

Univerzita Karlova
3.lékařská fakulta
Klinika rehabilitačního lékařství

Bakalářská práce
Obor fyzioterapie

Téma:
Kineziologie předklonu

Vedoucí práce: MUDr. Jan Vacek

Zpracovala: Marie Juráčková

Praha, květen 2006

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury. A zároveň bych chtěla touto cestou poděkovat MUDr. J. Vackovi za odborné konzultace. Také bych ráda poděkovala PhDr. K. Mende a PhDr. A. Herbenové za pokyny ke zpracování.

Marie Juráčková

OBSAH

1. Úvod.....	4
2. Cíl práce.....	4
I. Teoretická část.....	5
1. Předklon.....	5
2. Základní hybné stereotypy v hrudním a lumbálním segmentu.....	5
3. Struktury.....	7
3.1. <i>Thorakolumbální fascie</i>	7
3.2. <i>Úloha zadního ligamentového systému</i>	8
4. Principy.....	10
4.1. <i>Napřimování</i>	10
4.2. <i>Balónový mechanismus</i>	10
4.3. <i>Hydraulický zesilovač</i>	11
4.4. <i>Význam hlubokého stabilizačního systému</i>	12
II. Praktická část.....	13
1. Sledovaná skupina.....	13
2. Postup práce.....	13
2.1. <i>Umístění elektrod</i>	13
2.2. <i>Vlastní měření</i>	14
3. Výsledky.....	15
3.1. <i>Naměřené hodnoty</i>	15
3.2. <i>Zhodnocení</i>	15
4. Diskuse.....	18
4.1. <i>Počáteční svalová aktivita</i>	18
4.2. <i>Posloupnost zapojení jednotlivých svalů</i>	19
4.3. <i>Kontrakce m. biceps femoris</i>	19
4.4. <i>Relaxace mm. paravertebrales</i>	20
5. Závěr.....	20
Literatura.....	21
Příloha.....	23

Úvod

Jednou z neznámých oblastí ve fyzioterapii je kineziologie předklonu. Často se setkáváme s diskusí, kde se střetávají různé názory ohledně správného provedení flexe trupu.

K tomuto tématu se vyjadřují autoři většinou v souvislosti s úlohou kostí, kloubů, vazů, fascií a vzájemném vztahu mezi nimi při předklonu. Ovšem problematika účasti svalové aktivity při pohybu je v dostupné literatuře prozatím dostatečně neznámá. Proto mě velmi zaujalo toto téma v souvislosti s možností vyšetřit sledovanou skupinu PEMG měřeními během předklonu.

Vznikly určité teorie a studie vysvětlující princip provedení předklonu. Ovšem často jsou kritizovány jako nesprávné z důvodu přetěžování určitých struktur. Případně sám autor napadá a staví se sám proti svoji teorii, která vysvětluje nelehkou problematiku předklonu jako nerealizovatelnou. Proto se v časopisech a publikacích uvádí diskuse pohlížející na provedení flexe trupu jako nejednotné.

Tato práce nabízí v teoretické části náhled na jednotlivé teorie a struktury vztahující se k objasnění neznámého.

Vzhledem k uvedení postupu práce a naměřeným výsledkům v praktické části, je pro každého možnost se individuálně zamyslet nad touto neprobádanou problematikou porovnáním předložených materiálů. A snad si tak vytvořit na základě vlastních zkušeností s přiloženými materiály jasnější pohled na věc.

Cíl

Cílem práce bylo PEMG měřeními zachytit nábor jednotlivých svalů v čase do pohybového vzorce během předklonu.

Sledujeme, zda existuje společný vzor ve smyslu tendence k identické posloupnosti zapojení jednotlivých svalů. Nebo jsme dnes již tak každý rozdílný, že jsme si vytvořili vlastní "stereotypy" při provedených pohybech ve vertikální poloze.

I. Teoretická část

1. Předklon

Rozsah max. flexe a extenze trupu je v segmentech L4, L5 a progresivně se snižuje ve vyšších úrovních páteře. Proto se nižší část bederní páteře zapojuje při flexi aktivněji než vyšší etáže páteře [10]. Celkový rozsah pohyblivosti páteře [5] odhaduje na podkladě RTG vyšetření pro předklon na 145°. Předklon bederní páteře stanovil v průměru na 60°. Flexe zahájená vzpřímením bederní páteře má rozsah 40 stupňů.

Klinicky vyšetřujeme vzdálenost natažených prstů od podlahy při maximálním předklonu s nataženými koleny podle Thomayera. Tento oblíbený test má však i nevýhodu, že při něm nevyšetřujeme pouze předklon trupu, ale také protažitelnost ischiokrurálního svalstva a nakonec i flexi kyčelních kloubů.

Při správném předklonu jednou nohou nakročíme dopředu, přičemž se nakročená dolní končetina pokrčuje. Trup se předklání, pohyb začíná od hlavy, postupně až dolů a břišní a hýžděové svaly se lehce kontrahují. Vzpřimovače trupu se nejdříve kontrahují a nakonec se uvolňují při maximálním předklonu. Naopak při vzpřimování se narovnají kolena a současně se odvíjí trup, počínaje bederní páteří, potom hrudní a nakonec krční s hlavou. To vše je výsledkem koordinované činnosti hýžděového břišního a zádového svalstva, přitom koleno nakročené dolní končetiny se dostává během předklonu pod hrudník tak, aby těžiště těla bylo stále nad podpěrnou plochou. Nikdy se nesmí zvedat trup najednou jako tyč, aby nedošlo k páčení, a nesmí se vyklenout břicho [8].

2. Základní hybné stereotypy v hrudním a lumbálním segmentu

Existuje mnoho faktorů, které mohou vlastnosti svalu ovlivnit a zvláště ovlivnit zapojení určitého svalu v určitém hybném stereotypu. Pro poznání kineziologie a kliniky hybného systému je nutné sledovat co nejdokonaleji všechny vlivy ovlivňující pohyb. Proto by jsme se měli snažit pochopit co nejdetailněji zákonitosti, podle kterých se individuálně vypracovávají pohybové stereotypy.

Motorický stereotyp chápeme jako základní klinickou jednotku hybnosti. Z hlediska diagnostiky hybných poruch je pro nás vyšetření hybných stereotypů velmi důležité. Jejich porucha poukazuje na příznaky i příčiny kloubních a dále vertebrogenních poruch. Úprava přetvořených i špatně naprogramovaných stereotypů je pak předpokladem úspěšné terapie.

Změna hybných stereotypů a v jejich rámci i změna v morfologii i funkci některých svalů je

jedním z prvních a důležitých projevů adaptace hybného systému a lidského organismu vůbec na změny našeho životního režimu ve smyslu zvýšené mechanizace, provázené nejen snížením celkové aktivity, ale hlavně výraznou pohybovou chudostí s následným nevyváženým zatížením hybného systému [3].

V oblasti trupu jsou základní pohybové stereotypy flexe, extenze, rotace a lateroflexe. Flexe trupu. Počet a stupeň aktivace jednotlivých svalů jsou závislé na síle a rychlosti pohybu. Páteř při předklonu tvoří souvislý oblouk kromě nepohyblivých kostrče a os sacrum. Předklon trupu však můžeme provést s napřímenou páteří pouhou flexí v kloubech kyčelních (toporný předklon).

EMG studie podle Brúggera ukazuje[5], že když je trup vzpřímený, nábor motorických jednotek svalů je opačný než při kulatém předklonu: První hamstringy, potom gluteální svaly a nakonec paravertebrální svaly v oblasti bederní a hrudní páteře.

Při provádění flexe trupu z lehu se aktivují všechny břišní svaly, i když bylo prokázáno, že obě laterální poloviny se nezapojují vždy symetricky. V první fázi „zvedání hlavy“ se aktivují pouze přímé břišní svaly. Teprve v dalším zvedání se zapojují i ostatní svaly břišní stěny, ale s převahou m. rectus abdominis. V druhé fázi „posazování“ se zapínají i flexory kyčelního kloubu, zvláště m. iliopsoas. Jeho podíl je dán naprogramovaným stereotypem vrozeným i konstitučně získaným. Je-li posazování prováděno postupným odvíjením trupu „obratel po obratli“, flexi trupu provádí hlavně přímé břišní svaly, flexory kyčelních kloubů jsou převážně svaly pomocnými.

Při posazování napřímenou, topornou páteří působí břišní svaly jako stabilizátory páteře. Během pohybu dochází současně k odlepení páteře a elevaci pánve, a tak se hlavními svaly stávají flexory kyčle. Navíc dochází k výrazné aktivitě zádočných svalů se stabilizační funkcí.

Extenze trupu. Při extenzi vleže se aktivují i svaly dolních končetin, z důvodu stabilizace pánve. Při extenzi ve stoji jsou samozřejmě všechny vzpřimovače velmi aktivní, ale po dosažení vzpřímeného postavení jejich aktivita velmi rychle klesá kromě m. multifidus. Jeho aktivita přetrvává ještě v době kdy jsou již ostatní vzpřimovače inaktivní.

V tomto případě se může zde vyskytnout i „psoas paradox“, kdy jako hyperextenzor lumbální páteře působí m. ilipsoas [3].

3.Struktury

3.1. Thorakolumbální fascie

Thorakolumbální fascie dříve nazývaná lumbodorzální představuje rozsáhlou vazivovou strukturu, významně ovlivňuje funkci zádového a břišního svalstva. Podílí se na statice celé páteře.

Funkčně patří thorakolumbální fascie do složitějšího systému, který se souhrnně nazývá zadní vazivový systém. Tradičně se pak fascie považovala pouze za strukturu, sloužící více méně jen pro začátek m. transversus abdominis, m. latissimus dorsi a snad i pro m. obliquus abdominis. V posledních letech se však zájem o ni podstatně zvýšil, to hlavně pro její stabilizační funkci, kterou hraje zejména při předklonu a následném vzpřímení.

Thorakolumbální fascie přímo obaluje svaly lumbálního úseku a dělí se na dvě vrstvy povrchovou a hlubokou, nebo tři.

Přední hluboká vrstva je tenká, odvíjí se od m. quadratus lumborum a upíná se na přední plošky lumbálních transverzálních výběžků. Představuje laterální prodloužení ligamenta. intertransversaria.

Střední vrstva leží za m. quadratus lumborum. Mediálně se upíná na přímé lumbální výběžky a představuje přímé pokračování ligg. intertransversaria.

Zadní (povrchová) vrstva kryje zádové svaly. Vychází od trnů hrudních a lumbálních obratlů a rozepíná se od lumbosakrální oblasti až do oblasti hrudní tak daleko, že dosahuje až k m. splenius. To je až do výše Th5. V lumbální oblasti se rozepíná od erektorů trupu od 12. žebra po crista iliaca a v sakrální oblasti pak od střední čáry až po spina iliaca posterior superior cristae iliaca. Z hlediska statiky a dynamiky páteř, a tedy i klinické problematiky, je tato vrstva významnější[4].

Funkčně se někdy thorakolumbální fascie rozděluje na tzv. aktivní a pasivní část. Aktivní je napojena na svalstvo, je zvláště závislá na kontrakci m. transversus abdominis, který vyvolává longitudinální napětí přenášené šikmými vlákny na vrcholky processu spinosi L1-L4. Podélné napětí nezávisí pouze na stahu m. transversus abdominis, ale v určité míře také na flexi páteře. Mění se tak laterální tah na longitudinální. Pasivní část thorakolumbální fascie se rozepíná mezi os ilium a trny L4-L5 a přispívá tak ke stabilizaci lumbopánevní oblasti. Touto cestou akce extenzorů kyčle upínajících se na ilium je přenesena na vrcholky processu spinosi. Klinicky je důležitá její stavba, nebo více povrchová vlákna probíhají kaudomedálně a povrchovější vlákna probíhají kaudoleterálně, tedy výrazně mřížovitě. To vysvětluje její

pružnost, ale také tendenci ke zkrácení. Povrchový list tvoří aponeurotický začátek m. latissimus dorsi. Proto také změny m. latissimus dorsi, jako napětí, spasmus následkem přetížení při repetitivních pohybech horní končetinou, mohou vyvolat poruchy v daleko větším rozsahu, než to odpovídá lokalizaci vlastního svalu. tento sval tak přímo nebo nepřímo může způsobit symptomatologii ramenního kloubu přes lopatku a střední hrudní páteř, thorakolmbální přechod až po segmenty lumbální a dále do oblasti pánve, zvláště v oblasti crista iliaca. Vliv m. latissimus dorsi cestou thorakolumbální fascie na pánev je tak silný, že – což je všeobecně známo – paraplegik se zachovaným m. latissimus dorsi, tedy s lezi pod C6, je schopen určité lokomoce pomocí rotace pánve.

Dále lze vcelku shrnout, že povrchová fascie, její povrchový a hluboký list tvoří retinaculum, do kterého jsou zádové svaly jakoby zabaleny. Je tedy nasnadě, že její kontrakce může vést ke kompresi zádového svalstva se současným ovlivněním cirkulace v těchto svalech. To ve svých důsledcích může vyústit v degeneraci svalových vláken. Tato koncepce by vysvětlila alespoň z části, proč při zkrácení zádových struktur dochází k oslabení zádových svalů. Lze si ovšem snadno představit opačný proces, že totiž naopak hypertonus a „ztluštění“ vzpřimovačů trupu povede ke kompresi v silném a málo poddajném fasciálním vaku. Tato základní fakta mají zásadní význam pro biomechaniku lumbální oblasti s přímými důsledky pro její kliniku. Thorakolumbální fascie představuje významného spoluhráče svalstvu na dorzální ploše trupu, a to zvláště při předklonu a zpětném napřimení. [4]

3.2. Úloha zadního ligamentového systému (ZLS)

Zadní ligamentový systém zahrnuje thorakolumbální fascii, liggamenta supraspinalia, které spojují vrcholky processu spinosi, liggamenta kloubních pouzder, lig. flavum a lig. longitudinale posterior jsou ligg. Střední čáry (Midline ligg.) [2].

Jejich napětí souvisí pouze s geometrií páteře – nemohou být dostatečně napjata bez dostatečné flexe lumbální páteře. Pasivní i aktivní část se podílí na vytváření momentu síly působící proti momentu zevní síly, která je tvořena zvedaným tělesem, a vahou vlastního těla. Aktivní část zadního ligamentového systému je závislá nejen na geometrii, ale i na aktivitě břišního svalstva. Může operativně podle úhlu anteflexe přenášet sílu břišních svalů na nejefektivnější bod celé struktury a to na vrcholky processu spinosi.

Napětí pasivní části vyžaduje zmenšení lordózy, tu mohou změnit svaly. Minimalizace energetické náročnosti vede k přenosu odpovědnosti za stabilitu na liggamenta. To je geometricky výhodnější, liggamenta jsou povrchově uložena, a proto rameno páky je mnohem

větší než u svalů. Systém může zapojit fascii podle potřeby. Takové rozhodnutí snižuje zatížení intervertebrálních kloubů.

Během anteflexe páteře jsou liggamenta ochablá, ale při dosažení určitého stupně flexe páteře se napínají a zablokují páteř proti další flexi. V této fázi slouží zadní liggamentový systém jako opora při zvedání váhy a snižuje potřebu svalové práce.

Zatížíme-li stojícího těžkým břemenem, zareaguje správně, provede-li retroverzi pánve a tím redukuje bederní lordózu. Při delším působení zátěže (eventuelně přenášení je výhodné využít závislosti velikosti lordózy na aktivaci svalů.

Zvýší-li lordózu natolik, že ochabne liggamentový systém, zvýší se prudce svalové napětí. Sniží-li lordózu podsazením pánve do napětí liggamentového systému, sníží se svalová aktivita. Střídání aktivit a odpočinku oddaluje únavu obou složek

Liggamenta jsou tvořena kolagenními vlákny, pokud jsou dlouhodobě zatížena pomalu povolují a roztahují se. Snížením lumbální lordózy jsou liggamenta pod trvalým napětím. Protahování vaziva omezí schopnost zadního liggamentového systému trvale přenášet zátěž bez odpočinku. Velká zátěž vyžaduje krátkodobé napětí vaziva, to znamená zvedání zátěže s dostatečnou rychlostí. Rychlost dává možnost plného využití kapacity zadního liggamentového systému spolu s využitím momentu síly aktivovaných kyčelních extensorů. Závislost zatížení měkkých tkání na velikosti lumbální lordózy neurčuje ideální lordózu pro všechny výkony. Spíše je stupeň lordózy závislý na velikosti anteflexe. Při předklonu pro těleso se jeví jako optimální strategie kombinace pánevního a spinálního pohybu pro snížení lumbální lordózy a aktivaci zadního liggamentového systému. Naproti tomu normální lordóza je zapotřebí k minimalizaci zatížení intervertebrálních kloubů ve vzpřímené pozici. Při začátku zvedání tělesa snížením lordózy se snižuje zatížení intervertebrálních kloubů na minimum. Dosáhne-li anteflexe 30-50 stupňů není velikost lordózy závislá na stupni zatížení. Přiblížením ke vzpřímené poloze, minimalizace náporu intervertebrálních kloubů vede ke zvětšení lordózy.

Zóna 40 stupňů vysvětluje paradoxní postavení vzpěračů, kteří při trhu zadržují páteř v určitém stupni prohnutí. Pro nedostatečné napětí zadního liggamentového systému nelze dosáhnout maximální síly pro zvedání. Té dosáhneme anteflexi mrtvého tahu, v mrtvém tahu se zvedne větší zátěž než u trhu [2].

Pro názornost na obr. 1 (viz. příloha) je nám přiblížena úloha ZLS ve vertikální poloze u muže s ochrnutými břišními svaly a zádovými extenzory po prodělané polyomyelitis v dospívání. Toto postavení jednotlivých segmentů těla, svalů a vazů vůči sobě ve vertikále, je do značné míry obrazem vztahů a využití funkce struktur. Thorakolumbální fascie a ZLS.

4.Principy

4.1. Napřimování

Základním problémem v biomechanice napřimování je otázka vyrovnání momentů sil působících proti tomuto pohybu. Tyto síly vznikají působením gravitace na zvedaná tělesa i horní část trupu. Součet těchto flekčních sil musí být překonán aktivní silou působící v opačném směru. Jak již bylo dříve zdůrazněno předklon je realizován flexí páteře s následnou flexí v kyčelních kloubech- tzn. pohybem pánve proti dolním končetinám. Extenzory kyčle svou prací zajistí potřebnou retroverzi pánve, ale ani přenos tohoto momentu síly, prostřednictvím liggament a fascie , na bederní páteř není sto zajistit extenzi lumbální páteře [2]. Bez ohledu na to, co se děje v kyčelních kloubech se úroveň flexe v bederní páteři nemění. Naopak retroverzní pohyb pánve přenesený na dolní lumbální obratle spíše flekční napětí zvýší zátěž horní lumbální páteře, na kterou stále působí flekční síly. Na překonání těchto sil pro zvedání těžšího břemene (30kg – 132Nm) je i teoreticky možná maximální síla erektorů trupu zcela nedostatečná. Určité snížení velikosti momentu flekční síly lze dosáhnout přiblížením zvedaného tělesa co nejbliže k trupu, čímž zmenšíme rameno páky, na kterou tato flekční síla působí. Tato diskrepance mezi možnostmi a požadavky na sílu erektorů vede ke vzniku dvou teorií o pomocných mechanismech zúčastněných na tomto aktu.

4.2. Balonový mechanismus

[2]Nitrobřišní tlak napomáhá lumbální páteři v odměřené flexi s aktivní spoluúčastí bránice- tzv. vnitrobřišní balonový mechanismus. Autor [2] sám uvážil a ponechal místo pro korektury, ale koncepce byla rapidně popularizována, zvláště fyzioterapeuty. Brzy byla uznávána i v ortopedii, nitrobřišní tlak byl přijat ergonomy a dalšími.

Zdůvodnění tohoto mechanismu přináší řadu otázek. Studií zvedání břemen odhalil, že na rozdíl od myoelektrické aktivity vnitrobřišní tlak nekoreluje s velikostí zvedaného břemene nebo s žádaným tlakem na páteř, který je úměrný tlaku uvnitř disku. Ve skutečnosti úmyslně stoupající vnitrobřišní tlak u Valsalva manévru neulehčí zátěž pro lumbální páteř, ale stoupne. Klinická studie ukázala, že ačkoliv jsou břišní svaly slabší než ostatní, u pacientů s bolestmi zad vnitrobřišní tlak není rozdílný. Posílené břišní svaly u zdravých jedinců a pacientů s bolestmi zad nemění nitrobřišní tlak během zvedání. Nejostřejší kritika nitrobřišní balonové teorie přichází od bioinženýrů a dalších, kteří zastávají názor, že vytvořit anti - flekční moment

žádaného tlaku by překročil maximum napětí břišních svalů. Tlak by byl tak vysoký, že by došlo k obstrukci aorty (zjištění vyzvednul sám autor) a důsledkem toho by došlo k ischemickým změnám na dolních končetinách. Abdominální svaly leží zepředu lumbální páteře a spojují hrudník s pánví, kdykoliv se kontrahují, vytvářejí tlak. Musí také vykonat flekční moment trupu, který by potíral antiflekční význam nitrobřišního tlaku. Tyto výhrady vzbuzovaly střídavé vysvětlení role abdominálních svalů během zvedání. Napětí, vytvořené síťovým uspořádáním vláken zadní vrstvy thorakolumbální fascie, by mohlo být využito abdominálními svaly, které se vynořují z thorakolumbální fascie a trigonometrie vláken v thorakolumbální fascii byla taková, že by mohla změnit laterální napětí v počátečním extenčním momentu. Tzv. „gain” (zisk) thorakolumbální fascie.

Role abdominálních svalů během zvedání by byla posílena, jestliže ve skutečnosti nebyla extenze v lumbální páteři způsobena tahem thorakolumbální fascie. Rys tohoto modelu by překonal problém relativní slabosti zádových svalů. Tento mechanismus, který přihlíží ke sklápění pánve, by mohl vysvětlit tak časté zkracování ischiokrurálního svalstva.

Podpora pro model přišla z chirurgické studie, která oznámila, že když midline liggamenta a Th - L fascie byly vědomě rekonstruovány po mnohaúrovňových laminektomiích, pooperační uzdravení a rehabilitace pacientů byly zlepšeny[2].

Mechanismus zadního liggamentového systému nebyl kvalitně odůvodněný. Model považuje liggamenta za dostatečně silná udržet břemeno. Údaje o síle zádových liggament jsou stále zkoumány. Je evidentní, že zádový lig. systém není dostatečně silný k zvednutí těžkého břemene, a že není dostatečně silný k nahrazení zádových svalů jako mechanismus k zabránění flexe v lumbální páteři během zvedání břemene. Jeden další mechanismus je efekt hydraulického zesilovače.

4. 3. Hydraulický zesilovač

Efekt hydraulického zesilovače byl originálně navržen podle[2]. Thorakolumbální fascie uzavřela zádové svaly jako retinaculum, může sloužit k podpoře těchto svalů a zvětšit jejich sílu. Technický základ pro tento efekt je složitý a koncept je neprobádaný do poslední doby. Matematická zkouška, která byla publikována, naznačuje, že uložení zádových svalů thorakolumbální fascie zvětšuje jejich sílu o 30%. To je již znatelné pro zvětšení antiflekční kapacity zádových svalů. Povrchová vrstva thorakolumbální fascie může při zvedání břemene přispět třemi mechanismy:

Přímé napojení na trny L4 a L5 s iliem představuje základní fixační mechanismus a doplňuje

stabilizační funkci interspinosních a iliolumbálních vazů.

Napojení na m. transversus abdominis, což umožní jakési antiflekční působení m.transversus.

Tomu napomáhá zmíněná mřížová struktura fascie, která působí jako korzet, zabraňující klopení dolních lumbálních obratlů a přispívá k jejich stabilizaci.

Povrchová fascie působí jako vak zádoových svalů, který v okamžiku aktivity brání jejich rozpětí, a tím napomáhá naopak k zvýšení jejich tenze, takže působí ananlogicky jako vazivový aparát. Zvýšení tlaku thorakolumbální fascie a následné zvýšení antiflekční schopnosti zádoového svalstva se nazývá hydraulickým zesilovacím mechanismem.

Hydraulický zesilovací mechanismus kontrakce m. transversus abdominis umožní dlouhotrvající tah nebo napětí thorakolumbální fascie během zvedání. Thorakolumbální fascie je v tomto smyslu účinná i v případě, kdy ostatní mechanismy jako vazivový nebo svalový jsou oslabeny, ovšem vše jen za předpokladu, že jde pouze o lehkou flexi trupu[15].

4.4. Význam hlubokého stabilizačního systému páteře(HSSP)

HSSP představuje svalovou souhru (autochtonní muskulatury, diafragmy, svalů pánevního dna, břišních svalů zvláště m. transversus abdominis), která zabezpečuje stabilizaci, neboli zpevnění páteře během všech našich pohybů. Svaly HSSP jsou aktivovány i při jakémkoliv statickém zatížení, tj. stojí sedu apod. Doprovází každý cílený pohyb resp. dolních končetin. Zapojení svalů do stabilizace páteře je automatické. HSSP plní významnou ochrannou roli páteře proti působícím silám [7].

II. Praktická část

1. Sledovaná skupina

Pozorovanou skupinu tvořilo 10 vyšetřovaných, pět mužů a pět žen s dominantní pravou dolní končetinou ve věkovém rozmezí 22 – 27 let.

Proband č. 1: věk 27

Proband č. 2: věk 22

Proband č. 3: věk 23

Proband č. 4: věk 22

Proband č. 5: věk 26, údajně po operaci předních zkřížených vazů

Proband č. 6: věk 22, kachektické postavy. Uvědomuje si, že flexi Cp. prováděl aktivně.

Tzn. nenechal spustit hlavu na hrudník dle instrukce, ale již od počátku vědomě jakoby "proti odporu". Je otázkou zda mohlo toto odlišné provedení pohybu způsobit symetrickou svalovou aktivitu všech svalů již od počátku.

Proband č. 7: věk 25

Proband č. 8: věk 27, v době měření bolesti kolene vpravo

Proband č. 9: věk 22, flexi C p. prováděl také aktivně viz. proband č.6

Proband č. 10: věk 24, údajně po operaci kolene

2. Postup práce

2.1. Umístění elektrod

K měření jsme použili sedmikanálový polyelektromyograf PEMG-MYOSYSTEM 1008 s programem. Myoresearch 2.11.13. Snímání elektrických potenciálů z daných svalů jsme provedli pomocí povrchových standardních elektrod (obr.8, 9 viz příloha).

Elektrody byly po předchozím odmaštění kůže a snížení jejího odporu připevněny na kůži, nad průběh příslušných svalů.

Použili jsme všech sedm kanálů v následujícím zapojení:

1. kanál = střední **m. rectus abdominis** vpravo (rect abd dx)
2. kanál = proximálně/kraniálně **mm.adductores** vpravo (add fem dx)
3. kanál = mediální část levého horního kvadrantu **m. gluteus maximus** vpravo (glut max dx)
4. kanál = distálně **m. biceps femoris** vpravo (biceps fem dx)
5. kanál = distálně **semi svaly** vpravo (semi dx)
6. kanál = **paravertebrální svaly** lumbální oblasti vpravo (er L dx)
7. kanál = **paravertebrální svaly** lumbální oblasti vlevo (er L sin)

Aby byly elektrody přiloženy v průběhu daných svalů musí být pečlivě rozmístěny. Pro každý kanál byly použity dvě elektrody(-červaná proximálně a černá kaudálně) nalepené těsně vedle sebe tzn. po délce 8cm.

U středního m. rectus abdominis jsme je nalepili od anulus umbilicalis-pupku kaudálně.

Pro mm. adductores byly lepeny na mediální stranu stehna nejproximálněji

Pro m. gluteus maximus jsme je připevnili na rozhraní horního mediálního a laterálního kvadrantu hýžděového svalu.

Po palpaci úponu m. biceps femoris a semi svalů jsme je umístily nad zákolenní jámou směrem kraniálním v průběhu jednotlivých svalů.

K paravertebrálním svalům lumbální oblasti jsme elektrody přiložily od spina iliaca posterior superior kraniálním směrem ve stejné vzdálenosti od páteře bilaterálně.

Poslední elektroda nutná k uzemnění byla nalepena na os sacrum.

2.2.Vlastní měření

Snímali jsme elektrické potenciály při předklonu a zvedání se ve stoji.

Flexe trupu byla prováděna dvěma různými způsoby .

Nejprve každý proband provedl předklon svým vlastním navyklým (nekorigovaným) způsobem s extenzí kolen v časovém limitu do 10 ± 0.5 vteřin.

Podruhé provedl proband tzv. korigovanou (korekce časem a danou instrukcí) flexi trupu. Pohyb prováděl stejným způsobem již zmíněným navyklým, ale snažil se navíc o provedení pohybu dle podaných instrukcí vyjádřených větou:

Spusťte hlavu obratel po obratli na hrudník, a pak pokračujte tímto způsobem po celé páteři do předklonu. Ruce nechejte volně viset.

Výchozí polohou byla vždy nejvyšší vertikální poloha stoj. Postavení dolních končetin

bylo přibližně na šířku kyčlí. Ruce visely volně podél těla.

Časový limit pro provedení pohybu byl přibližně 10 ± 0.5 vteřin.

Během prvních pěti sekund hlasitě odpočítávanými vyšetřujícím, proband prováděl pohyb do maximálního rozsahu flexe trupu. Během šesté vteřiny se postupně začal vracet stejným způsobem zpět do vzpřímení.

3. Výsledky

3. 1. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulkách viz příloha.

3. 2. Zhodnocení

Při **nekorigovaném předklonu** obraz zapojení jednotlivých svalů byl stejný přibližně u 80% (obr. 4,5), kdy došlo nejprve ke svalové kontrakci v semi svalech. Následně se aktivovaly mm. paravertebrales (vpravo, kromě jednoho probanda vlevo a dále kontralaterálně) s výjimkou 20% z těchto 80%, u kterých obě svalové skupiny začaly pracovat současně již v čase nula.

Zbýlých 20% začalo pohyb paravertebrálními svaly s následnou aktivitou semi svalů.

Jinou svalovou aktivitu jsme zachytily pouze u tří probandů , u nichž se na pohybu podílely navíc m. rectus abdominis a m. biceps femoris.

Je zajímavé, že zrovna tito tři probandi jsou součástí čtyřčlenné skupiny , jejíž PEMG měření je pro určité odchylky od ostatních rozvedené podrobněji viz. níže.

Během **korigovaného předklonu** byl pohyb zahájen u 70 % semi svaly s následným zapojením převážně mm. paravertebrales. U zbývajících 30 % byl pohyb iniciován paravertebrálními svaly s následnou aktivitou semi svalů.

I přesto, že se semi svaly nezapojily jako první v takovém množství jako při nekorigovaném předklonu, vytvořily se zde daleko kratší časové rozdíly mezi počáteční aktivitou jednotlivých svalů.

Nekorigované zvedání zahajovaly ve 100% semi svaly a později paravertebrály bilaterálně symetricky. U 80% byl v pořadí na třetím místě svým zapojením m. biceps femoris a naposledy u 30% m. gluteus maximus

Při **korigovaném zvedání** se semi svaly začaly zapojovat opět jako první. Rychleji než při nekorigovaném zvedání a s vyšším náborem motorických jednotek. Jejich aktivita vyhasla dříve než aktivita paravertebrálních svalů v porovnání s nekorigovaným pohybem.

Ráda bych zmínila čtyři probandy, kteří se lišili svými výsledky od ostatních zřejmě z důvodů výše uvedených (bolest kolene, kachexie, aj.)

Proband č. 5 (obr.6,7)

Nejprve se začaly mírně aktivovat paravertebrální svaly vpravo. S jejich postupným nárůstem náboru motorických jednotek se zapojily i semi svaly (, jejichž aktivita narůstala postupně až do napřímení) poté paravertebrální svaly vlevo, a naposledy m. biceps femoris, jehož aktivita přetrvala do konce pohybu.

Paravertebrální svaly byly ve chvíli maximální flexe trupu inaktivní. Jejich aktivita byla zřejmá opět až v době nejvyšší svalové aktivity vyvíjené semi svaly, která s nástupem práce paravertebrálních svalů postupně ustala.

Výsledky při provedení obou typů předklonu jsou *identické*. Je zřejmé, že probandovi je provedení kulatého předklonu známé a běžně se tímto způsobem předklání.

Proband č. 6

Nekorigovaný předklon

Hned od počátku se zapojily mm. paravertebrales, semi svaly a m. rectus abdominis. Je zřejmé, že kachexie přiměla probanda k vytvoření dostatečné svalové síly ve všech svalech podílejících se na flexi trupu. V tomto případě se jedná o synergistu m. rectus abdominis. Ve fázi maximálního předklonu byla zaznamenána minimální aktivita er L dx. a semi svalů.

Semi svaly zahájily svoji aktivitou zvedání. Přibližně po jedné vteřině se připojily m. biceps femoris, a dále pak mm. adductores femoris. Poslední fázi zvedání umožnily mm. paravertebrales s náznakem svalové aktivity m. rectus abdominis.

Korigovaný předklon

Tento pohyb začal proband provádět stejnými svaly i ve stejném časovém sledu jako při nekorigovaném provedení. Ovšem změna nastala u m. rectus abdominis, který byl do konce pohybu perzistentně zapojen až na moment maximální flexe trupu, kdy byly všechny svaly inaktivní. Navíc se zapojil v druhé vteřině m. biceps femoris. Během zvedání se zapojily všechny svaly v tomto pořadí. Semi svaly, m. rectus abdominis, m. biceps femoris, mm. adductores femoris, m. gluteus maximus, mm. paravertebrales bilaterálně symetricky.

Proband č. 8

Nekorigovaný předklon byl proveden za účasti nejprve semi svalů a později při dovršení maximální flexe i za účasti svalové aktivity paravertebrálních svalů..

Proband provedl zvedání pouze semi svaly. Paravertebrální svaly se aktivovaly minimálně.

Korigovaný předklon využil pouze svalové aktivity semi svalů. Při zvedání se však na utváření pohybu podíleli jednak neustálá aktivita semi svalů, a dále velmi nízká svalová aktivita paravertebrálních svalů po inaktivitě při maximální flexi trupu.

Proband č.9

Nekorigovaný předklon zahajuje svalová aktivita m. biceps femoris, semi svaly, er L dx..

Později se zapojuje er L sin. Při maximálním předklonu svalová aktivita téměř vymizela.

Zvedání zahájila svalová aktivita semi svaly s m. biceps femoris. Dále m. rectus abdominis (působící svojí anticipační aktivitou proti počínajícímu zvýšenému náboru motorických jednotek zádoových svalů) a jako poslední se zapojily paravertebrální svaly a to ve chvíli, kdy se začala snižovat svalová aktivita semi svalů. Ale svalová aktivita m. biceps femoris se paradoxně zvýšila v tomto momentě.

Korigovaný předklon poukazoval na celkové zvýšení svalové aktivity ve stejných časových intervalech. Vyskytuje se velmi velká aktivita břišního svalstva. Je pravděpodobné, že proband měl přiloženy elektrody v místě Tr P m. rectus abdominis .

Při napřimování zvýšená aktivita m. biceps femoris dexter při nástupu svalové aktivity paravertebrálních svalů vytváří ochranu před zvýšenou aktivitou jejich extenční složky .

Jelikož liggamenta hrají významnou ochrannou roli při flekční rotaci a zadním stříhu. Zatímco facetové klouby jsou hlavně odpovědné při velké extenční rotaci a při změně postavení obratlů při pohybu směrem vpřed. Zatížení a tlak působící na facetové klouby jsou vyšší při velké extenzi [9].

4. Diskuse

Výsledky práce nejsou zcela jednoznačné, protože ze skupiny deseti probandů nelze vyvodit obecně platné závěry. Není ani možné jednoznačně říci, že zjištěná posloupnost zapojení činnosti jednotlivých svalů potvrzuje, přibližuje se či vyvrací určitou teorii, jelikož u jednotlivých probandů nebyl vyšetřen kineziologický rozbor, stejně jako nebyly vyšetřeny blokády.

Zjistili jsme, že provedení kulatého (tzv. korigovaného) předklonu nebylo snadným úkolem pro některé z mých spolužáků. Někteří si totiž představovali pod tímto pojmem buď jiný druh pohybu, nebo nebyli schopni se dotknout prsty země.

V této práci se podílí na provedení pohybu hlavně svaly s tendencí ke zkrácení. To jsou především semi svaly a mm. paravertebrales. Vzhledem k tomu, že se v některých studiích (předklon u pacientů s chronickými bolestmi zad) svalová aktivita paravertebrálních svalů ještě více zvýrazňuje. Můžeme se zamyslet do jaké míry budeme svaly pouze uvolňovat, což je častá terapie u zkrácených svalů. Nebo zda využijeme k ovlivnění svalové síly posilovacích technik v kombinaci se svalovou relaxací.

4.1. Počáteční svalová aktivita

Jestliže trup stojí rovně, to je nakloněný nepatrně vpřed, tak vůči vyrovnání tonické kontrakce zádových svalů trupu, m. triceps surae, hamstringy, jsou spinální s abdominálními (mj. m. rectus abdominis) svaly ve stavu relaxace [5].

Z důvodu tohoto tvrzení je zajímavé si povšimnout u probanda s číslem šest a devět počínající svalové aktivity semi svalů a erectorů spinae hned od začátku provádění pohybu, která se mohla objevit pro očekávání pohybu. U probanda č. 6 je navíc stejná aktivita již od počátku i m. rectus abdominis, což popírá teorii uvedenou viz. výše. Ale z důvodu již zmíněných astenických proporcí těla je možné, že proband využil i synergisty m. rectus abdominis jako flexoru trupu při předklonu.

Stoj je lehce ovlivnitelný vůlí člověka. Nekontrolovaný vzpřímený stoj je většinou asymetrický [6]. Tudíž stojná končetina je zatěžována více než oporná. Je tedy počáteční svalová aktivita projevem většího zatížení stojné končetiny? V našem případě pravé dolní končetiny?

Zádové svaly jako celek při symetrické aktivitě extendují páteř při fixaci pánve. Zvětšují

bederní lordózu a účastní se při výdechu. Svaly pracující na principu dynamické rovnováhy přecházejí do oblasti zadních svalů šijových, a proto se dá jejich aktivita posuzovat těžko izolovaně bez souvislosti s krční páteří. [6].

Což by mohla být jedna z teorií vysvětlující počáteční svalovou aktivitu paravertebrálních svalů výrazněji při korigovaném předklonu.

4.2. Posloupnost zapojení jednotlivých svalů

EMG studie dle Brüggera [5] ukázala, že během flexe trupu pravvertebrální svaly jsou první plně kontrahovány dříve než mm.glutei. Nakonec hamstringy a m. soleus. Při maximální flexi je páteř stabilizována pouze zadním ligamentovým systémem, který je fixován k pánvi a ta je sklopená směrem dopředu.

Tomuto tvrzení se nemůžeme přiklonit. Vzhledem k tomu, že jsme nesledovaly hamstringy jako celek, nýbrž samostatnou aktivitu m. biceps femoris a semi svalů. Semi svaly se většinou hlavně aktivovaly jako první, zatímco hamstringy se nepodíleli na pohybu vůbec, případně se zapojily až mezi posledními, což je jediná varianta odpovídající EMG studii uvedené viz. výše.

Dále EMG studie při pohybu, když je trup vzpřímený, nábor aktivity jednotlivých svalů je opačný: První hamstringy, mm. glutei a nakonec paravertebrální svaly v oblasti bederní a hrudní páteře. V našem vyšetření se m. gluteus maximus zapojil u více probandů tj. u šesti při korigovaném zvedání. Což poukazuje na lepší využití extenzorů kyčelních kloubů, než při nekorigovaném napřimování, kdy se m. gluteus maximus zapojil u čtyřech probandů.

Jiní autoři však neprokázali aktivitu v mm. erectore trunci trupu v maximálním předklonu a uvádějí, že úplná flexe je udržována pouze tahem vazů.

4.3. Kontrakce m. biceps femoris

Finská EMG studie uvádí v grafu jednotlivé svalové kontrakce a relaxace (obr. 2). V našich výsledcích při nekorigovaném předklonu jsme zaznamenali výraznou excentrickou kontrakci m. biceps femoris pouze u probanda, který v minulosti údajně prodělal operaci kolene předního zkříženého vazů a menisku. Při korigovaném předklonu se excentrická aktivita ukázala také u prvního probanda a dále u šestého a devátého probanda, kteří vykonávaly forsírovaný předklon krční páteře a jejich celková svalová aktivita byla značná od počátku.

Koncentrická aktivita m. biceps femoris umožňující stabilizaci pánve[1, 11] je prokázána téměř u všech kromě osmého probanda, který pro bolest kolene nemohl tento sval zapojit.

4.4. Relaxace mm. paravertebrales

Neobvyklý fenomén náhlé svalové inhibice mm. erectorae spinae můžeme vidět na EMG záznamu při dosažení polohy dvou třetin maximálního rozsahu předklonu. Při napřimování přetrvává svalová inaktivita do dosažení jedné třetiny celkového napřimění. Tento moment inhibice je nazýván "kritickým bodem". Přibližně při 81 stupních flexe trupu. Autoři nachází tyto hodnoty při dosažení 60% rozsahu pohybu maximální flexe v kyčelních kloubech a při 90% největší anteflexe obratlů[12] obr. 3.

Finská studie pozorovala svalovou relaxaci mm. paravertebrales a mm. hamstrings při předklonu a napřimění na zdravých lidech. Zádové svalstvo ukončuje aktivitu s flexí lumbální páteře do 79 stupňů. Mm. hamstrings jsou aktivovány déle, relaxují až při dosažení 97% rozsahu pohybu. Tento rozsah pohybu a účast svalové práce je možná založen na limitující mobilitě bederní páteře při flexi nebo je příčinou reflexní akce, která je iniciována napětím ligament, svalů a facetových kloubů[10].

V našem případě nekorigovaný předklon začalo osm probandů semi svaly, zatímco korigovaný předklon začalo sedm probandů stejnými svaly, jejichž aktivita přetrvávala alespoň minimální aktivitou přes moment maximální flexe trupu až do napřimování. Mm. paravertebrales se shodují naměřenou svalovou inaktivitou při úplném předklonu s uvedenými studii ovšem ve většině případů při korigovaném předklonu, kde je více znatelnější vliv využití zadního ligamentového systému. Narozdíl od nekorigovaného předklonu, kde svalová aktivita paravertebrálních svalů má tendenci přetrvávat. Dále při korigovaném předklonu se navíc u dvou probandů aktivuje m. biceps femoris, který pomáhá stabilizaci pánve, a tím dochází k lepšímu využití ligamentového systému.

5. Závěr:

Jelikož výsledky jsou velmi podobné, je pravděpodobné, že spolužáci byly ovlivněni nejen informací o provedení kulatého předklonu, ale i environmentálně. Nedokázali tak provést běžný předklon a spíše prováděli modifikaci vlastního s kulatým předklonem.

Svalové skupiny zúčastněné při pohybu a jejich sled zapojení se přiblížil nejvíce principu jež popisuje [14, 15]. Ten popisuje primární svalovou aktivitu semi svalů, které se tak podílejí na vytvoření předpětí zadního ligamentového systému. V této chvíli umožní zvýšit svalovou práci paravertebrálních svalů, a později maximálně stabilizovat páteř.

Seznam použité literatury:

1. ALLEN CEL.: Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. Br j Phys Med 1948; 11:66-73
2. BOGDUK, N.: Twomey, L.T.: Clinical Anatomy of the Lumbar Spine . Churchill-Livingstone, Melbourne, Edinburgh, London, New York, 1987
3. JANDA, V.: Základy kliniky funkčních neparetických hybných poruch. Brno, 1982
4. JANDOVÁ, J.: Klinický význam thorakolumbální fascie. Rehabilitace a fyzikální lékařství 1996, č.1, strana 16-18
5. KAPANDJI, I. A.: The Physiology of Joints. Churchill, Livingstone. Edinburgh, 1970
6. VÉLE, F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Praha, Grada, 1977
7. KOLÁŘ, P., LEWIT K.: Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. Neurologie pro praxi 2005; 270,273.
8. LEWIT, K.: Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. Praha, Sdělovací technika, 2003
9. MANOJ, S.: Role of ligaments and Facets in Lumbar Spinal Stability. Spine, Volume20, Number 8, 1995, 887-900
10. MASAHITO, H.: Cineradiographic Motion Analysis of Normal Lumbar Spine During Forward and Backward Flexion. Spine Volume 25, Number 15, 2000, 1935-1937
11. SIHVONEN, T.: Flexion relaxation of the hamstring muscle during lumbar- pelvic rhythm. Arch Phys Med Rehabil .78, May 1997, č.5, strana 490
12. SMITH, L. K.: Brunnstrom's Clinical Kinesiology. F. A. United States of America. Davis Company, 1996

13. VÉLE, F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Praha, Grada, 1977
14. VACEK, J.: Přednášky kineziologie. Kineziologie předklonu, teorie dle Gracovetsky
15. VOKOUNOVÁ, E.: Bakalářská práce, Kineziologie předklonu, 1998

Příloha:

Tab. 1. 1. *Nekorigovaný předklon* - Čas zaznamenávající počátek svalové aktivity jednotlivých svalů v průběhu časového limitu do $0 - 5 \pm 0.5$ vteřin

PRO-BAND	SEMI SVALY	ER L DX	ER L SIN	BICEPS FEM	GLUT MAX	ADD FEM.	RECT ABD
1	1,86-4,91	2,38-3,94	2,34-4,05	-	-	-	-
2	1,98--	2,16-3,05	-	-	-	-	-
3	1,28--	1,72-2,77	2,05-2,81	5,7-6,9	-	-	-
4	0--	1,45-4,41	1,86-4,51	-	-	-	-
5	1,22--	0--	1,55-3,54	2,40 --	-	-	-
6	0--	0--	3,77	-	-	-	-- 3,75
7	1,30 --	0,99-2,93	1,4-2,9	-	-	-	-
8	0,89 --	3,22 --	3,40 --	-	-	-	-
9	0--	0--	1,12-2,78	-	-	-	-
10	1,36-3,9	2,10-2,49	1,64-2,83	-	-	-	-

Tab. 1.2. *Nekorigované vzpřimování* - Čas zaznamenávající počátek svalové aktivity jednotlivých svalů účastnících se vzpřimování v průběhu časového limitu do 10 ± 0.5 vteřin

PRO-BAND	SEMI SVALY	ER L DX	ER L SIN	BICEPS FEM	GLUT MAX	ADD FEM.	RECT ABD
1	6,10-10,45	7,75-10,51	7,64-10,21	7,64-7,99	8,55-9,58	-	-
2	--8,26	6,80-9,02	6,81-8,44	6,45-6,87	7,5-7,8	-	5,7-6,7
3	--8,10	6,8-8,9	6,72-8,5	-	-	-	-
4	----	7,1--	7,00--	-	7,5-9,4	-	-
5	----	----	7,64--	----	-	-	-
6	----	-- 8,57	--8,67	7,02-9,87	-	7,14-8,34	10,11--
7	0-8,9	6,03--	5,95--	4,95-8,47	-	-	-
8	----	----	----	-	-	-	-
9	----	----	9,77--	----	-	-	5,99--
10	4,60-7,03	5,01-7,20	4,9-8,3	5,20-6,15	-	-	-

Tab. 1.3. *Korigovaný předklon - Čas* zaznamenávající počátek svalové aktivity jednotlivých svalů v průběhu časového limitu od 0 – 5 ± 0.5 vteřin

PRO-BAND	SEMI SVALY	ER L DX	ER L SIN	BICEPS FEM	GLUT MAX	ADD FEM.	RECT ABD
1	1,59 --	1,99-2,88	2,6-2,9	3,37-3,85	-	-	-
2	----	1,86-3,93	2,51-3,16	-	-	-	-
3	1,81 --	2,18-2,78	-	-	-	-	-
4	1,87 --	1,77-3,01	2,47-3,16	-	-	-	-
5	1,48 --	0,60-4,39	1,86-4,09	3,26-5,04	-	-	-
6	----	----	-- 3,20	1,58-4,54	-	-	----
7	1,84--	1,28-5,06	1,71-3,74	-	-	-	-
8	3,26 --	-	-	-	-	-	-
9	----	----	1,73-3,69	----	-	-	-- 1,99-4,9
10	3,73-4,73	3,39-4,14	3,29-4,79	-	-	-	-

Tab. 1. 4. *Korigované vzpřimování - Čas* zaznamenávající počátek svalové aktivity jednotlivých svalů účastníků se vzpřimování v průběhu časového limitu do 10 ± 0.5 vteřin

PRO-BAND	SEMI SVALY	ER L DX	ER L SIN	BICEPS FEM	GLUT MAX	ADD FEM.	RECT ABD
1	-- 8,84	6,99-9,89	6,92-9,38	6,83-7,15	-	-	6,03-7,03
2	----	7,46-9,65	7,51-9,29	6,24-7,68	8,05-8,68	-	-
3	-- 9,95	7,21 --	7,15-9,24	5,71-6,87	7,66-8,54	-	6,43-7,25
4	-- 8,59	7,11-9,29	7,14-8,97	5,44-7,05	7,27-8,38	-	-
5	----	8,30 --	8,33 --	5,67-10,04	-	5,56-6,01	-
6	----	----	7,76 --	6,26-9,05	7,61-9,15	6,4-7,1	6,03-8,98
7	-8,87-	6,22-9,97	5,93-9,59	5,20-8,23	7,55-8,14	-	-
8	-- 11,44	5,63-10,97	5,82-10,58	-	-	-	-
9	----	7,68-9,7	7,82-9,96	----	-	-	----
10	5,90-9,49	6,66-9,74	6,65-9,61	7,80-9,36	-	-	-

Obr. 1

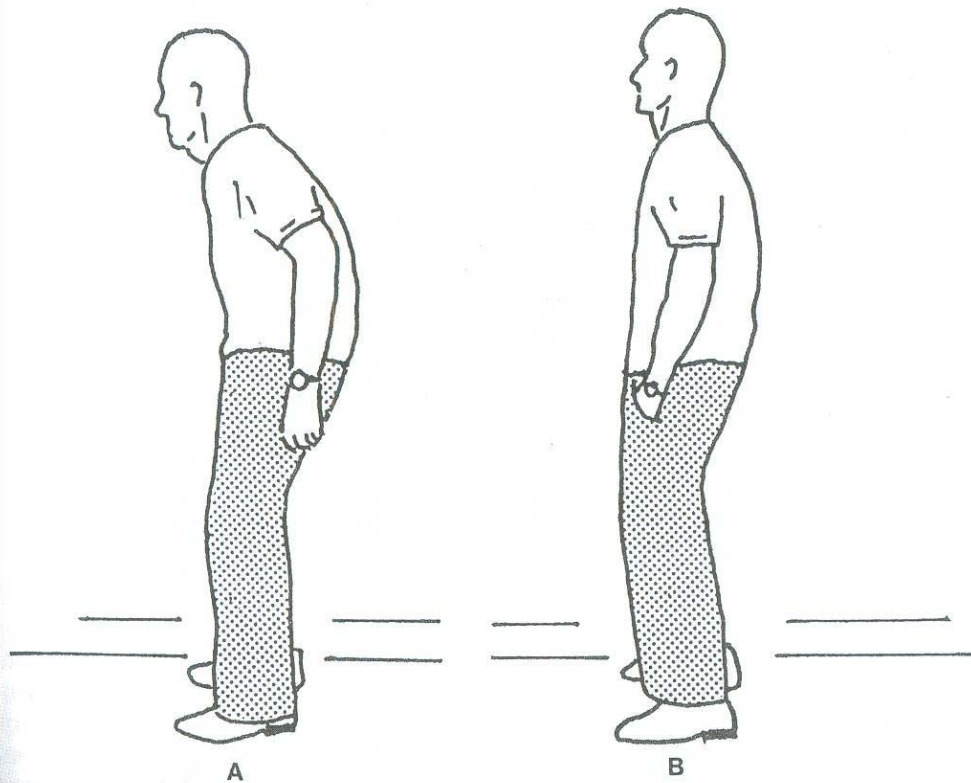


Figure 11-9 This man has paralysis of his abdominal and back extensor muscles that was caused by poliomyelitis when he was a young man. Illustration (A) demonstrates his inability to extend his spine. He is supporting his trunk with the posterior ligamentous system. Note that he has a posterior pelvic tilt to increase tension on the thoracolumbar fascia and the ligaments. (B) He maintains an erect posture when he can push down on his hands. Here he appears in a casual posture with his hands in his pockets. In reality, he is pushing down on his hips to extend his spine. He has precarious trunk balance unless he is grasping stable objects or supporting his trunk with his elbows or hands. He is unable to produce an effective push or pull on another object, such as a drawer or a door. He cannot carry objects such as a plate of food because even this slight amount of weight changes the center of gravity of the head, arms, and trunk (HAT) beyond his control.

Obr. 2

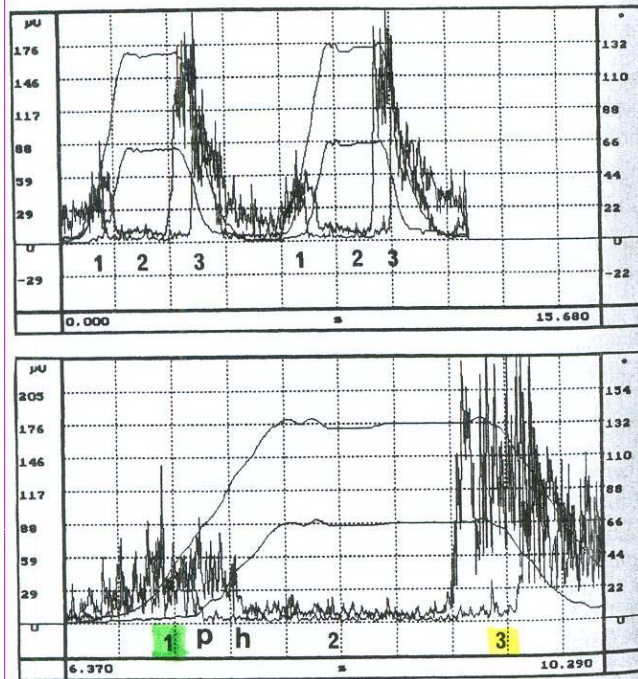
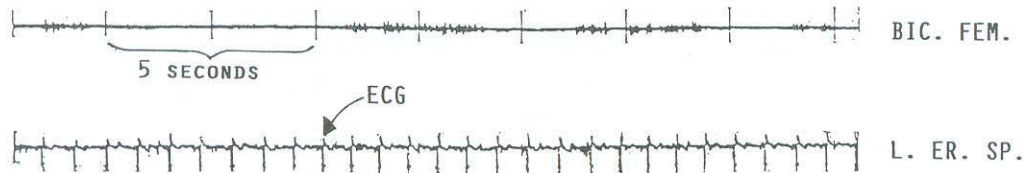


Fig 2. Normal function graphs from two consecutive forward bending, ie, flexion-extension cycles, (upper panel) measured simultaneously from the right L4-5 lumbar paraspinal and from the right hamstring muscles of a healthy 27-year-old woman. Averaged EMG patterns show activity phases of the paraspinal and the hamstring muscles in flexion (1) and in extension (3). In full flexion (2) the relaxation in both muscles is present. From the signals of the movement sensors, the total mobility (upper uniform curve), the rotation of the pelvis (lower uniform curve) and the lumbar flexion (the difference or the area between the uniform curves) can be defined. In the lower panel the last bending cycle has been extended to see more precisely the timing of muscle activity phases related to the combination of motion. The flexion relaxation of the back muscles (p) and that of the hamstring muscles (h) have clearly different timing. Left vertical axis shows averaged EMG activity in microvolts, right vertical axis shows the angle of movements. Horizontal axis is time in seconds.

A. NORMAL RELAXED STANDING



B. STANDING -- FORWARD BEND TO TOUCH TOES -- RETURN TO STANDING

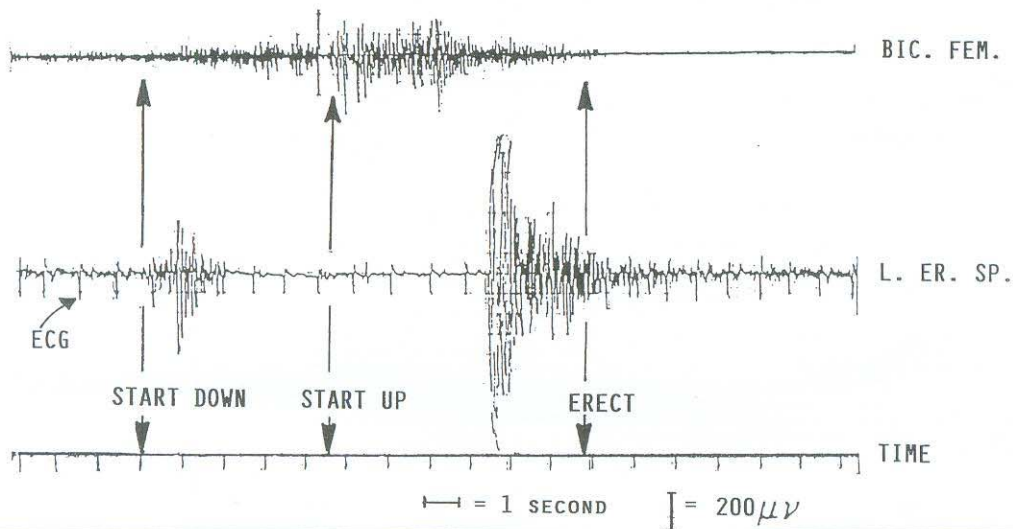


Figure 11-10 Surface electromyograms (EMG) of the left lumbar erector spinae (L. ER. SP.) at L3 and of the left biceps femoris (BIC. FEM.) muscles. (A) Normal, relaxed standing shows minimal intermittent activity in the biceps femoris. The erector spinae shows barely perceptible activity. The regular spikes in the baseline of this muscle are due to the electrocardiogram. (B) Forward bending to touch the toes demonstrates the eccentric contraction in the biceps to lower the body and the concentric contraction to raise the trunk. The erector spinae also shows eccentric and concentric contractions at the beginning and ending of the maneuver. The muscle becomes electrically silent about two-thirds of the way down and remains silent until about one-third of the ascent has been completed.

Obr. 4

Institute: Noraxon U.S.A. Inc.

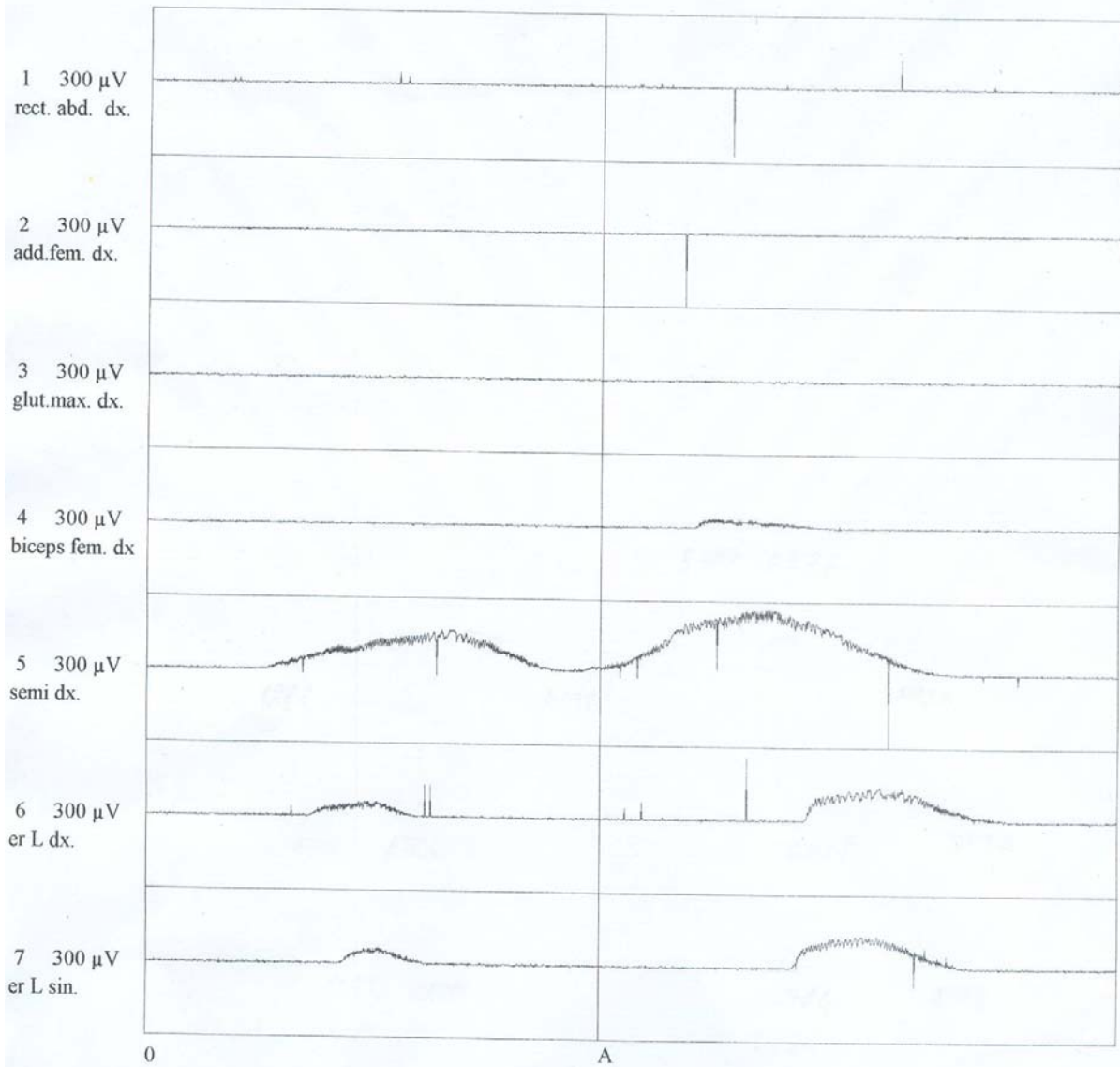
Record: predkl I

Test: KRL

Exercise: predkl I

Patient: proband 3

Frequency: 1000 Hz



Obr. 5

Institute: Noraxon U.S.A. Inc.

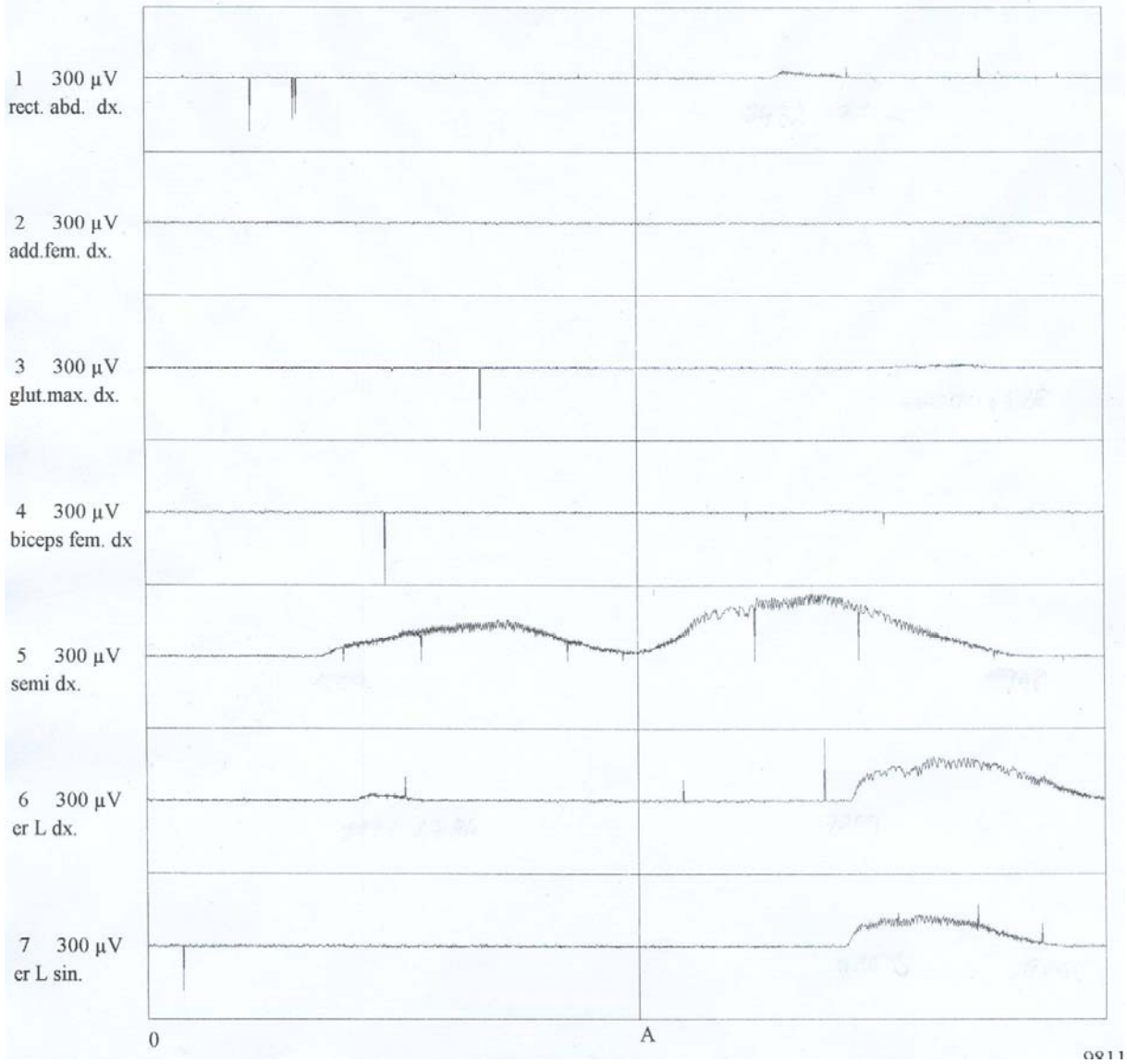
Record: predkl II

Test: KRL

Exercise: predkl II

Patient: proband 3

Frequency: 1000 Hz



Obr. 6

Institute: Noraxon U.S.A. Inc.

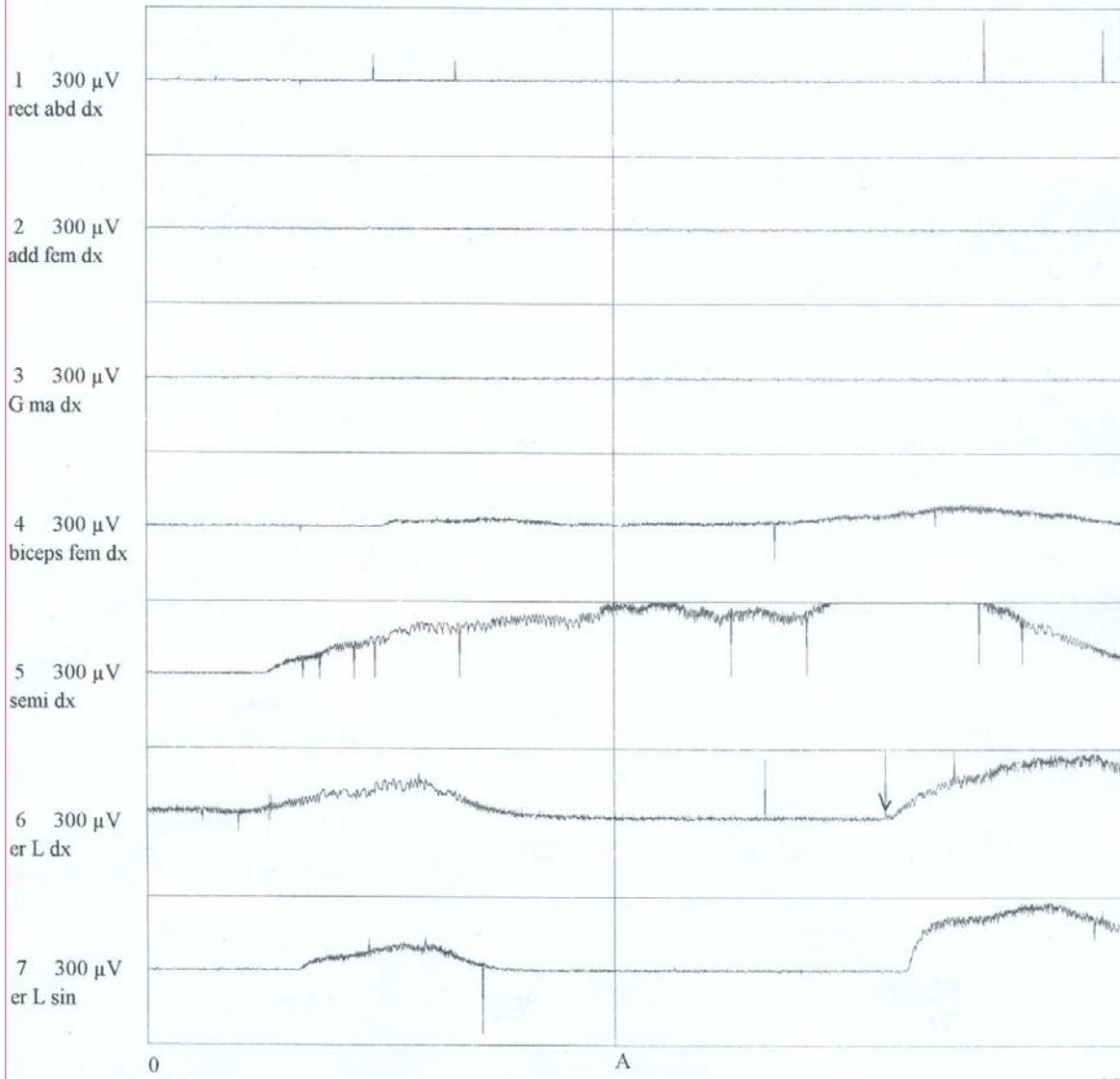
Record: prekl I

Test: KRL

Exercise: prekl I

Patient: proban 5

Frequency: 1000 Hz



Obr. 7

Institute: Noraxon U.S.A. Inc.

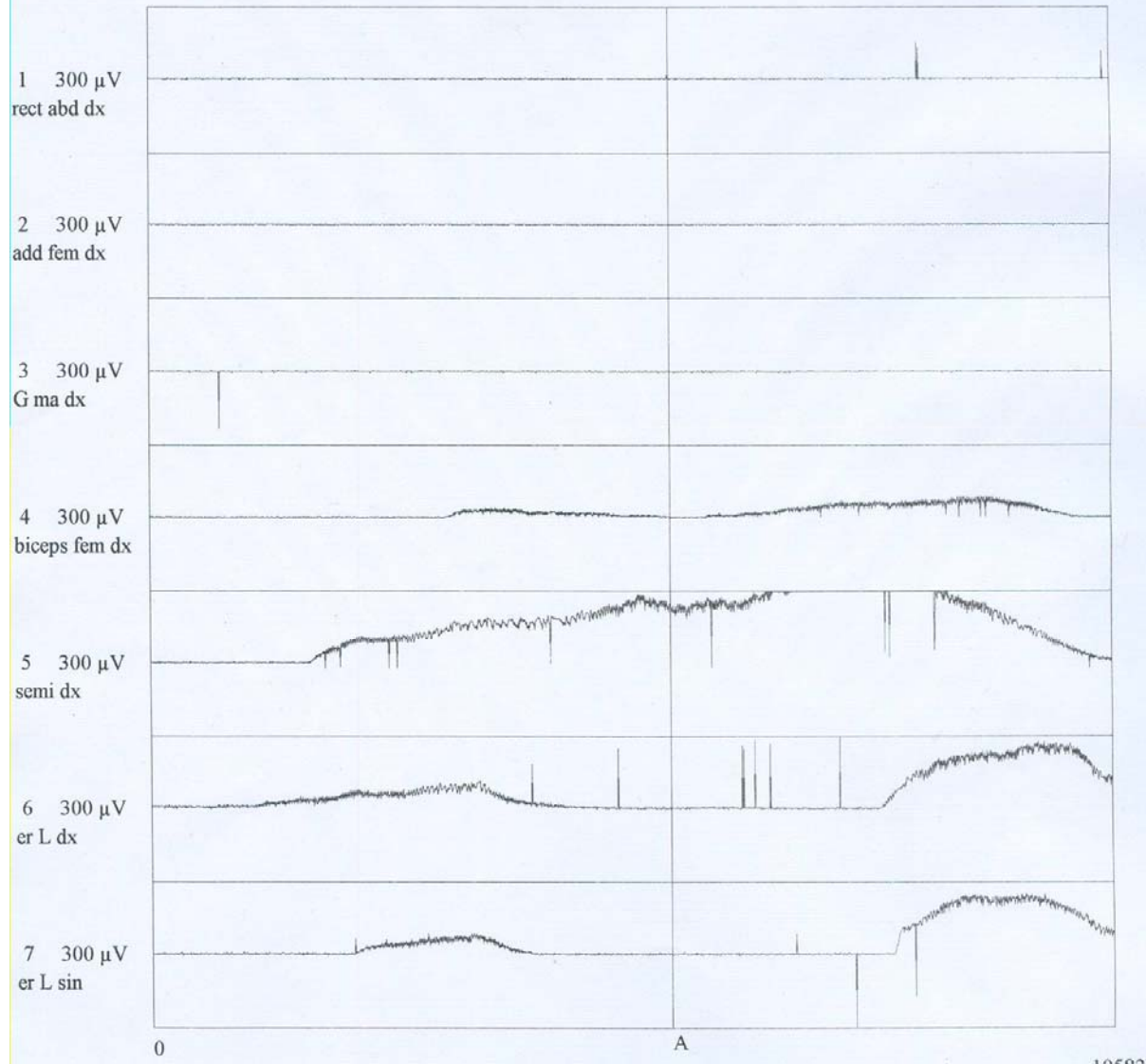
Record: prekl II

Test: KRL

Exercise: prekl II

Patient: proban 5

Frequency: 1000 Hz



Obr. 8



Obr. 9

