



(12) PATENT

(19) NO

(11) 333208

(13) B1

NORGE

(51) Int Cl.

A61B 5/22 (2006.01)

A61B 5/20 (2006.01)

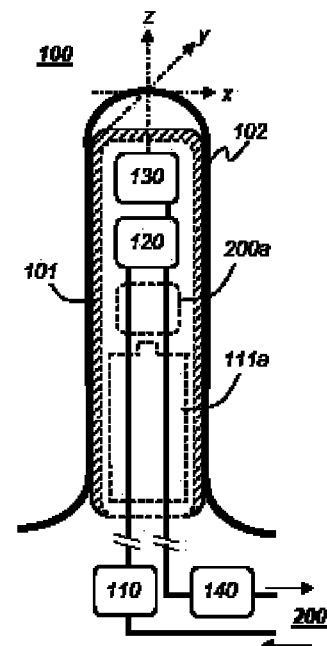
A61H 23/02 (2006.01)

Patentstyret

(21)	Søknadsnr	20110524	(86)	Int.inng.dag og søknadsnr
(22)	Inng.dag	2011.04.05	(85)	Videreføringssdag
(24)	Løpedag	2011.04.05	(30)	Prioritet
(41)	Alm.tilgj	2012.10.08		
(45)	Meddelt	2013.04.08		
(73)	Innehaver	PELVITAL AS, John Brandtsv. 41, 0860 OSLO, Norge		
(72)	Oppfinner	Gunnar Leivseth, John Brandts vei 41, 0860 OSLO, Norge Ole Jakob Olsen, Gråkleivåsen 18, 3960 STATHELLE, Norge		
(74)	Fullmektig	Bryn Aarflot AS, Postboks 449 Sentrum, 0104 OSLO, Norge		

(54)	Benevnelse	Apparat og system for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur
(56)	Anførte publikasjoner	WO 01/37732 A1
(57)	Sammendrag	

Apparat (100) for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur, der apparatet omfatter et langstrakt hus (101) tilpasset en bekkenbunnåpning. Huset (101) inneholder en oscillator (120) og et akselerometer (130) forbundet med en signalbehandlingsenhet (140) tilpasset til å kommunisere signaler som representerer avleste verdier fra akselerometeret (130). Et resultat beregnes fra påtrykt oscillasjon og målt respons, og brukes til å karakterisere muskulaturen. I en utførelsesform måles frekvensen som gir størst respons fra muskulaturen, og denne frekvensen påtrykkes ved trening.



BAKGRUNN

Den foreliggende oppfinnelsen vedrører et apparat, et system og en fremgangsmåte for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur.

5

Bekkenbunnsmusklene er en viljestyrt og lagdelt muskelgruppe som omslutter urinrør, skjede og endetarm, og som sammen med lukkemusklene skal ha kontroll over disse åpningene. Muskulaturen skal også holde urinrør, blære og livmor oppe, og motstå alle økninger i buktrykket som oppstår ved anstrengelser. Muskelgruppen omfatter både langsgående muskler og ringformede muskler.

10

Trening av bekkenbunnsmuskulaturen har vist seg effektivt for å forebygge og behandle en rekke tilstander, for eksempel inkontinens. Det finnes en rekke øvelser for å trene bekkenbunnsmuskulaturen. Disse øvelsene har varierende effekt på ulike mennesker av ulike årsaker. Det er videre kjent at mekaniske oscillasjoner i området under ca. 120 Hz som påtrykkes vevet forsterker trenings-
effekten av de nevnte øvelsene. Etter hvert som muskulaturen blir sterkere, vil man kunne måle treningseffekten ved å måle muskulaturens evne til å trekke seg sammen.

15

Måleprinsipp og måleparametre

En sterkere muskel kan forventes å dempe en påtrykt amplitude mer enn en svakere muskel. Et første måleprinsipp kan derfor være å måle amplitudedemping av en påtrykt oscillasjon. Målt amplitude kan beskrives som $A \sim A_0 \sin(\omega t)$. Relativ amplitudedemping defineres som:

20

$$\Delta A = (A - A_0) / A_0 \quad (1)$$

hvor

A er målt amplitude,
 A_0 er påtrykt amplitude,
 ω er vinkelfrekvens til den påtrykte oscillasjon og
 t er tid.

25

30

Det anses velkjent for en fagmann at utgangssignalet fra et akselerometer kan representere en akselerasjon som kan integreres til en fart og videre til et utsving. Det er også velkjent at akselerasjon, fart og utsving i like store og motsatt rettede retninger har gjennomsnittsverdier på null, og at meningsfulle parametere derfor må baseres på absoluttverdier som f.eks. maksimal akselerasjon, fart eller amplitude. På bakgrunn av ovenstående er det klart at den dimensjonsløse dempingen ΔA kan beregnes fra utsving i mm, fart i m/s, akselerasjon i m/s^2 og/eller elektriske signaler inn til oscillatoren og ut fra akselerometeret. I alle tilfeller kan dempingen ΔA uttrykkes i dB, kalibreres til å vise kraft i Newton (N), osv. etter behov og på måter som er kjente for fagfolk på området.

Ved trening øker muskecellenes volum, og cellenes skjelett blir stivere. I en andre modell kan derfor bekkenbunnsmuskulaturen anses som et viskoelastisk materiale, dvs. som et materiale med egenskaper mellom et helt elastisk materiale og et helt stivt og uelastisk (viskøst) materiale. For eksempel kan en slapp eller svak muskel forventes å ha relativt "elastiske" egenskaper, mens en stram eller sterk muskel kan forventes å gi mer motstand og derved relativt "viskøse" egenskaper. Formelt er:

- belastning (stress) kraften som motvirker en påtrykket endring dividert på arealet kraften virker på. Belastningen er følgelig et trykk, og måles i Pascal (Pa), og
- strekk (strain) er forholdet mellom endringen forårsaket av belastningen og objektets opprinnelige tilstand. Strekket (strain) er følgelig dimensjonsløst.

Elastisitetsmodul defineres som forholdet $\lambda = \text{belastning/strekk} = \text{stress/strain}$, Dynamisk modul er det samme forholdet når belastningen stammer fra en påtrykt oscillasjon. Når oscillasjon påtrykkes et fullstendig elastisk materiale er den målte forlengelsen i fase med den påtrykte oscillasjonen, dvs. at strekket inntreffer samtidig med den påtrykte oscillasjonen. Når oscillasjonen påtrykkes et rent viskøst materiale henger strekket (strain) etter belastningen (stress) med 90° ($\pi/2$ radianer). Viskoelastiske materialer oppfører seg som en mellomting mellom helt elastiske og helt viskøse materialer. Strekket henger følgelig etter den påtrykte oscillasjonen med en faseforskjell mellom 0 og $\pi/2$. Ovenstående kan uttrykkes ved følgende ligninger:

$$\sigma = \sigma_0 \sin(\omega t) \quad (2)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \sin(\omega t - \varphi) \quad (3)$$

$$\lambda = \sigma / \varepsilon \quad (4)$$

5 hvor

σ er belastning (stress) ved påtrykket oscillasjon (Pa)

ε strekk (strain, dimensjonsløst)

ω er oscillatorens frekvens (Hz)

t er tid (s),

10 φ er faseforskjellen som varierer mellom 0 (helt elastisk) og $\pi/2$ (helt viskøst), og

λ er dynamisk modul.

Biomekanisk kan dette ses som at en sterkere muskel øker kraften som motstår oscillasjonen, og derved "forsinker" svingningene som måles av akselerometeret.

15 Dette er ekvivalent med at en sterk muskel er stivere eller "mer viskøs" enn en slapp, geleaktig og "mer elastisk" muskel.

Et problem med kjent teknikk på området er at måleverdier ofte oppgis som trykk, f.eks. i millimeter vannsøyle. Siden et trykk er kraft delt på areal, så vil det

20 rapporterte trykket avhenge av måleapparatets areal, og dermed av leverandør.

Måleverdier oppgis derfor ofte i litteratur på området som, for eksempel,

'<Leverandør_navn> mmH₂O'. Dette gjør i sin tur at måleverdier fra ulike apparater ikke er direkte sammenlignbare, og at det er behov for leverandøruavhengige måleverdier på oppfinnelsens område.

25

WO 2001/037732 A1 beskriver et apparat og et system for trening av bekkenbunnsmuskulatur. Videre beskriver US 6,059,740 et apparat for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur. Apparatet omfatter et langstrakt hus tilpasset innføring i en bekkenbunnsåpning. Huset er delt på langs i to halvdel, og inneholder

30 en oscillator samt en vippe og utstyr til å måle trykk som påtrykkes husets halvdel fra bekkenbunnsmuskulaturen. Dette apparatet angir kraften som klemmer de to halvdelene sammen i Newton (N), og måler essensielt treningseffekt på muskler som virker radiallyt på huset.

Det er behov for et apparat som også måler og trener muskulatur som forløper parallelt med apparatets eller bekkenbunnsåpningens lengderetning.

5 Formålet med den foreliggende oppfinnelsen er å tilfredsstille ett eller flere av problemene ovenfor, samtidig som fordelene med kjent teknikk bevares.

OPPSUMMERING AV OPPFINNELSEN

10 Dette oppnås i følge oppfinnelsen med et apparat for testing og trening av bekkenbunns- muskulatur, der apparatet omfatter et langstrakt hus tilpasset en bekkenbunnsåpning og huset inneholder en oscillator, kjennetegnet ved at huset inneholder et akselerometer forbundet med en signalbehandlingsenhet tilpasset til å kommunisere signaler som representerer avleste verdier fra akselerometeret.

15 Ved å bruke et akselerometer til å måle respons er det mulig å bruke et lukket hus, forenklet øvrig oppbygging og øke nøyaktigheten av målingene. Det er også mulig å beregne relativ amplitudedemping, faseforsinkelse og/eller dynamisk modul i én eller flere dimensjoner. Disse parametrene kan sammen eller hver for seg brukes til å karakterisere muskulaturen mer nøyaktig og detaljert enn med tidligere kjent teknikk.

20

Ved å påtrykke oscillasjoner og/eller måle respons langs flere akser er det også mulig å tilpasse trening og testing til spesifikke muskelgrupper i bekkenbunnen.

25 I et annet aspekt vedrører den foreliggende oppfinnelsen et system som bruker et slikt apparat med en regulator tilpasset til å regulere oscillasjonens frekvens og/eller amplitude. Systemet er kjennetegnet ved at det videre omfatter en styremodul tilpasset til å bestemme en oscillatorparameter i minst ett tidsintervall, og til å formidle oscillatorparameteren til regulatoren; en datafangstmodul tilpasset til å motta en respons fra akselerometeret og beregne et resultat som funksjon av
30 oscillatorparameteren og mottatt respons; en analysemodul tilpasset å beregne minst én gruppeverdi basert på en måleserie av oscillatorparametere og deres resultater; et datalager tilpasset å lagre og hente minst én dataverdi fra en gruppe bestående av oscillatorparameterne, responsen, beregnet resultat og gruppeverdi,

og kommunikasjonsmidler tilpasset til å frakte dataverdien mellom modulene og datalageret.

I et tredje aspekt vedrører den foreliggende oppfinnelsen en fremgangsmåte for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur hvor muskulaturen påtrykkes en oscillasjon, kjennetegnet ved å måle respons fra muskulaturen ved hjelp av et akselerometer, og å karakterisere muskulaturen ut fra respons på påtrykt oscillasjon.

Egnede måleparametere, for eksempel relativ amplitudedemping, faseforsinkelse og/eller dynamisk modul kan indikere blant annet kraft og/eller elastisitet i ulike muskelgrupper i bekkebunnen.

I en foretrukket utførelsesform påtrykkes muskulaturen en oscillasjon med frekvens lik eller nær maksresponsfrekvensen under trening av muskulaturen. Maksresponsfrekvensen antas å endre seg over tid, og kan blant annet vises og/eller logges for å dokumentere treningseffekt alene eller sammen med én eller flere andre parametere.

Andre trekk og utførelse fremgår av de vedlagte patentkravene.

KORT BESKRIVELSE AV FIGURENE

Oppfinnelsen beskrives nærmere i den detaljerte beskrivelsen nedenfor med henvisning til de vedføyde figurene, hvor:

25

Fig. 1 er et langsgående skjematisk snitt gjennom et apparat;

Fig 2 illustrerer innretting av et trippelakset akselerometer i apparatet i fig 1;

Fig 3 (kjent teknikk) viser et prinsipp for en oscillator;

Fig 4 (kjent teknikk) viser et prinsipp for et akselerometer;

30 Fig 5 er en skjematisk illustrasjon av et system i følge oppfinnelsen;

Fig 6 er en skjematisk fremstilling av funksjonene i systemet, og

Fig 7 er et flytdiagram som illustrerer en fremgangsmåte i følge oppfinnelsen.

DETALJERT BESKRIVELSE

Figur 1 er et langsgående skjematisk snitt gjennom et apparat 100 i følge oppfinnelsen. Apparatet består av et langstrakt, sylindrisk hus 101, som kan være laget av et relativt stivt plastmateriale. En ytre kappe 102 av medisinsk silikon kan
 5 fordelaktig anbringes på utsiden av huset 101. Husets størrelse er tilpasset en åpning i bekkenbunnen.

Huset 101 inneholder en oscillator 120 som kan oscillere langs én, to eller tre akser. og et akselerometer 130 som kan måle akselerasjon langs én, to eller tre
 10 akser. Akselerometerets akse(r) innrettes fortrinnsvis etter oscillatorens akse(r) av følgende grunn:

Anta at oscillatoren 120 frembringer en oscillasjon av apparatet langs en akse x , og responsen måles langs en akse x' som danner en vinkel α med x -aksen. Hvis
 15 en respons langs x -aksen er B , så er responsen langs x' -aksen $B' = B \cdot \cos \alpha$. B' er størst når $\cos \alpha = 1$, $\alpha = 0$ og x' -aksen er parallell med x -aksen. Tilsvarende er $B' = 0$ når akselerometerets akse er vinkelrett på oscillasjonen ($\cos 90^\circ = 0$). Ved å innrette x -aksen til akselerometeret 130 parallelt med x -aksen til oscillatoren 120 vil vi derved forvente størst mulig signal og derved størst mulig følsomhet.
 20 Tilsvarende gjelder langs y - og/eller z -aksene når apparatet 100 har flere akser. Videre oppnås minst mulig krysstale mellom målesignalene når aksene står vinkelrett på hverandre, f.eks. som vist med koordinatsystemet x, y, z i figur 1.

Av figur 1 ses også at oscillatoren 120 og akselerometeret 130 er forskjøvet i forhold til hverandre langs apparatets langsgående akse, z -aksen. Dermed har de
 25 strengt tatt hver sin akse i x -retningen, f.eks. x og x' . Så lenge aksene er parallelle har dette ingen betydning, jf forrige avsnitt. Av praktiske grunner betegnes følgelig x -aksene til oscillatoren, akselerometeret og apparatet som én akse, " x -aksen". Tilsvarende gjelder y - og z -aksene.

30

Figur 2 illustrerer et trippelakset akselerometeret 130 der aksene x, y og z er parallelle med apparatets akser x, y og z vist i figur 1.

I en foretrukket utførelsesform kan oscillasjonenes frekvens, og eventuelt også amplitude, styres uavhengig av hverandre langs de nevnte x-, y- og z-aksene. Dette gjør det mulig å måle styrken i en muskel eller muskelgruppe som forløper parallelt med apparatets hovedakse, z-aksen, uavhengig av muskler eller grupper som virker radialt på apparatet i en kombinasjon av x- og y-aksene på figur 1.

I det følgende betegnes parametre med én, to eller tre dimensjoner med uthevet skrift, og parameterens komponent langs x, y og/eller z-aksen gis indekser x, y og z henholdsvis. For eksempel er frekvensen $\omega = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$. De tre frekvenskomponentene kan ha ulike verdier, og én eller to av dem kan være null, dvs. en eller to oscillatorer kan mangle, i enkelte utførelsesformer. Tilsvarende gjelder respons eller utsignal a fra akselerometeret 130, beregnede resultater ΔA , φ , λ og så videre. Komponenter langs x, y og z-aksene måles og beregnes uavhengig av hverandre, for eksempel som angitt i ligningene (1) til (4).

Oscillatoren 120 kan styres til å svinge med en bestemt frekvens, fortrinnsvis i området 15-120 Hz, av en effektforsyning 110. Alternativt kan oscillatoren 120 drives av et batteri 111a vist med stiplede linjer i figur 1.

Utgangssignalet fra akselerometeret 130 kan sendes til en signalbehandlingsenhet 140 og derfra videre til en datamaskin 200 (se fig. 5 og 6). Alternativt kan hele eller deler av signal- og databehandlingen utføres av en enhet 200a inne i huset 101.

Oscillatoren 120, akselerometeret 130 og signalbehandlingsenheten 140 er kommersielt tilgjengelige produkter, og det overlates til fagmannen å velge modeller som er egnet til formålet. Det skal forstås at figur 1 er en prinsippskisse, og at forbindelsene mellom komponentene kan ha flere kanaler, f.eks. en inngangskanal per oscillatorakse og en utgangskanal per akselerometerakse. I noen anvendelser kan akselerometeret 130 og/eller signalbehandlingsenheten 140 drives med elektrisk effekt tilført gjennom en USB-forbindelse. I andre anvendelser kan det være nødvendig eller praktisk med en separat nettilkoblet transformator 111 i effektforsyningen 110 som vist i figur 6.

Figur 3 illustrerer prinsippet for en mulig oscillator 120. Den viste typen har en permanentmagnet 126 anbrakt i en spole 125. Når en vekselspanning V_x påtrykkes pålene og en strøm drives gjennom spolen, så induseres et variabelt magnetfelt som trekker permanentmagneten 126 frem og tilbake. Permanent-

5 magneten 126 er festet i et lodd 122 som dermed også beveges frem og tilbake. Når oscillatoren er festet i huset 101, vil apparatet 100 oscillere langs x-aksen.

Figur 4 illustrerer prinsippet for et typisk akselerometer. En piezoelektrisk skive eller stav 133 er fastspent i et hus 131. Skiven 133 fastholder en seismisk masse

10 132. Når huset beveges frem og tilbake langs x-aksen, vil skiven påvirkes av massen 132, og det dannes en elektrisk ladning, typisk noen pC/g, på skiven 133 som følge av den piezoelektriske effekt. For frekvenser under ca. en tredel av akselerometerhusets resonansfrekvens vil denne ladningen være proporsjonal med akselerasjonen. Utgangssignalet er illustrert skjematisk som a_x i figur 4.

15 Kommersielle akselerometere for vibrasjonstesting av denne typen har typisk et frekvensområde fra ca. 0,1 til over 4 kHz, dvs. langt utover området 15-120 Hz som foretrekkes i den foreliggende oppfinnelsen.

Den foreliggende oppfinnelsen avhenger ikke av konkrete typer oscillatorer eller

20 akselerometere. For eksempel kan oscillatorer med eksenterlodd brukes i stedet for typen som vises skjematisk i figur 3. En konstruksjon av typen vist i figur 3 kan også brukes som akselerometer. I et slikt tilfelle beveges loddet 122 avhengig av kreftene som påtrykkes. Dette beveger permanentmagneten 126 i spolen 125, og det induseres en strøm som kan avleses på polene ved V_x .

25

Figur 5 illustrerer et system der en datamaskin 200 styrer en oscillator i apparatet 100 gjennom en effektforsyning 110. Datamaskinen 200 kan være av en hvilken som helst utforming. Egnede datamaskiner har en programmerbar prosessor, og omfatter personlige datamaskiner, håndholdte enheter (PDAer), osv. Data-

30 maskinen 200 kan forbindes med en skjerm, skriver og/eller datalagring på kjent måte for å vise og/eller logge måleresultater.

Signaler fra et akselerometer (130, fig 1) i apparatet 100 forsterkes og/eller behandles i en signalbehandlingsenhet 140, og overføres til datamaskinen 200 for analyse og/eller logging. Forbindelsen mellom apparatet 100 og boksen 110, 140 kan omfatte flere kanaler for regulering av oscillatorer langs flere akser uavhengig av hverandre og for måling av responser fra et ett- eller flerakset akselerometer. Tilsvarende gjelder forbindelsen mellom boksen 110, 140 og datamaskin 200. Denne forbindelsen kan være en USB- (f.eks. 2.0) forbindelse, og elektrisk effekt kan i noen anvendelser tilføres fra datamaskinen gjennom USB-forbindelsen.

I noen utførelsesformer kan signaler overføres trådløst (ikke vist) for eksempel ved radiosignaler, infrarødt lys eller ultralydsignaler.

Figur 6 er en skjematisk fremstilling av komponenter i systemet illustrert i figur 5.

En styremodul 230, for eksempel program- og maskinvare i datamaskinen 200, bestemmer en oscillatorparameter, dvs. frekvens og/eller amplitude for oscillatoren 120. Første gang apparatet brukes, kan styremodulen 230 innstille frekvensen ω på en fast startverdi og deretter øke frekvensen i forhåndsbestemte trinn $\Delta\omega$. Senere kan styremodulen 230 bruke tidligere resultater til å velge andre startverdier og/eller frekvensintervaller. Dette er nærmere beskrevet nedenfor. Tilsvarende gjelder innstillinger for amplitude. Alternativt kan oscillatorparametere bestemmes i et binærsøk som avsluttes når verdien av to beregnede verdier ligger tettere enn en forhåndsbestemt oppløsning, for eksempel $\Delta\omega_x = 5$ Hz.

Både frekvens og amplitude kan reguleres langs x, y og z-aksene uavhengig av hverandre ved hjelp av regulatoren 112. I figur 6 er regulatoren 112 forbundet med en effektkilde i form av en transformator 111 tilkoblet nettspenning V_I som tilveiebringer en effekt P med ønsket strøm og spenning. Som vist i figur 1, kan effektkilden alternativt være et batteri 111a inne i apparatets hus 101. Regulatoren 112 kan for eksempel styre oscillatorens amplitude A_x og frekvens ω_x ved å regulere strøm, spenning og frekvens på signalet som tilføres ved polene V_x i fig 3, og tilsvarende for oscillatorer som oscillerer langs y og/eller z-aksen.

Oscillasjonen påtrykkes vev omkring apparatet 100, og responsen måles av akselerometer 130.

5 Signaler fra akselerometeret 130 i apparatet 100 føres til en signalbehandlings-enhet 140, som leveres som en separat boks med en rekke akselerometere. Akselerometeret 130 kan inneholde en forforsterker og enheten 140 kan inneholde en effektforsterker. Andre konfigurasjoner er også mulig. Utsignalet fra signalbehandlingsenheten 140 er vist som \mathbf{a} , og kan for eksempel representere akselerasjon langs x, y og/eller z-aksene på et målepunkt der den påtrykte oscillasjonen var ω_i .

10 En datafangstmodul 210 viderebehandler signalet, og kan for eksempel integrere akselerasjon til fart og videre til utsving, måle en faseforskjell, osv. Integrasjon av akselerasjon, måling av faseforskjell, osv. kan utføres på flere steder i signalveien, for eksempel ved bruk av tilbakekoblede operasjonsforsterkere, firmware og/eller programvare på kjent måte, og at signalveien i figur 6 kun er et eksempel.

15 Utdata fra datafangstmodulen 210 er skjematisk vist som et målepunkt ω, \mathbf{R} , der et resultat \mathbf{R} er målt eller beregnet ved en påtrykt frekvens ω . Resultat \mathbf{R} kan representere en eller flere av akselerasjon \mathbf{a} , fart, utsving, relativ amplitude-demping $\Delta\mathbf{A}$, faseforskyvning, belastning, strekk og/eller dynamisk modul som beskrevet ovenfor. I noen anvendelser kan oscillatoramplituden også varieres. Datafangstmodulen kan fordelaktig lagre en måleserie med en rekke målepunkter som hvert representerer en oscillatorparameter ω eller \mathbf{A} og et målt eller beregnet resultat \mathbf{R} . Begrepet "dataverdier" som brukes her og i kravene skal forstås som

20 25 enhver parameterverdi og/eller dens komponenter langs aksene x, y og/eller z.

En databuss 205 frakter dataverdier mellom ulike komponenter og moduler i data-maskinen 200. For eksempel kan en måleserie med en rekke målepunkter (ω_i, \mathbf{R}_i) mellomlagres i et datalager 201 før måleserien behandles videre i en analysemodul 220. I en annen utførelsesform kan målepunkter (ω_i, \mathbf{R}_i) tilføres Analysemodulen 220 etter hvert, og resultater av behandlingen, representert ved (ω_n, \mathbf{S}) kan lagres i datalageret 201 og/eller vises på en fremviser 202.

30

Analysemodulen 220 er en modul som behandler én eller flere måleserier for å karakterisere muskulaturen og dens utvikling med en eller flere parametere som finnes hensiktsmessig.

5 I en foretrukket utførelsesform finnes en maksresponsfrekvens ω_r for hver måle-
serie. Maksresponsfrekvensen ω_r er den påtrykte frekvensverdien hvor den valgte
måleparameteren indikerte maksimal respons fra vevet omkring apparatet, for
eksempel størst amplitudedemping, minst målt amplitude, størst dynamisk modul,
osv. Denne er nærmere beskrevet nedenfor.

10

Analysemodulen 220 kan i prinsipp beregne en hvilken som helst gruppeverdi
og/eller utføre statistisk analyse av de innsamlede data, for eksempel statistiske
fordelinger, forventningsverdi, varians, maksimalverdier og trender i utviklingen av
de målte og beregnede resultatene beskrevet tidligere.

15

I én utførelsesform kan gruppeverdien S for eksempel representere et delintervall i
området 15-120 Hz, hvor maksresponsfrekvensen ω_r befinner seg med en gitt
sannsynlighet. Dette intervallet kan beregnes som et konfidensintervall fra tidligere
måleserier med kjente statistiske metoder, og forventes å bli mindre når antallet
20 måleserier øker og variansen derved avtar, Hensikten med å beregne et slik del-
intervall er å unngå overflødige målinger.

Et eksempel på trendanalyse er utvikling av maksresponsfrekvens ω_r over noen
dager eller uker, som kan si noe om treningseffekt.

25

Figur 7 illustrerer en fremgangsmåte i følge oppfinnelsen.

I blokk 710 påtrykkes muskulaturen en første oscillasjon representert ved ω_j . Dette
kan gjøres i praksis ved å innføre et apparat som beskrevet ovenfor i en bekken-
30 bunnåpning og forsyne oscillatoren 120 med elektrisk effekt. Oscillasjonen kan
påtrykkes langs én eller flere akser (x, y, z) som står perpendikulært på hverandre.
Startverdien kan være for eksempel 15 Hz langs hver akse ved første gangs bruk.

Når apparatet har vært brukt en eller flere ganger, kan startverdiene være basert på tidligere resultater og analyser.

I blokk 720 måles respons fra muskulaturen ved hjelp av et akselerometer (130)
5 med akser som er innrettet parallelt med oscillatoraksene x, y, og/eller z.

Blokk 730 illustrerer at et resultat R_i finnes fra en påtrykt oscillasjon ω_i og dens respons a_i målt i et forhåndsbestemt tidsintervall. Målepunktet (ω_i, R_i) kan inngå i en måleserie der $i = 1, 2, \dots, n$, og hver indeks i betegner et separat tidsintervall.
10 Både påtrykt frekvens og målt eller beregnet resultat har separate verdier langs oscillatoraksene. Egnede resultater for å karakterisere muskulaturen kan være relativ amplitudedemping ΔA , dynamisk modul λ og/eller faseforskyvning φ mellom påtrykt og målt signal. Verdiene kan måles og/eller beregnes som beskrevet i forbindelse med ligningene (1) til (4) i innledningen, og uavhengig av
15 hverandre langs aksene x, y og/eller z. Målepunktet (ω_i, R_i) kan lagres eller logges som en del av dette trinnet.

I blokk 740 beregnes en oscillasjonsfrekvens for neste målepunkt, og i test 750 kontrolleres om måleserien er ferdig.
20

I en første utførelsesform av fremgangsmåten økes den påtrykte frekvensen trinnvis i blokk 740, for eksempel $\omega_i = \omega_0 + i \cdot \Delta\omega$, hvor $\Delta\omega$ angir en ønsket oppløsning i måleserien, for eksempel 1 Hz eller 5 Hz. I dette tilfellet avsluttes løkken ved test 750 når den nye frekvensen ω_{i+1} overstiger en forhåndsbestemt grenseverdi,
25 f.eks. 120 Hz langs aksene(e).

I en alternativ utførelsesform av fremgangsmåten er formålet å finne en maksimal respons med færrest mulig målinger. Dette kan gjøres effektivt med et binærsøk. Anta for eksempel at resultatet R fra blokk 730 øker med muskulaturens respons på de påtrykte oscillasjonene, at et første intervall er 15 Hz til 120 Hz, og at ønsket oppløsning er 5 Hz langs alle akser. Binærsøket kan i så fall utføres ved å dele intervallet i to, runde frekvensen ned til nærmeste frekvens som er delelig på oppløsningen, og sammenligne resultatene fra blokk 730 for hver av de to
30

frekvensene i øvre og nedre del av intervallet, f.eks. R_1 ved $\omega_1 = 15$ Hz og R_2 ved $\omega_2 = 50$ Hz. Hvis $R_2 > R_1$ velges ω_3 midt i intervallet 50 - 120 Hz i blokk 740, ellers velges ω_3 midt i intervallet 15 - 50 Hz i blokk 740. Tilsvarende halveringer av intervallet gjentas i denne alternative utførelsesformen til testen 750 viser at neste
5 intervall er mindre enn ønsket oppløsning, f.eks. 5 Hz langs alle akser.

Hvis responsen langs aksene er uavhengig av hverandre, vil et binærstøk i intervallet 15-120 Hz og en oppløsning på 5 Hz langs hver akse finne en tilnærmet maksresponsfrekvens med høyst 6 målepunkter, mens et sekvensielt støk i
10 intervall 15-120 Hz med oppløsning på 5 Hz krever 21 målepunkter.

Hvis testen 750 indikerer at måleserien ikke er komplett utføres en ny iterasjon der blokk 710 påtrykker en oscillasjon med ny frekvens ω_{j+1} osv. Når testen 750 indikerer at måleserien er ferdig, fortsetter prosessen i blokk 760.

15 I blokk 760 analyseres én eller flere måleserier som beskrevet i forbindelse med analysemodulen 220 ovenfor. I en foretrukket utførelsesform beregnes maksresponsfrekvensen ω_r for hver måleserie. Dette er per definisjon den frekvensen der muskulaturen responderer sterkest på påtrykt oscillasjon. I praksis kan maksresponsfrekvensen være avrundet ned til nærmeste hele frekvens som er delelig
20 på oppløsningen, dvs.

$$\omega_r = \Delta\omega \cdot \text{round}(\omega_r' / \Delta\omega), \quad (5)$$

hvor

25 ω_r er praktisk verdi for maksresponsfrekvens
 ω_r' er teoretisk eller ideell verdi for maksresponsfrekvens,
 $\Delta\omega$ er valgt oppløsning, f.eks. 5 Hz som i eksempelet over, og
 $\text{round}()$ er en funksjon som runder ned til nærmeste hele tall.

30 Blokk 770 er tegnet med stiplede linjer for å illustrere at fremgangsmåten kan, men ikke må, omfatte å styre oscillatoren til å påtrykke den praktiske verdien for maksresponsfrekvens mens en brukeren utfører bekkenbunnsøvelser som beskrevet i innledningen. Oppløsningen $\Delta\omega$ bør i en foretrukket utførelsesform derfor velges

slik at forskjellen mellom praktisk og faktisk verdi har liten eller ingen betydning. Hvis det for eksempel viser seg å være en markant forskjell på trening med påtrykt oscillasjon 62 Hz i forhold til ved 60 Hz, bør $\Delta\omega$ i eksempelet over reduseres fra 5 Hz til 1 Hz.

5

Fremgangsmåten kan videre omfatte å lagre og/eller fremvise en eller flere oscillasjonsparametre, måleverdier, beregnede resultater og/eller gruppeverdier. Alle dataverdier kan lagres i et datalager 201 og vises på en skjerm 202. Det er også mulig å logge parametre ved å skrive dem ut på papir. En skriver (ikke vist) kan dermed valgfritt brukes i stedet for eller i tillegg til datalageret 201 og fremviseren 202 (f.eks. en dataskjerm) som er vist i figur 6.

Fremgangsmåten beskrevet ovenfor kan videre omfatte å analysere de målte og beregnede resultatene med kjente statistiske metoder. I én utførelsesform kan f.eks. utvikling av maksresponsfrekvens og/eller andre resultater over tid dokumentere treningseffekt. I denne eller andre anvendelser kan det også estimeres et konfidensintervall for ω_r , som er mindre enn hele måleintervallet, f.eks. 15-120 Hz, men som likevel er stort nok til at sannsynligheten p for at maksresponsfrekvensen ligger i intervallet er større enn en forhåndsbestemt verdi, f.eks. $p > 95\%$.

20

Dette kan redusere antall målepunkter i neste måleserie, som for eksempel kan opptas én eller noen få dager senere, og lagres i datalageret 201 (figur 6). Datalageret 201 kan inneholde flere slike måleserier opptatt over en periode, f.eks. en måleserie per dag i 1-4 uker, og/eller bare hvilken frekvens ω_r i hver måleserie som ga, for eksempel, maksimal amplitudedemping eller faseforskyvning.

25

Det er klart at statistiske analyser, trendanalyser, osv. kan utføres på ett eller flere målte eller beregnede resultater, ikke bare på frekvensen som beskrevet ovenfor. Uttrykket "beregning av gruppeverdi" som brukes i patentkravene er ment å dekke alle kjente former for statiske analyser, trendanalyser og andre analyser som utføres på ett eller flere målte eller beregnede resultater, for eksempel lagret som måleserier med målepunkter (ω_i, R_i) i datalageret 201.

30

PATENTKRAV

1. Apparat (100) for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur, der apparatet omfatter et langstrakt hus (101) tilpasset en bekkenbunnsåpning og
5 huset inneholder en oscillator (120),
karakterisert ved at huset (101) inneholder et akselerometer (130) forbundet med en signalbehandlingsenhet (140) tilpasset til å kommunisere signaler som representerer avleste verdier fra akselerometeret.
- 10 2. Apparat ifølge krav 1, hvor oscillatoren (120) oscillerer langs én eller flere oscillatorakser (x , y , z) som står perpendikulært på hverandre.
3. Apparat ifølge krav 2, hvor akselerometeret (130) måler respons langs måle-akser parallelt med oscillatoraksene.
- 15 4. Apparat ifølge krav 3, hvor en regulator (112) regulerer oscillatorens (120) amplitude (A) og/eller frekvens (ω) langs hver av oscillatoraksene uavhengig av oscillasjon langs de andre oscillatoraksene.
- 20 5. Apparat ifølge krav 4, hvor oscillatoren (120) er tilpasset til å oscillere med en frekvens (ω) i området fra 15 til 120 Hz langs hver av oscillatoraksene.
6. Apparat ifølge et av de foregående krav, hvor huset (101) er belagt med medisinsk silikon (102).
- 25 7. System for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur med et apparat (100) i følge krav 4, **karakterisert ved** at systemet videre omfatter:
 - en styremodul (230) tilpasset til å bestemme en oscillatorparameter (ω , A) i minst ett tidsintervall, og til å formidle oscillatorparameteren til regulatoren (112);
 - 30 - en datafangstmodul (210) tilpasset til å motta en respons (a) fra akselerometeret (130) og beregne et resultat (R) som funksjon av oscillatorparameteren og mottatt respons;

- en analysemodul (220) tilpasset å beregne minst én gruppeverdi (ω_r , \mathbf{S}) basert på en måleserie av oscillatorparametere og deres resultater,
 - et datalager (201) tilpasset å lagre og hente minst én dataverdi fra en gruppe bestående av oscillatorparameterne (ω , \mathbf{A}), responsen (\mathbf{a}), beregnet resultat (\mathbf{R}) og gruppeverdi (ω_r , \mathbf{S}), og
- 5 kommunikasjonsmidler (205) tilpasset til å frakte dataverdien mellom modulene (210, 220, 230) og datalageret (201).
8. System i følge krav 7, hvor minst én av en elektrisk effektkilde (111a),
 10 regulatoren (112), signalbehandlingsenheten (140), datafangstmodulen (210), analysemodulen (220), styremodulen (230), datalageret (201) og kommunikasjonsmidlene (205) er anbrakt inne i apparatets hus (101).
9. System i følge krav 7 eller 8, videre omfattende fremvisningsmidler (202)
 15 tilpasset til å vise minst én dataverdi.
10. System i følge et av kravene 7-9, hvor resultatet (\mathbf{R}) fra datafangstmodulen (210) velges fra en gruppe bestående av relativ amplitudedemping ($\Delta\mathbf{A}$), dynamisk modul (λ) og faseforskyvning (φ) mellom et påtrykt og et målt signal.
- 20
11. System i følge et av kravene 7-10, hvor gruppeverdien (ω_r , \mathbf{S}) fra analysemodulen (220) velges fra en gruppe bestående av en maksresponsfrekvens (ω_r) og et delintervall av frekvensintervallet 15 til 120 Hz.
- 25
12. Fremgangsmåte for testing og trening av bekkenbunnsmuskulatur hvor muskulaturen påtrykkes en oscillasjon,
karakterisert ved følgende trinn:
- å måle respons fra muskulaturen ved hjelp av et akselerometer (130), og
 - å karakterisere muskulaturen ut fra respons på påtrykt oscillasjon.
- 30
13. Fremgangsmåte ifølge krav 12, hvor oscillasjonen påtrykkes langs én eller flere oscillatorakser (x, y, z) som står perpendikulært på hverandre.

14. Fremgangsmåte i følge krav 13, hvor akselerometeret (130) måler respons langs måleakser parallelt med oscillatoraksene.
15. Fremgangsmåte i følge krav 14, hvor oscillasjonens amplitude (A) og/eller frekvens (ω) reguleres langs hver av oscillatoraksene uavhengig av oscillasjon langs de andre oscillatoraksene.
16. Fremgangsmåte i følge krav 15, hvor oscillasjonen påtrykkes med en frekvens (ω) i området fra 15 til 120 Hz langs hver av oscillatoraksene.
17. Fremgangsmåte i følge krav 15 eller 16, videre omfattende følgende trinn:
- a) å bestemme en oscillatorparameter (ω , A) i minst ett tidsintervall;
 - b) å frembringe en oscillasjon med oscillatorparameteren i tidsintervallet;
 - c) å finne et resultat (R) som funksjon av oscillatorparameteren og målt respons;
 - d) å gjenta trinn a) til c) i en måleserie med flere diskrete tidsintervall; og
 - e) å beregne minst én gruppeverdi (ω_r , S) basert på måleserien. av oscillatorparametere og deres resultater.
18. Fremgangsmåte i følge krav 17, hvor resultatet (R) er relativ amplitudedemping (ΔA), dynamisk modul (λ) og/eller faseforskyvning (φ) mellom påtrykt og målt signal.
19. Fremgangsmåte i følge krav 17 eller 18, videre omfattende trinnet med å påtrykke oscillasjon med en frekvens nær en maksresponsfrekvens (ω_r), hvor resultatet indikerer at responsen er størst, ved trening av bekkenbunnsmuskulatur.
20. Fremgangsmåte i følge et av kravene 17-19, videre omfattende trinnet med å lagre og/eller fremvise gruppeverdier for en rekke måleserier.
21. Fremgangsmåte i følge et av kravene 17-20, videre omfattende trinnet med å bruke minst én lagret frekvensverdi til å estimere et mindre intervall i frekvensområdet 15 til 120 Hz, i hvilket intervall et resultat eller en gruppeverdi forventes å ligge med en forhåndsbestemt grad av sannsynlighet.

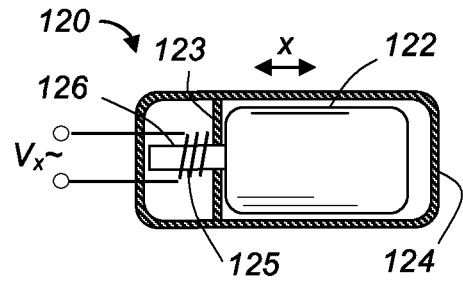
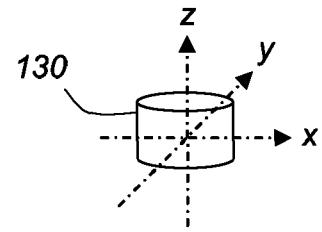
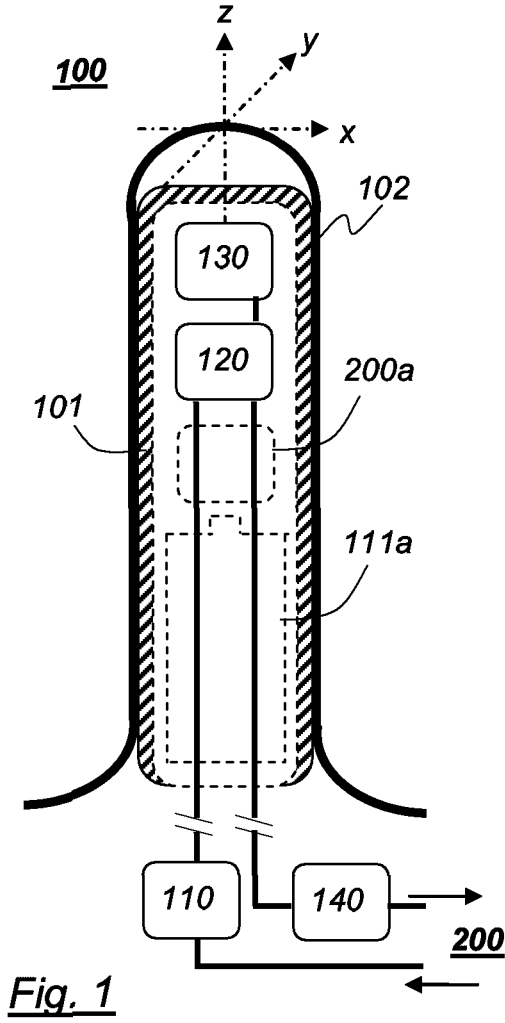


Fig. 3 (kjent teknikk)

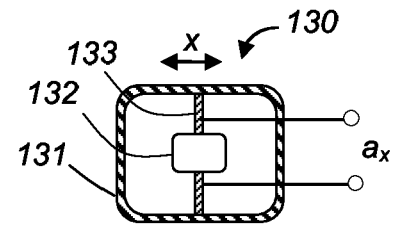
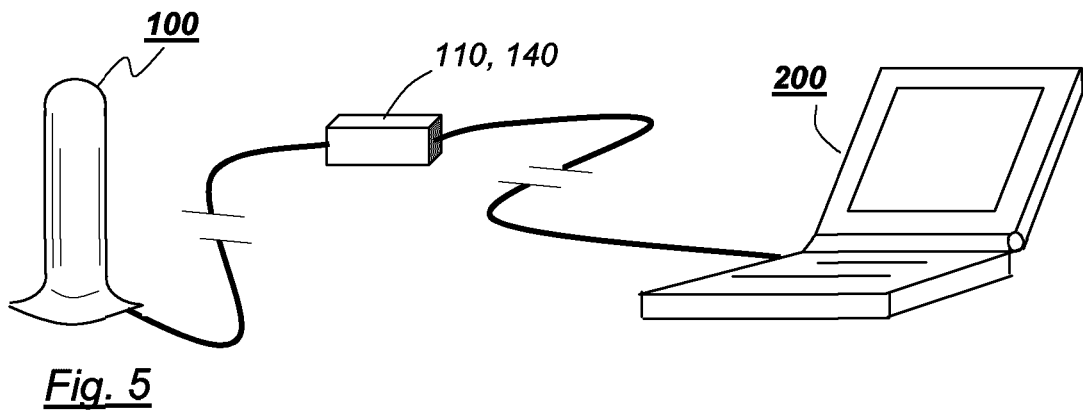


Fig. 4 (kjent teknikk)



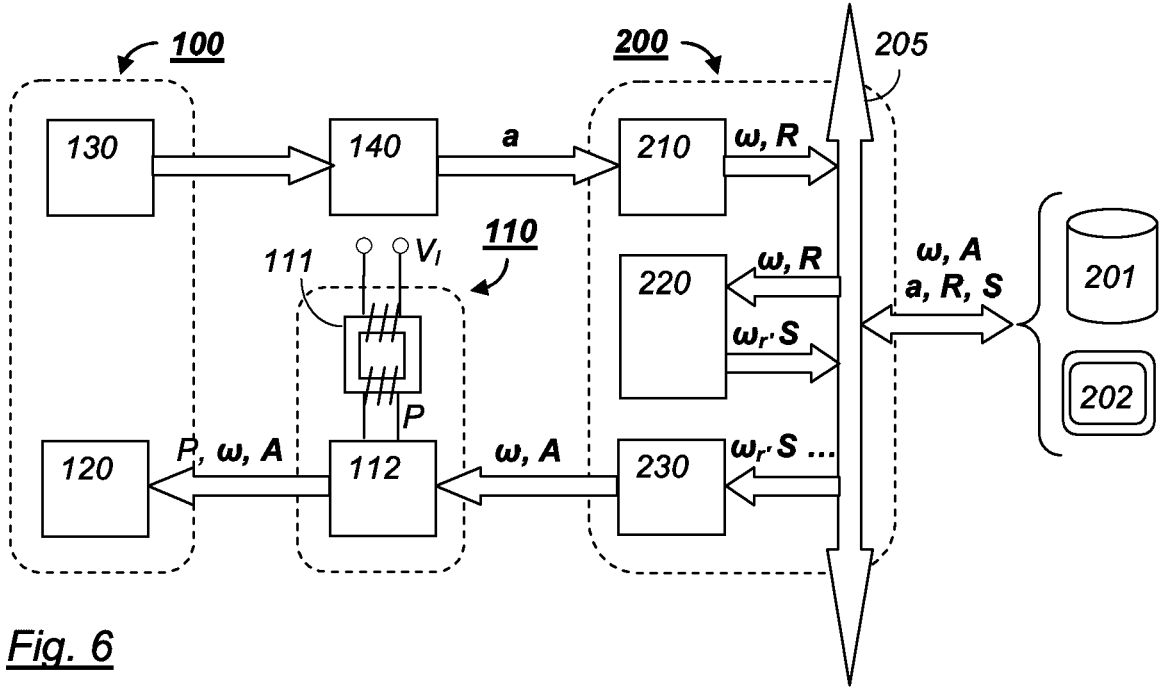


Fig. 6

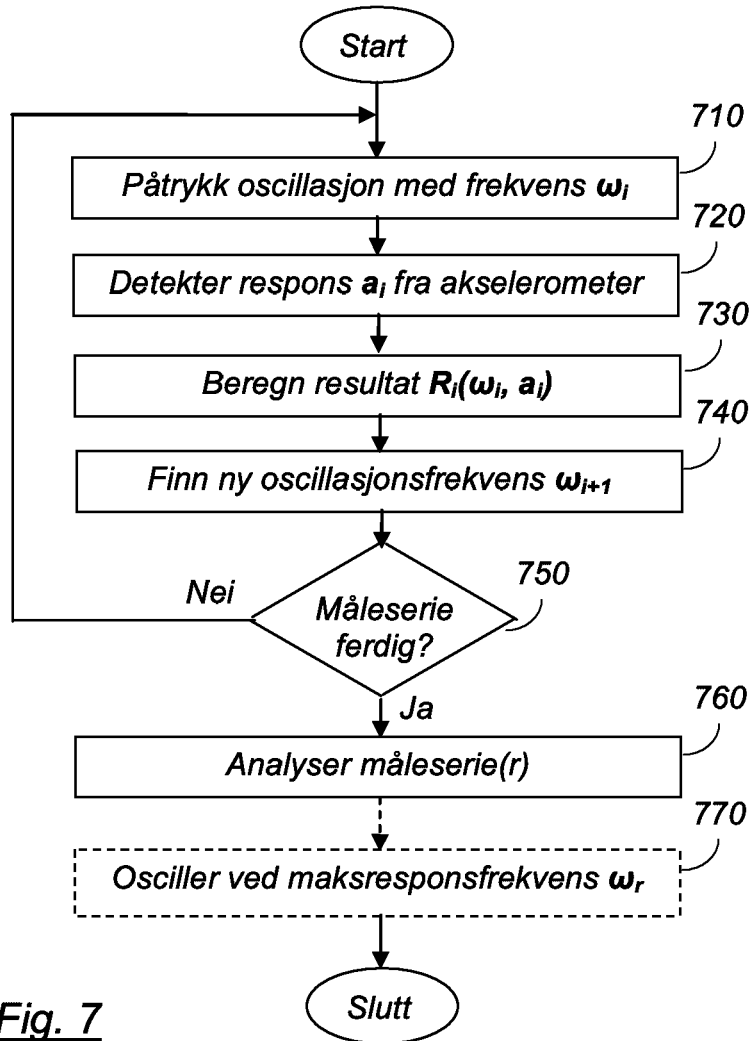


Fig. 7