsy/Definitions/Laboratory\\_Methods.html](http://www.pediatric-orthopedics.com/Topics/Cerebral_Palsy/Definitions/Laboratory_Methods.html) [2009-12-13]