

Mälardalen University Press Licentiate Theses  
No. 133

**AVANCERADE ALTERNATIVA INMATNINGSENHETER  
TILL DATORER FÖR FUNKTIONSHINDRADE**

**Christer Gerdman**

**2011**



**MÄLARDALEN UNIVERSITY  
SWEDEN**

School of Innovation, Design and Engineering

Copyright © Christer Gerdman, 2011

ISBN 978-91-7485-020-8

ISSN 1651-9256

Printed by Mälardalen University, Västerås, Sweden

# Sammanfattning

Datorn är ett viktigt verktyg i vår vardag. För rörelsehindrade kan datorn vara en förutsättning för att kunna fungera i vardagen. Datorn har som tekniskt hjälpmedel gett funktionshindrade större möjligheter till meningsfulla aktiviteter, såsom att på egen hand skriva, läsa och kommunicera. Samtidigt är det inte alltid funktionshindrade klarar av att använda vanliga datorer utan behöver alternativa inmatnings- och styrenheter.

Målet med denna licentiatavhandling har varit att utveckla tekniker som ska stödja personer med rörelsebegränsningar. Främst har arbetet varit att utveckla alternativa tekniker för att kunna manövrera en dator. Viktiga aspekter i arbetet har varit att göra hjälpmedlen användarvänliga, möjliga att individanpassa, och att ta tillvara de tänkta användarnas synpunkter kring behov och önskemål. Vidare har inmatningsenheten utvärderats av användare och även tillämpats som ett rehabiliteringsverktyg för en mindre patientgrupp med nackskador, så kallade pisksnärtskador.

Utöver dessa vetenskapliga mål har produktionsaspekterna varit viktiga. För att säkerställa att enheten ska kunna bli en produkt måste den kunna produceras och säljas till ett rimligt pris och detta måste beaktas under hela utvecklingsprocessen.

En alternativ datormus baserad på MEMS-gyroskop har utvecklats. Utvecklingen är gjord utifrån de krav de tilltänka användarna ställde på den alternativa datormusen och enheten är utprovad och förbättrad i en iterativ process mellan utvecklare och användare, så kallad användarcentrerad utvecklingsprocess. MEMS-gyron var den typ av rörelsesensor som bäst svarade mot de krav som ställdes på enheten. De användare som deltog vid ett längre fältprov var samtliga nöjda och ville behålla musen.

För att underlätta processen att välja rätt typ av gyro och att kunna utvärdera deras stabilitet under olika omgivningsfaktorer, såsom temperatur och vibrationer, har en testrigg för gyron utvecklats. Människors rörelsemönster skiljer sig från industriella tillämpningar och därför behövs en speciell testrigg. Testriggen roterar gyron och mäter sensorsignalen under olika betingelser. Flera gyron kan testas samtidigt och testdata kan sparas och analyseras i efterhand.

Ett interaktivt datorbaserat träningsprogram har utvecklats och utvärderats vid en pilotstudie tillsammans med den alternativa datormusen. Syftet var att låta nackskadade utföra huvudrörelser och få en feedback på att de tränar rätt. Resultatet pekar på att detta kan vara en lovande metod.



# Abstract

Computers are important tools. People with motion disabilities sometimes are dependent on a computer and used as a technical aid the computer has improved the possibilities to perform meaningful tasks, as writing, reading and communicating. However, disabled often need an alternative input device to control a computer.

The aim with this licentiate thesis has been to develop techniques to support persons with motion limitations. Focus has been to develop alternative techniques to control a computer. Important aspects have been user-friendliness, possibilities to perform individual adaptations and incorporation of specifications from the intended users. Further, the input device has been evaluated by users and applied as a rehabilitation tool for a smaller patient group of persons with whiplash associated disorders.

Further, production aspects are important. To make the unit into a product, it has to be possible to produce and sell to a reasonable price. This has to be considered during the whole development process.

An alternative computer mouse based on a MEMS gyroscope has been developed. The specifications made by the users has been used as a starting point in the development and the unit has been evaluated and improved in an iterative process, so called user centric development. MEMS-gyros were the type of motion sensors most corresponding to the demands. The users that participated in a longer field test were all satisfied and wanted to keep the mouse.

To improve the process to choose right kind of gyro and to be able to evaluate their stability depending on factors as temperature and vibration, a test-rig for gyros has been developed. Human motion pattern differs from industrial applications and therefore a special test-rig was needed. The test-rig rotates the gyros and measures the sensor signal. Several gyros can be tested simultaneously and data can be stored and analysed afterwards.

An interactive computer based training program has been developed and evaluated in a pilot study together with the alternative computer mouse. The aim has been to let people with neck injuries perform head motions and get feedback that they perform the right kind of training. The result is promising.



# Förord

Att denna avhandling har kommit till beror på en serie omständigheter som börjar många år tillbaka i tiden. Allt började i Västerås på 1980-talet då jag under åren 1984-1988 gick fyraårig tekniskt på Wenströmska gymnasiet i samma klass som André Alm och Erik Carlsson (sedermera Hertzog). André är rörelsehindrad efter ett fall där han bröt nacken och blev då förlamad från nacken och neråt. Han kan röra huvudet och ville ha ett hjälpmedel för att kunna styra en dator. Dåtidens tekniska hjälpmedel lämnade en hel del att önska så André och Erik startade ett företag med syfte att ta fram en dator-mus för rörelsehindrade. Detta skedde 1993 och företagets namn blev Motion Control i Västerås AB. Året efteråt fick de fram en gyrobaserad huvud-mus, som kallas för MultiPos. Efter något år fick de även fram en produkt kallad ADB I/O, som är en styr- och mätenhet som kunde kopplas in via ADB-porten på dåtidens Macintosh datorer. Sedermera blev företaget vilande och efter 1997 så skedde inte så mycket aktivt arbete i företaget och efter några år som vilande började André och Erik fundera på att likvidera eller avyttra bolaget.

Själv hade jag efter fyraårig tekniskt gjort militärtjänst och 1989 startat jag en enskild firma (som i huvudsak tog fram massageapparater för hästar, vilket är en intressant men en helt annan historia) och fick samma år anställning som elevingenjör på dåvarande FFV Aerotech (numera SAAB Aero-tech). Där var jag anställd samtidigt som jag 1990 började läsa till civilingenjör inom elektroteknik på Lunds Tekniska Högskola (LTH). På LTH hade de förutom alla elektronik och matematik kurser även en del kurser inom rehabiliteringsteknik som tilldrogs sig mitt intresse. Även en öppen seminarierie på tio föreläsningar där olika innovatörer och entreprenörer presenterade sig och sina uppfinningar var av stort intresse.

Efter avklarade högskolestudier så arbetade jag några år till på FFV och runt 1999 så var jag och min skånska flickvän, numera fru, öppnat dörren för en flytt till Skåne. Dock blev den flytten inte av men jag hann med en anställningsintervju där nere, så platschefen i Skåne tipsade sin kollega i Västerås och Västeråschefen var väldigt intresserad av att anställa mig. På den vägen började min konsultbana inom WM-datasfären. Efter 3 år som anställd konsult tröttnade jag och gick då 2002 Teknikbyns nyföretagarprogram ”Kick-start”.

För detta behövde jag ett bolag och mina kamrater Erik och André hade ju ett som de ville bli av med och eftersom bolagets verksamhetsbeskrivning passade så blev det en affär som passade båda parter. På detta sätt kom utveckling av handikapphjälpmedel in som ett naturligt arbetsområde för mig eftersom det fanns ett arv inom detta område i företaget. 2002 var det tuffa tider eftersom det var lågkonjunktur i Sverige, vilket gjorde det svårt att arbeta som konsult vilket jag hade tänkt mig. Detta innebar att jag fick försöka hitta andra inkomstkällor för att kunna hålla igång företaget.

Istället blev det produktsatsningar. Så tillsammans med André sökte jag finansiering i form av bidrag och villkorslån från olika finansiärer som stödjer tekniska innovationer och produktutveckling. På detta sätt kom jag i kontakt med Nils-Johan Bergsjö på Västmanlands Forsknings- och utvecklingsråd. Han insisterade på att vi skulle ta kontakt med dåvarande Institutionen för Elektronik på Mälardalens högskola i Västerås, vilket vi även gjorde. På detta sätt erhöll vi finansiering för bland annat projektet Handy Blue, som är ett kommunikations- och omgivningskontrollsystem för funktionshindrade. Handy Blue blev ett samarbetsprojekt med högskolan och högskolan hade två personer som finansierades av projektet. Projektmedlen tog slut 2004 men det var fortfarande dåligt med inkomster i Motion Control så när Stiftelsen för Kunskaps- och Kompetensutveckling (KK-stiftelsen) utlyste sin satsning på småföretagsdoktorander passade det bra att hoppa på den och börja forska inom området ”Avancerade alternativa inmatningsenheter till datorer för funktionshindrade”.



# Tack

Tack till min vän André Alm som utan sina idéer och egen kraft att vilja göra saker ingen annan gjort så hade denna avhandling definitivt aldrig blivit av. Tack för all tid du även hjälpt mig då jag har behövt hjälp och stöttning och för din vilja att vara med i alla projekt som vi bedrivit genom tiderna. Du är ett levande bevis för att bra idéer räcker länge.

Tack till Hans Berggren som gick med på att köra projektet Handy Blue med oss och även stöttade projektet ekonomiskt. Utan det stödet hade aldrig det nära samarbetet med Mälardalens högskola kommit igång och doktorandstudierna blivit en realitet.

Tack till Nils-Johan Bergsjö som i sin egenskap av handledare på Västmanlands forsknings- och utvecklingsråd trodde på våra projekt och beviljade dem stöd och även hjälpte oss i kontakter med andra finansiärer. Extra tack för att du mer eller mindre tvingade mig att börja samarbeta med Mälardalens högskola. Det har blivit enormt fruktsamt samarbete för båda parter.

I samma anda vill jag tacka Ove Albertsson som tog över efter Nils-Johan på Västmanlands forsknings- och utvecklingsråd. Tack Ove för all hjälp och stöd du gav mig. Speciellt tack för att du trodde på mig som person. Utan det hade nog inte Motion Control utvecklats på det sätt det gjort.

Tack till Maria Lindén som varit min handledare under hela doktorandtiden. Jag är nog ganska bångstyrig i vissa lägen men trots allt gnatt och tjat har du alltid ställt upp även om vi haft olika viljor och agendor. Extra tack till att du från första stund har förstått min situation som både industridoktorand och egen företagare även om du inte alltid tyckt om mina prioriteringar.

Tack till Anders Martinsen som alltid har stöttat mig med det han har kunnat. Ditt stöd har alltid varit varmt välkommet.

Ett extra stort tack till Bertil Pettersson som ordnade så att vi jag kunde få en anställning och på så sätt en inkomst under några svåra år. Utan dig hade jag inte kunnat starta doktorandstudierna och inte heller samtidigt kunna satsa på Motion Control. Tack för all hjälp och det goda samarbete vi har haft och förhoppningsvis fortsätter att ha i framtiden.

Sist men inte minst vill jag tacka min fru Annika som stöttat mig på alla tänkbara sätt. Tack för att du finns och är så förstående. Du har verkligen

hjälp mig genom att finnas till för diskussioner och avlastat mig vid rätt tillfällen så jag kunnat fokusera på studierna då jag har behövt det.

Tack till finansiärerna Stiftelsen för Kunskaps- och Kompetensutveckling (KKS), Artes (A network for Real-Time research and graduate Education in Sweden) och NovaMedTech som stöttat arbetet finansiellt.

Tack även till alla andra som stöttat mig på ett eller annat sätt under denna berikande resa.

# Ingående publikationer

Denna avhandling baseras på följande arbeten, som det hänvisas till i texten genom deras romerska siffror.

- I Gerdman, C., Lindén, M. (2005) Development of a gyro sensor based computer mouse. *3<sup>rd</sup> European Medical & Biological Engineering Conference (EMBEC'05)*, 2005, 20-25 Nov., Prague, Czech Republic, ISSN: 1727-1983, 2456F.
- II Gerdman, C., Folke, M., Bexander, C., Brodd, A., Lindén, M. (2009) Portable sensor system for rehabilitation of WAD patients. *IEEE Xplore proceedings of the 6<sup>th</sup> international workshop on Wearable Micro and Nanosystems for Personalised Health (pHealth 2009)*, 24-26 June 2009, Oslo, Norway, DOI: 10.1109/PHEALTH.2009.5754833.
- III Gerdman, C., Bäcklund, Y. Lindén, M. (2011) Development of a Test Rig for MEMS-based Gyroscopic Motion Sensors in Human Applications. *15. Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC15)*, Aalborg, June 14-17, 2011, Denmark, accepterad.
- IV Gerdman, C., Bäcklund, Y. Lindén, M. (2011) A gyro sensor based computer mouse with a USB interface: A technical aid for disabled people. Inskickad till tidskrift.



# Författarens bidrag

Översikt och slutsatser av författarens bidrag av inkluderade artiklar.

- I Författaren tog initiativ till publikationen, har gjort bakgrundsarbetet, planerat studien, genomfört utprovningsen, analyserat resultatet och skrivit större delen av publikationen.
- II Författaren har deltagit i initiativet till publikationen, bidragit med bakgrundsmaterial och mätutrustningen, deltagit i analysen av resultatet och skrivit en mindre del av publikationen.
- III Författaren tog initiativ till publikationen, har gjort bakgrundsarbetet, planerat arbetet, genomfört mätningarna, analyserat resultatet och skrivit större delen publikationen.
- IV Författaren tog initiativ till publikationen, har gjort bakgrundsarbetet, planerat studien, genomfört fältstudien, analyserat resultatet och skrivit större delen av publikationen.



# Relaterade publikationer

Till avhandlingen finns det relaterade publikationer som ej är inkluderade i avhandlingen. De listas här men i avhandlingstexten finns ingen hänvisning till deras romerska siffror.

- V Gerdman, C., Lindén, M. (2006) A MEMS-gyro based computer mouse for disabled. *Micro Structure Workshop (MSW2006)*, 2006, May, Västerås, Sweden.
- VI Gerdman, C., Lindén, M. (2006) Utveckling av en gyrobaserad datormus för funktionshindrade med begränsad rörelseförmåga. *Svenska Läkaresällskapets Riksstämman*, 2006, Nov., Göteborg, Sverige.
- VII Gerdman, C., Lindén, M. (2008) Test Rig for MEMS-gyros. *Micro System Workshop (MSW2008)*, 2008, May, Gothenburg, Sweden.
- VIII Gerdman, C., Lindén, M. (2009) MultiPos – en gyrobaserad datormus för rörelsehindrade. *Medicinteknikdagarna*, p 93, 2009, Sep., Västerås, Sverige.
- IX Folke, M., Bexander, C., Gerdman, C., Brodd, A., Lindén, M. Lindén, M. (2009) Sensor system for rehabilitation of patients suffering from WAD. *Medicinteknikdagarna*, p 92, 2009, Sep., Västerås, Sverige.
- X Gerdman, C., Bergblomma, M. (2010) Trådlöst I/O i en tuff industrimiljö. *Scandinavian Electronic Event (S.E.E.)*, 2010, Apr., Stockholm, Sweden.
- XI Gerdman, C., Lindén, M. (2010) Test Rig for MEMS-accelerometers. *Micronano Systems Workshop (MSW2010)*, 2010, May, Stockholm, Sweden.

XII Gerdman, C., Lindén, M. (2010) Six-button Click Interface for a Disabled User by a adjustable multilevel Sip-and-Puff Switch. *The Swedish Chapter of Eurographics (SIGRAD 2010)*, 2010, Nov., Västerås, Sweden. ISSN 1650-3686 p 59-63.



# Innehåll

Inledning .....	21
Bakgrund.....	23
Forskningsbakgrund .....	23
Forskningsområde .....	24
Problembeskrivning .....	24
Innovationer - Tre skäl till att utveckla nya produkter.....	25
Problem i dagens hjälpmedelsutveckling .....	26
Projektmodeller .....	28
Datorinteraktion .....	33
Krav på en inmatningsenhet.....	38
Befintliga alternativa styrsätt och inmatningsenheter .....	40
MEMS-sensorer .....	42
Målet med avhandlingen.....	47
Översikt och slutsatser av inkluderade artiklar .....	49
Publikation I och IV .....	49
Publikation II.....	53
Publikation III .....	55
Diskussion.....	59
Inmatningsenheten .....	59
Använd utvecklingsprocess.....	60
Möjliga vidareutvecklingar .....	61
Alternativa tillämpningar .....	63
Praktiska aspekter vid utformningen av inmatningsenheten .....	64
Slutsats .....	65
Referenser .....	67



# Förkortningar och ordlista

Accelerometer	En sensor som ger ifrån sig en signal som är proportionell mot en hastighetsförändring (acceleration) den utsätts för.
DFT	Discrete Fourier Transform är en algoritm för att kunna beräkna en diskret, begränsad Fourier-transform med hjälp av en processor.
EEG	Elektroencefalografi är en metod för att registrera hjärnbarkens elektriska aktivitet
EMG	Elektromyografi, en teknik för att mäta musklernas aktivitet
EOG	Electrooculography är en teknik för att mäta ögats position.
FFT	Fast Fourier Transform är en metod för att snabbt beräkna den diskreta Fouriertransformen, DFT.
Fouriertransform	Fouriertransformen används till att överföra en funktion från tidsplanet till frekvensplanet.
Givare	En anordning som omvandlar ett värde av en fysikalisk storhet till ett värde av en annan storhet. Till exempel lägesgivare, nivågivare och temperaturgivare.
Gyro Gyroskop	Förkortning för gyroskop. En anordning som kan användas som rörelsesensor för att känna av ändringar i en axels rotationsriktning.
GUI	Graphical User Interface – grafiskt användargränssnitt, ett HCI som använder sig av fönster, ikoner och menyer och kan bli styrt av en dator.
HCI	Human computer interaction – människa-datorinteraktion, samverkan

HID	<p>mellan en människa och en dator.</p> <p>Human Interface Devices – En klass inom USB protokollet som främst används av människor för att styra datorer. Såsom tangentbord, datormöss, rullkolor, styrspakar och liknande.</p>
IC	<p>Integrated Circuit - en integrerad krets. En elektronisk krets där elektroniska komponenter sammanbunds på ett halvledarsubstrat.</p>
MEMS	<p>Mikroelektromekaniska system, en teknik att förena miniaturiserade mekaniska och elektromekaniska beståndsdelar till en enhet.</p>
Sensor	<p>En givare som känner av en fysikalisk storhets absolutvärde eller ändringen och omvandlar den till signal som lämpar sig för ett datainsamlade system.</p>
TUI	<p>Textual User Interface – textbaserat användargränssnitt, ett HCI som använder sig av olika tecken och kan bli styrt via ett tangentbord.</p>
USB	<p>Universal Serial Bus – En standardiserat protokoll för seriell kommunikation på en datorbuss. De flesta tangentbord och möss använder sig av HID-klassen i USB standarden för kommunikation med datorn.</p>
Wafer	<p>En tunn skiva av halvledarmaterial, till exempel en kiselkristall, som används vid tillverkning av integrerade kretsar och andra mikrokomponenter.</p>

# Inledning

Vårt samhälle av idag har blivit mer och mer informationsintensivt. Mycket av informationen når oss numera via internet. Därför har internet blivit ett mycket vanligt sätt för individen att själv skaffa sig information och upplysningar från. Det är således av vikt att man kan komma åt internet på ett bra sätt. Det vanligaste sättet att komma åt internet är idag via en vanlig persondator.

Följaktligen är det för de flesta människor i samhället viktigt att de har tillgång till en dator för att kunna ta del av informationen som finns på internet. Förutom att ta del av information kan de sedan över internet via datorn boka resor, biljetter, beställa varor, kommunicera med andra, sköta sina bankärenden och på andra sätt vara delaktiga i samhället.

För en funktionshindrad kan en dator vara ett utmärkt hjälpmedel även för andra saker. Har man en dator så kan man göra både roliga, meningsfulla och nyttiga saker. Till exempel kan man skriva, rita, läsa böcker, spela spel, göra skolarbete eller andra arbetsuppgifter, träna eller planera sin dag för att nämna några saker. Detta oavsett om datorn har en internetuppkoppling eller ej.

Problemet är att vill man inte vara beroende av andra personer utan kunna sköta saker och ting själv, så behöver man förutom att ha tillgång till en dator även kunna hantera datorn själv. Detta går inte idag för många funktionshindrade. För många funktionshindrade så blir därför en vanlig standarddator oanvändbar om de inte får hjälp att använda den.

Det finns alltså ett behov av att kunna anpassa datorn efter användaren, och inte tvärtom, för att funktionshindrade ska kunna använda datorn själva utan hjälp.



# Bakgrund

## Forskningsbakgrund

Datorn har blivit ett allt vanligare, viktigare och mycket använt inslag i vår vardag. Datorn är ofta ett nödvändigt och roligt redskap i skolan, på arbetet och på fritiden. För människor med funktionshinder kan datorn vara en förutsättning för att kunna fungera i sin vardag [LZ05]. Datorn har som tekniskt hjälpmedel gett funktionshindrade större möjligheter till meningsfulla aktiviteter, såsom att på egen hand skriva, läsa och kommunicera [LLS04w]. Datorn fungerar även för lek och träning [Edl09, LB08].

Datorerna blir över tiden också allt mindre, bättre och billigare vilket innebär att datorer är lättare för alla människor att ta med sig [DFM91]. Datorerna får mer och mer avancerad teknik och funktioner och används mer och mer som ett stöd till en mängd olika funktioner för sin ägare.

Dessutom blir andra produkter mer och mer datorlika, såsom läsplattor och mobiltelefoner. Dagens teknologi ger fler och fler möjligheter för alla människor [RZ04w]. Men tekniskt avancerade produkter är ofta inte användarvänligt. Tyvärr har inte alla produkter är lätta att använda eller försedda att använda för personer med en viss funktionsnedsättning.

Att kunna använda en dator (eller en datorliknande produkt) är därför väldigt viktigt för att på så sätt ta del av eller bli en del av vårt samhälle i dag [DHW\*03]. För att använda en dator behöver man kunna styra den på något sätt, vanligtvis görs det via traditionella inmatningsenheter såsom tangentbord och datormöss [Usb10wb]. Ett vanligt problem för rörelsehindrade är att de inte kan använda vanliga traditionella tangentbord och datormöss.

Orsaken till varför en vanlig datormus inte kan användas skiljer sig mycket från person till person, beroende på deras förutsättningar och behov. Behovet kan också variera över tiden, inte alla personer är stadigvarande handikappade, utan det kan vara ett temporärt handikapp eller kroppsskada som kan läka med tiden.

Därför behöver personer som inte kan använda vanliga traditionella inmatningsenheter alternativa inmatningsenheter för att kunna styra datorn.

## Forskningsområde

Denna licentiatuppsats handlar om att undersöka och ta fram möjliga alternativa inmatnings- och styrenheter till persondatorer för funktionshindrade. Detta kan åstadkommas både genom att ta fram nya inmatningsenheter men även genom att modifiera befintliga, icke-handikappanpassade, enheter så att kommer att bli funktionella även för personer med funktionshinder. Enheten ska gå att individanpassa till respektive brukare, samtidigt som den ska gå att kunna producera i större serier till en rimlig kostnad.

En sådan inmatningsenhet kräver kunskap om användarens situation, behov, möjligheter och begränsningar [ROM06] samtidigt som den innehåller avancerade teknik, främst inom elektronik och datavetenskap, men även inom ergonomi och design. Att enheten dessutom ska kunna produceras och säljas kräver att även produktionsaspekten tas med vid konstruerandet.

Arbetet omfattar även att undersöka användarnas förmåga att använda enheten. Om användaren inte upplever att enheten är lätt att använda kommer han/hon inte heller att använda den och enheten blir därför värdelös för användaren.

Det finns idag flera alternativa inmatningsenheter baserade på olika teknologier [Bra98] men många av dem är tyvärr bara experimentprojekt [Bre01, FF05] som aldrig lämnar laboratoriet [CCKL03] och därmed inte heller kommer att bli användbara för de funktionshindrade [JS96w]. Tanken med detta forskningsarbete har varit är att forskningen ska leda hela vägen fram till nya produkter och inte stanna vid forskningsresultat. Syftet har alltså varit att forskningsresultaten ska komma till nytta för dem som behöver hjälpmedlet, i detta fall alternativa inmatningsenheter för datorer som kan hjälpa användarna i deras vardag.

Arbetet har avgränsats till att omfatta alternativa inmatningsenheter för användare med rörelsehinder och avser möjliggöra för denna grupp att kunna styra en dator.

## Problembeskrivning

Det är svårt att ta fram alternativa inmatnings- och styrenheter till datorer för funktionshindrade som fungerar tillfredsställande i daglig användning. Detta beror på att en mängd aspekter måste beaktas för att få fram en bra och funktionsriktig enhet.

Att utveckla en sådan enhet kräver kunskap om den funktionshindrades situation i form av behov, möjligheter och begränsningar [HB03]. Användarens krav och upplevelse måste sättas i centrum och finnas med under hela utvecklingsprocessen. Dessutom måste god teknisk kompetens finnas, bland annat inom elektronik och datavetenskap, eftersom enheten ska fungera och styra ett datorsystem med alla dess kringenheter.

Det räcker alltså inte med en enhet med goda tekniska prestanda som täcker grundbehovet hos användaren. Enheten måste kunna individanpassas



och ställas in för varje enskild användare. För att användaren ska vilja använda enheten varje dag krävs även en intuitiv och användarvänlig funktion.

Ett vanligt problem vid långvarig användning av en datormus är så kallad musarm, [Vib10w] vilket är en belastningsskada som orsakas av att man gör många upprepade små rörelser med musen. Belastningsskador kan även uppstå vid långvarig och relativt ensidig belastning som en anpassad styrning av datorn kan ge [SS04]. Ett hjälpmedel kan komma att användas mycket och innebär också ett beroende. Det är därför mycket viktigt att enheten är ergonomiskt utformad så flitig användning inte skadar användaren.

Slutligen måste enheten gå att köpa till ett för användaren överenskomligt pris. Detta innebär att enheten ska gå att producera, förpacka, distribuera och slutligen installera till en rimlig kostnad.

Som beskrivits ovan och i introduktionen är det tre viktiga aspekter som forskningen haft till uppgift att undersöka. De är:

- Inmatningsenhetens interaktion med användaren
- Användarvänliga funktioner
- Produktionsaspekterna

### **Huvudfrågan har varit:**

Hur ska en enhet utformas och tillverkas för att i största möjliga utsträckning uppfylla ovanstående krav?

## **Innovationer - Tre skäl till att utveckla nya produkter**

Innovationer kan ge upphov till nya produkter, tjänster, utvecklade produktionsmetoder eller affärsmodeller. En innovation kan komma till på många olika sätt. Ett sätt är genom ny teknologi. Enligt Rosted [Ros03w] genomgår en ny teknologi fyra faser:

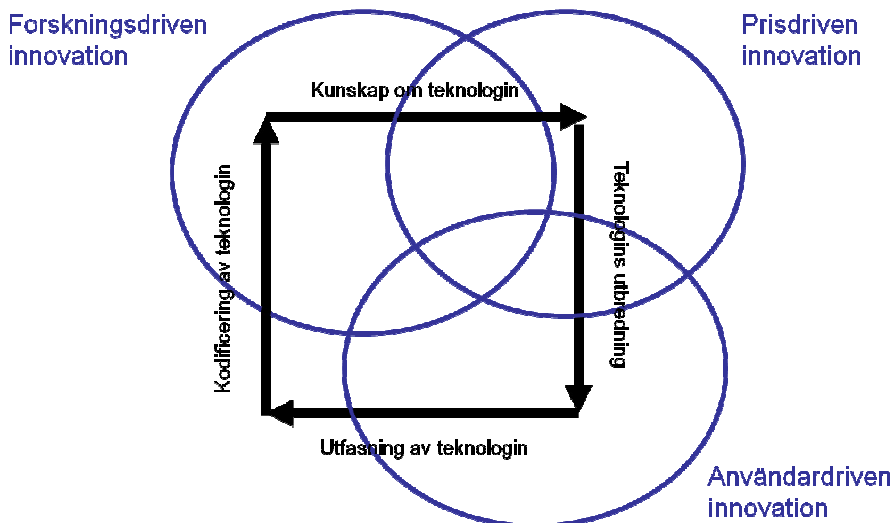
- Hur välbeskriven är teknologin?
- Hur stor är kunskapen om teknologin?
- Hur välanvänd är teknologin?
- Hur länge används teknologin?

Vissa teknologier lever väldigt kort tid, medan andra fortfarande används efter flera århundraden. De fyra faserna som en teknologi genomgår (välkänd, kunskap, användning och utfasning), ger i sin tur upphov till nya innovationer, forskningsdriven, prisdriven och användardriven innovation.

- Innovation, vars främsta källa är ny forskning, kallas forskningsdriven innovation.

- Innovation, vars primära källor är kunskap om optimering av produktionsprocesser, logistik och marknadsföring, kallad prisdriven innovation.
- Innovation, vars främsta källa är kunskap om kundens behov och förmåga att möta dem, kallas användardriven innovation.

De tre innovationsformerna kan placeras in i teknologins livscykel, se figur 1. Inledningsvis är den forskningsdrivna innovation tongivande. Gradvis stiger priskonkurrensen och den prisdrivna innovationen tar över. Samtidigt, eller vid ett senare tillfälle, kan den användardriven innovation komma att dominera om tekniken håller tillräckligt länge och har många tillämpningsområden.



Figur 1. Tre former av innovation i en teknologis livscykel.

Det är dock inte alla teknologier som lever så länge att de blir så välanvända att de kommer in i den användardrivna innovationsfasen.

## Problem i dagens hjälpmedelsutveckling

All utveckling av produkter kostar pengar. För en ny produkt som ska ut på marknaden kan man grovt dela upp kostnaderna i tre grupper:

- Utvecklingskostnaden
- Produktionskostnaden
- Kostnaden för att distribuera och sälja produkten

Alla dessa påverkar försäljningspriset och vinstmarginalen så därför är det önskvärt att var och en av dem är så låga som möjligt.

Att distribuera och sälja produkten får nog anses vara det minsta kostnadsproblemet. Har man lyckats få fram en bra, väl fungerande produkt som löser ett adekvat problem så torde det inte vara ett oöverskådligt problem att få ut produkten på marknaden, antingen via återförsäljare eller genom att sälja den själv då det i Sverige finns en fungerande marknad för allehanda hjälpmedel samt ett väl utbyggt system för föreskrivning av godkända hjälpmedel.

Produktionskostnaden beror naturligtvis på hur svår och komplext det är att tillverka produkten. Det sunda förnuftet säger att man därför bör göra en så enkel och billig produkt som möjligt. Så utmaningen här ligger i att kunna producera en så billig produkt som möjligt som fortfarande uppfyller de krav som finns i form av funktion, kvalité, utseende, med mera. En annan faktor som påverkar priset på elektronikkomponenter är produktionsvolymen. Ju högre volym desto lägre styckekostnad. Priset på elektronikkomponenter är väldigt volymerberoende och därför önskar man använda de ingående komponenterna i en produkt även i andra produkter som man producerar för att få upp komponentvolymen. Alternativt att man kan använda samma produkt till flera olika tillämpningar.

En utmaning i detta arbete har därför varit att utveckla en metod för att kunna producera en enhet som kan passa flera olika personer. Härigenom undviks att få många olika enheter och varianter av enheter för likartade och olika handikapp. Det är vanligt att varje enhet anpassas för en användare, vilket ger en mycket hög produktions- och installationskostnad. Det är önskvärt att hitta ett sätt att tillverka en enhet som kan användas av ett brett intervall av olika funktionshindrade användare och därmed få ner produktionskostnad. Individanpassningen bör vara en inbyggd funktion i enheten och kunna göras individuellt i efterhand med enkla medel.

Har man väl fått fram en bra produkt brukar produktionskostnaden vara hanterlig. I Sverige föreskrivs hjälpmedel till de behövande, så naturligtvis påverkar priset, men det är inte av kritisk natur. Många äldre är även relativt välbärgade så skulle de inte få det hjälpmedlet de önskar föreskrivet har många råd att själva köpa det. Det finns även ett antal stiftelser som ger pengar till behövande för att kunna införskaffa hjälpmedel. Med tiden kan man även göra kostnadsöversyner och förenklingar som gör produktionen billigare.

Värre är det då med utvecklingskostnaden. Att utveckla nya produkter är kostsamt. I Sverige finns det få aktörer som stödjer produktutveckling i allmänhet och hjälpmedelsutveckling i synnerhet. Nu är det inte bara utveckla av hjälpmedel som är medvetna om detta utan det är ett gammalt välkänt problem för alla produktutvecklare. Ju längre utvecklingstiden är, desto högre blir utvecklingskostnaden. Då en produkt dessutom brukar ha en viss livslängd innan den blir utkonkurrerad av bättre produkter så önskar man kom-

ma ut på marknaden så fort som möjligt. Utmaningen här är alltså att kunna ta fram en produkt på så kort tid som möjligt med en så liten utvecklingsinsats som möjligt.

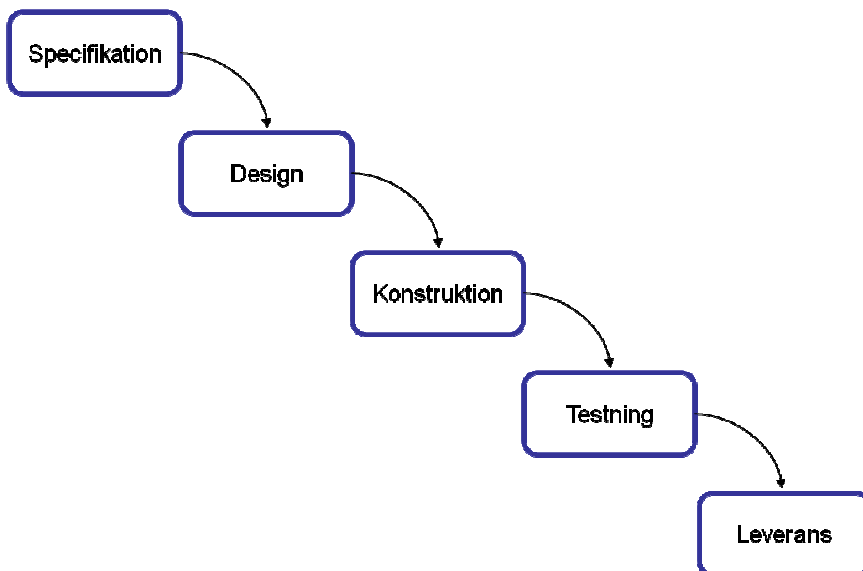
## Projektmodeller

### Traditionell produktutveckling

Produktutveckling bedrivs ofta i projektform och för att hålla nere utvecklingskostnaden och utvecklingstiden i projektet brukar man använda någon välkänd projektmodell. Det finns en uppsjö av olika projektmodeller, men några av de äldsta och vanligaste inom industrin är "V-modellen" (figur 2) och "Vattenfallsmodellen" (figur 3). Båda har sina fördelar och brister. De är sekventiella projektmodeller och i korthet går de ut på att man delar upp projektarbetet i delar. Sedan utför man en del i taget.

Ingående delar brukar vara:

- Specifikation (förstudie/behovsprövning)
- Design (analys)
- Konstruktion (implementation)
- Testning (verifikation)
- Leverans (drift och underhåll)



Figur 2. Vattenfallsmodellen.

Styrkan i en projektmodell är att de erbjuder ett strukturerat arbetssätt. Så den viktigaste styrka en projektmodell har är att den finns och används. Hur den används är sedan upp till projektledning och projektmedlemmar.

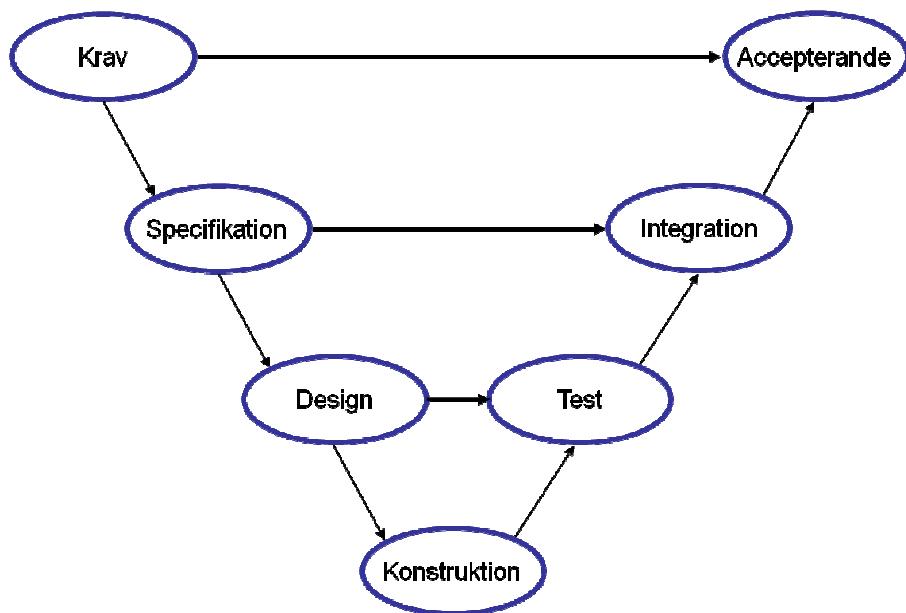
Fördelen med Vattenfallsmodellen är att den är överskådlig och enkelt att förstå för både projektgruppen och beställaren. Alla vet var man är i projektet och vilket nästa steg är. Modellen erbjuder även en god kostnadskontroll för beställaren. Man har brutit ner projektet i delar där varje del har tids- och kostnadsuppskattats och man på så sätt fått fram tidsåtgång och utvecklingskostnad för hela projektet. Modellen erbjuder även beställaren möjlighet att besluta i varje steg huruvida projektet ska fortsätta, stoppas eller stängas. Då varje steg dokumenteras ska ett projekt kunna återupptas med hjälp av den dokumentation som redan gjorts. Om kravspecifikationen och designen är tillräckligt bra så ska vem som helst kunna implementera systemet [Bal03]. Vattenfallsmodellen erbjuder även möjlighet till resursplanering eller upphandling mellan stegen. Slutligen är det som levereras testat och kvalitets-säkrat.

Svagheten med Vattenfallsmodellen är att den inte hanterar ändringar så smidigt. Benämningen vattenfall syftar till ett fall, vilket innebär att det blir svårt att gå tillbaka till föregående steg i processen. Det kan resultera i att förändringar och tillägg blir mycket svåra att införa eftersom ett större förändringsförslag måste gå igenom flera steg för att genomföras. I värsta fall måste man backa i processen och börja om med specifikationsarbetet, till exempel vid förändrad kravspecifikation. Den stora nackdelen med detta är att för att undvika att behöva börja om så måste man i ett tidigt skede av projektet veta vad man ska ta fram, det vill säga ha en heltäckande kravspecifikation redan från början.

Eftersom varje steg dokumenteras så blir det många dokument. Förutom de för projektet nödvändiga dokumenten, så finns en risk att man tar fram dokument som aldrig kommer att läsas.

Därför fungerar Vattenfallsmodellen oftast bäst för små projekt där oförutsedda problem sällan uppstår, samt för projekt där kravbilderna från beställaren inte förändras, till exempel leveransprojekt. För utvecklingsprojekt där man inte har en klar målbild i början på projektet är den därför inte lämplig.

V-modellen är en systemutvecklingsmodell som i stort liknar Vattenfallsmodellen. Det som skiljer dessa två åt är att V-modellen fokuserar på att testning och utvärdering är halva projektet. Modellen visar hur testning relateras till analys och designstegen. Detta har gjorts genom att modellen är uppdelad i tre olika nivåer, specifikationsnivå, systemnivå och modulfnivå. Detta betyder att man kan ta fram dokumentationen för en nivå samtidigt om så skulle önskas. Då man skriver systemkravspecifikationen kan man alltså samtidigt ta fram systemtestspecifikationen.



Figur 3. V-modellen.

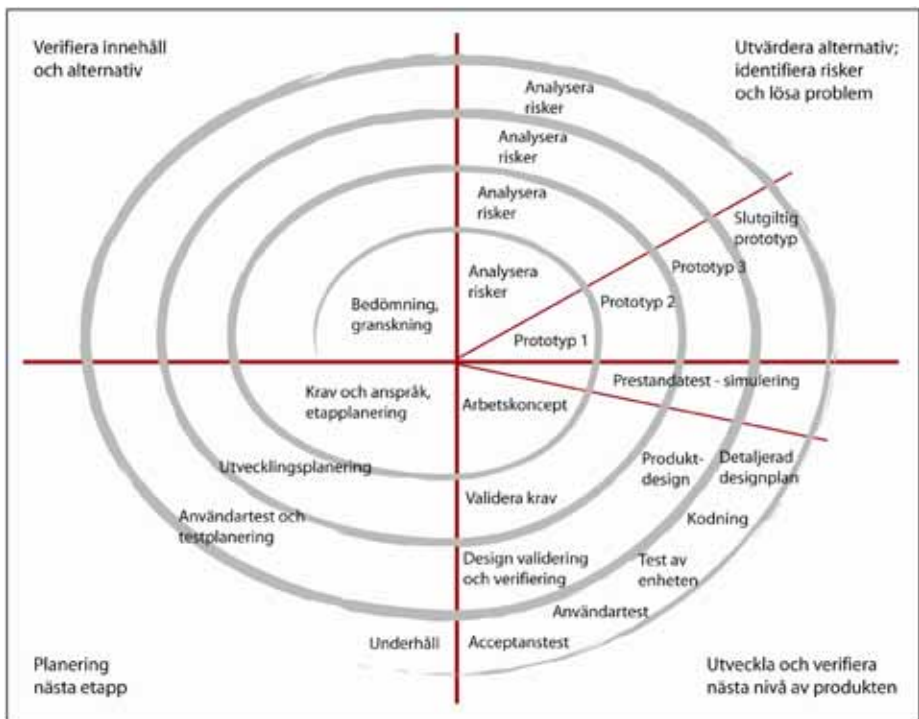
Modellen beskriver vad som förväntas ska hända under hela utvecklingsprocessen, vad som ska göras, hur det ska göras och när det ska göras. Det finns en väldigt tydlig koppling mellan specifikation och testning då testerna härleds direkt ur kraven som finns på vänstra sidan på V:et. Om ett fel hittas eller om problem uppstår på V-modellens högra sida, kan konstruktörerna gå tillbaka till vänster sida och åtgärda de fel och brister som finns innan testningen på höger sida görs om. V-modellen gör det tydligare än Vattenfallsmodellen vilka iterationer och omarbetningar som krävs då ett fel upptäcks.

V-modellen hanterar ändringar bättre än Vattenfallsmodellen men har fortfarande en svaghet i att man måste veta ganska så exakt vad man vill ta fram i början av projektet för att slippa allt för många iterationer i projektet.

Några kända projektmodeller är ABBs Gate Model [Abb09w], Ericssons PROPS [Sem11w] och Tietos PPS (praktisk projektstyrning) [Tie10w]. Kännetecknande för dem är att projekten genomgår ett antal milstolpar och beslutspunkter (grindhål/gate). Milstolparna är kontrollpunkter som visar hur långt projektet har framskridit gentemot uppställda kriterium och ger projektledaren möjlighet till korrigeringar. Beslutspunkterna är tillfällen då ledningen bestämmer om projektet ska få fortsätta, avvecklas eller stanna. Här kan även projektet tilldelas mer eller mindre resurser.

## Iterativ projektstyrning

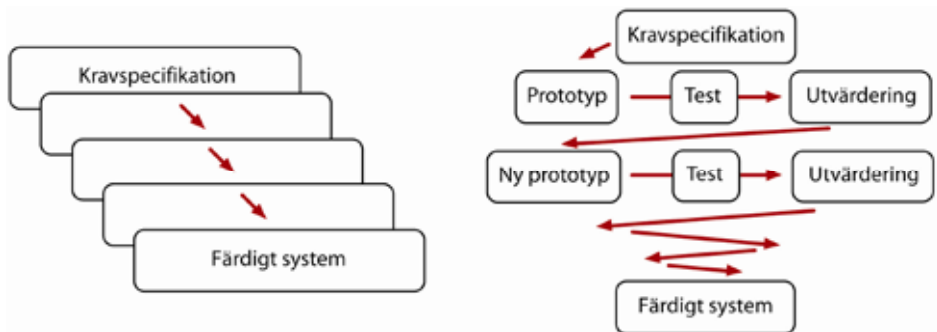
I en sekventiell utvecklingsprocess så får man det man beställer i början av projektet. Om man då inte vad man vill ha vid beställningstillfället, så får man troligen något man inte vill ha i slutändan. Stora mjukvaruprojekt är ofta så komplexa att det i förväg är omöjligt att beskriva det färdiga systemet tillräckligt noga. Därför behövs en annan utvecklingsmetod. Lösningen blev iterativa modeller. Iterativa modeller går ut på att man successivt bygger fram systemet. De togs ursprungligen fram för mjukvaruutveckling men har spritt sig till andra områden.



Figur 4. Spiralmodellen.

Boehm tog fram en alternativ processmodell, spiralmodellen [Boe88], som tar hänsyn till eventuella risker i utvecklingsprocessen. Projektet växer men resurserna är desamma. Varje varv i spiralen motsvarar en fas i systemutvecklingsprocessen. Här utförs en mindre delmängd och sedan testas man om det uppfyller kraven, se figur 4. I en iterativ projektutvecklingsprocess finns det därför en förmåga att kunna hantera nya krav och förändringar [CW96].

Spiralmodellen använder sig av samma processdelar som Vattenfallsmodellen, (analys, design, implementation, testning samt underhåll), men med den skillnaden att flera iterationer krävs inom dessa processdelar.



Figur 5. Vattenfallsmodellen jämfört med iterativ utveckling.

I en iterativ utveckling, sker utvecklingen i ett antal cykler där man successivt förbättrar systemet tills utvärdering visar att användaren är nöjd med resultatet. De iterativa metoderna bygger oftast på ett aktivt deltagande av användaren, det vill säga en användarorienterad utveckling.

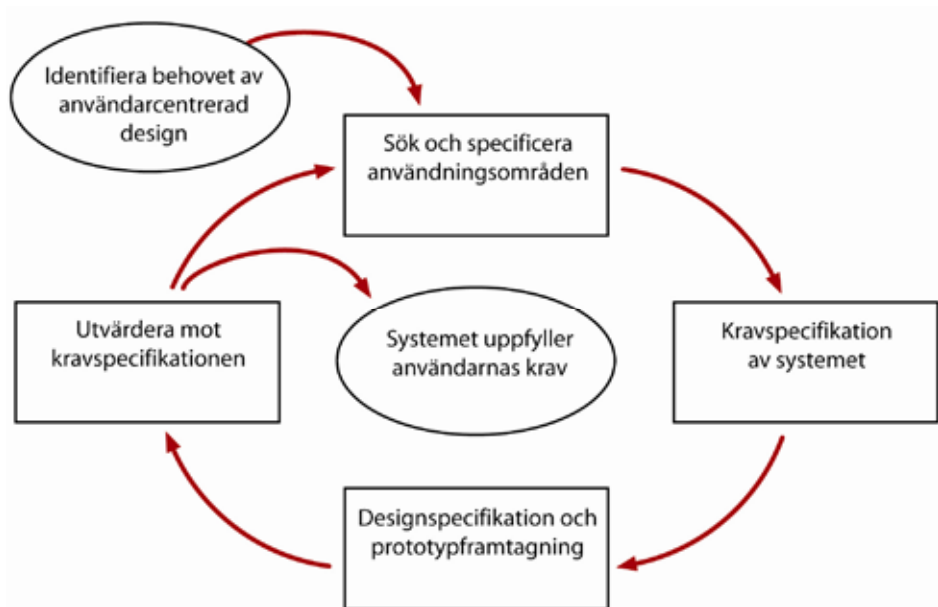
Svagheten i en iterativ utveckling är att det är svårt att säga hur många gånger man behöver ta fram en prototyp vilket gör utvecklingen svårare att tidsuppskatta än i en sekventiell utveckling, se figur 5. Det kräver även engagerade användare, har man inte det finns det en stor risk att projektet misslyckas.

## Användarcentrerad design

I en traditionell utvecklingsprocess, såsom teknisk produktutveckling, fokuserar man på att den framtagna produkten ska uppfylla de ställda kraven man har på produkten. Problemet här är att kraven formuleras i en kravspecifikation i början av projektet. Vet man då inte vilka de verkliga kraven är så är risken stor att man tar fram en undermålig eller i värsta fallet oanvändbar produkt [CPWM91, Hyy03].

En iterativ utveckling innebär att man itererar de olika utvecklingsstegen som tas under utvecklingsprocessen tills man är färdig. Starten är dock densamma som i en sekventiell utvecklingsprocess. Man utgår från en kravspecifikation, dock med den skillnaden att kravspecifikationen kommer att utökas med fler krav under processens gång.



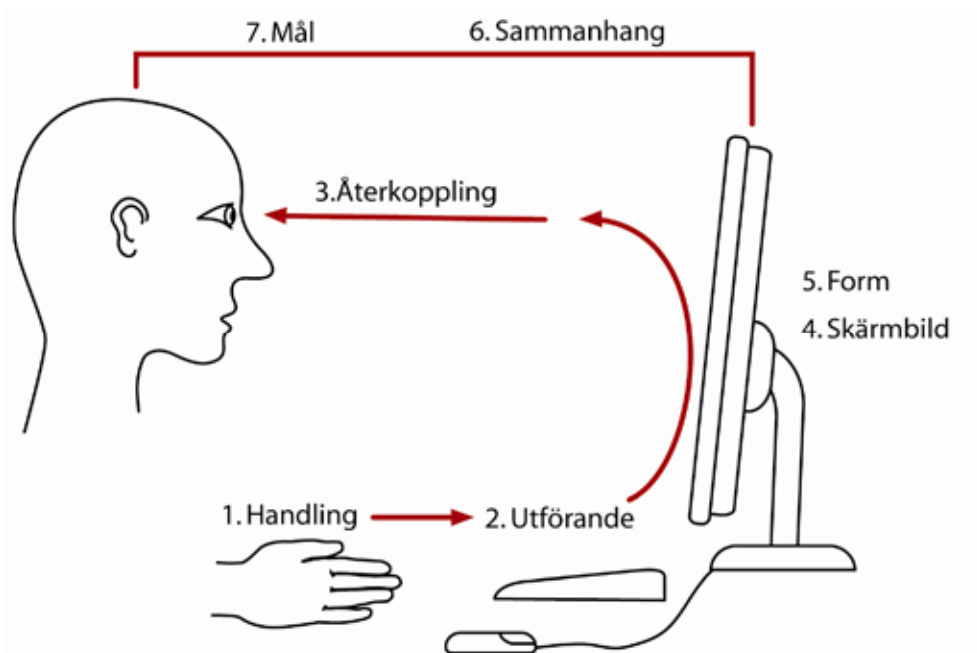


Figur 6. Användarcentrerad utveckling enligt standarden ISO 13407.

I en användarcentrerad utvecklingsprocess syftar man till att få fram en produkt eller tjänst som är baserad på användarens verkliga behov [Han06w] för att kunna utföra tänkt arbetsuppgift och inte en kravspecifikation som är framtagen i början av utvecklingsprocessen [GG02]. Kravspecifikationen utarbetas och uppdateras under processens gång, vilket syns i figur 6.

## Datorinteraktion

Interaktionen mellan en människa och datorn är uppbyggd på att det finns ett sätt att mata in och styra datorn och ett sätt att få resultatet presenterat för sig, se figur 7. Tangentbord är och har varit det överlägset vanligaste inmatningsenheten och styrdonet till datorer. Det har efter hand fått sällskap av andra styrdon såsom olika datormöss, styrspakar, rullkolor, skriv- och ritplattor och även pekskärmar. Alla dessa har gemensamt att de styrs via en hand.



Figur 7. Interaktion mellan en människa och en dator.

För återkoppling till användaren är bildskärmen den absolut vanligaste presentationsenheten och den brukar kompletteras med högtalare. Grovt kan man säga att bildskärmen (synen) används för att presentera data och ljud via högtalaren (hörsel) används för att uppmärksamma användaren på något, ofta ett felmeddelande [Fun98].

Tabell 1: Styr- och mätton i interaktionen mellan dator och människa.

Människans styrdon	Datorns mätton	Datorns styrdon	Människans mätton
Motorik (hand)	Mus, styrkula, styrspak	Bildskärm	Syn
Motorik (hand)	Tangentbord	Högtalare	Hörsel
Motorik (hand)	Pekskärm, ritplatta		
Motorik (öga)	Kamera		
Röst (talstyrning)	Mikrofon		

Det har tagits fram andra alternativa sätt att både styra och avläsa en dator än via hand-syn samspelet. Det har visat sig vara svårt få fram alternativa enheter som fungerar för den stora allmänheten. I huvudsak är det röst och hörsel som används via mikrofon och högtalare då datorn sedan slutet på 1990-talet har blivit ett vanligt hjälpmedel för många blinda [Nua11wf]. Runt 2000-talet har det tagits fram huvudstyrningar för rörelsehindrade

[Ori11w]. Sedan slutet på 2000-deceniet har även fungerande ögonstyrning tagits fram [Tob11w]. I tabell 1 visas de vanligaste förekommande styr- och mätdonen i interaktionen mellan dator och människa.

## Olika styrsätt

Persondatorer har i Sverige funnits sedan slutet på 1970-talet och de fanns tillgängliga (med avseende på pris och användbarhet) för allmänheten från 1980-talet där de sedan fick sitt stora genomslag i den tidigare delen av 1990-talet. Detta syns även i användandet av datorer som tekniska hjälpmedel för funktionshindrade då detta har ökat med tiden. Likaså har utbudet av inmatningsenheter ökat med tiden.

Då man studerar olika sätt att styra en dator så inser man att det forskas en hel del inom detta område. Över tiden så ser man att olika styrsätt är mer eller mindre populära vid olika tidpunkter. I början var det framför allt fokus på att få fram ny hårdvara för att få en mus- eller knappfunktion [DDC97]. Med tiden har det blivit mer och mer intressant att ta fram en kombination av ny hårdvara och mjukvara [NM03, San03w, Ori05w] för att få fram ett alternativt styrsätt. Nu finns det mycket forskning som går ut på att bara ta fram ny mjukvara och använda så mycket av den hårdvara som finns för att finna nya sätt att styra datorn. Som ett exempel på det är huvudstyrning med hjälp av en webbkamera [SSC05].

Det har från första början forskats aktivt på att få fram alternativa styrsätt för rörelsehindrade. I början var det hjälpmedel för dem med ganska milda handikapp men det har sedan gått över till de med mera grava rörelsehandikapp för att nu även omfatta de flesta grupper av handikappade, till exempel förståndshandikappade eller de med kognitiva problem [Hil1w].

Utvecklingen av helt nya hårdvarubaserade inmatningsenheter har utvecklats från att ha fokuset på att utveckla användbara enheter till att få fram mer spektakulära enheter. Utvecklingen av de flesta nya enheterna är till större delen teknikdriven och i vissa fall saknas relevant praktisk användning. Detta arbete kan ändå föra utvecklingen framåt och efter ett par år kan ett nytt och användbart hjälpmedel som är baserat på den nya tekniken ha utvecklats [KK99].

Utveckling av programvarubaserade inmatningsenheter har fokuserat på att använda den befintliga hårdvaran som finns. Programvaran för de nya enheterna är ofta ganska enkel i sin funktionalitet. Därför är utvecklingen av programvaran inriktad på att ge de mest grundläggande funktionaliteten och ger ofta en tillförlitlig och stabil programvara.

För inmatningsenheter som består av både hårdvara och mjukvara så ligger fokus på att utveckla och förbättra programvaran vilket ger enheten bättre prestanda, funktionalitet och även ett större användningsområde. Forskning och utveckling av ny programvara är mycket intensiv för tekniska

hjälpmedel som behöver en stor beräkningskapacitet, såsom röst- och ögonstyrning.

Nedan följer en kort översikt över olika styrmöjligheter.

## Ögonstyrning

Detta är ett hett ämne i dag, och har så varit de senaste 10 åren. Det är bara på de senaste åren som den har fått en stor marknad, eftersom det är just nu det finns ganska billig hårdvara. Detta område kommer fortfarande att vara hett ämne ett tag framöver och kommer att vara i ständig utveckling framåt. Det underlättas av det faktum att hårdvaran som behövs är nu "gammal" teknik på en massmarknad med låga priser och bra fungerande lösningar. Programvaran har utvecklats under många år, så nu är de mest grundläggande problemen lösta och fokus är på ännu bättre prestanda tillsammans med nya hårdvaru- och mjukvarulösningar [LCLC05] och nya användningsområden för tekniken [SAC\*07].

## Ansiktsstyrning

Detta är ett ganska nytt område och växer i popularitet. För ett antal år sedan existerade det knappt som ett forskningsområde för tekniska hjälpmedel. Däremot var det populärt bland annat inom fordonsindustrin [ACE07], där tekniken användes för att upptäcka när en förare håller på att falla i sömn [SP99]. Den bygger på likartade tekniker som ögonstyrningen, men mäter ansiktsuttryck i stället för ögonrörelser. Ibland använder systemet fler än en kamera för att upptäcka ansiktsuttrycket.

## Röststyrning

Detta är ett för datorvärlden gammalt styrsätt, och röststyrning som forskningsområde är inte speciellt hett idag även om det fortfarande forskas inom området. Som styrsätt finns det ganska många fungerande lösningar. Det är ett område som fortfarande utvecklas men inte alls med den takt och intresse det hade för 10 år sedan. Det är en mogen teknik där utvecklingen är fokuserad på att få datorn att förstå olika personers röster och kommandon, snarare än att få tekniken att fungera. [SL02]

## Geststyrning

Att styra datorn med hjälp av gester är ett hett forskningsområde [HACA08], dock inte så hett inom handikappområdet. Orsaken till detta är ganska enkel. För att kunna styra datorn med hjälp av gester behöver man ha god rörlighet och finmotorik. Detta har inte alla funktionshindrade, speciellt inte rörelsehindrade. Dessutom ska man styra genom att göra en gest, vilket inte alltid är ett intuitivt styrsätt. Personer som har svårt att förstå abstrakta saker kan ha väldiga problem att styra en dator via gester, även om de råkar ha rörligheten och motoriken för det.

## Trådlös styrning

Detta är en mycket het fråga, men inte inom handikappområdet! Många tekniska hjälpmedel är idag trådbundna, så här skulle man kunna göra en stor insats. Både IR och radio är välkända trådlösa tekniker, så att göra en befintlig enhet trådlöst är inte så hett eftersom varken tanken eller principen är ny. Därför är det mycket få nya tekniska hjälpmedel som är inriktade på en trådlös lösning. De som ändå kommer fram är ofta baserade på en ny hårdvarubaserad inmatningsenhet som kräver en trådlös kommunikation [Bju04w].

## Styrning via elektriska signaler

Alternativ teknik såsom EEG [WMNF91], EMG [KJS04] och EOG [DTL05] är ett hett område och har varit det under lång tid. När en ny teknologi kommer fram, en ny hårdvara utvecklas eller när nya idéer testas så det blir ett uppsving. Mycket fokus ges ofta till de senaste nyheterna i detta ämne. Under tiden mellan dessa uppsving är det bara upprepad provning av samma idéer eller tekniker igen. Tyvärr har forskning inom detta område en stor tendens att vara mer spektakulär än inriktat på att lösa ett problem. De nya ämnena är mycket mer teknik fokuserade och bygger på önskan att testa nya saker och ofta slutar denna forskning med "detta kan vara ett bra hjälpmedel för funktionshindrade" [BSA00, ITNY01, TRM06]. Men teknikerna lämnar sällan den akademiska världen.

## Alternativ rörelsestyrning

Detta är ett område som är medelvarm hela tiden, liksom alternativa hårdvara lösningar. Detta område är mer drivet av att undersöka vilka styrmöjligheter som ett funktionshinder har och att försöka se vilken typ av teknik som skulle passa till en viss typ av funktionshinder [EDB00, CLCC02, Che01]. Även kombinationer med olika tekniker är vanliga [SLWZ03]. Inom detta område är det väldigt lätt att hitta lösningar som verkligen har testats och använts av personer med funktionshinder. Så det är mycket bra område för

att se efter vilken typ av system som faktiskt fungerar och att få återkoppling från användarna.

Exempel utgörs av olika styrspakar eller andra inmatningsenheter som har modifierats för att passa en viss kroppsdel. Det kan vara en hand, fot eller en munmus. Ändringen kan vara mekanisk, elektrisk eller baserat på ny teknik, allt i syfte att passa användaren på bästa möjlighet.

## Krav på en inmatningsenhet

Om man för den stora allmänheten letar efter alternativa styrdon för att kontrollera en dator så finner man en uppsjö av allehanda inmatningsenheter. Börjar man skärskåda vad som erbjuds så inses ganska snabbt att utbudet inte är så stort som det först verkar. De flesta enheterna som erbjuds är varianter av den gamla hederliga datormusen, men de finns å andra sidan i alla möjliga fantasifulla former och färger. Även hos de som erbjuder specialanpassade inmatningsenheter är det olika varianter av datormusen som finns i flest utföranden [Hid11w]. Alternativt erbjuds ett sätt att ersätta den traditionella handkontrollerade datormusen men ändå erhålla en musfunktion.

Att det är så beror på att det i våra datorer med grafiska gränssnitt (GUI) är det en musfunktion som är viktigare [LLYN02] än en knappfunktion. Knappfunktionen är dock viktigare i textbaserade gränssnitt (TUI) [ZM98]. Vill man ta fram en ny inmatningsenhet finns det några punkter man bör ta i särskild beaktan:

- Utformningen av inmatningsenheten
- Ömsesidig samexistens
- Användarvänlig funktion
- Produktionsaspekterna

Studerar man de enheter som finns idag på marknaden så framgår det att de är framtagna och utformade på grund av ett syfte. Enheten är kanske en styrspak speciellt framtagen för flygspel eller flygsimulatorer. Det kanske är en kul och uppseendeväckande, men opraktisk, utformning på enheten. Alla framtagna för att säljas på en marknad riktad mot den stora allmänheten.

## Utformning av inmatningsenheten

Om man antar att det är möjligt att skapa en inmatningsenhet till datorer som passar en stor grupp av rörelsehindrade och som dessutom är möjligt att producera till en ringa kostnad, så är frågan hur utformningen av denna anordning skall se ut. Detta torde vara huvudfrågan om man ska ta fram en alternativ inmatningsenhet, ty ingen vill i längden ha en enhet som är svår att använda eller som man får ont av [SS04].

Det är inte möjligt att besvara denna fråga förrän man har mer information om användarnas förutsättningar och vad de vill. Därför behöver man lära känna tilltänkt målgrupps behov och förutsättningar. Även utredningar om befintliga enheter och deras begränsningar behöver göras, liksom behov av individuell anpassning.

## Ömsesidig samexistens

Inmatningsenhets interaktion med omvärlden är väldigt viktig. För en datoranvändare med funktionshinder, till exempel nedsatt rörelseförmåga, måste en alternativ inmatningsenhet till datorn fungera med andra vanliga inmatningsenheter (såsom tangentbord och mus). Enheten måste också kunna fungera med de vanliga programvarorna som finns på en dator.

Om datorn har anpassats till en funktionshindrad användare genom att den har fått specialanpassad programvara och hårdvara installerad, så måste den nya enheten kunna fungera ihop med dessa utan att förorsaka några problem för användaren [HS01, RZ01].

## Användarvänlig funktion

En inmatningsenhet måste passa användaren och ge den funktionalitet som användaren vill ha. Om man hittar ett bra styrsätt kan användaren styra datorn både självständigt eller tillsammans med andra. I det här fallet eftersträvas en mus- eller knappfunktion utan att använda en vanlig mus eller tangentbord. Ett sätt att få en användarvänlig funktion är att det ska vara lätt att lära sig och lätt att komma ihåg hur enheten fungerar, med andra ord bör den utformas för intuitiv användning [San03w].

## Produktionsaspekterna

Om man ska utveckla en enhet som blir till en produkt i slutändan och som kan säljas till användare med funktionshinder, så måste tillverkningskostnader och andra produktionsaspekter beaktas. Därför behöver man redan i utvecklingsfasen ligga nära en industriellt anpassad produktutveckling av enheten. Detta för att ta hänsyn till produktionsaspekterna så att man inte utvecklar en enhet som i slutändan inte går att serieproducera.

## Befintliga alternativa styrsätt och inmatningsenheter

Då en dator ska handikappanpassas är det lätt att tänka på en massa stora och klumpiga enheter som kopplas till datorn. Det enklaste sättet är dock att använda sig av de hjälpmedel som finns inbyggda i datorns operativsystem. Det finns ett flertal hjälpmedel och inställningar som underlättar för en funktionshindrad eller för den delen en äldre person [App11w, Mic11w]. Exempel på hjälpmedelsfunktioner som finns inbyggt i operativsystemet är:

- Höra beskrivningar av allt som visas på skärmen
- Skärmförstorare
- Skärmläsare
- Skärmtangentbord
- Styra markören via det numeriska tangentbordet
- Taligenkänning
- Ändra hastighet på knapptryckningar och musrörelser

Om inte de inbyggda hjälpmedelsfunktionerna duger, så finns det ju andra sätt att tillgå för att kunna styra datorn. Den utan tvekan vanligaste metoden att styra datorn är via handen, men alternativen är många och uppfinningsrikedomen stor då det gäller att hitta på alternativa styrsätt. Personer med allmänna kroppsfunktioner har bland annat följande alternativ att välja mellan för att styra en dator:

- Fotstyrning [SS96]
- Gester [SPF\*06]
- Handstyrning [ZTG06]
- Fingerstyrning [Gon03]

Exempel på alternativa inmatningsenheter som används för denna typ av styrning är anpassade tangentbord, alternativa möss, styrspakar, styrkolor, rullbollar, olika sorters kontaktstyrning (manöverkontakter) [WHBH03], pekskärmar och styrplattor. Tilläggas kan att i denna grupp av alternativa inmatningsenheter finns det många som är framtagna för konsumentmarknaden och inte specifikt framtagna som ett hjälpmedel. Men med lite tips och finurlighet kan man få dem att fungera som en alternativ inmatningsenhet [Spi11w]. Det finns även hjälpmedel man kan koppla till en befintlig inmatningsenhet så att en funktionshindrad kan använda inmatningsenheten, exempelvis en enhet som dämpar skakningar [RMP06].

En person som skadat sig så pass allvarligt att de förlorat delar av sin rörelseförmåga tappar normalt rörelseförmågan från skadan och neråt. Så har personen brutit ryggen brukar de ha rörlighet kvar i överkroppen men ingen i benen. Har de däremot brutit nacken kan de röra nacken men inget mer av



kroppen. Så personer med höga ryggmärgsskador har bland annat följande alternativa styrmetoder och styrsätt att välja bland:

- Huvudrörelser [BM02]
  - Huvudmus [Mat11w, Nap11w, Ori11w]
  - Infraljus (IR) [CTC\*99, EDB00]
  - Rörelsesensorer [Che01]
  - Ultraljud[NE02]
- Ansiktsstyrning [Aid11w]
  - Kamera [BGF03, CCKL03]
- Käkstyrning (tuggdyna) [Rdd10w]
- Hakstyrning [Per11]
- Kindstyrning [Che01]
- Läppstyrning [Lif10w]
- Munnen (sug-och-blås) [Gew10w, Ori10w]
- Tungan (gomplatta) [Nor05]
- Tand [SBG\*08]
- Röststyrning [SC01]
- Ljudstyrning (ej röst) [IH01]
  - Humma [SKP06]
  - Vissla [Oat06]
- Mikrofon – Blåsstyrning [PA07]

De personer som är så allvarligt skadade att de är totalförlamade och inte ens kan röra på huvudet har färre alternativ, men det finns trots allt några olika metoder och styrsätt som de kan välja bland. Det är bland annat att styra via:

- Andning [EE00]
- Ögonen (blicken) [Tob11w]
- Blinkningar [SYL\*08]
- Pupillerna[EII\*04]
- Hjärnvågor (elektriska signaler) [PKS\*03]
  - EEG [BAT11w]
  - EMG [KBM\*00]
  - EOG [KK99]

Att styra dator via pupillförändringar eller elektriska signaler (hjärnvågor) kan ta väldigt långt tid att lära sig och vara svårt att bemästra metoden. Trots det så är det ibland tyvärr det enda styrsättet som fungerar för totalförlamade individer.

Gemensamt för de flesta av dessa hjälpmedel som vänder sig till personer som är förlamade från nacken och uppåt, är att de installeras på användarens dator och sedan är svåra att flytta och ta med sig, i jämförelse med en tradi-

tionell USB-mus [Usb10wa]. Detta är dock sällan ett problem men i de fall användaren inte är hemma, exempelvis vid en resa, så minskar detta friheten för den rörelsehindrade att själv styra en dator. Av de hjälpmedel som kan generera en musfunktion i form av att flytta markören finns ibland problem med noggrannheten och att flytta markören längre sträckor. Att man inte kan peka på en exakt punkt på bildskärmen brukar lösas med att man gör större områden, exempelvis stora ikoner så blir det lättare träffa rätt. Problemet med att flytta markören längre sträckor brukar lösas helt enkelt med att inte använda stora skärmar samt i bästa fall med en turboeffekt. Ju fortare användaren flyttar markören, desto längre sträcka flyttas den.

De hjälpmedel som styrs via ljud eller ljus har även nackdelen av att de kan bli störda av omgivningen, exempelvis vid buller, blåst, mörker eller starkt solsken. De lösningar som involverar en kamera eller annan liknande sensor, exempelvis ögonstyrning, har även nackdelen att användaren måste sitta relativt rakt framför kameran, ofta på ett visst avstånd från bildskärmen för att de ska fungera.

Inmatningsenheter som genererar sin egen referenssignal blir mindre känsliga för yttre störningar och de är därför intressanta att studera närmare. Accelerometrar, gyron, inklinometrar [CKCL00] och magnetometrar [RRC\*09] är sådana enheter. De har även en relativt hög upplösning och kan därför användas på större bildskärmar och av personer med viss, men begränsad rörlighet i exempelvis nacken. Ett antal studier har gjorts på att använda accelerometrar och gyron som rörelsesensorer till alternativa inmatningsenheter [KC02]. För att erhålla en klickfunktion har ett antal olika styrsätt utprovats, såsom blinkningar [KPAY10], nickningar [EKL\*07] eller kinden [SLW\*04, Che01].

## MEMS-sensorer

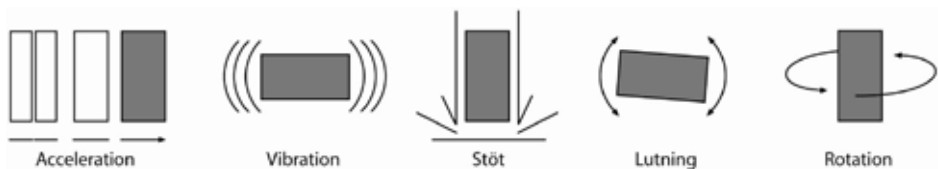
Mikro-ElektroMekaniska System (MEMS) är en teknologi för att ta fram små elektromekaniska komponenter. Ordet mikro innebär att komponenternas storleksmässigt är i mikroskalan. MEMS-teknologin möjliggör att man kan tillverka väldigt komplexa mekaniska och elektriska system i mikroskala. Då tekniken att ta fram MEMS-komponenter är väldigt lik den man använder för att tillverka integrerade kretsar (IC) har detta bidragit till att MEMS-teknologin blivit sprid och att MEMS-komponenter är relativt billiga att massproducera. Ofta tillverkas MEMS-komponenter av samma halvledarmaterial (kisel) som för många integrerade kretsar. Tillverkningen av dessa mikrokretsar sker ofta på en större kiselskiva (wafer). För att kunna använda mikrokretsen behöver det kapslas in vilket görs på ett liknande sätt som när man kapslar in en IC. Allt detta gör att en MEMS-komponent påminner mycket om IC-kretsar i sin storlek, form och pris.

En skillnad gentemot vanliga integrerade kretsar är att MEMS-komponenter är mycket mer känsliga för värme, kyla, temperaturförändringar, vibrationer, stötar och slag [AJJ07]. De kan även vara tryck och fukt känsliga beroende på kapslingen.

MEMS-baserade komponenter har fått en väldigt stor spridning och de används inom de mest vitt skilda områden. Några vanliga MEMS-komponenter är RF-MEMS (radio), accelerometrar, gyroskop, mikrofoner och trycksensorer.

## Rörelsesensorer

Ett stort användningsområde för MEMS-komponenter är rörelsesensorer. De vanligaste MEMS-baserade rörelsesensorer är inklinometrar (vinkel), magnetometrar (magnetfält), accelerometrar (acceleration) och gyron (rotation). De rörelser som brukar vara av intresse att mäta är acceleration, lutning, rotation, stöt och vibration [OW10], vilka åskådliggörs i figur 8.



Figur 8. De fem rörelsemönstren.

Av dessa är alla rörelserna utom rotation varianter av accelerationen mät över olika tidsintervall. Då inklinometern är en lutningsgivare som kan ersättas av en accelerometer så görs ingen närmare beskrivning av inklinometern.

## MEMS-accelerometrar

En accelerometrar känner av många olika sorters rörelser såsom gravitation, vibration, linjär och centripetal acceleration [GD10]. Då accelerometrar mäter förändringen av hastighet över tiden ( $m/s^2$ ) så kan man med hjälp av olika matematiska algoritmer använda accelerometrar för att bland annat detektera och mäta lutning, position, hastighet, stötar, fritt fall och vibrationer.

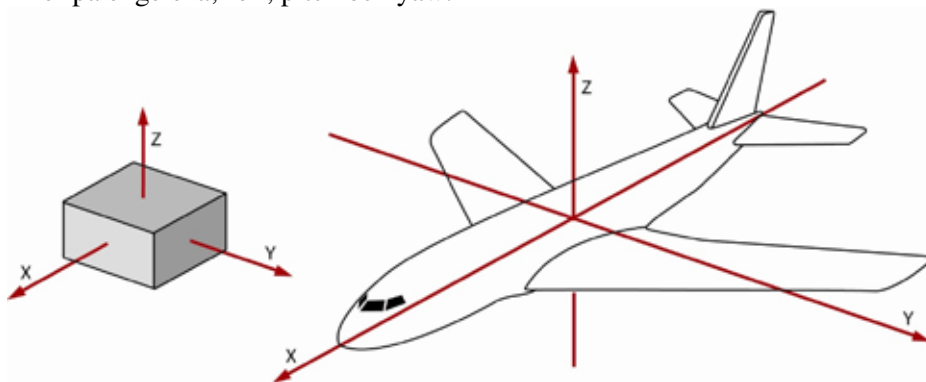
Kännetecknande för en MEMS-accelerometer [Ana11wb] är att den är en liten, billig och relativt strömsnål komponent. Tillsammans med dessa egenskaper samt sin förmåga att mäta en mängd olika sorters rörelser så har MEMS-accelerometrar blivit en mycket populär rörelsesensor som används inom vitt skilda områden. Allt från TV-spel, falldetektor, stegräknare till stötskydd för hårddisken i den bärbara datorn.

Då den börjar användas mer och mer i olika konsumentprodukter [Ana11wa] så har det inneburit att utvecklingen av mindre, billigare och bättre accelerometrar har drivits på och idag finns en uppsjö av olika accele-

rometrar att välja bland. Det finns även en-, två- och treaxliga accelerometrar att välja mellan.

## MEMS-gyroskop

Gyron mäter vinkelhastigheten, eller med andra ord hur snabbt ett objekt roterar kring sin axel. Utsignalen från gyrot är proportionell gentemot rotationen (vinkelhastigheten) kring axeln. De axlar man pratar om är X-, Y- och Z-axeln. Där X och Y ligger i ett tänkt plan och Z är vinkelrätt gentemot planet, se figur 9. Tänker man sig ett flygplan så motsvarar rotationen i de olika axlarna roll för X-axeln, tippning för Y-axeln och gira för Z-axeln. Eller på engelska; roll, pitch och yaw.



Figur 9. Axelriktningarna för en gyrosensor.

Accelerometern anger förändringen i längsriktningen i en axel, så för att mäta förändringen i alla axlarna behövs en treaxlig accelerometer. Tillsammans med ett gyro som kan mäta rotationen i alla tre axlarna fås en sensor som kan mäta i sex frihetsgrader. Det finns dock väldigt få gyron som kan mäta i alla tre axlarna. Därför brukar man mest använda sig av enaxliga gyron. Antingen ett för X-axeln eller Z-axeln. För att mäta i Y-axeln behöver man bara vrida ett gyro som mäter i X-led 90 grader i planet. Ett problem här är att gyron som mäter i X-led är uppbyggda på ett annat sätt än de som mäter i Z-led.

MEMS-gyron [SL04, Fue11w] är jämfört med MEMS-accelerometrar stora, dyra och strömförbrukande komponenter. Detta beror på att de i sin kiselkonstruktion är mycket mer komplexa än vad accelerometrarna är. Då gyron är mer komplexa att tillverka blir det större variationer mellan olika komponentindivider än vad det blir vid tillverkningen av accelerometrar.

Gyron är också mer känsliga för yttre störningar än vad accelerometrar är. Typiska faktorer som påverkar ett gyro negativt är temperaturändringar, vibrationer, stötar och slag. Därför är det intressant att kunna se hur dessa störningar påverkar gyrot. Detta låter sig göras om man har en testrigg att tillgå [Foc11w, ]Mot11w].

Även om tillverkningen av MEMS-gyron är likartad så kan kiselstrukturen skilja sig åt. Formerna på den oscillerande delen i MEMS-gyrot kan bland annat vara fjärl [Sen09w], gaffel [Fue11w], skivformad [Bos10], rundstav [Nec02w] eller triangulär stav [Mur96].

Så förutom att välja ett passande MEMS-gyro utifrån dess prestanda bör man även ta hänsyn till hur gyrot ska användas och hur det påverkas av störningar och åldring.



# Målet med avhandlingen

Målet med denna licentiatavhandling har varit att utveckla tekniker som ska stödja personer med rörelsebegränsningar. Målet har främst varit att utveckla alternativa tekniker för att kunna manövrera en dator. Arbetet kan delas upp i delmål:

- att utveckla en användarvänlig, alternativ datormus för rörelsehindrade, som skall kunna individanpassas och integreras med olika klickmoduler.
- att ta tillvara de tänkta användarnas synpunkter kring behov och önskemål på den alternativa musen, så att den blir ett använt hjälpmedel.
- att tillämpa den utvecklade rörelsesensorn som ett rehabiliteringsverktyg för en mindre patientgrupp med nackskador, så kallade pisksnärtskador.

Utöver dessa vetenskapliga mål har produktionsaspekterna varit viktiga. För att säkerställa att enheten ska kunna bli en produkt måste den kunna produceras och säljas till ett rimligt pris och detta måste beaktas under hela utvecklingsprocessen.





# Översikt och slutsatser av inkluderade artiklar

## Publikation I och IV

Publikation I och IV har valts att redovisas tillsammans då dessa båda publikationer hänger ihop. Båda publikationerna handlar om en gyrobaserad datormus som ett alternativt styrsätt för rörelsehindrade för att kunna styra en dator och där delvis samma material och metoder har använts.

Publikation I handlar mycket om själva den tekniska utvecklingen av den gyrobaserade datormusen som ett alternativt styrsätt för rörelsehindrade. Utvecklingen är gjord utifrån de ställda krav som framkommit att de tilltänka användarna har på den alternativa datormusen.

Publikation IV handlar mer om utprovningen och utvärdering av den alternativa datormusen och hur den tekniska utvecklingen gjorts tillsammans med fältstudier och fältprov, allt gjort utifrån en användarcentrerad utvecklingsprocess.

Resultatet från båda dessa publikationer visar att det är möjligt att ta fram en alternativ, MEMS-gyro baserad, datormus som fungerar som ett bra och uppskattat hjälpmedel för funktionshindrade, främst rörelsehindrade personer.

Att den alternativa datormusen använder sig av rörelsesensorer, i detta fall sensorer baserade på MEMS-teknologi, beror på att de sensorerna visade sig vara de som bäst motsvarade de krav och önskemål som användarna hade på ett alternativt sätt för att styra en dator.

För att erhålla en klickfunktion finns flera alternativ att ansluta till enheten:

- Sug-och-blås
- Tuggdyna
- Manöverknappar
- Autoklick (inbyggd programvara)

Med ett sug-och-blås munstycke fick användaren möjlighet till sex olika klick- eller knappfunktioner, (svagt, medium och kraftigt sug eller blås). Sug-och-blås fungerade bra när användaren hade en fungerande munmotorik. Tuggdynan fungerade bra för användare med sämre munmotorik, men

käkkontroll och har upp till tre olika klick- eller knappfunktioner. Manöverknappar som kan kontrolleras av olika kroppsdelar (till exempel hand eller fot) [Sia11w], är ytterligare en möjlighet för att få klick- eller knappfunktion. Upp till sex olika manöverknappar kan anslutas i enheten. För alla tre alternativen kan användaren ställa in respektive funktion separat (vänsterklick, högerklick, tangentbordsknapp, med mera). Datormusen kan även programmeras att automatiskt generera ett musklick om man håller markören still på samma ställe en viss tid.

Användarna har varit delaktiga i framtagningen av den alternativa datormusen, dels i själva utvecklingen men framför allt i utprovning och utvärdering av datormusen. Detta har varit centralt då en egen variant av en användarcentrerad utvecklingsprocess har använts.

Användarcentrerad utveckling är inte så vanlig vid produktutveckling och den är inte heller så lättanvänd. Därför har ett antal standarder tagits fram som ska underlätta användarcentrerad utveckling. Dessa är bland annat de svenska standarderna för ”Användarcentrerade designprocesser för interaktiva system” [Sis99], ”Användarcentrerad design för interaktiva system” [Sis10] och ”Ergonomiska krav på kontorsarbete med bildskärmar (VDTs) - Del 11: Riktlinjer för användbarhet” [Sis98]. Dessa standarder har legat till grund för den arbetsprocess som använts vid framtagandet av den alternativa datormusen.



Figur 10. Vår användarcentrerade utvecklingsprocess.

Standarden ISO 13407 [Sis99] ger råd om användarcentrerade designaktiviteter, men ger inte en detaljerad täckning av de tekniker och metoder som behövs för en användarcentrerad design. Det finns även lite olika sätt att börja en användarcentrerad utveckling [Böd00]. Dessutom är hjälpmedelssektorn är speciell, exempelvis genom att köparen och användaren inte är desamma [Nic09w]. Bland annat därför har en egen modell av användarcentrerad utveckling tagits fram, se figur 10. Denna process har använts i både studie I och Studie IV.

Den använda, egenframtagna, användarcentrerade utvecklingsprocessen har anpassats för att passa in och fungera med den utvecklingsmodell som användes vid produktutvecklingen, se figur 11. Den egna utvecklingsprocessen har använts i de steg i utvecklingsmodellen där en användarcentrerad utveckling använts, vilket visas med svarta pilar i figur 11.

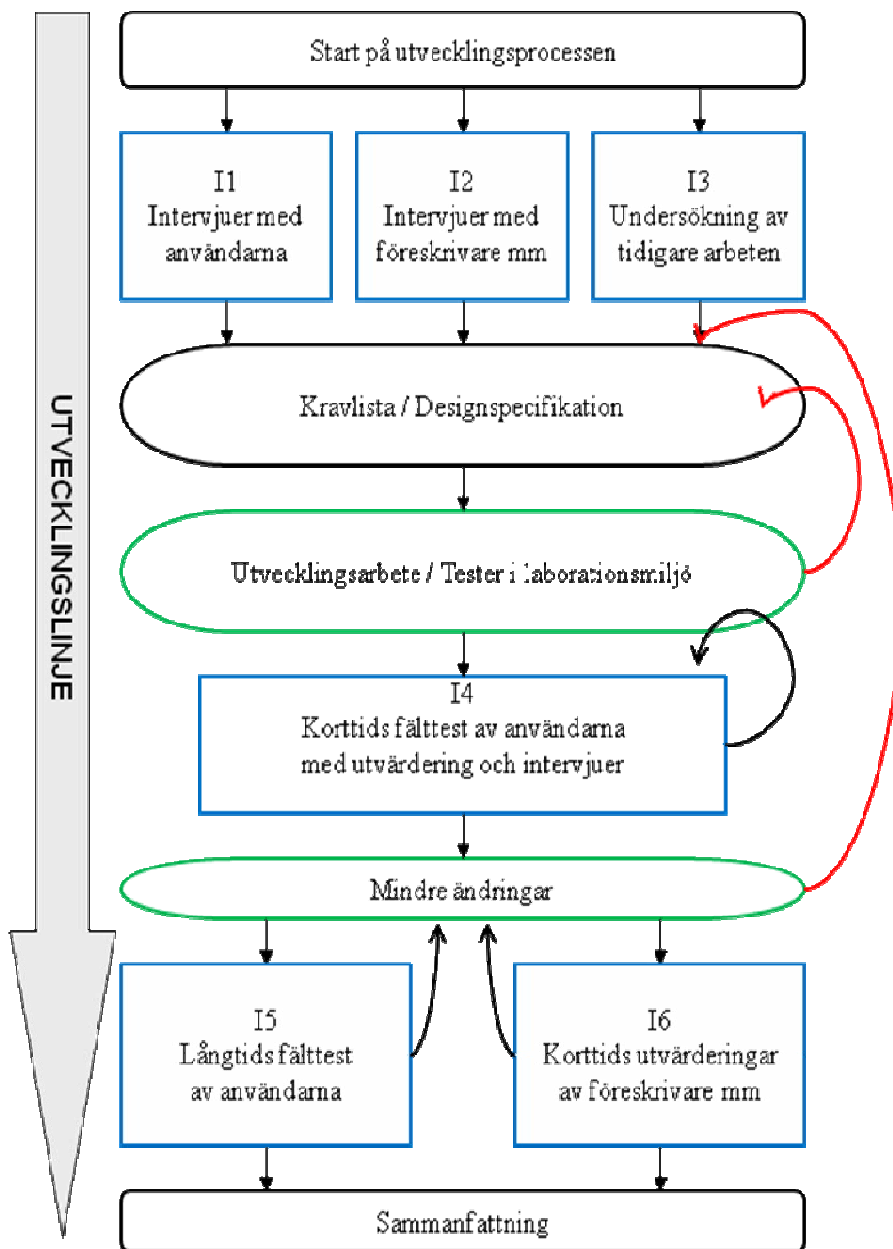
Exempel på detta i denna modell är då en konstruktion (eller en delfunktion i systemet) som är baserad på användarnas önskemål tagits fram och sedan utprovats. Därefter har en uppföljning skett och användarnas synpunkter tagits i beaktande och omkonstruktion har gjorts. Detta har upprepat tills användarna blivit nöjda.

Större ändringar som påverkar hela konstruktionen har också tagits med i utvecklingsmodellen. De är representerade som röda pilar i figur 11. Exempel på större ändringar är förändrade miljökrav, helt nya funktioner eller andra användningsområden. I den egna utvecklingsprocessen kan nya eller förändrade krav och önskemål tas om hand under hela utvecklingsprocessen. Fördelen är att dessa krav tas om hand och införs i krav- eller designspecifikationen utan att själva utvecklingsarbetet avstannar. Det är möjligt att fortsätta det iterativa arbetet och göra klart den delfunktion som utvecklas just för stunden. De större ändringarna tas om hand i nästa prototyp eller variant av systemet. Man behöver inte backa i utvecklingsarbetet vilket hade varit i fallet med Vattenfallsmodellen eller V-modellen.

Den egna utvecklingsmodellen som är en V-modell som har modifierats med iterativa inslag och har använts i studie IV. Att använda en helt användarcentrerad utvecklingsprocess gör det svårt att förutsäga hur långt arbetet kommer att ta. Genom att använda sig av en sekventiell utvecklingsmodell är det möjligt att uppskatta hur lång tid varje steg tar. Hur många gånger varje steg behöver itereras går dock inte att bestämma i förväg, men man kan anta att varje steg behöver göras X antal iterationer. Detta tillsammans med Y iterationer på systemnivå. På så sätt kan man ändå få en relativt god uppskattning av den tid som kommer att gå åt samtidigt som man har med det iterativa momentet.

Vartefter arbetet sedan fortskrider kan tidsplanen uppdateras utifrån antalet kvarstående funktioner som skall implementeras. Projektgruppen blir dessutom efterhand bättre och bättre på att uppskatta hur lång tid en arbetsuppgift tar att göra. Vilket gör att predikteringarna blir bättre och bättre. Det är då möjligt att uppskatta när utvecklingsarbetet tidigast kan bli klart förutsatt att inga nya krav tillkommer.

Önskas en hårdare styrning gentemot tidsplanen erbjuder modellen möjligheten att varje etapp tidsbestäms. På så sätt kan hela utvecklingsarbetet tidsbestämmas. Hur många iterationer som varje steg kommer att innehålla går dock inte att säga. De krav och önskemål som framkommer i varje etapp men som inte hinner åtgärdas dokumenteras. På så sätt får man fram en systemprototyp på bestämd tid där användarna varit delaktiga i utvecklingen utan att deras krav och önskemål tappas bort.



Figur 11. Vår utvecklingsmodell i en användarcentrerad utvecklingsprocess.

Publikation I visar att det går bra att använda en användarcentrerad utvecklingsprocess som utvecklingsmetod för att få fram alternativa hjälpmedel för funktionshindrade. Publikationen visar även att principen att använda ett MEMS-gyro som rörelsesensor fungerar väl. Resultaten från denna studie var så positiva att en vidareutveckling planerades och sedermera genomfördes.

I publikation I visas också att ett befintligt och väletablerat hjälpmedel går att förbättra och vidareutvecklas med en användarcentrerad utvecklingsprocess. I studie I var det en vanlig sug-och-blås enhet som vidareutvecklas. En vanlig sug-och-blås har en digital funktion, det vill säga den är antingen "1" eller "0". Genom att använda en analog nivåmätning kunde antalet nivåer utökas och gränsen för respektive nivå individanpassas [GL10].

I publikation IV visas resultaten från en utökad och mer omfattande studie där samma variant av användarcentrerade utvecklingsprocess användes. Resultatet av denna studie har påvisat vikten av att få adekvat gensvar på olika musoperationer för att ta fram ett bra tekniskt hjälpmedel. Ett resultat av denna studie har blivit att den alternativa datormusen faktiskt blivit en produkt vid namn MultiPos. Dessutom har ett antal andra produkter inom samma område sett dagens ljus.

Resultaten från fälttesterna visar att den användarcentrerade utvecklingsprocessen fungerar väl, detta eftersom användarna är mycket nöjda med resultatet. Extra glädjande är att flertalet av de personer som deltog i utvärderingarna av det som blev produkten MultiPos önskade behålla sina datormöss efter testperioden. Att faktiskt få fram hjälpmedel som hjälper folk och efterfrågas var ju ett av syftena med den studien (publikation IV).

## Publikation II

I denna publikation har en undersökning gjorts på hur man kan använda en MEMS-baserad rörelsesensor för att mäta människors rörlighet i nacken. Tanken är att kunna mäta upp rörligheten för nackskadade med pisksnärtsskador.

Orsaken till pisksnärtsskador är en kraftig översträckning av mjukdelarna i nacken. Pisksnärtsskador uppstår på grund av en häftig acceleration följt av en kraftig inbromsning som överbelastar nackmuskelnerna och andra mjukdelar. Detta sker oftast i samband med en olycka, såsom en bilolycka där man blir påkörd bakifrån eller vid dykning i grunt vatten. Det uppstår sällan en skada på skelettet vid en pisksnärtsskada.

Symtomen vid pisksnärtsskada är smärta och stelhet i nacke och nackmuskler samt huvudvärk. Symtomen brukar komma inom något dygn från olyckstillfället och vanligtvis brukar smärtan och stelheten gå över efter några veckor. Om det inte finns någon skelettskada brukar patienterna rekommenderas att röra på sig då de har en bättre prognos om de så fort som möjligt kommer igång med att använda nackmuskelnerna. Behandling kan fås av sjukgymnaster, kiropraktor eller naprapat.

De patienter som inte blir friska av sig själva utan istället får långvarig huvudvärk, nacksmärtor, nedsatt rörlighet i nacken och andra problem kan förutom att få behandlingshjälp även få hjälp med nackträningsprogram av läkare, sjukgymnast och kiropraktor.

Hur en pisksnärtskada bäst ska behandlas råder det delade meningar om då det inte finns en behandlingsmetod som är enhetligt accepterad av läkare och andra behandlare. Det går att träna upp nackmuskulaturen, även om det inte alltid är lätt och det finns en fara vid pisksnärtskada att muskulaturen blir försvagad och detta kan ställa till med ytterligare problem. Därför så får man ofta pröva sig fram med olika behandlingsmetoder för att se vad som fungerar.

Ett dilemma med detta är att man inte på ett opartiskt sätt kan mäta den eventuella förbättring som en behandling ger. Har patienten verkligen blivit bättre av behandlingen eller beror förbättringen på att skadan har läkt av sig själv? Det kan ju även vara så att behandlingen motverkat läkningen eller till och med förvärrar skadan.

För att mäta en patients rörelseförmåga [GÖ08, ÖGW\*03] används idag vanligen en utrymmeskrävande kamerabaserad utrustning [Qua06, Vic11]. Utrustningen har hög precision men mätutrustning är dyr, stor och stationär. För svårflyttade eller icke flyttbara personer innebär det att de har svårt för att bli uppmätta. Det tar dessutom tid att analysera resultatet vilket gör att det i praktiken tar någon eller några dagar från mättillfället tills man fått fram mätresultatet och kunnat analysera det.

Detta utgör bakgrunden till att det är önskvärt med ett portabelt mätverktyg för att kunna dokumentera patienternas rörelseförmåga och effekten av olika behandlingsmetoder. Med ett opartiskt mätverktyg kan man mäta patienternas rörelseförmåga före, under och efter en behandling och löpande jämför dem mot en kontrollgrupp. Det vore önskvärt med ett mobilt system som man kan ta med sig till patienten och mer eller mindre i realtid få fram ett svar från mätningen. En tanke var att på något sätt kunna mäta upp patientens rörelseförmåga och sedan använda en vanlig bärbar dator som analysenhet.

Den tidigare använda rörelsesensorn i den alternativa datormusen MultiPos uppfyller flera av dessa krav. MultiPos använder sig av MEMS-sensorer för att känna av rörelsen och är kopplad till en dator för att styra muspekaren. Därför beslutades att använda samma system som i publikation I för att ta fram ett tränings- och mätsystem för pisksnärtskadade personer.

En förstudie på rörelseträning genomfördes med fyra försökspersoner, varav två friska personer (båda kvinnor) och två pisksnärtskadade personer (en kvinna och en man), alla runt 40-års ålder. Som mätutrustning användes en bärbar dator tillsammans med samma hårdvara som i publikation I. MEMS-sensorn var placerad på en huvudbåge som försökspersonerna bar på huvudet under hela försöket. Försökspersonerna ombads att sitta i en avslappnad upprätt ställning och följa testledarens instruktioner.

Försökspersonerna fick göra fyra olika tester som prövade försökspersonens rörelseförmåga i nacken. Testerna bestod i att göra koordinerade rörelser med huvudet och ögonen alternativt hålla blicken stilla och röra huvudet eller vice versa. Testerna tog ungefär en timme att utföra per person.

Resultatet från testerna visar att rörelseträningen uppfattades som rolig och att systemet var användbar för rörelseträning både på sjukhus eller i hemmet. Att man använder en vanlig dator gör att kostnaden för systemet kan minskas då man bara behöver sensorhårdvaran. Dessutom kan patienten använda sin personliga hemdator för att kunna träna hemma vilket utökar möjligheten till träning.

## Publikation III

I denna publikation beskrivs framtagningen av en testtrigg för MEMS-gyron. Syftet med testtriggen är att kunna mäta upp och jämföra MEMS-gyron från olika tillverkare, men även olika modeller och tillverkningsbatcher från samma tillverkare. Likaså att kunna mäta upp MEMS-gyron från samma tillverkningsbatch och att kunna utsätta dem för olika miljötester eller åldring för att se skillnader och beteenden.

Bakgrunden till att testtriggen togs fram var att då MultiPos höll på att utvecklas och det bestämdes att MEMS-gyron skulle användas som rörelsesensor så kom frågan upp vilket MEMS-gyro av alla de sorter som fanns på marknaden som var lämpligt för ändamålet. Därför inleddes det projektet med en marknadsundersökning om vad som fanns att tillgå på marknaden samt vilka prestanda olika MEMS-gyron hade.

I huvudsak bestod denna marknadsundersökning i att kartlägga vilka tillverkare av MEMS-gyron som fanns på marknaden och sedan ta hem datablad på de MEMS-gyron som bedömdes som mest intressanta för ändamålet. Relativt omgående dök det upp ett antal problemfrågor i undersökningen. Ett första problem var att veta vilka parametrar som kunde vara av intresse att jämföra då MEMS-gyrona skulle användas i en mänsklig tillämpning. Det andra problemet var att olika tillverkare hade olika beteckningar eller storheter för de parametrar som vara intressanta att jämföra. I värsta fall var parametrarna utelämnade i databladet. Ett tredje problem var att områdestoleranser angivna i databladen ibland var väldigt snäva och det var svårt att få någon information om hur komponenterna uppförde sig utanför det specificerade området [Iee10]. Vad händer till exempel med karaktäristiken hos ett MEMS-gyro om det används utanför det specificerade temperaturområdet?

Ytterligare ett problem som identifierades då mätningar på sensorerna genomfördes var att MEMS-gyrona ofta uppvisade individuella skillnader signalmässigt fast de är tillverkade vid samma tillfälle. Ännu mer skiljde sig MEMS-gyrona åt om man jämförde olika tillverkningsbatcher med varandra. Det visade sig att i värsta fall så stämde inte databladen med de angivna parametrarna.

Det händer dessutom mycket på MEMS-marknaden, vilket gör att det hela tiden kommer ut nya modeller och att nya aktörer dyker upp och några försvinner. Detta skapar en viss osäkerhet, för om en konstruktion tas fram

för en specifik sensor så är det inte säkert att det finns att få tag på just denna sensor framöver. Det finns därför ett behov av att kunna jämföra olika modeller av sensorer för att se om det finns alternativ till förstahands valet, om den sensorn nu skulle försvinna från marknaden. Så för att kunna verifiera funktionen på sensorerna både inom såväl som utanför angivna arbetsintervall så behövdes någon form av testrigg.

En undersökning genomfördes på vilka testriggar för MEMS-gyron som finns på marknaden [GL08]. Det visade sig att de testriggar som fanns att köpa var stora, dyra, väldigt exakta och klarade av att testa ett flertal MEMS-gyron på samma gång. De testriggarna var i huvudsak till för tillverkarna av MEMS-sensorer och användes som testutrustning i produktionen [Foc11w, Mot11w]. Därför kunde många av testriggarna mäta upp gyrona redan på wafer-nivå [SBL\*07]. Detta är dock ganska ointressant för en konstruktör som vill veta gyrots karaktäristik i en färdig krets.

Framtagandet av testriggen kan därför ses som en hjälp åt användarna av MEMS-gyrona snarare än åt producenterna. Tanken med testriggen är att den ska användas för att kunna mäta upp och verifiera funktionen för olika MEMS-gyron som finns på marknaden. Testriggen ska alltså vara ett hjälpmedel för konstruktören att välja rätt gyro och inte ett produktionsverktyg för tillverkarna av MEMS-gyron.

I studien gjordes en undersökning på vilka krav som en elektronikkonstruktör kan ställas på en testrigg för att testriggen ska kunna vara ett bra hjälpmedel i att välja rätt MEMS-gyro. Resultatet från undersökningen visar att för en konstruktör är det viktigt med en liten lättanvänd testrigg med god noggrannhet och repeterbarhet i testerna. Detta skiljer sig ganska markant mot de industriella testriggar som är till för produktionstest [SCL\*04], där var det mer intressant med väldigt hög noggrannhet och att man kan testa många sensorer på samma gång. De industriella testriggarna är anpassade för att mäta max och mingränser på sensorerna så att de kan kontrollera att sensorn uppfyller specifikationerna och inte på sensorns beteende i olika situationer. I huvudsak vill man ju testa sensorns uppförande för de tillämpningar den är tänkt för, i detta fall på en människa.

Kravet på att testriggen skulle vara liten (och lätt) var för att man skulle kunna flytta hela riggen. Genom att man kan flytta riggen kan man testa gyrona i olika miljöer eftersom det då går att till exempel sätta in testriggen i en klimatkammare och prova gyronas funktion för olika temperaturer, både inom och utanför specificerat temperaturområde.

I studien gjordes en undersökning på vilka de viktiga parametrarna är för en rörelsesensor som används för en mänsklig tillämpning. Resultatet från undersökningen baseras mycket på de gjorda erfarenheterna från utvecklingen av den alternativa datormusen samt senare lärdomar och andras erfarenheter från andra användare av olika hjälpmedel för att styra en dator via ett MEMS-gyro [Kyw02].



De viktigaste parametrarna med värde är:

- Liten storlek (volym)
- Låg vikt
- Bra långtidsegenskaper (låg drift)
- Låg strömförbrukning
- Hög känslighet
- Kort uppstartstid

För att kunna testa olika MEMS-gyron med de för den tilltänka tillämpningen intressantaste parametrarna behövde man kunna mäta följande med testtriggen:

- Beteende vid uppstart (med kalla sensorer)
- Långtidsstabiliteten (vid stillastående)
- Brusnivå (både vid stillastående och rörelse)
- Utseendet på signalsvaret (vid rörelse)
- Hur väl gyrots signalsvar överensstämmer med den av testtriggen utförda rörelsen.

Resultatet från mätningar med testtriggen visar att utsignalen från samma modelltyp av gyron uppvisar ett likartat beteende även om utsignalen skiljer sig mellan komponentindividerna. Utifrån mätningarna var det ganska enkelt att ta fram en typisk karaktäristik på signalsvaret för den gyromodell som man gjorde mätningarna på.

Skillnaderna mellan signalsvaren från olika gyron var så pass stor att för alla uppmätta gyron kunde man ta fram en karaktäristik på ett typiskt signalsvar som just den gyromodellen ger ifrån sig på en specifik rörelse. Karaktäristiken för olika gyrosorter från olika tillverkare skiljer sig så pass markant åt att en människa utan större problem kan tala om vilken modellfamilj en sensor tillhör utifrån dess karaktäristik på signalsvaret.

Signalsvarskaraktäristiken mellan olika modeller från samma tillverkare uppvisade även den olika utseende även om skillnaderna var mindre. Så även i detta fall var det möjligt att från råsignalen från gyroten utläsa vilken gyromodell ett specifikt gyro tillhörde, även om det var mycket svårare. Med en signalanalys, till exempel FFT, så torde det inte vara något större problem för en människa att placera in ett gyro i rätt modellsort om man skulle vilja det.

Att det är svårare särskilja olika modeller från samma tillverkare beror troligen på att deras uppbyggnad i stort sett är densamma. Tillverkaren använder ju normalt samma kiselstruktur, kretslösning och kringelektronik [RS04]. Det man i huvudsak ändrar på är ju parametervärden såsom för-

stärkningsfaktor och liknande för kringelektroniken och inte uppbyggnaden [PHT01]. Detta gör att för vissa modeller kan användaren själv ställa in vilket arbetsområde man vill att sensorn ska arbeta inom.

Mätresultaten visar också att om man behandlar utsignalen så kan man jämföra ut skillnaderna i karaktäristiken mellan olika sorter och modeller av gyron. En vanlig form av signalbehandling är analog signalbehandling i form av lågpasfiltrering av signalen. Detta är i många fall är nödvändig för att undvika oönskade effekter såsom vikningsfenomenet när man vill läsa av en analog signal med hjälp av en AD-omvandlare. Vikning innebär att signaler med högre frekvens än halva samplingsfrekvensen kommer att återges inkorrekt efter samplingen. Därför kallas lågpasfiltret ofta för ett antivikningsfilter då det förhindrar att fenomenet vikning uppstår vid sampling av signalen.

Konstruktören kan i detta fall se hur olika åtgärder påverkar signalen. Det är ju viktigt att man inte förstör signalen. Helst vill man ju inte påverka nytosignalen (den nyttiga delen i signalen) alls utan enbart störsignalen (den störda delen i signalen). Eftersom alla signalbehandling, både analog och digital, påverkar signalen så får konstruktören med testtriggen ett utmärkt mätverktyg för att se om påverkan är acceptabel eller ej.

Att det går att släta ut skillnader är mellan olika sorters gyron är bra för en konstruktör då man vill kunna uppnå ett likartat signalbeteende. En konstruktör kan alltså prova sig fram vilken konstruktion som skulle kunna fungera för ett antal olika sorters gyron med hjälp av testtriggen.

I många analoga konstruktioner kan man idag simulera sin konstruktion. Därför torde man kunna tänka sig att detta även skulle kunna vara möjligt att simulera elektronikkonstruktionen gyrot. Resultaten från mätningarna visar att olika individer har så pass olika utseende på utsignalen att för att en simulering skulle kunna fungera måste man ändå ha karaktäristiken från varje gyromodell inlagd i simuleringsprogrammet. Eftersom karaktäristiken fås genom upprepade mätningar på olika gyron med testtriggen så kan man lika gärna använda resultatet direkt.

# Diskussion

I denna licentiatuppsats har en alternativ datormus speciellt anpassade för personer med rörelsehinder utvecklats. Rörelsesensorn i musen är baserad på MEMS-teknologi och består av ett gyro. Med denna teknik fås en känslig och exakt rörelseavkänning.

## Inmatningsenheten

En fördel med att använda rörelsesensorer är att de inte behöver externa referenspunkter, vilket gör att de inte blir beroende av omgivningen för att kunna fungera, vilket kan vara ett problem för användaren där man använder andra teknologier för att styra en dator, såsom ögonstyrning, IR-styrning med hjälp av en reflexbricka eller en vanlig optisk mus.

I datormusen har MEMS-gyroskop valts som rörelsesensor istället för andra MEMS-sensorer som kan mäta rörelser, såsom accelerometrar eller inklinometrar. Fältprov visar att MEMS-gyron fungerar utmärkt för rörelsehindrade, dels för att de motsvarar den mänskliga rörelseapparatsens rörelsemönster väldigt bra (människor har mer rotation i sina rörelser än linjära rörelser). Dels för att MEMS-gyron är väldigt känsliga även för små rörelser vilket gör att även personer med begränsad rörelseförmåga kan använda den alternativa datormusen. För denna tillämpning som kräver hög precision vid små rörelser är ett gyro ett bättre alternativ än en accelerometer. Ett MEMS-gyro är även storleksmässigt sett en liten sensor som är förhållandevis billig att köpa.

För att erhålla en klickfunktion har användaren flera alternativa val att välja mellan. Användaren kan välja mellan en sug-och-blås, tuggdyna, manöverknappar eller autoklick (inbyggd programvara). Med ett sug-och-blås munstycke fick användaren möjlighet till sex olika klick- eller knappfunktioner. En sug-och-blås kräver dock att användaren har en fungerande munmotorik (läppar) för att fungera bra. För användare med sämre munmotorik, men käk kontroll, kan en tuggdyna användas. Den ger tre olika klick- eller knappfunktioner. För de användare som kan kontrollera någon annan kroppsdel (hand, fot) kan manöverknappar användas. Där fås en klick- eller knappfunktion per manöverknapp och upptill sex olika manöverknappar kan anslutas i enheten. För alla tre alternativvalen kan användaren ställa in respektive funktion separat (vänsterklick, högerklick, tangentbordsknapp, med

mera). Datormusen kan även programmeras att automatiskt generera ett musklick om man håller markören still på samma ställe en viss tid.

För de användare som hade problem med darrningar eller okontrollerade skakningar behövdes en dämpningsfunktion [LS05]. En enkel skakningskontroll skapades och användaren kan själv ställa in och ändra nivåerna efter dagsformen.

Förutom att fungera ihop med traditionella tangentbord och datormöss och vanliga datorprogram på olika operativsystem (Windows, Macintosh och Linux) [All02] så fungerar den alternativa datormusen i symbios med andra inmatningsenheter [GL06], såsom manöverknappslådor, rullkolor och styrspakar, likväl som mjukvarubaserade hjälpmedel, såsom skärmtangentbord eller auto-klick genererande dataprogram.

Slutresultatet har blivit en intuitiv och flexibel datormus som är lätt att använda och kan anpassas och ställas in till olika användares personliga önskemål och förutsättningar. Det mest positiva har varit att så många av användarna har velat behålla musen efter utprovningstiden, vilket får anses vara ett gott betyg och visar att det som utvecklats faktiskt är något som behövs och efterfrågas.

## Använd utvecklingsprocess

Den utvecklingsprocessen som använts är en användarcentrerad utvecklingsprocess. I en användarcentrerad utvecklingsprocess har man användarna och deras behov i fokus. Detta kräver ett arbetssätt där användarna är involverade i arbetet och deltar aktivt i utvecklingsprocessen. Här gäller det att förstå vilka användarens behov är för att klara de önskade uppgifterna samt att man kan välja ut den lämpligaste tekniken för att användarna ska kunna utföra sina uppgifter. Detta arbetssätt kräver ett iterativt utvecklingsarbete, vilket gör att det kan vara svårt att förutsäga hur lång tid utvecklingsarbetet kommer att ta.

Fördelarna med en användarcentrerad utvecklingsprocess är att man får fram användarnas verkliga önskemål och behov samt att utprovnigen ger svar på vad användarna faktiskt klarar av [Nuh01w]. I slutändan får man fram en sak som faktiskt efterfrågas. Man får fram det folk vill ha och inte det de önskar i början på projektet.

Nackdelen med en användarcentrerad process är att det tar tid. Man kan inte beräkna när det är klart, på grund av iterationerna. Arbetssättet kräver ett nära samarbete med utprovare tillika användarna under hela utvecklingsprocessen och man måste ha tillgång till en större grupp utprovare. Förutom svårigheten att hitta en större grupp utprovare och att hålla kontakt med alla under utvecklingen så finns det risker att utprovare kan tröttna och inte vilja vara med längre.

En annan risk med en användarcentrerad process är att man går ut för tidigt till de tilltänkta användarna. Om prototypen inte är tillräckligt funktionsduglig innan den prövas hos utprovaren eller att det är allmänt tekniskstrul så finns en stor risk att utprovaren tröttnar.

Förstår inte den tänkta användaren/utprovaren arbetssättet, att det regelbundet kommer tas fram prototyper, som prövas och görs förändringar på, finns en risk att utprovaren blir negativt inställd till produkten som håller på att utvecklas [EDG\*04]. I värsta fall så negativ att även om man lyckats få fram en bra och användbar produkt så vill inte utprovaren använda eller prova den på grund av de tidigare dåliga erfarenheterna av undermåliga prototyper.

För respektive publikation I och IV har detta lösts genom att man tagit in relativt små utprovargrupper i ett tidigt skede i utvecklingsprocessen. Dessa personer har varit helt införstådda med att man skulle iterera fram en bättre produkt och att de första prototyperna skulle vara behäftade med fel och brister. Parallellt med detta har man intervjuat lämpliga kompetenspersoner, så som hjälpmedelsföreskrivare eller personer i de tilltänkta användarnas närhet, som kan beskriva vilka krav vad de tror det tilltänkta hjälpmedlet (datormusen) behöver uppfylla för att bli ett bra hjälpmedel. Utifrån intervjuerna med de tilltänka utprovarena och kompetensgruppen så togs prototyper fram som först testades i laboratoriemiljö. På så sätt kunde man åtgärda de mest uppenbara felen och bristerna innan de första fälttesterna inleddes.

## Möjliga vidareutvecklingar

Under utvecklingen av den alternativ datormusen har ett antal brister, förbättringsmöjligheter, möjliga vidareutvecklingar samt sidospår framkommit.

En av de brister som framkommit är stabiliteten på gyrona. Gyrona har den negativa egenskapen att de kan börja driva. Här finns det troligen mycket som går att göra för att förbättra situationen. Både avseende elektroniken och den inbyggda programvaran [FS04]. Den inbyggda programvaran går att förbättra avsevärt med digital signalbehandling i form av lämpliga signalbehandlingsalgoritmer (DFT, FFT) [Hjo11w] och metoder som kan reducera negativa fenomen [RW11w]. Det går troligen även att förbättra den analoga signalbehandlingen och optimera elektronikkonstruktionen med avseende på den gyrosensor man har valt. MEMS-gyrona blir bättre och bättre med tiden och förhoppningsvis får man fram stabilare gyron som minskar problemet. Fram till dess behöver det finnas möjligheten att prova ut olika gyrosensorer. Detta behov ledde fram till byggandet av den testrigg som beskrivits i publikation III.

Ett annat problem med att använda MEMS-gyron var att de individuella variationerna mellan sensorerna. Datormusen konstruerades för en typ av sensor med ett visst beteende och en viss signalrespons. Det är ett ganska

vanligt problem med MEMS-gyron att dessa måste kalibreras före användning [SH06]. För att få samma beteende kalibrerades systemet och trimmades in med både analog och digital signalbehandling för att få ett så likartat signalsvar som möjligt på samma rörelse. Om då sensorerna ligger på olika toleransintervall så fås olika signalsvar och i värsta fall måste man göra en individuell konstruktionslösning för varje sensor, vilket inte är hållbart i längden. Här är det möjligt att förbättra konstruktionen genom att ta fram en mer adaptiv elektronik som själv ställer in sig gentemot sensorn [BM93].

Sidospåret testtriggen gav god kunskap om hur olika gyrons egenskaper och prestanda samt hur karaktäristiken för olika typer av MEMS-gyron är. Här finns det möjligheter att gå vidare, dels genom att utöka testerna och testa flera sorter och typer av gyron för att få fram deras karaktäristik. Dels att prova andra typer av sensorer (accelerometrar). Dels att bygga en bättre testtrigg (mindre glapp och fel), men även en annan testtrigg som bättre kan efterlikna en människas mera mjuka rörelsemönster.

Testtriggen var förutom att testa om MEMS-gyrona duger i normalfallet även användbar för att mäta upp vad som händer om man använder gyrona utanför deras specificerade arbetsområde. I en tillämpning där en människa använder sensorn är det av vikt att veta om prestandan på sensorn bara blir sämre eller om sensorn ballar ur helt och hållet. Detta har ju avgörande betydelse om sensorn används i ett tekniskt hjälpmedel, då är det ju viktigt att hjälpmedlet fungerar någorlunda i den miljön som användaren råkar befinna sig. Det som inte får hända är att farliga beteenden uppstår utan hjälpmedlet måste vara feltolerant.

Ett exempel på dålig feltolerans var skakningar [MJS\*10]. Personer som darrar eller skakningar har svårt styra musmarkören och detta löstes med en enkel skakningskontroll, men här kan man göra mycket mera [RT95, RT96].

Ett hjälpmedel ska ju hjälpa en person och ofta har man samma hjälpmedel under en lång tid. Därför är det viktigt att hjälpmedlet är användarvänligt genom att det är lättanvänt (intuitivt), bekvämt och ergonomiskt. I en utvecklingsprocess är det lätt att glömma den ergonomiska aspekten. Ett hjälpmedel får inte skada användaren, så därför är det viktigt att hjälpmedlet utformas ergonomiskt så att det inte ger upphov till skador på varken kort eller lång sikt, exempelvis belastningsskador såsom ”musarmbåge”. Att utvärdera riskerna för skador som kan uppstå vid långvarigt användande av olika hjälpmedel samt att undersöka hur man bäst ergonomiskt ska utforma nya hjälpmedel för att undvika skaderisken kan vara ett uppslag på en studie.

Ett förslag på vidareutveckling som regelbundet kommit upp är att göra inmatningsenheterna trådlösa. I de fall där användaren på ett eller annat sätt är bunden till enheten, exempelvis genom en slang för sug-och-blås, så har det inte varit aktuellt att ta bort en sladd och ändå ha kvar slangen. Här skulle man kunna undersöka hur man kan ta bort både sladd och slang. Undersökas bör även hur man bäst löser strömförsörjningen.

## Alternativa tillämpningar

Spel och lek är ett ständigt återkommande förslag på vad man kan använda gyrosensorn till. Antingen som ett komplement till den traditionella datormusen till eller som en egen enhet för att kunna styra i fler dimensioner än vad de traditionella mössen medger. Då handen är snabbare än ögat eller i detta fall huvudet så är det i praktiken ingen normalrörlig datorspelare som vill byta ut sin välfungerande handmus mot den alternativa gyromusen. Men som ett anpassat styrsätt för personer med rörelsehinder passar den utmärkt.

Som pekare eller rörelsestyrare är det möjligt att använda gyrosensorn till att fånga upp rörelser som är svårare återskapa med traditionella inmatningsenheter, såsom att vrida, luta, förflytta, snurra till, dippa, skaka till samt rotationsskaka, tippskaka och skaka fram och tillbaka. Här öppnas möjligheterna för att kunna styra tredimensionella objekt inuti dator eller att styra maskiner som kan röra sig i flera frihetsgrader.

Då gyromusen tagits fram med hänsyn till att man ska kunna styra datorn utan händer så finns det möjliga tillämpningsområden där personer med normal rörlighet skulle kunna vara betjänta av gyromusen. En sådan situation kan vara att öppna en stor tung dörr och person har händerna fulla eller är svag (exempelvis en äldre person). Då skuldetet vara möjligt att använda sug-och-blås enheten för att öppna dörren. En liknande situation är i en operationssal där läkaren behöver kunna styra en dator men på grund av sterilitetskrav inte kan använda ett vanligt tangentbord och mus.

En alternativ tillämpning för gyromusen var att använda den som ett mät- och träningsystem för pisksnärtskadade [GÖW\*03]. Dock behöver systemet förbättras och vidareutvecklas för att kunna användas till detta. Bland annat behövs en stabilare sensor som driver mindre samt en bättre fastsättning och placering av sensorn, än den nuvarande som är på sidan av huvudet. Förtydligas bör att detta var en första studie med en för ändamålet icke anpassad hårdvara, så utfallet från studien får anses vara ett mycket lovande första försök till att ta fram ett mät- och träningsystem som pisksnärtskadade kan använda i sin hemmiljö. Så att undersöka detta närmare är en möjlig fortsättning.

En liknande tillämpning är att använda sig av en serie ihopkopplade gyrosensorer för rörelseanalys. Sensorerna kan placeras exempelvis på en människas arm och då armen rörs fås personens armrörelsemönster. Detta skulle kunna användas för att bland annat mäta rörlighet och snabbhet men även fungera som ett analysverktyg vid skador.

## Praktiska aspekter vid utformningen av inmatningsenheten

För att få fram en alternativ inmatningsenhet med ett modest styckepris krävs planering. Kostnadsmässigt är styckepriset på elektronikprodukter väldigt volymberoende. Det gäller därför att kunna använda samma elektronik till flera olika saker för att få upp volymen. Lösningen för detta är i detta fall att skapa *modulbaserade* och *programmerbara* enheter som kan användas till flera tillämpningar.

För att användarna ska få ut det mesta av hjälpmedlet och eftersom många av deras krav och önskemål är okända i början har det visat sig att en användarcentrerad utveckling har varit väldigt framgångsrik. Då hjälpmedlen har behövts individanpassats har lösningen varit att ha en *gemensam kärna* för alla och sedan har man *ändrat skalet* till respektive användare.

På så sätt har alla deltagare kunnat få ett personligt hjälpmedel anpassat just efter deras behov och situation samtidigt som man har tagit hänsyn till produktionsaspekterna och kostnaderna för behövd utvecklingsinsats.



# Slutsats

Avhandlingen visar att det är möjligt att framställa ett hjälpmedel för en liten specifik grupp användare utan att kostnaderna för att utveckla och producera en sådan enhet blir så höga att styckepriset blir astronomiskt.

Arbetet har fokuserat på att utveckla alternativa tekniker för att kunna manövrera en dator för personer med rörelsebegränsningar. En alternativ datormus baserad på gyroteknik har presenterats. Musen har utvärderats i fälttest och användarna var i stort nöjda. Den alternativa musen kan med enkla medel individanpassas. Utvecklingstekniken användarcentrerad design har varit en viktig utgångspunkt för att få ett ändamålsenligt hjälpmedel.

Vidare har inmatningsenheten använts tillsammans med ett egenutvecklat interaktivt datorprogram som ett rehabiliteringsverktyg för en mindre patientgrupp med nackskador, så kallade pisksnärtskador. Studien visar att tekniken är lovande

För att underlätta processen att välja rätt typ av gyro och att kunna utvärdera deras stabilitet under olika omgivningsfaktorer, har en testrigg för gyron utvecklats. Människors rörelsemönster skiljer sig från industriella tillämpningar och därför behövs en speciell testrigg. Testriggen har använts för att utvärdera olika typer av gyron



# Referenser

- [Abb09w] ABB (2009) "Greening the gate model". (*Internet 2011*)  
[http://www05.abb.com/global/scot/scot271.nsf/veritydisplay/9ebed1bfe540fc6bc12575e400491c8b/\\$file/23-24%202m979\\_eng72dpi.pdf](http://www05.abb.com/global/scot/scot271.nsf/veritydisplay/9ebed1bfe540fc6bc12575e400491c8b/$file/23-24%202m979_eng72dpi.pdf)
- [ACE07] Akan B., Cetin M., Erçil A. (2007) "3D Head Tracking Using Normal Flow Constraints in a Vehicle Environment", *Biennial on DSP for in-Vehicle and Mobile Systems*, Istanbul, Turkey, June 2007.
- [Aid11w] A.I.D.A. - Aid and Informatics for Disabled and Elderly persons. (2005) "FaceMOUSE". (*Internet 2011*)  
<http://www.aidalabs.com/SitoAIDA2009/FaceMOUSE.html>
- [AJJ07] Azevedo R G, Jones D G, Jog A V et al. (2007) A SiC MEMS resonant strain sensor for harsh environment applications. *IEEE Sensors Journal*, 7(3-4):568–576
- [All02] Allman S. (2002) "Using the HID class eases the job of writing USB device drivers". *Electronic Design News*, Sep. 2002, pp 83-90
- [Ana11wa] Analog Devices (2004) "ADXRS150". Datasheet (*Internet 2011*)  
[http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/ADXRS150.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXRS150.pdf)
- [Ana11wb] Analog Devices (2006) "ADIS16100". Datasheet (*Internet 2011*)  
[http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/ADIS16100.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADIS16100.pdf)
- [App11w] Apple (2011) "Alternativa sätt att styra datorn". (*Internet 2011*)  
<http://docs.info.apple.com/article.html?path=Mac/10.4/sv/mh898.html>
- [Bal03] Baltatzis A., (2003) "Projektstyrning: vattelfall lots, rup m.m." Föreläsningsanteckning. 2D1362 Programutvecklingsprojekt med mjukvarukonstruktion, Numerisk analys och datalogi, KTH. (*Internet 2011*)  
<http://www.nada.kth.se/kurser/kth/2D1362/projektstyrning.pdf>
- [BAT11w] Brain Actuated Technologies (2011) "Brainfingers" (*Internet 2011*) <http://www.brainfingers.com/>
- [BGF03] Betke M., Gips J., Fleming P. (2002) The camera mouse: Visual tracking of body features to provide computer access for people

with severe disabilities. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* (Mar. 2002) vol. 10, no. 1, pp. 1-10.

- [Bju04w] Bjurling M., (2004) "Röststyrt gränssnitt för omgivningskontroll – test, analys och konstruktion av ett trådlöst system", Institutionen för tal, musik och hörsel. KTH, (*Internet 2011*) [www.speech.kth.se/prod/publications/files/1662.pdf](http://www.speech.kth.se/prod/publications/files/1662.pdf)
- [BM02] Buchholz, M. and E. Holmqvist (2002). Head controlled mouse for computer access - Methods for introduction. *10th Biennial Conference of ISAAC*, Odense, Denmark.
- [BM93] Benyon D, Murray D (1993) Developing adaptive systems to fit individual aptitudes, *Proceedings of the 1993 International Workshop on Intelligent User Interfaces*, Orlando, USA, 1993.
- [Boe88] B.W. Boehm, "A Spiral Model of Software Development and Enhancement," *IEEE Computer*, Vol. 21, No. 5, 1988, pp. 61-72.
- [Bos10] Bosch (2010) "Angular rate sensor for rollover applications SMG10x". Datasheet (*Internet 2011*) [http://www.semiconductors.bosch.de/media/produkttabellen/einzeldownloads/airbag\\_systems/SMG10x\\_Productinfo.pdf](http://www.semiconductors.bosch.de/media/produkttabellen/einzeldownloads/airbag_systems/SMG10x_Productinfo.pdf)
- [Bra98] Bradski G., (1998) "Computer vision face tracking for use in a perceptual user interface". *Intel Technol. J.*, vol. 2, no. 2 (1998) pp. 1-15.
- [Bre01] Breidegard B (2001) The Minimeter Maxi for People with Disabilities - A General Interface for Computer Control and Feedback, *ÖGAI-Journal (Österreichische Gesellschaft für Artificial Intelligence)*, no. 2, 2001.
- [BSA00] Barreto A., Scargle S., Adjouadi M., (2000) "A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities", *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Vol. 37 No . 1, January/February 2000, Pages 53-64
- [Böd00] Bödker S. (2000) "Scenarios in user-centred design -setting the stage for reflection and action". *Interacting with Computers, Volume 13, Issue 1.* (Sep. 2000) pp. 61-75
- [CCKL03] Chen Y-L, Chen W-L, Kuo T-S, Lai J-S (2003) "A head movement image (HMI)-controlled computer mouse for people with disabilities", *Disability and Rehabilitation*, vol. 25, no. 3, 2003, pp 163-167.
- [Che01] Chen Y-L (2001) "Application of Tilt Sensors in Human-Computer Mouse Interface for People With Disabilities", *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 9, no. 3, 2001, pp 289-294.
- [CKCL00] Chen Y-L; Kuo T-S; Chang W-H; Lai J-S (200) "A novel position sensors-controlled computer mouse for the disabled ,"

*Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE*, vol.3, no., pp.2263-2266 vol.3, 2000 DOI: 10.1109/IEMBS.2000.900591

- [CLCC02] Chen W-L., Lin J-F., Chen Y-L., Chang W.H. (2002): 'A head movement image (HMI) - controlled computer mouse for disabilities', *Proc. of 12th Nordic Baltic Conf. Int. Fed. for Medical & Biological Eng.* Reykjavik, Iceland, pp. 232-3
- [CPWM91] Cook RI, Potter SS, Woods DD, McDonald JS (1991) Evaluating the Human Engineering of Microprocessor Controlled Operating Room Devices, *Journal of Clinical Monitoring*. no. 7, 1991, pp 217-226
- [CTC\*99] Chen Y.L., Tang F. T., Chang W. H., Wong M. K., Shih Y. Y., Kuo T. S. (2001) "The new design of an infrared-controlled human-computer interface for the disabled". *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* (2001) vol. 7, no. 4, pp. 478-481.
- [CW96] Cook RI, Woods DD (1996) "Adapting to new technology in the operating room". *Human Factors*, vol. 38, no. 4, 1996, pp 593-613
- [DDC97] Donnelly T., Davey P.J., Carlyon S. (1997) "Laser-operated mouse for a physically disabled child", *IEE Colloquium on Computers in service of Mankind: Helping the disabled*. London, UK, 1997, pp. 8/1-2
- [DFM91] Duchamp, D., Feiner, S.K., Maguire, G.Q. (1991) "Software technology for wireless mobile computing". *Network, IEEE*, vol.5, no.6, pp.12-18, Nov 1991
- [DHW\*04] Drainoni M. L., Houlihan B., Williams S., Vedrani M., Esch D., Lee-Hood E., Weiner C. (2004) "Patterns of Internet use by persons with spinalcord injuries and relationship to health-related quality of life". *Arch.Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85 (Nov 2004), 1872-1879.
- [DTL05] Ding Q.; Tong K.; Li G; (2005) "Development of an EOG (Electro-Oculography) Based Human-Computer Interface", *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conf.*, Shanghai, China, September 1-4, 2005
- [EDB00] Evans G., Drew R., Blenkhorn P. (2000) "Controlling mouse pointer position using infrared head-operated joystick". *IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering*, vol. 8 no. 1, pp. 107-117
- [EDG\*04] Eisma R, Dickinson A, Goodman J, Syme A, Tiwari L, Newell F (2004) "Early user involvement in the development of infor-

mation technology-related products for older people”. *Universal Access in the Information Soc.*, vol. 3, no. 2, 2004, pp 131-140.

- [Edl09] Edlund B (2009) "Datorn som hjälpmedel för personer med rörelsehinder", (*Internet* 2011) [http://www.lul.se/templates/page\\_\\_\\_\\_7159.aspx](http://www.lul.se/templates/page____7159.aspx)
- [EE00] Evreinov G., Evreinova T. (2000) "Breath-Joystick - Graphical Manipulator for Physically Disabled Users. *Proceedings of the 7th International Conference on Computer Helping People with Special Needs, (ICCHP2000)*. Karlsruhe, Germany, July, 2000, pp 193-200.
- [EII\*04] Ebisawa Y., Ishima D., Inoue S., Murayama Y. (2010) "Pupil-Mouse: CursorControl by Head Rotation Using Pupil Detection Technique". *Proceedings of CCCT'04* (2010) pp 209-214
- [EKL\*07] Eom G-M., Kim C-S, Lee J., Chung S-C, and Lee H.H.B., Furuse N., Futami R., Watanabe T. (2007) "Gyro-Mouse for the Disabled: 'Click' and 'Position'Control of the Mouse Cursor," *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 5, pp. 147-154, April, 2007
- [FF05] Fejtová M, Fejt J. (2005) "System I4Control: The Eye As a New Computer Periphery". *The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference (EMBEC'05)*, paper no. 2037 on CD-ROM. ISSN: 1727-1983, Prague, Czech Republic, 2005.
- [Foc11w] FocusTest (2011) "Benefits of MXP-2". (*Internet* 2011) <http://www.focustestinc.com/benefits.htm>
- [Frd10w] Frölunda data (2006) "Toykit, chewing cushion" (*Internet* 2011) <http://www.frolundadata.se/files/mf/TOYKIT.PDF>
- [FS04] Fowler K., Schmalzel J. (2004) "Sensors: The first stage in the measurement chain," *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, vol. 7, no. 3, pp. 60–66, Sept. 2004.
- [Fue11w] Future Electronics (2011) "Product Information Angular Rate Sensor for Roll-over Applications – SMG040". Datasheet (*Internet* 2011) <http://www1.futureelectronics.com/doc/BOSCH/SMG040-0273102002.pdf>
- [Fun98] Funseth B. (1998) "Gränssnittsdesign". Institutionen för informationsvetenskap - Data-och systemvetenskap, Uppsala universitet. (*Internet* 2011) [http://www.iml.umu.se/utbildning/kurser/kurser\\_innan\\_h03/sitfm-h00/gui.htm](http://www.iml.umu.se/utbildning/kurser/kurser_innan_h03/sitfm-h00/gui.htm)
- [GD10] Goehl D., David Sachs D. (2010) "Motion sensors gaining inertia with popular consumer electronics". Technical report,

- InvenSense Inc. (*Internet* 2011)  
<http://invensense.com/mems/glossary.html>.
- [Gew10w] Gewa (2010) "Sip-and-Puff 5500 SB-4H". (*Internet* 2011)  
<http://www.gewa.se>
- [GG02] Gullikson J, Göransson B (2002) "Användarcentrerad system-design". Lund, *Studentlitteratur*. ISBN: 9789144020297
- [GL06] Gerdman C., Lindén M. (2006) "A MEMS-gyro based computer mouse for disabled". *Micro Structure Workshop '06*. Västerås, Sverige. May 2006.
- [GL08] Gerdman C, Lindén M (2008) "Test Rig for MEMS-Gyros", *Micro System Workshop*, Gothenburg, Sweden, 2008
- [GL10] Gerdman C, Lindén M (2010) "Six-button Click Interface for a Disabled User by an Adjustable Multi-level Sip-and-Puff Switch", *the Swedish Chapter of Eurographics SIGRAD 2010*, Västerås, Sweden, 2010
- [Gon03] Gonzalez RM, (2003) "F-Pointer: Finger-Manipulated Device and Usability Evaluation", *New Interaction Techniques*, University of Tampere, Department of Computer and Information Sciences, B-2003-5, Jun. 2003, (*Internet* 2011)  
[http://www.cs.uta.fi/~grse/NIT\\_2003/NIT2003.htm](http://www.cs.uta.fi/~grse/NIT_2003/NIT2003.htm)
- [GÖ08] Grip H., Öhberg F. (2009) "Objektiv rörelseanalys - förändringar i rörelsemönster i samband med olika sjukdomstillstånd". (*Internet* 2011)  
<http://www.vll.se/Sve/Centralt/Standardsidor/OmLandstinget/Medicinteknisk-FoU/Bilder/PROJEKTBLAD%20movement%20analysis.pdf>
- [GÖW\*03] Grip, H.; Öhberg, F.; Wiklund, U.; Sterner, Y.; Karlsson, J.S.; Gerdle, B.; (2003) "Classification of neck movement patterns related to whiplash-associated disorders using neural networks". *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions*, vol.7, no.4, pp.412-418, Dec. 2003 DOI: 10.1109/TITB.2003.821322
- [HACA08] Hägg J., Akan B., Curuklu B., Asplund L. (2008) "Gesture recognition using evolution strategy neural network". *Proceedings of IEEE International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation*, pages 245-248, 2008.
- [Han06w] Hansson E.W. (2006) "Understanding User-Driven Innovation, Nordic Council of Ministers: Copenhagen". ISBN 92-893-1298-X (*Internet* 2011)  
<http://www.norden.org/pub/velfaerd/naering/sk/TN2006522.pdf>
- [HB03] Holmqvist E., Buchholz M. (2003) "Att styra datorer med huvudmus". *Hjälpmiddelsinstitutet*, Stockholm, ISBN 91-88337-84-7

- [Hi11w] Hi (2011) "Hjälpmedelsinstitutet". (*Internet 2011*)  
<http://www.hi.se>
- [Hid11w] HIDA (2011) "Hjälpmedel i databas – Inmatningsenheter till datorer". (*Internet 2011*)  
<http://80.80.24.87/r8x.asp?include=00000&linktype=iso&linkinfo=2236>
- [Hjo11w] Hjortsmarker N. (Accessed 2011) "Experimental System for Validating GPS/INS Integration Algorithms". (*Internet 2011*)  
<http://www2.foi.se/rapp/foir1875.pdf>
- [HS01] Hällgren K, Samuelson M (2001) Skärmtangentbord mot Internet, E-post och betaltjänst, *Hjälpmedelsinstitutet*, ISSN 1403-8633.
- [Hyy03] Hyysalo S (2003) "Some problems in the traditional approaches to predicting the use of a technology-driven invention". *Innovation: The European Journal of Social Sciences*, vol. 16, no. 2, 2003, pp 117-37.
- [Iee10] IEEE (2010) "IEEE Standard Specification Format Guide and Test Procedure for Coriolis Vibratory Gyros," *IEEE Std 1431-2004 (R2010)*, pp 1-69, 2004 DOI: 10.1109/IEEESTD.2004.95744
- [IH01] Igarashi T., Hughes J. F. (2001) "Voice as sound: using non-verbal voice input for interactive control". *Proc. of the 14<sup>th</sup> annual ACM symp. on User Interface Software and Technology* (2001) pp. 155-156.
- [ITNY01] Itou, T.; Terao, M.; Nagata, J.; Yoshida, M. (2001) "Mouse cursor control system using EMG". *Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*. vol.2, no., pp. 1368- 1369, 2001 DOI: 10.1109/IEMBS.2001.1020453
- [JS96w] Jakobsson E., Skoglund K. (1996) "När det regnar manna från himlen, har den fattige ingen sked". Om IT och handikapp. IT-kommissionens rapport 3/96 (*Internet 2011*)  
<http://www.itkommissionen.se/doc/163.html>
- [KBM\*00] Kennedy, P.R., Bakay, R.A.E., Moore, M.M., Adams, K., Goldwaihte, J., (2000) "Direct control of a computer from the human central nervous system". *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions*. vol.8, no.2, pp.198-202, Jun 2000 DOI: 10.1109/86.847815
- [KC02] Kim Y.W., Cho J.H. (2002) "A novel development of head-set type computer mouse using gyro sensors for the handicapped".



- Proc. of 2nd Annual Int. IEEE-EMBS Spec topic Conf. on Microtech. in Med. & Biol.* Madison, WI, USA, pp. 356-359
- [KJS04] Kim J-S, Jeong H., Son W. (2004) "A new means of HCI: EMG-MOUSE," *Systems, Man and Cybernetics, 2004 IEEE International Conference*. vol.1, pp.100-104 DOI: 10.1109/ICSMC.2004.1398280
- [KK99] Kwon, S.H., Kim, H.C., (1999) "EOG-based glasses-type wireless mouse for the disabled," *21st Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*. Atlanta, USA, vol.1, pp.592 Oct. 1999 DOI: 10.1109/IEMBS.1999.802670
- [KPAY10] Kim S.; Park M., Anumas S., Yoo J. (2010) "Head mouse system based on gyro- and opto-sensors", *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, vol.4, pp.1503-1506, 16-18 Oct. 2010 DOI: 10.1109/BMEI.2010.5639399
- [Kyw02] Kim Y.W., (202) "Development of headset-type computer mouse using gyro sensors for the handicapped," *Electronics Letters*, vol. 38, pp. 1313-1314, 2002.
- [LB08] Lidström, H. & Borgestig, M. (2008) "Assistive technology devices in computer activities". In: *Improving Hand Function in Children with Cerebral Palsy: Theory, Evidence and Intervention* (eds A.-C.Eliasson & P. A.Burtner), pp. 371–384. Mac Keith Press, London, UK..
- [LCLC05] Lin Y-P, Chao Y-P, Lin C-C, Chen J-H. (2005) "Webcam mouse using face and eye tracking in various illumination environments". *Proc. of 27th IEEE Ann. Int. Conf. of Eng. In Med. and Bio. Soc., (EMBS'05)*. Shanghai, China, 2005, pp 3738—3741
- [Lif10w] LifeTool Computer aided Communication (2010) "The IntegraMouse® is a mouse controlled by lip movements and sip and puff clicking". (*Internet 2011*) [http://www.lifetool.at/show\\_content.php?sid=218](http://www.lifetool.at/show_content.php?sid=218)
- [LLS04w] Lundén G., Lundman G., Ströman M-L. (2004) "IT för funktionshindrade och äldre". Vinnova och HI-Hjälpmedelsinstitutet. (*Internet 2011*) <http://www.vinnova.se/sv/Publikationer/Produkter/IT-for-funktionshindrade-och-aldre/>
- [LLYN02] Lam AHF, Li WJ, Yunhui L, Ning X (2002) "MIDS: micro input devices system using MEMS sensors". *Intelligent Robots and System, IEEE/RSJ International Conference*, Vol. 2, 2002, pp 1184-1189.

- [LS05] Levine JL, Schappert MA (2005) "A mouse adapter for people with hand tremor". *IBM System Journal*, vol. 44, iss. 3, 2005, pp 621-628.
- [LZ05] Lidström H., Zachrisson G. (2005) "Aktiv med dator – möjligheter för personer med rörelsehinder". Hjälpmedelsinstitutet, Stockholm. ISBN 91-88337-97-9. (*Internet 2011*) <http://hi.se/Global/pdf/2004/04345.pdf>
- [Mat11w] Madentec (2009) "TrackerPro". (*Internet 2011*) <http://www.madentec.com/products/tracker-pro.php>
- [Mic11w] Microsoft (2011) "Vilka hjälpmedelsfunktioner finns i Windows?". (*Internet 2011*) <http://windows.microsoft.com/sv-SE/windows7/What-accessibility-features-does-Windows-offer>
- [MJS\*10] Mertens A, Jochems N, Schlick CM, Dünnebacke D, Dornberg JH (2010) "Design pattern TRABING: touchscreen-based input technique for people affected by intention tremor". *Proceedings of the 2nd ACM SIGCHI Symposium on Engineering interactive Computing Systems*, Berlin, Germany, 2010. EICS '10, ACM, New York, NY, USA, 2010, pp 267-272.
- [Mot11w] Motion Dynamics (2011) "TES-3". (*Internet 2011*) <http://www.motiondynamic.com/v5/>
- [Mur96] Murata (1996) "ENC-05S, Specification and data sheet of gyrostar, Piezoelectric Vibratory Gyroscope". Datasheet, Murata
- [Nap11w] NaturalPoint (2011) "SmartNav". (*Internet 2011*) <http://www.naturalpoint.com/>
- [NE02] Nunoshita M., Ebisawa Y. (2002) "Head pointer based on ultrasonic position measurement". *EMBS/BMES Conference '02* (2002) vol. 2, pp. 1732-1733.
- [Nec02w] Nec-Tokin (2002) "CG-L43 Ceramic Gyro". Datasheet. (*Internet 2011*) [http://www.nec-tokin.com/english/product/pdf\\_new\\_pro/Ceramic\\_Gyro.pdf](http://www.nec-tokin.com/english/product/pdf_new_pro/Ceramic_Gyro.pdf)
- [NM03] Nagata K., Magatani K. (2003) "Development of the assist system to operate for the disabled". *Proc. of 25th Annual Int. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biol.Soc.* Cancun, Mexico, Vol.2, pp. 1666-9
- [Nic09w] Nordisk InnovationsCenter (2009) "New methods for user driven innovation in the health care sector". (*Internet 2011*) [http://www.nordicinnovation.net/\\_img/07193\\_user\\_driven\\_innovation\\_in\\_the\\_health\\_care\\_sector\\_final\\_report\\_web.pdf](http://www.nordicinnovation.net/_img/07193_user_driven_innovation_in_the_health_care_sector_final_report_web.pdf)
- [Nor05] Norberg A. (2005) "Gomplatta – Ett fungerande styrsätt". *Hjälpmedelsinstitutet, ITiP – IT I praktiken*. Projektrapport 10. Artikelnummer 05309.

- [Nuh01w] NUH - Nordic Welfare (2001) "Success stories of and Barriers - User Involvement in Development and Evaluation of Assistive Technology". (*Internet* 2011) <http://www.nordicwelfare.org/?id=118272&cid=118307>
- [Nua11w] Nuance (2011) "Dragon NaturallySpeaking". (*Internet* 2011) <http://www.nuance.com/dragon/index.htm>
- [Oat06] Open Source Assistive Technology Software, OATS (2006) "Whistling User Interface". (*Internet* 2011) <http://www.oatsoft.org/Software/whistling-user-interface>
- [Ori05w] Origin Instruments (2005) "Computer Access Solutions for the Motor Impaired" (*Internet* 2011) <http://www.orin.com/access/>
- [Ori10w] Origin Instruments (2010) "Sip/Puff Switch". (*Internet* 2011) [http://www.orin.com/access/sip\\_puff/index.htm](http://www.orin.com/access/sip_puff/index.htm)
- [Ori11w] Origin Instrument (2011) "HeadMouse Extreme". (*Internet* 2011) <http://www.orin.com/access/headmouse/>
- [OW10] O'Reilly B., Weinberg H. (2010) "The Five Motion Senses: MEMS Inertial Sensing to Transform Applications", Technical report, *Sensors Magazine*, January 2010.
- [PA07] Patel S., Abowd G. (2007) "BLUI: Low-cost Localized Blowable User Interfaces". *Proceedings of the 20th annual ACM symposium on User interface software and technology*, October 07-10, 2007, Newport, Rhode Island, USA. DOI: 10.1145/1294211.1294250
- [Per11] Permobil (2011) "Hakstyrning". (*Internet* 2011) <http://www.permobil.com/Sverige/Produkter/Styrssystem/>
- [PKS\*03] Pino A., Kalogeros E., Salemis E., Kouroupetroglou G. (2003) "Brain Computer Interface Cursor Measures for Motion-impaired and Able-bodied Users". *Proc. of the 10<sup>th</sup> Int. Conference on Human-Computer Interaction* (Jun. 2003).
- [PHT01] Park S, Horowitz R, Tan C (2001) "Adaptive Controller Design of MEMS Gyroscopes". *IEEE Intelligent Transportation Systems Conference Proceedings*, Oakland (CA), USA, 2001, pp 496-501.
- [Qua06] Qualisys Motion Capture System (2006) "Gait analysis an objective method for the analysis of walking patterns". Information sheet. (*Internet* 2011) [http://www.qualisys.com/archive/application\\_notes\\_pdf/AN\\_Gait.pdf](http://www.qualisys.com/archive/application_notes_pdf/AN_Gait.pdf)
- [ROM06] Rogers W.A., O'Brien M.A., McLaughlin A.C. (2006) "Selection and Design of Input Devices for Assistive Technologies",

*9th International Conference of Control, Automation, Robotics and Vision, (ICARCV '06)*, Singapore, 2006, pp 1-6.

- [RMP06] Rocon E., Miranda J.A., Pons J.L. (2006) "TechFilter: Filtering undesired tremorous movements from PC mouse cursor". *Technology and Disability*, no. 18, 2006, pp 3-8.
- [Ros03w] Rosted R. (2003) "Tre former for innovation", FORA, (*Internet 2011*)  
[http://www.foranet.dk/media/22239/tre%20former%20for%20innovation\\_20031101.pdf](http://www.foranet.dk/media/22239/tre%20former%20for%20innovation_20031101.pdf)
- [RRC\*09] Raya R., Roa J.O., Rocon E., Ceres R., Pons J.L. (2009) "Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments", *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 162, Issue 2, Eurosensors XXIII, 2009, August 2010, Pages 248-259, ISSN 0924-4247, DOI: 10.1016/j.sna.2010.04.019.
- [RS04] Rodjegard H, Sandstrom D, Pelin P et al (2004) "A novel architecture for digital control of MEMS gyros". *The 3rd IEEE Conference on Sensors*, IEEE Proc. vol. 3, Vienna, Austria, 2004, pp 1403-1406
- [RT95] Riviere CN, Thakor NV (1995) "Adaptive human-machine interface for persons with tremor". *17th Annual Conference Engineering in Medicine and Biology Society*", vol. 2, 1995, pp 1193-1194.
- [RT96] Riviere CN, Thakor NV (1996) "Modelling and cancelling tremor in human-machine interfaces", *IEEE Eng. Med., Biol. Mag.*, vol. 15, no. 3, 1996, pp 29-36.
- [RZ01] Rydeman, B., Zachrisson, G. (2001). "Dynamiska kommunikationsprogram och styrsätt för personer med rörelsehinder", *Hjälpmedelsinstitutet, ITiP – IT i praktiken*. Projektrapport 2. Artikelnummer 63107.
- [RZ04w] Rydman B., Zachrisson G. (2004) "Kommunikation genom teknik – ur ett vardagsperspektiv". Hjälpmedelsinstitutet. Artikelnummer 04323-pdf (*Internet 2011*)  
<http://www.vinnova.se/sv/Publikationer/Produkter/Kommunikation-genom-teknik/>
- [RW11w] Rios J.A., White E. (2001) "Fusion filter algorithm enhancements for a MEMS GPS/IMU". 14th International Technical Meeting, Institute of Navigation. (*Internet 2011*)  
[http://www.xbow.com/pdf/Fusion\\_Filter\\_Algorithm.pdf](http://www.xbow.com/pdf/Fusion_Filter_Algorithm.pdf)
- [SAC\*07] Sennersten C., Alfredson J., Castor M., Hedström J., Lindahl B., Lindley C. Svensson E. (2007) "Verification of an Experimental Platform Integrating a Tobii Eyetracking System with the HiFi Game Engine". *FOI, Swedish Defence Research Agency FOI-R—2227-SE* (Feb. 2007).

- [San03w] Sandström G. (2003) "Smarta hem – köpmotiv och nytta", *TRITA-ARK-Research Publications, Arkitekturskolan, KTH, Stockholm*, no. 9, 2003. (*Internet 2011*) [http://competitivebuilding.org/downloads/art\\_GS.pdf](http://competitivebuilding.org/downloads/art_GS.pdf)
- [SBG\*08] Simpson T., Broughton C., Gauthier M. J. A., Prochazka A. (2008) "Tooth-Click control of a Hands-Free Computer Interface". *IEEE Trans Biomed Eng.* (Aug. 2008) vol. 55, no. 8, pp. 2050-2056.
- [SBL\*07] Simon I, Billat S, Link T et al. (2007) "In-situ pressure measurements of encapsulated gyroscopes". *The 14th Int. Conf. on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, Lyon, France, 2007, pp 1175-1178
- [SC01] Su M-C, Chung M-T. (2001) "Voice-controlled human-computer interface for the disabled". *Computing & Control Engineering Journal*, vol.12, no.5, pp. 225-230, Oct 2001
- [SCL\*04] Skvortzov V, Cho Y C, Lee B-L et al (2004) "Development of a gyro test system at Samsung". *Advanced Inst. of Tech., PLANS Position Location and Nav. Symp.*, Monterey, California, 2004, pp 133-142
- [Sem10w] Semcon (2008) "PROPS V4 – en projektmodell i världsklass", (*Internet 2011*) [http://spm.semcon.com/props/props\\_se.asp](http://spm.semcon.com/props/props_se.asp)
- [Sen09w] SensoNor (2009) "SAR10 Series Angular Rate Sensor". Datasheet . (*Internet 2011*) [http://www.sensonor.com/media/39650/datasheet%20sar10\(h\).pdf](http://www.sensonor.com/media/39650/datasheet%20sar10(h).pdf)
- [SH06] Skog I, Händel P. (2006) "Calibration of a MEMS inertial measurement unit". *XVII IMEKO World Congress*, Rio de Janeiro, Brazil, 2006
- [Sia11w] The Swedish Institute of Assistive Technology (2011) "Switches". (*Internet 2011*) <http://80.80.24.87/r4x.asp?linktype=iso&linkinfo=240918&include=00000>
- [Sis10] Swedish Standards Institute (2010) "Ergonomi vid människasysteminteraktion - Del 210: Användarcentrerad design för interaktiva system", *Swedish Standards Institute*, Svensk standard, SS EN ISO 9241-210:2010
- [Sis98] Swedish Standards Institute (1998) "Ergonomiska krav på kontorsarbete med bildskärmar (VDTs) - Del 11: Riktlinjer för användbarhet", *Swedish Standards Institute*, Svensk standard, SS EN ISO 9241-11:1998
- [Sis99] Swedish Standards Institute (1999) "Användarcentrerade designprocesser för interaktiva system", *Swedish Standards Institute*, Svensk standard, SS EN ISO 13407:1999

- [SKP06] Sporka J., Kurniawan H., Slavík P. (2006) "Acoustic control of mouse pointer", *Universal Access in the Information Society*, v.4 n.3, p.237-245, February 2006. DOI: 10.1007/s10209-005-0010-z
- [SL02] Simpson R.C., Levine S.P. (2002) "Voice control of a powered wheelchair". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.10, no.2, pp.122-125, June 2002. DOI: 10.1109/TNSRE.2002.1031981
- [SL04] Song I, Lee B (2004) "MEMS-based angular rate sensors". *IEEE Proc of the 3rd Conf. of Sensors*. vol. 2. Vienna, Austria, 2004, pp 650-653
- [SLWZ03] Su M-C., Lee Y-H., Wu C-H., Zhao Y-X. (2003) "Low-cost human computer interfaces for the disabled". *The IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMED 2003)*. Salzburg, Austria, Jun. 2003, pp. 208-212
- [SLW\*04] Su M-C., Lee Y-H., Wu C-H., Su S-Y., Zhao Y-X. (2004) "Two Low-Cost Human Computer Interfaces for People with Severe Disabilities". *Biomedical Engineering-Applications, Basis and Communications*. 2004; 16(6): 344-349.
- [SP99] Singh, S., Papanikolopoulos, N.P., (1999) "Monitoring driver fatigue using facial analysis techniques". *Proceedings International Conference on Intelligent Transportation Systems, IEEE/IEEJ/JSAI*. pp.314-318, 1999. DOI: 10.1109/ITSC.1999.821073
- [SPF\*06] Sama M., Pacella V., Farella E., Benini L., Riccò B. (2006) "3did: a low-power, low-cost hand motion capture device". In: *Proceedings IEEE design, automation and test in europe conference and exhibition*, 6–10 March 2006
- [Spi10w] Spinalistips (2008) "Tips av och för personer med ryggmärgsskada". (*Internet 2011*) <http://www.spinalistips.se/tips-om-anvandning-av-data-2.html>
- [SS04] Samuelsson K., Samuelsson M.(2004) "IT i Praktiken – Ergonomi vid användning av IT för personer med funktionsnedsättning". *Hjälpmedelsinstitutet, ITiP – IT i praktiken*. Projektrapport 8. Artikelnummer 63131.
- [SS96] Springer J., Siebes C., (1996) "Position controlled input device for handicapped: Experimental studies with a footmouse", *International Journal of Industrial Ergonomics*, Volume 17, Issue 2, February 1996, pp 135-152, ISSN 0169-8141, DOI: 10.1016/0169-8141(95)00045-3.
- [SSC05] Su M-C., Su S-Y., Chen G-D. (2005) "A low cost vision-based human-computer interface for people with severe disabilities". *in Biomedical Engineering Applications, Basis, and Communications*. 2005. 17(6). pp 284-292.

- [SYL\*08] Su M., Yeh C., Lin S., Wang P., Hou S. (2008) "An implementation of an eye-blink-based communication aid for people with severe disabilities". *International Conference on Audio, Language and Image Processing (ICALIP 2008)*, pp.351-356, 7-9 July, 2008, DOI: 10.1109/ICALIP.2008.4590090
- [Tie10w] Tieto (2010) "PPS - Praktisk ProjektStyrning". (*Internet 2011*) <http://www.tieto.se/vad-vi-erbjuder/consulting-and-thought-leadership/pps-praktisk-projektstyrning>
- [Tob11w] Tobii Technology (2011) "MyTobii P10". (*Internet 2011*) <http://www.tobii.com/en/assistive-technology/global/products/hardware/mytobii-p10/>
- [TRM06] Trejo, L.J., Rosipal, R., Matthews, B. (2006) "Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. vol.14, no.2, pp 225-229, June, 2006. DOI: 10.1109/TNSRE.2006.875578
- [Usb10wa] USB Implementers Forum (2011) "Universal Serial Bus (USB)". (*Internet 2011*) <http://www.usb.org>
- [Usb10wb] USB Implementers Forum (2011) "Universal Serial Bus (USB) - Device Class Definition for Human Interface Devices (HID)". (*Internet 2011*) [http://www.usb.org/developers/devclass\\_docs/HID1\\_11.pdf](http://www.usb.org/developers/devclass_docs/HID1_11.pdf)
- [Vib10w] Viberg R. (2010) "Musarm". Region Skåne, 1177.se. (*Internet 2011*) <http://www.skane.se/templates/HealthCareInfoArticle.aspx?id=264702&catid=44278>
- [WHBH03] Woods V., Hastings S., Buckle P., Haslam R. (2003) "Development of non-keyboard input device checklists through assessments". *Applied Ergonomics*, vol. 34, iss. 6, 2003, pp 511-519.
- [WMNF91] Wolpaw J.R., McFarland D.J., Neat G. W., Forneris C. A., (1991) "An EEG-based brain-computer interface for cursor control," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 78, no. 3, pp. 252-259, Mar. 1991.
- [ZM98] Zhai S., MacKenzie I.S. (1998) "Teaching old mice new tricks: Innovations in computer mouse design". *Proceedings of Ergon-Axia '98 - the First World Congress on Ergonomics for Global*

*Quality and Productivity*, pp. 80-83, 1998  
(<http://www.yorku.ca/mack/axia.html>)

[ZTG06] Zucco, J.E., Thomas, B.H., Grimmer, K., (2006) "Evaluation of Four Wearable Computer Pointing Devices for Drag and Drop Tasks when Stationary and Walking". *10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, pp.29-36, 11-14 Oct. 2006

[ÖGW\*03] Öhberg, F., Grip, H., Wiklund, U., Sterner, Y., Karlsson, J.S., Gerdle, B. (2003) "Chronic whiplash associated disorders and neck movement measurements: an instantaneous helical axis approach". *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions*, vol.7, no.4, pp.274-282, Dec. 2003 DOI: 10.1109/TITB.2003.821328