



# Biomekaniska simuleringar adderar insikt om längdskidåkning

Varför ska man kopiera de som är bäst? När man väl lärt sig deras teknik så har de bästa kanske redan gått vidare och utvecklat ännu bättre tekniker? Med biomekaniska simuleringar adderas insikt så att man kan utveckla sin teknik och ligga i framkant, istället för i svallvågorna.



JOAKIM HOLMBERG<sup>1,2</sup>



MARIE LUND OHLSSON<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> AVDELNINGEN FÖR MEKANIK VID LINKÖPINGS UNIVERSITET

<sup>2</sup> NATIONELLT VINTERSPORT-CENTRUM VID MITTUNIVERSITETET I ÖSTERSUND

<sup>3</sup> INSTITUTIONEN FÖR TEKNIK OCH HÅLLBAR UTVECKLING VID MITTUNIVERSITETET I ÖSTERSUND

## Låt oss ta det från början

Biomekanik är enkelt uttryckt Newtons lagar applicerat på biologiska system, exempelvis människokroppen. Inom idrott används detta främst för utveckling av teknik och utrustning men även i skadeförebyggande syfte (McGinnis 2005). Vanligtvis används ett "biomekaniskt resonerande" för att analysera stillastående eller statiska system. Varför kraften på diskarna i ryggen blir större vid ett lyft av en låda från golvet med raka ben jämfört med böjda ben är ett exempel på när mekaniska lagar ökar förståelsen. Och eftersom rörelsen utförs relativt långsamt är det möjligt att approximera rörelsen som kvasi-statisk (krafter och rörelser varierar långsamt med tiden). Men i de flesta idrotter är accelerationen från rörelsen så pass stor att den kraftigt påverkar kraftspelet och dessutom är antalet leder och muskler som samarbetar många. Inom idrottsforskningen har det exempelvis uppmätts yttre krafter, så som fotens avstampskraft mot underlaget eller stavkraften i längdskidåkning, och ibland även kroppens rörelser, avseende positioner, hastigheter och accelerationer. Utifrån detta förs liknande resonemang som för det kvasi-statiska lyftet, större impuls (dvs. kraft  $\times$  tid) i frånskjutet genererar mer arbete som antas ge längre hopp för längdhopparen respektive högre hastighet för skidåkaren. Dynamiska resonemang är svårare att föra med stor säkerhet. För att nå ytterligare förståelse kring dynamiska samband kan en simulering genomföras. Exempelvis går det att med hjälp av en simulering beräkna vilka muskler som används och hur stor kraft de genererar utifrån en given kroppsrörelse. Vi har simulerat längdskidåkningens stakteknik med The AnyBody Modeling System

(Damsgaard et al. 2006) för att öka kunskapen om dynamiska fenomen.

## Modellering och simulering

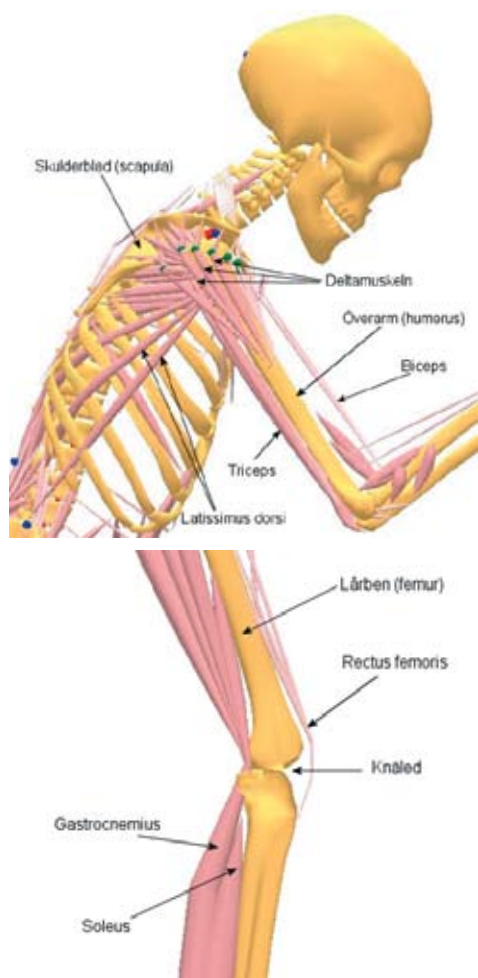
För att göra en datasimulering krävs att en modell av verkligheten byggs upp. Att simulera betyder i detta fall att ett utföra ett experiment på modellen i datorn. Modeller kan byggas upp på olika sätt. I metoden vi använder byggs människokroppen av stelkroppar (ben) sammankopplade av friktionsfria leder och utvalda skelettmuskler, en s.k. muskuloskelettär modell, se figur 1. De modellerade musklerna "spänner" från punkt till punkt och därför är muskler som har större ytor vid ursprung och/eller fäste uppdelade på flera muskeldelar. I figur 1 syns deltamuskeln uppdelad på flera muskeldelar (notera de gröna prickarna).

Simuleringen kan se olika ut. En variant är målsökande simulering, där modellen exempelvis ska hoppa så långt som möjligt. Vi simulerar inversa problem med främst inversdynamik, vilket innebär att de inre krafterna, muskelkrafter och reaktionskrafter i lederna, beräknas utifrån uppmätta data av rörelse och externa krafter.

## Simulering av stakning

Den första experimentellt baserade helkroppssimuleringen av längdskidåkning genomfördes på dubbelstakning. För fullständiga resultat se Holmberg & Lund 2008.

På en skidåkare arbetandes på en stakergometer uppmättes rörelse i 2 dimensioner med videokamera samt stavkraften användes i simuleringssmodellen. En fördel med stakergometer är symmetrin i rörelsemönstret, stavarna hålls parallella och fötterna står på ett och samma ställe, vilket ökar stabiliteten av simuleringen.



Figur 1. Modell av axelparti och knäled.

En helkroppsmodell bestående av 64 stelkroppar (inklusive stavar) och 464 muskeldelar användes till simuleringsmodellen. I figur 3 redovisas simuleringsresultaten grafiskt, mer mörkröda muskler representerar högre muskelaktivitet.

Muskelnas aktivitet definieras som muskelkraft dividerad med maximal tillgänglig kraft (MVC; maximal voluntary contraction). I figur 4 redovisas

några musklers aktivitet tillsammans med stavkraften. I modellen finns som tidigare beskrivits många fler muskler än vad som redovisas i figuren. De redovisade musklerna är utvalda för att möjliggöra jämförelser med andra studier, visa på resultat från muskler som är svåra att mäta experimentellt så som höftböjarmuskeln (Iliopsoas), och de områden där den uppmätta kinematiken (rörelsen) har bäst precision.

I figur 4 kan utläsas hur olika muskler är aktiva genom stakcykeln. Muskelnas aktivitet är indelad i tre nivåer, Låg (2% – 18%), Medium (18% – 57%) och Hög (57% – 100%). Överst i figuren redovisas stavkraften som implementerats i simuleringen. Stavkraften är positiv under frånskjutsfasen och blir sedan negativ under återhämtningsfasen. Att kraften blir negativ under återhämtningsfasen beror på att försöket är utfört på en stakergometer där stavspetsarna sitter fast i en släde som dras fram under återhämtningsfasen.

Vid maximal stavkraft är musklerna som mest aktiva. Men till skillnad från vanlig dubbelstakning är många av musklerna även aktiva under återhämtningsfasen. Dessa resultat jämfördes med studien Holmberg et al. 2005 och många likheter observerades där kinematiken överensstämde, vilket framförallt var under frånskjutsfasen.

En praktisk slutsats är att arbete på en stakergometer tränar musklerna på liknande sätt som riktig dubbelstakning under frånskjutsfasen men att musklerna blir mer aktiva under återhämtningsfasen.

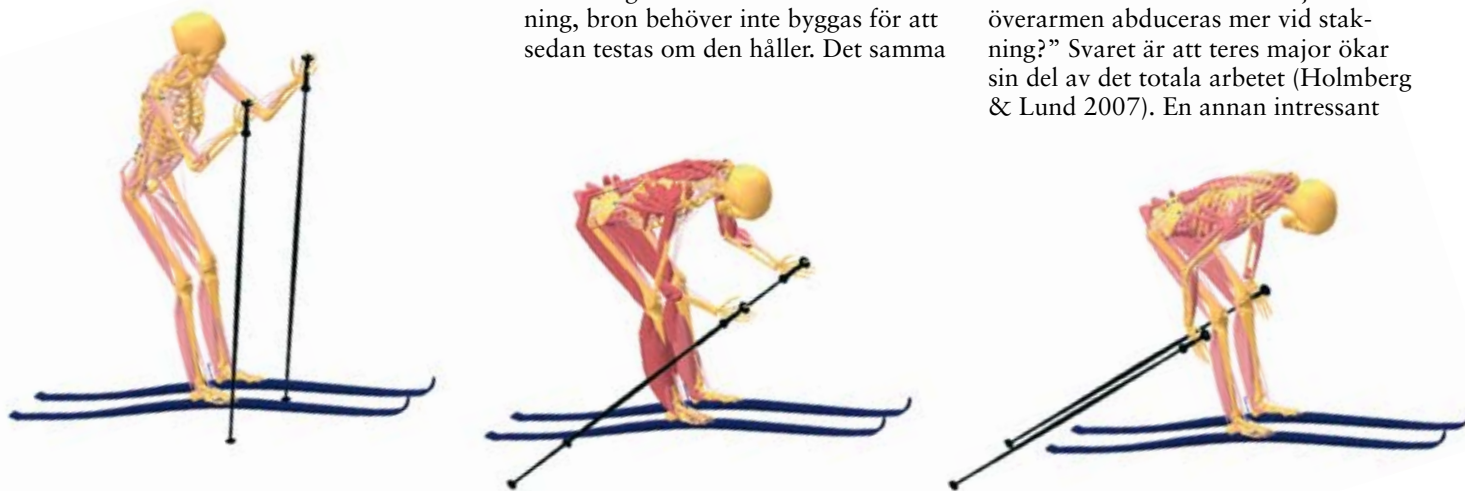
### Nya möjligheter

Fördelen med att använda datorsimuleringar är flera. Precis som inom traditionellt ingenjörsarbete innebär simuleringar minskad resursanvändning, bron behöver inte byggas för att sedan testas om den håller. Det samma

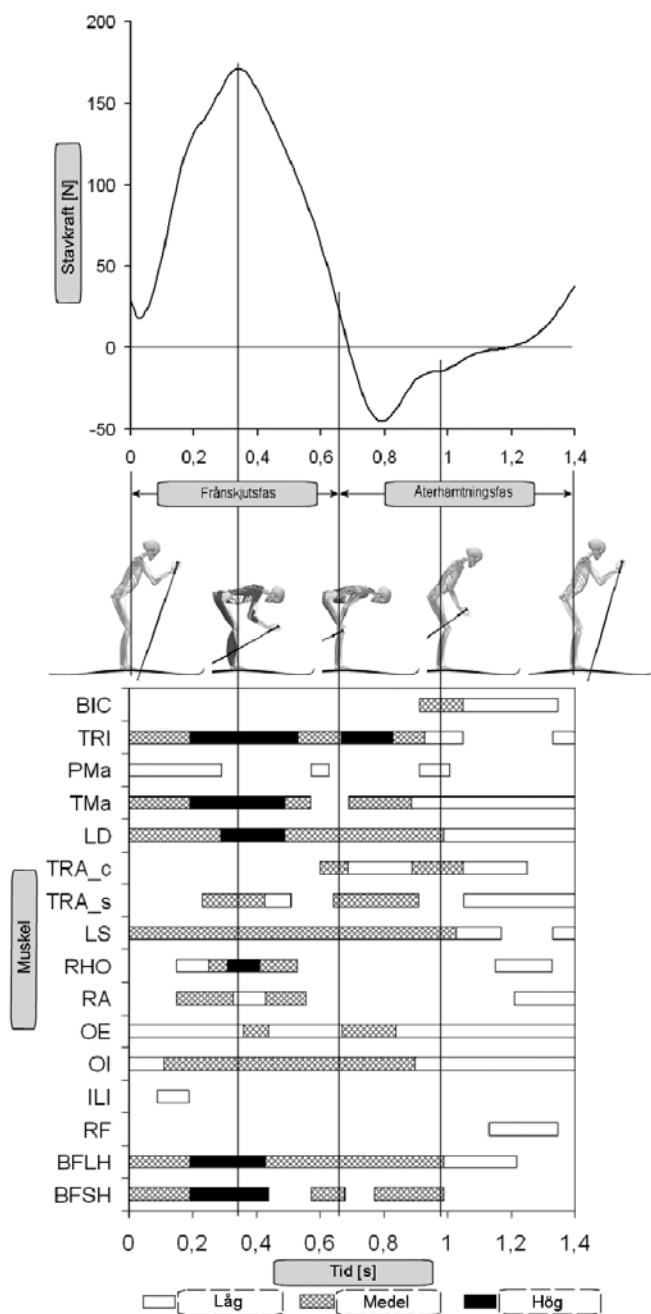


Figur 2. Skidåkare på stakergometer. [Omarbetad från: Holmberg & Lund 2008]

gäller inom idrottsforskning, att mäta många testpersoner är tidsödande och därmed kostsamt. En specifik fördel med simulering jämfört med traditionell testning av muskelaktivitet så som EMG, är att djupt liggande muskler är lika "enkla" att beräkna som ytligt liggande muskler. Med EMG är det mycket svårare att mäta djupt liggande muskler jämfört med ytligt liggande muskler. Ytterligare fördelar med biomekaniska simuleringar är möjligheten att testa nya rörelsemönster innan de är intränade och ställa "vad händer om"-frågor. Att ändra teknik tar tid för en idrottare, ofta känns ett nytt rörelsemönster ovant och kräver lång tid av träning och anpassning innan det ger resultat i form av ökad prestation. Att bara kopiera de framgångsrika ger ingen möjlighet till att ligga i framkant, att vara först. Dvs. genom att bara mäta och analysera är man alltid steget efter utvecklingen. Ett exempel på en "vad händer om"-fråga som vi studerat inom stakning är: "vad händer med fördelning av kraft mellan latissimus dorsi och teres major om överarmen abduceras mer vid stakning?" Svaret är att teres major ökar sin del av det totala arbetet (Holmberg & Lund 2007). En annan intressant



Figur 3. Bilder från simuleringen: till vänster stavisättningen, i mitten maximal stavkraft och till höger avslutningen av frånskjutsfasen.



**Figur 4.** Kinetik från simuleringen, stavkraft och muskelaktiviteter (muskelkraft/maximal tillgänglig kraft). Musklernas aktivitet är indelad i tre nivåer, Låg (2% – 18%), Medel (18% – 57%) och Hög (57% – 100%). Redovisade muskler är: Biceps brachii lång (BIC); Latissimus dorsi (LD); Levator scapulae (LS); Pectoralis major (PMA); Rhomboid major och minor (RHO); Teres major (TMA); Trapezius, skapulära delen (TRA\_s) och klavikulära delen (TRA\_c); Triceps brachii lång (TRI); Rectus femoris (RF); Biceps femoris caput longum (BFLH); Biceps femoris short head (BFSH); Iliopsoas (ILI); Externa abdominal oblique (OE); Inre abdominal oblique (OI); Rectus abdominis (RA). [Omarbetad från: Holmberg & Lund 2008]

tillämpning av datorsimuleringar inom biomekanik är möjligheten att identifiera muskelantagonister för en viss rörelse och yttre belastning (Lund & Holmberg 2007).

Givetvis har simuleringar sina begränsningar precis som andra metoder. Beräkningen kan inte bli noggrannare än den modell och de indata som används. Validering av simuleringssmodellen är svårt så det gäller att förbättra metoden på många fronter. Det

är lätt att titta på med grafiska modellen och säga att det behövs fler muskler och mer reella leder. Samtidigt kan det vara så att den matematiska metodens beräkningar inte är välställda. Det kan betyda att det inte finns ett unikt svar utan beräkningen är stark beroende av startgissningen. Detta problem (och möjliga lösningar) inom biomekaniska simuleringar behandlas i Lund et al. 2008 och Lund Ohlsson & Gulliksson 2009.

Emellertid kan simuleringar tillsammans med experimentella undersökningar inom både fysiologi och biomekanik ge intressanta synergieffekter som varken den ena eller andra metoden kan åstadkomma på egen hand.

De beskrivna simuleringstudierna av längdskidåkning i denna artikel finns alla noggrant beskrivna både i avhandlingen Holmberg 2008 och i avhandlingen Lund Ohlsson 2009.

#### Kontakt:

Joakim Holmberg,  
joakim.holmberg@liu.se

Marie Ohlsson,  
a.marie.ohlsson@gmail.com

#### Referenser

- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen S. T., Surma, E. & de Zee, M.: Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, Simulation Modelling Practice and Theory, 2006, 14, 1100-1111
- Holmberg, L. J.: Computational biomechanics in cross-country skiing. Linköping Studies in Science and Technology. Thesis 1346, LIU-TEK-LIC-2008:4, ISBN 978-91-7393-986-7, Linköpings universitet, Linköping, Sverige, 2008 (<http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:liu:diva-10671>)
- Holmberg, L. J. & Lund, A. M.: A musculoskeletal full-body simulation of cross-country skiing. Proc. IMechE Vol. 222 Part P: J. Sports Engineering and Technology, 2008, 11-22 (<http://dx.doi.org/10.1243/17543371JSET10>)
- Holmberg, H. -C., Lindinger, S., Stöggel, T., Eitzlmair, E. & Müller, E.: Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers. Med. Sci. Sports. Exerc., 2005, 37, 807-818.
- Holmberg, L. J. & Lund, A. M.: Using double-poling simulations to study the load distribution between teres major and latissimus dorsi. In Science and Nordic Skiing, Linnamo, V., Komi, P.V. and Müller, E. (Eds.), 2007, Meyer and Meyer Sport, Oxford, UK.
- Lund, A. M. & Holmberg, L. J.: Which are the antagonists to the pectoralis major muscle in 4th gear free-style technique, cross-country skiing?. In Science and Nordic Skiing, Linnamo, V., Komi, P.V. and Müller, E. (Eds.), 2007, Meyer and Meyer Sport, Oxford, UK.
- Lund, M., Ståhl, F. & Gulliksson, M.: Regularity aspects in inverse musculoskeletal biomechanics. In Numerical Analysis and Applied Mathematics: International Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics, 2008, 368-371.
- Lund Ohlsson, M. & Gulliksson, M.: Least squares approach to inverse problems in musculoskeletal biomechanics. Technical report, Mid Sweden University, 2009, ISSN 1650-5387 2009:52
- Lund Ohlsson, M.: New Methods for Movement Technique Development in Cross-Country Skiing Using Mathematical Models and Simulation. Mid Sweden University Licentiate Thesis 41, 2009, ISSN 1652-8948, ISBN 978-91-86073-53-4 (<http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:miun:diva-10041>)
- McGinnis, P. M.: Biomechanics of sport and exercise, 2nd edition, 2005, (Human Kinetics, Champaign, IL)