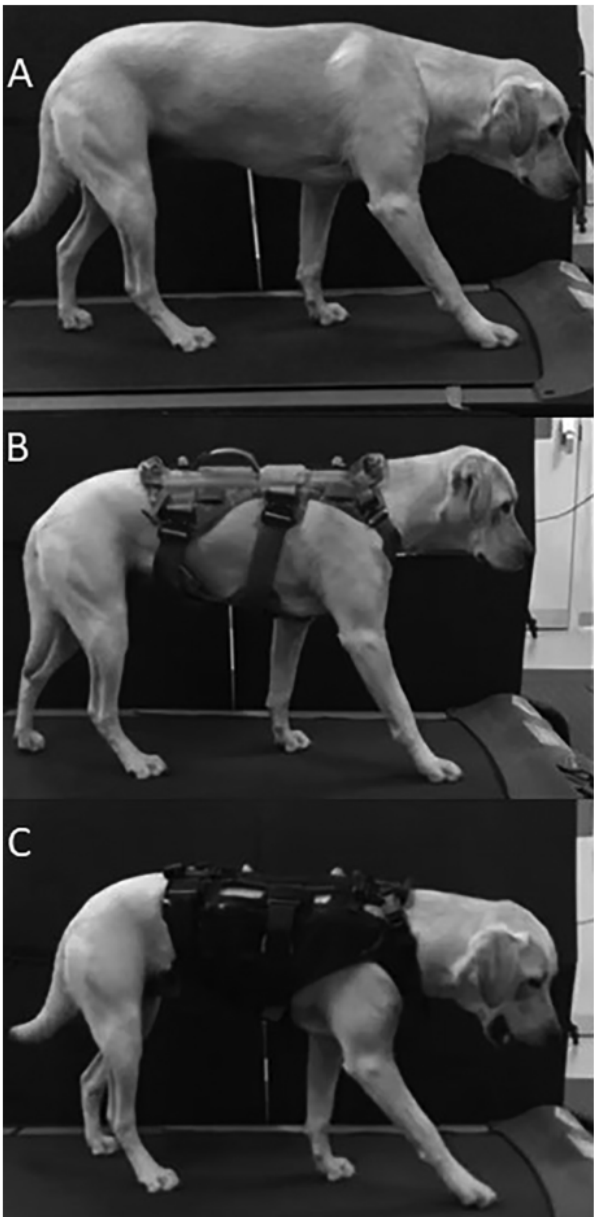
Az Y-kutyahám (szolgálati mellény) mozgáskorlátozó hatásának vizsgálata



American Journal of Veterinary Research • 2020;81(3):210–219 • DOI: 10.2460/ajvr.81.3.210

A feltöltött eredeti tanulmány fordítása. Az ábrák az eredetiből származnak; képaláírásuk és jelmagyarázatuk magyarul szerepel. A táblázat újraszedett, változatlan számadatokkal. A bibliográfia az eredeti nyelven maradt. Nem a kiadó hivatalos fordítása.

Timothy L. Foutz, PhD; Steven C. Budsberg, DVM, MS

Beérkezett: 2019. május 20. Elfogadva: 2019. augusztus 21.

Munkahelyek: School of Environmental, Civil, Agricultural and Mechanical Engineering, College of Engineering (Foutz); Department of Small Animal Medicine and Surgery, College of Veterinary Medicine (Budsberg), University of Georgia, Athens, GA 30602, USA. Levelező szerző: Dr. Budsberg, Budsberg@uga.edu.

Összefoglaló

CÉLKITŰZÉS: Háromdimenziós kinematikai modell kidolgozása a kutyák törzsmozgásának mérésére, továbbá a törzsmozgás változásainak értékelése két szolgálati mellény viselésekor.

ÁLLATOK: Öt felnőtt keverék kutya.

MÓDSZEREK: Minden kutya medencéjén, törzsén és lapockáján összesen 27 fényvisszaverő markert helyeztek el. A futópad körül hat infrakamera követte a markerek helyzetét egy kalibrált térben. A kutyákról lépés és ügetés közben készültek felvételek. Lokális és globális koordináta-rendszereket hoztak létre, és a törzs szegmentális merevtestmodelljét készítették el. Ezután egy méretre készített, illetve egy állítható mellény viselése közben ismét felvették a futópadon lépő és ügető kutyák mozgását. A mellényben és mellény nélkül mért törzsmozgás-tartományokat ismételt méréses varianciaanalízissel hasonlították össze.

EREDMÉNYEK: A T1 és T13 csigolyán, valamint a kardnyúlványon elhelyezett markerekkel anatómiai koordináta-rendszert hoztak létre. A törzs járáscikluson belüli mozgástartománya sem lépésben, sem ügetésben nem különbözött szignifikánsan az egyes vizsgálati napok között. A mellényt viselő kutyák törzsmozgása lépésben és ügetésben is szignifikánsan csökkent a mellény nélküli állapothoz képest.

KÖVETKEZTETÉSEK ÉS KLINIKAI JELENTŐSÉG: Kidolgoztak egy háromdimenziós kinematikai modellt a törzs forgásának mérésére. Mindkét szolgálati mellény viselése mérhető járásbeli különbségekkel járt a mellény nélküli állapothoz képest. (Am J Vet Res 2020;81:210–219)

Rövidítések

ATC: anatómiai mellkasi koordináta-rendszer. LCS: lokális koordináta-rendszer. ROM: mozgástartomány.

Bevezetés

A munkakutyák gyakran viselnek szolgálati mellényt. Ezek feladata lehet eszközök és felszerelések szállítása, a kutya hűtése vagy védelme, illetve a kutya felemelését lehetővé tevő hám biztosítása. Bár felhasználásuk sokféle, kevés adat áll rendelkezésre arról, hogyan befolyásolja kialakításuk a test általános mozgását, különösen a törzsét. Arról sincs elegendő információ, hogy a törzs mozgása miként hat a különböző jármódok mechanikai energiaigényére. A kutya törzskinematikája és járásmintázatai közötti kapcsolatról is kevés adat ismert. A szolgálati mellények teljes kinematikai hatásának megértéséhez e kapcsolat alaposabb ismerete szükséges.

A kutyák hátmozgásának számszerűsítésére alkalmazott egyik modellben vektorokat képeznek a csigolyák között, majd kiszámítják az egyik vektor másikhoz viszonyított elfordulását a járás során [1,2]. A csigolyák mozgása azonban nem feltétlenül tükrözi a törzs forgását. Lovakban már mérték a törzsforgás és a jármód kapcsolatát. E vizsgálatok szerint a törzsforgás jelentős hatással lehet az állat járására [3,4]. Egy tanulmányban inerciális érzékelőkkel követték a ló tömegközéppontját, és ebből határozták meg a törzs forgási mintázatát; az eredmények a törzsforgás és az elülső végtag támaszfázisa közötti kapcsolatra utaltak [3]. Egy másik vizsgálatban filmfelvételekkel követték a ló tömegközéppontját fordulás közben, és számszerűsítették a törzs gerincoszlophoz viszonyított elfordulását [4].

E tanulmány általános célja egy olyan háromdimenziós kinematikai modell létrehozása volt, amellyel mérhető a kutyák törzsmozgása és értékelhető annak változása két szolgálati mellény viselésekor. Elsőként olyan anatómiai tájékozódási pontokat kívántak azonosítani, amelyekből a járásciklus alatti törzsforgás mérésére alkalmas referenciahelyzetet biztosító vektorok képezhetők. Azokat a pontokat tekintették megfelelőnek, amelyekből az egész járásciklus alatt közel állandó hosszúságú vektor vagy vektorrendszer származott. Ezek szolgáltatják a törzsforgás méréséhez szükséges LCS létrehozásának alapját. Az első célhoz négy hipotézist vizsgáltak:

• 1. hipotézis: a bal csípőtarajhoz viszonyítva a T1 és T13 csigolyához kapcsolódó vektorok hossza nem marad állandó, amikor a kutya futópadon lép és üget.

• 2. hipotézis: a jobb csípőtarajhoz viszonyítva a T1 és T13 csigolyához kapcsolódó vektorok hossza nem marad állandó futópadon lépés és ügetés közben.

• 3. hipotézis: a bal lapocka dorsalis részéhez viszonyítva a T1 és T13 csigolyához kapcsolódó vektorok hossza nem marad állandó futópadon lépés és ügetés közben.

• 4. hipotézis: a jobb lapocka dorsalis részéhez viszonyítva a T1 és T13 csigolyához kapcsolódó vektorok hossza nem marad állandó futópadon lépés és ügetés közben.

A második cél az első célhoz gyűjtött adatok felhasználása volt a törzsmozgás változásainak értékelésére a két mellény viselésekor. Ehhez az 5. hipotézist tesztelték: szolgálati mellényben a kutya törzsének forgása eltér a mellény nélküli állapottól.

A szerzők arra számítottak, hogy az adatok segítik a mellényviselés járásmintázatokra gyakorolt hatásának értékelésére szolgáló módszerek megértését. Minden kutyáról több napon gyűjtöttek adatokat, ezért megfogalmazták a 6. hipotézist is: az adott kutya törzsforgása valamennyi vizsgálati napon azonos marad.

Anyag és módszer

Állatok

Öt, magántulajdonban lévő, felnőtt keverék kutya vett részt. Mindegyik nem kondrodisztrófiás típusú, 1–4 éves, 20–30 kg-os kutya volt; testkondíciójuk 5 pontot ért el a kilencfokú skálán. Korábban egyikük sem viselt semmilyen mellényt. A fizikális vizsgálat nem talált eltérést vagy sántaságot. A tulajdonosok tájékozott beleegyezésüket adták. A protokollt a kórház klinikai kutatási bizottsága ellenőrizte és jóváhagyta.

Vizsgálati elrendezés

Minden kutya kinematikai adatait tíz napon belül három külön napon rögzítették. Valamennyi mérés ugyanabban a laboratóriumban, ugyanazzal a kutyavezetővel történt. Rövid futópados szoktatás után felhelyezték a markereket. Először lépésben, majd ügetésben gyűjtöttek adatokat. Ezután hozzászoktatták a kutyákat a mellényhez, és lépésben, illetve ügetésben ismét mértek: előbb az egyedi, majd az állítható mellényben. A protokollt két további laboratóriumi alkalommal megismételték.

Szoktatási és vizsgálati protokoll

A mérés napján a tulajdonos vitte a kutyát a laboratóriumba; naponta csak egy kutyát vizsgáltak. A kutyákat egyszer sem kötötték a futópadhoz. A szoktatáskor a vezető a futópadon lépő kutya mellett haladt [a]. A szoktatás 15 percnél rövidebb ideig tartott. Amikor a kutya láthatóan kényelmesen lépett, a testszegmensek azonosításához különböző anatómiai pontokra 8 mm átmérőjű, félgömb alakú fényvisszaverő markereket helyeztek. A mellkast a T1 és T13 csigolyán, valamint a kardnyúlványon; a medencét a jobb és bal csípőtarajon, illetve a jobb és bal ülőcsonton elhelyezett markerek jelölték (1. ábra).

A bal lapockát annak dorsalis részén, a lapockatövisen és egy félmerev markercsoport középpontjában elhelyezett markerek azonosították. A lapockára rögzített háromszög mindegyik csúcsán fényvisszaverő marker volt [5,6]. A jobb lapockát ugyanígy, a jobb oldali anatómiai pontok és markercsoport jelölte. A félmerev markercsoport mérsékelte a bőrmozgás hatását, és segítette az anatómiai pontok következetes kijelölését, különösen ha három lapockapont meghatározása nehézséget okozott. A háromszög oldalai körülbelül 5 cm hosszúak voltak. Egyik markere az acromionra, a másik a lapockatövisnek az acromiontól dorsalisan fekvő pontjára került; a harmadik helyét a háromszög tájolása határozta meg. A háromszög középpontja egy lapockapontot definiált.

Egyetlen markert helyeztek a jobb ötödik kézközépcsontra. Ennek legelülső helyzete határozta meg a támaszfázis kezdetét. A támaszfázis végét és a lendítőfázis kezdetét az jelentette, amikor a marker hátrafelé irányuló mozgása előrefelé fordult. Egy járásciklust 100 képkockára osztottak, így a kézközépcsont helyzete a ciklus minden 1%-ára megadható volt. Lépésben a támaszfázis a ciklus 0–70%-át, a lendítőfázis 70–100%-át foglalta el. Ügetésben ezek az arányok 0–60%, illetve 60–100% voltak.

A futópad sebességét addig növelték, amíg a kutya 0,8–1,2 m/s mellett fenn tudta tartani a lépést. Az egyedileg beállított sebességet rögzítették, és minden további adatfelvételnél megtartották, hogy az adott kutyánál kiküszöböljék a sebességváltozást. Az adatfelvétel akkor kezdődött, amikor a kutya a kijelölt sebességnél kényelmesen mozgott.

A markereket hat, kereskedelmi szoftverrel integrált infrakamera követte [b,c]. A futópadot körülvevő kamerák kalibrált mérőtérben határozták meg a markerek helyét. A futópad elhelyezése lehetővé tette mind a 27 marker követését mozgás közben [7,8]. A szoftver háromszögelési algoritmusa a mérőtér referencia-tengelyrendszerében kiszámította háromdimenziós helyzetüket. Egy korábbi algoritmusra épülő egyedi program alakította át a globális adatokat lokális

koordinátákká [9]. A bőrmozgás és más tényezők kisebb helyzethibát okozhattak. Ennek és a markerkiesésnek a csökkentésére a hivatkozott algoritmus legkisebb négyzetes eljárást alkalmazott: az adatfelvétel előtt álló kutyán statikus helyzetben rögzítették a markereket [10].

A lépés adatainak felvétele után a kutyát ügetéshez szoktatták. A sebességet addig növelték, amíg a kutya 1,7–2,2 m/s tartományban fenn tudta tartani az ügetést. Ezt a sebességet is egyedenként rögzítették és a további felvételeken megtartották. A mérés a kényelmes ügetés kialakulásakor indult.

A mellény nélküli méréseket követően a kutyát hozzászoktatták az adott szolgálati mellényhez. Mindkét mellénytípus 1 kg tömegű volt [d] (2. ábra). Minden kutya számára külön, morfometriai mérések alapján készítettek egyedi mellényt: a nyaknál, a vállak cranialis és caudalis részénél, valamint a mell- és hasüreg caudalis részénél mért körfogatokból összesen öt mellény készült. Ugyanazt az egy állítható mellényt használták mind az öt kutyán; pántjait az adott egyedhez igazították. A méretvételt végző személy állította be ezt is. Az adott napon az illesztés után már nem változtattak rajta; a következő mérési napon újra beállították.

Először az egyedi mellényt adták a kutyára. Rövid lépésben történő szoktatás után adatot gyűjtöttek, majd az ügetéshez szoktatás és annak felvétele következett. Ezután az állítható mellényt helyezték fel, és rövid szoktatás után megismételték a futópados próbákat.

Mellényben a T1, T13 és a kardnyúlvány anatómiai helyének megfelelően közvetlenül a mellényre kerültek a markerek. A mellény által takart markerek miatt virtuális markerrendszert alkalmaztak [9]. A virtuális pontokat jobb oldalon R1 és R2, bal oldalon L1 és L2 jelölte. Követésüket a mellkas jobb oldalán R1–R4, bal oldalán L1–L4 jelű anatómiai pontokon elhelyezett fényvisszaverő markerek biztosították a kinematikai szegmensazonosításhoz (1. ábra).

Egy teljes ismétlés – mellény nélkül, egyedi és állítható mellényben – egész napot igényelt. A kutyák a futópados szakaszok között pihentek, és figyelték rajtuk a fáradtság jeleit. Több ismétléshez minden kutya tíz napon belül háromszor tért vissza; az első vizsgálati alkalom az 1. nap volt. Így minden kutyánál mindhárom öltözeti feltételben, mindkét járműdban három ismétlést végeztek, összesen 15 lépés- és 15 ügetési kinematikai adatsorral.

Kutyánként és feltételenként (járműd és mellény) legalább három 15 másodperces felvétel készült [11,12]. Ezek körülbelül 40 lépés-, illetve 60 ügetési ciklust jelentettek. Az elemzéshez legalább 10 lépés- és 15 ügetési ciklust választottak ki markerhiba vagy markerkiesés nélkül [13–15].

A törzsszegmensek meghatározása

A T1, T13 és a kardnyúlvány markereiből ortogonális anatómiai mellkasi koordináta-rendszert (ATC) képeztek (3. ábra). Először az x tengelyt – a szöveges leírás szerint a T1-től T13 felé haladó vektort – a következő egyenlettel határozták meg:

$$x = v_T1 - v_T13$$

A v_T1 és v_T13 a megfelelő markerek helyvektorai. Az ideiglenes y tengely:

$$y_t = v_T1 - v_xiphoid$$

Az y_t az ideiglenes y tengely, a v_xiphoid a kardnyúlvány markerének helyvektora. A z tengelyt vektoriális szorzattal képezték:

$$z = x \times y_t$$

A z merőleges az x tengelyre; a vektoriális szorzat az x-re és y_t-re egyaránt merőleges z vektort adja. A végleges y tengely:

$$y = z \times x$$

Ezzel létrejött a járás közbeni törzsmozgás elemzésére szolgáló ortogonális ATC-rendszer.

Korábbi módszer szerint az ATC elfordulását egy LCS-hez viszonyították [9]. A vizsgálat része volt az LCS kialakításához legalkalmasabb anatómiai pontok azonosítása. Négy vektort használtak: V1 a T1 tövisnyúlványától a T13 tövisnyúlványa felé haladó vektor a bal csípőtarajhoz viszonyítva; V2 ugyanez a jobb csípőtarajhoz; V3 ugyanez a bal lapocka dorsalis részéhez; V4 ugyanez a jobb lapocka dorsalis részéhez viszonyítva.

Az elemzés szerint a legjobb LCS-t a V3 és V4 definiálta (4. ábra). Először a z tengelyt a két lapocka dorsalis része közötti felezőpontból indították; a szöveg szerint a jobb csípőtarajnál végződött. Az eredeti egyenlet:

$$z = v_DRS - 0{,}5(v_DLS + v_DRS)$$

A v vektort jelent; DRS a jobb, DLS a bal lapocka dorsalis részét jelöli. Az ideiglenes x tengely:

$$x_1 = v_T1 - v_T13$$

A v_T1 és v_T13 a T1 és T13 markerek helyvektorai. Az y tengely vektoriális szorzattal:

$$y = z \times x$$

Az y merőleges a z-re; a szorzat a z-re és x-re egyaránt merőleges vektort eredményez. A végleges x tengely:

$$x = y \times z$$

Így létrejött az ortogonális LCS a mozgásadatok kinematikai elemzéséhez; ezt ezután a T1-hez tolták el.

Adatelemzés

A követési adatokkal azonosították az LCS-vektorok képzésére legalkalmasabb pontokat. Az LCS referenciaként szolgált a törzsforgás méréséhez. A markerek globális háromdimenziós helyzetéből (1. ábra) számították a fenti vektorokat. A ciklus minden 1%-ára meghatározták a koordinátákat, így ciklusonként 100 vektorkoordináta keletkezett. Tizenöt járásciklusból 1500 vektorhossz állt rendelkezésre az 1–4. hipotézishez. A vektorok helyzetét a hipotézistől függően a bal vagy jobb csípőtarajhoz, illetve a bal vagy jobb lapocka dorsalis részéhez viszonyították.

A törzs mozgástartománya

Kutyánként és naponként Euler-féle forgatási mátrixokkal határozták meg mindhárom ATC-tengely megfelelő LCS-tengelyhez viszonyított elfordulását a ciklus minden 1%-ában [16]. A ciklus legkisebb és legnagyobb szögének különbsége adta a törzsszegmens ROM-ját. Minden futópados mérési napra és tengelyre átlagos ROM-ot számítottak. A forgást a ciklus egyes százalékpontjaihoz tartozó szöggel is jellemezték.

Statisztikai elemzés

Az 1–4. hipotézishez a teljes ciklus 100 vektorhosszának variációs együtthatóját számították. Ez számszerűsítette a hosszváltozásokat és becsülhetővé tette a mozgáselemzés bizonytalanságát [17]. Az 5. hipotézisnél a mellények hatását kutyánként, mindhárom napon és mindhárom ATC-tengely ROM-jának összehasonlításával vizsgálták. A 6. hipotézis a mérési napok közötti eltérésekre vonatkozott: az öt kutya három napi, mellény nélkül mért adatait elemezték. Az 5. és 6. hipotézist ismételt méréses ANOVA-val tesztelték; a $P \leq 0,05$ értéket tekintették szignifikánsnak.

Eredmények

Meghatározták a legjobb LCS kiválasztásához használt vektorhosszak variációs együtthatóit (1. táblázat). A lapockák dorsalis részét a T1 és T13 ponttal összekötő vektorok lépésben és ügetésben csak kevéssé változtak a ciklus során. Ezért a két lapocka dorsalis részéhez, T1-hez és T13-hoz kapcsolódó vektorokból képezték a törzsforgás elemzéséhez szükséges LCS-t (4. ábra).

Meghatározták az egyes kutyák vizsgálati időszakokra vonatkozó átlagos forgásszögeit (5. és 6. ábra). A várakozásnak megfelelően minden ATC-tengely elfordulásának mértéke nagyobb volt ügetésben. A ciklus alatti törzsforgás ROM-ja sem lépésben, sem ügetésben nem különbözött szignifikánsan a vizsgálati napok között.

Lépésben összehasonlították a mellény nélküli és a két mellényben mért ROM-ot. Mindkét mellény mindhárom tengely körül szignifikánsan csökkentette a törzsforgást (7. ábra). Az y és z tengely ROM-ja az egyedi mellényben szignifikánsan kisebb volt, mint az állíthatóban.

Ügetésben az x és z tengely körül szignifikánsan nagyobb ROM-ot mértek mellény nélkül, mint bármelyik mellényben (7. ábra). Az y tengely ROM-ja az egyedi mellényben szignifikánsan kisebb volt az állítható mellényhez képest.

Megbeszélés

A kutyák járását vizsgáló tanulmányok többsége a végtagízületek kinematikájával foglalkozik; az ízületi mozgásra hivatkozva határozza meg a szomszédos testszegmenseken elhelyezett koordináta-rendszerek anatómiai helyét [9,17–27]. A törzskinematikáról ugyanakkor kevés adat van. Ebben a vizsgálatban a két lapocka dorsalis része, T1 és T13 szolgált a mellkasi koordináta-rendszer alapjául. Érdekes módon e pontok hasonlítanak az emberi törzsforgás méréséhez használt és az International Society of Biomechanics által javasolt pontokra [28–30]. Emberi vizsgálatokban a feladattól függően más tájékozódási pontokat is használhatnak, és a törzset felső és alsó szegmensre oszthatják.

Több humán kinematikai tanulmány számszerűsítette a mellkasi és a lapocka-váll szegmens közötti kapcsolatot, különösen a kar mellkashoz viszonyított nyomatékainak vizsgálatakor. Ilyen a törzs-lapocka kinematika felkaremelésre gyakorolt hatásának tisztázása [31], a mastectomia felsővégtag-mozgásra kifejtett hatásának vizsgálata [32], illetve a fej fölötti mozdulatokat tartalmazó sportokban (baseball, röplabda, tenisz) kialakuló aszimmetria elemzése [33]. Lovakban kimutatták az elülső végtag mozgásának hatását a mellkas-lapocka kinematikára. A végtag hátrahúzása a mellkast és lapockát összekötő izmokon keresztül mozgatta a bordakosarat, és oldalra térítette a törzset [34]. Hasonló izomaktiváció jelentkezik kutyák járásciklusában is [35,36], ezért a bordakosár mozgása és a törzsforgás összevethető. E humán és lóvizsgálatok támogatják jelen eredményeket: a lapockához kötött koordináta-rendszer megfelelő referencia a futópadon lépő és ügető kutya törzsforgásának méréséhez.

A különböző napokon megismételt vizsgálat nem befolyásolta az eredményt, összhangban a szakirodalommal. Juhokon [37] és kutyákon [38] ismételhető kinematikai adatok nyerhetők

többnapos futópados méréssel. Emberben is hasonló eredményeket közöltek [39], bár a napok közötti hatás kisebb, ha a személy a szokásos járásához igazodó sebességet maga választhatja meg. A jelen elrendezés ezt utánozta: minden kutya számára egyedileg, a járműdhoz tartozó tartományon belül állították be a sebességet, nem azonos sebességet alkalmaztak valamennyi kutyán.

Bár elsődlegesen mérési módszert kívántak létrehozni, érdekes, de nem meglepő volt, hogy az egyedi mellény jobban korlátozta a törzsforgást, mint az állítható. Az egyedi mellény anyaga az egész törzset borította, míg az állíthatót pántok rögzítették. Az egyedre szabott, körülölelő kialakítás csökkenthette a kutya forgási hajlandóságát, illetve a mellény törzshöz viszonyított elcsúszását. Az állítható mellény kevésbé korlátozónak tűnt, mivel főként a hátoldalon feküdt fel, és pántjai külön-külön meghúzhatók voltak. Az egyes formai részletek törzsforgásra gyakorolt hatását nem vizsgálták. További kutatás szükséges annak tisztázására, hogy a mellény és a pántok helye hogyan változtatja meg a kutya reakcióját, törzsmozgását vagy testhelyzetét. A mancsok letételére és a ciklus alatti egyensúlyra gyakorolt hatást sem értékelték. Az adatok klinikai jelentőségének feltárásához további vizsgálatok szükségesek; ezt több végtagmarker segíthetné.

A vizsgálat egyik korlátja a kevés, testalkatában csak kis eltérést mutató kutya volt. A szerzők viszonylag homogén, nem kondrodisztrófiás, a klinikai környezetben megjelenő kutyákra emlékeztető csoportot igyekeztek választani. Második korlát, hogy a mellények felhelyezési sorrendje nem volt randomizált; nem vizsgálták, befolyásolta-e az állítható mellény méréseit az egyedi előzetes viselése. Harmadik korlátként nem követték szorosan a fej és más testszegmensek helyzetét az adatfelvétel alatt. A vezető csak a megfelelő sebességű, előrefelé történő lépést és ügetést ellenőrizte. Negyedik korlát a bőrmozgás miatt elmozduló markerek okozta adatingadozás lehetősége. A bőrmozgás hatása jól dokumentált; több módszer mérsékli a lágyrészek mozgásának következményeit [9,10,40–45]. Ajánlott a markereket kevés lágyrésszel fedett csontos pontokra helyezni; itt is ezt tették. Markercsoportokkal szintén csökkenthető a variabilitás [5,6,40,41]. Valamekkora markerelmozdulás mindig lesz, de az egyeden belüli számítás és összehasonlítás mérsékelhette a szóródást [9]. Minden markert ugyanaz a vizsgáló helyezett fel, csökkentve a vizsgálók közötti eltérést. A vizsgálón belüli eltérés csökkentésére jól azonosítható anatómiai pontokra, azonos testhelyzetben álló kutyákra kerültek a markerek; ezeket egy mérési szakaszon belül nem mozdították vagy cserélték [45].

A tanulmány első része a törzsforgás mérési módszerének létrehozására és több kutyán, több napon végzett ismételhetőségi ellenőrzésére irányult. A többnapos adatok alátámasztották a módszer érvényességét; egyedenként a napok közötti különbség minimális volt. Az adatok szerint a testszegmensek a kinematikai mérés során merev struktúrákként kezelhetők. A második részben a módszerrel elemezték a testszegmensek forgásának változását két mellény – egy állítható és egy egyedileg készített – viselésekor. Mindkettő mérhető járáskülönbségekkel járt a mellény nélküli értékekhez képest.

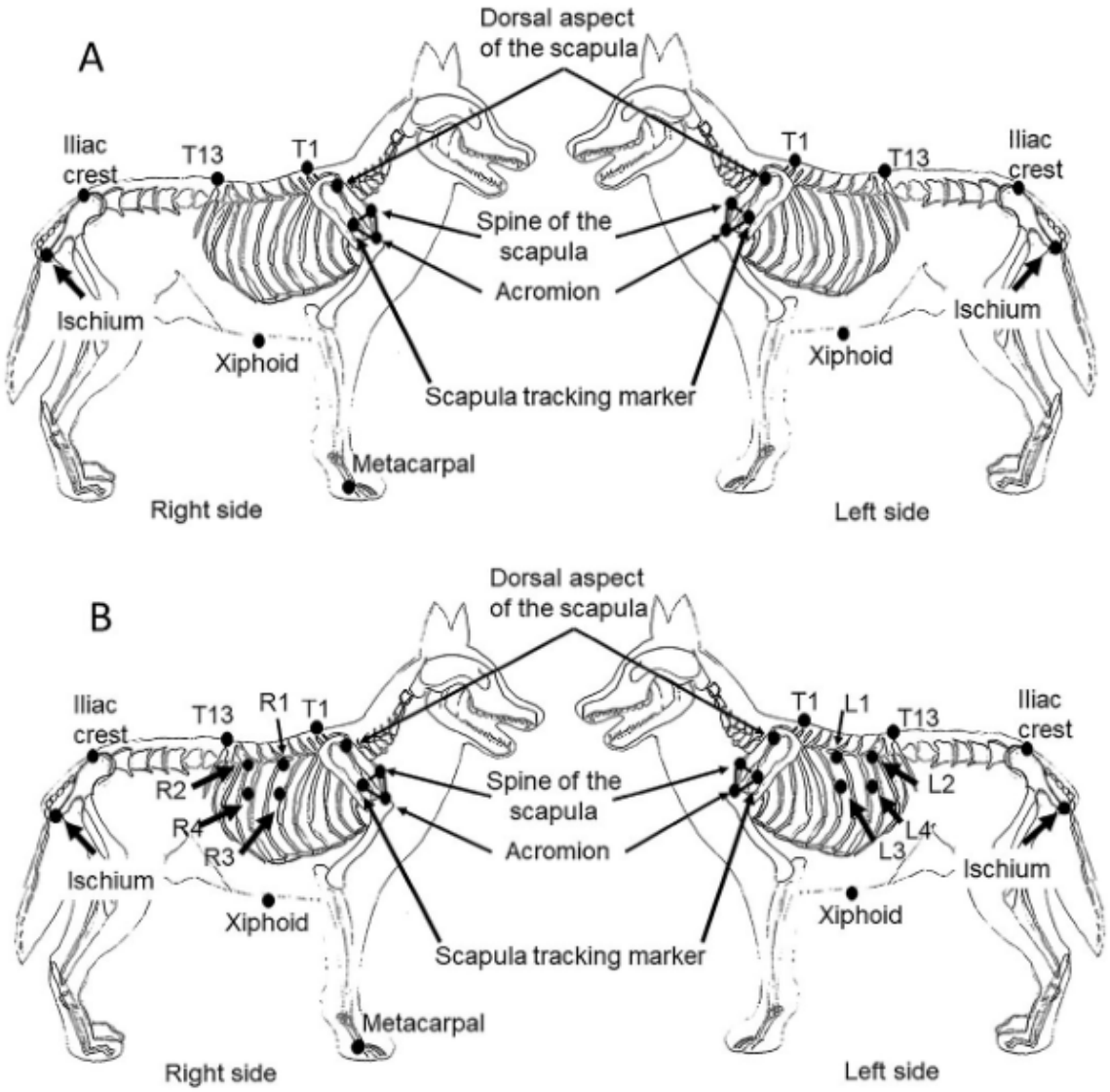
Köszönetnyilvánítás

A szerzők kijelentik, hogy nem állt fenn összeférhetetlenség.

Lábjegyzetek

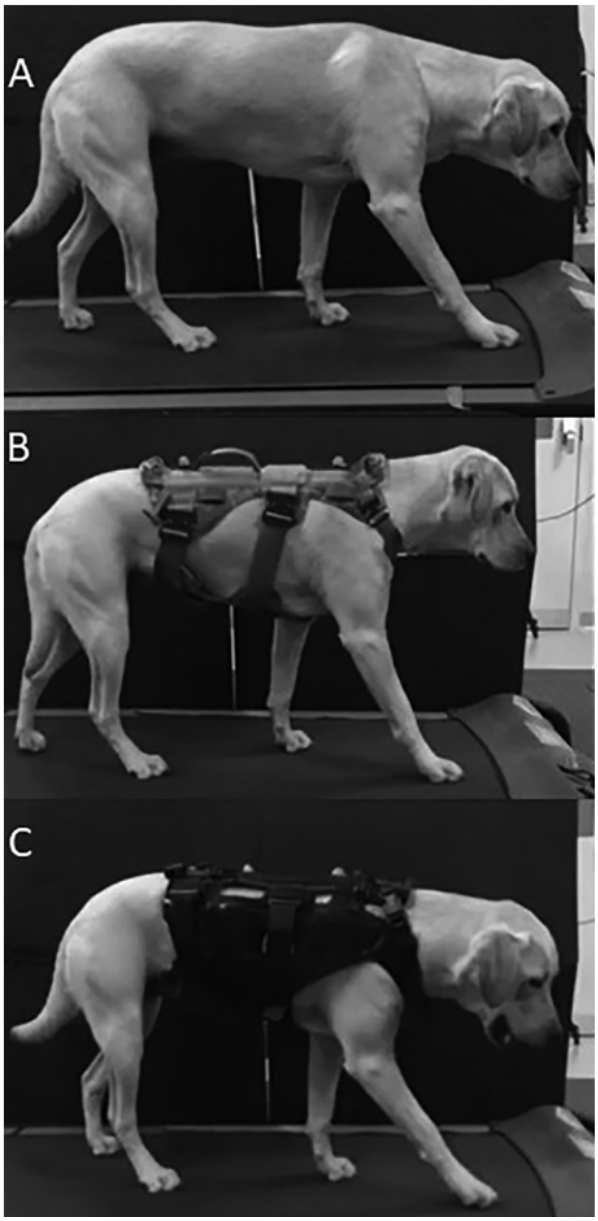
[a] Large DogTread, PetZen Products, Ogden, Utah. [b] Eagle Industries, Virginia Beach, Virginia. [c] T-series, Vicon, Lake Forest, California. [d] Peak Motus, 9. verzió, Vicon, Lake Forest, California.

Ábrák és táblázat

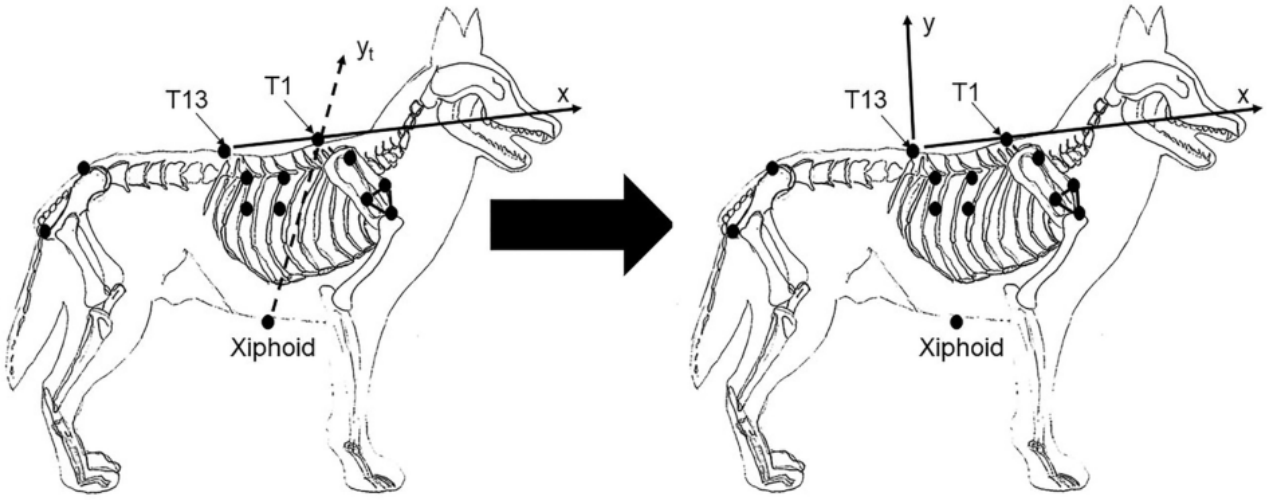


1. ábra. A testszegmensek követésére használt markerek anatómiai helyének vázlata futópadon lépő és ügető kutyán: mellény nélkül (A), illetve egyedi vagy állítható mellényben (B). Mellényben a T1, T13 és a kardnyúlvány helyén közvetlenül a mellényre kerültek a markerek. A takart L1–L4 és R1–R4 markerekhez virtuális markereket használtak. A jobb ötödik kézközépcsonton lévő marker a járásciklus meghatározására szolgált.

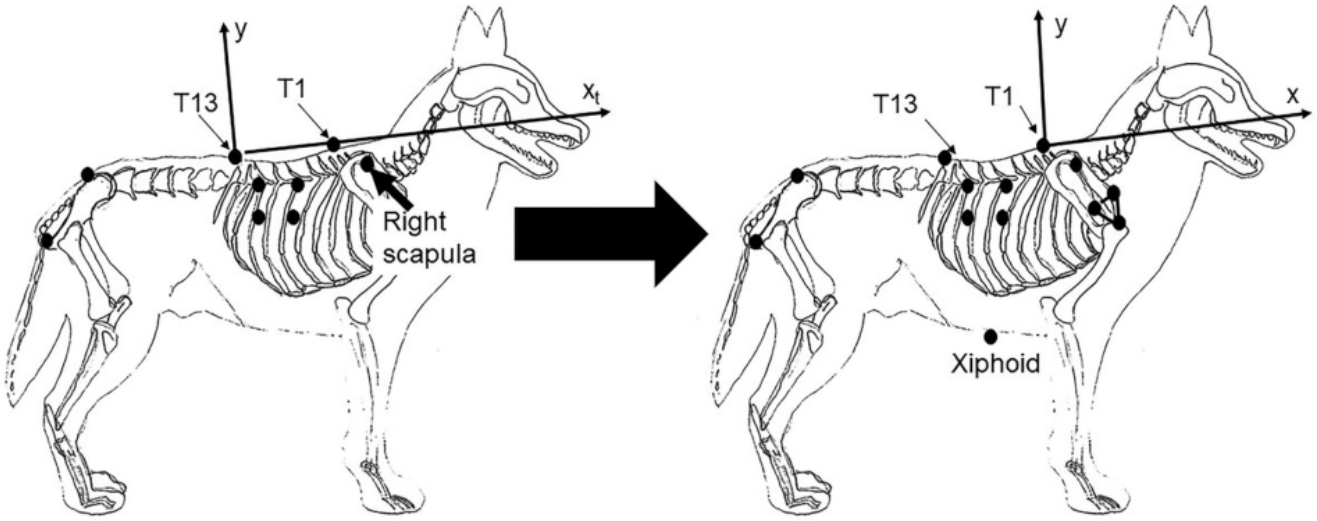
Jelmagyarázat: dorsal aspect of the scapula = a lapocka dorsalis része; iliac crest = csípőtaraj; ischium = ülőcsont; xiphoid = kardnyúlvány; spine of the scapula = lapockatövis; acromion = vállcsúcs; scapula tracking marker = lapockakövető marker; metacarpal = kézközépcsont; right/left side = jobb/bal oldal.



2. ábra. Futópadon lépő kutya fényképei: mellény nélkül (A), állítható mellényben (B), egyedi mellényben (C). Minden kutyán ugyanazt az állítható mellényt használták, a pántokat egyedileg igazítva. Egyedi mellényt minden kutyának külön készítettek; ez az egész törzset körülölelte.



3. ábra. Az ATC-rendszer vázlata. A T13-tól T1-ig mutató merev vektor az x tengely (balra folytonos vonal). A kardnyúlványtól T1-ig mutató vektor az ideiglenes y_t tengely (balra szaggatott vonal). Az x és y_t vektoriális szorzata adja a mindkettőre 90°-ban merőleges z tengelyt. Az y iránya a z és x vektoriális szorzata. A T13-nál elhelyezett végleges ortogonális rendszer az x, y, z tengelyből áll (jobbra). A fekete körök a fényvisszaverő markerek. Xiphoid = kardnyúlvány.

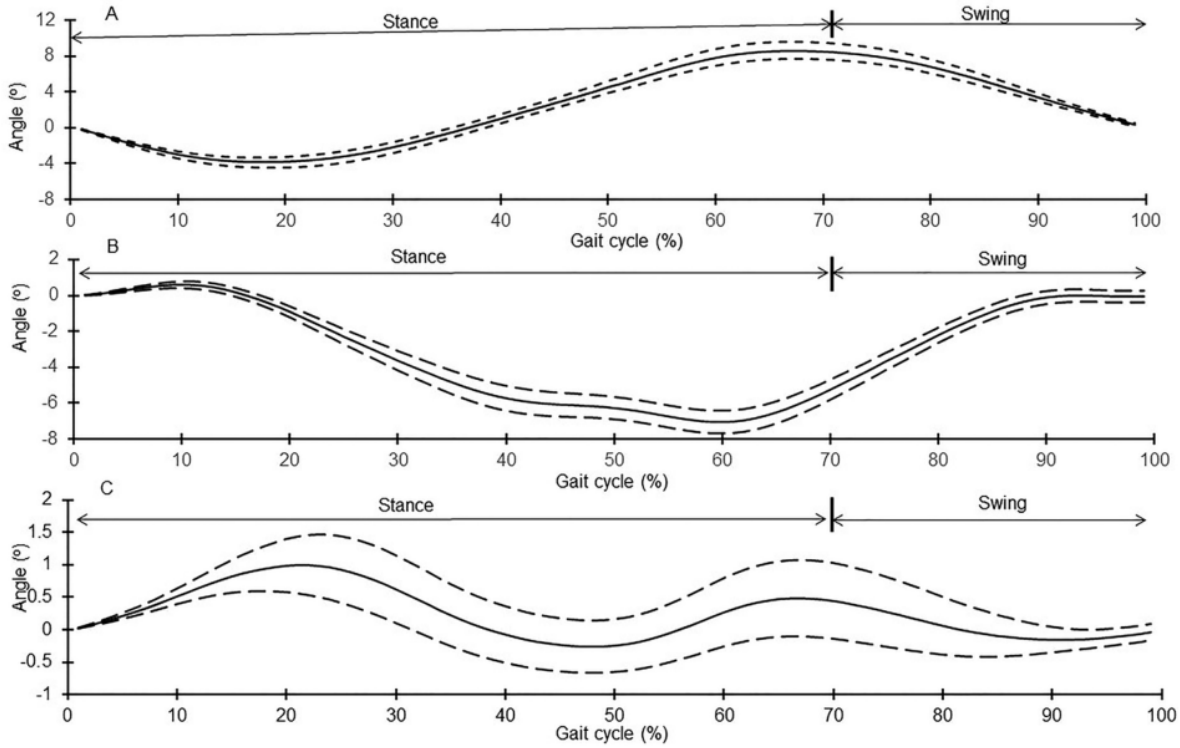


4. ábra. Az LCS vázlata. A bal lapocka dorsalis részétől a jobb lapocka dorsalis részéig mutató merev vektor adja a z tengelyt. A T13-tól T1-ig mutató vektor az ideiglenes x_t tengely (balra). A z és x_t vektoriális szorzata határozza meg az y irányát; az y és z szorzata a végleges x tengelyt (jobbra). A T13-nál létrehozott rendszert ezután T1-hez tolták el. A z tengely 90°-ban merőleges az x-re és y-ra. A további jelölések a 3. ábrával azonosak. Right scapula = jobb lapocka.

Járműd	Mellény	T13-hoz viszonyított vektorhossz CV-je (%)				T1-hez viszonyított vektorhossz CV-je (%)			
		Bal csípőtaraj	Jobb csípőtaraj	Bal lapocka	Jobb lapocka	Bal csípőtaraj	Jobb csípőtaraj	Bal lapocka	Jobb lapocka
Lépés	Mellény nélkül	4	4	1	3	4	5	3	2
Lépés	Egyedi mellény	5	6	1	5	6	7	4	3
Lépés	Állítható mellény	4	5	1	3	4	5	3	3
Ügetés	Mellény nélkül	5	5	1	6	5	6	4	4
Ügetés	Egyedi mellény	4	5	1	3	4	5	3	2
Ügetés	Állítható mellény	5	5	1	2	5	6	3	1

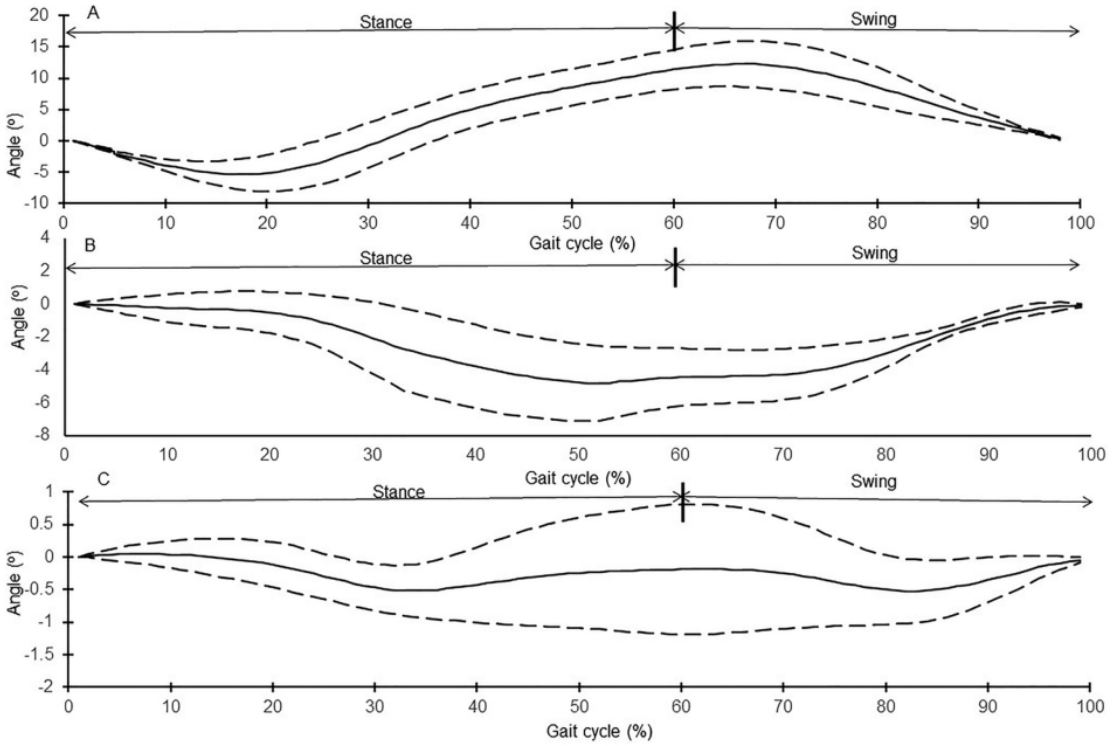
1. táblázat. A négy anatómiai pontot a T1 és T13 tövisnyúlványához kapcsoló vektorok hosszának variációs együtthatói (CV; %) egy reprezentatív kutya több járásciklusában, futópadon lépés és ügetés közben.

A vektorhosszt a ciklus minden 1%-ára kiszámították: ciklusonként és vektoronként 100 adatpont keletkezett. Tizenöt ciklusból pontonként és vektoronként 1500 hosszérték állt rendelkezésre; ezekből számították a CV-t. A legkisebb CV-jű vektorrendszer szolgált a törzsforgás referenciaszámításához.

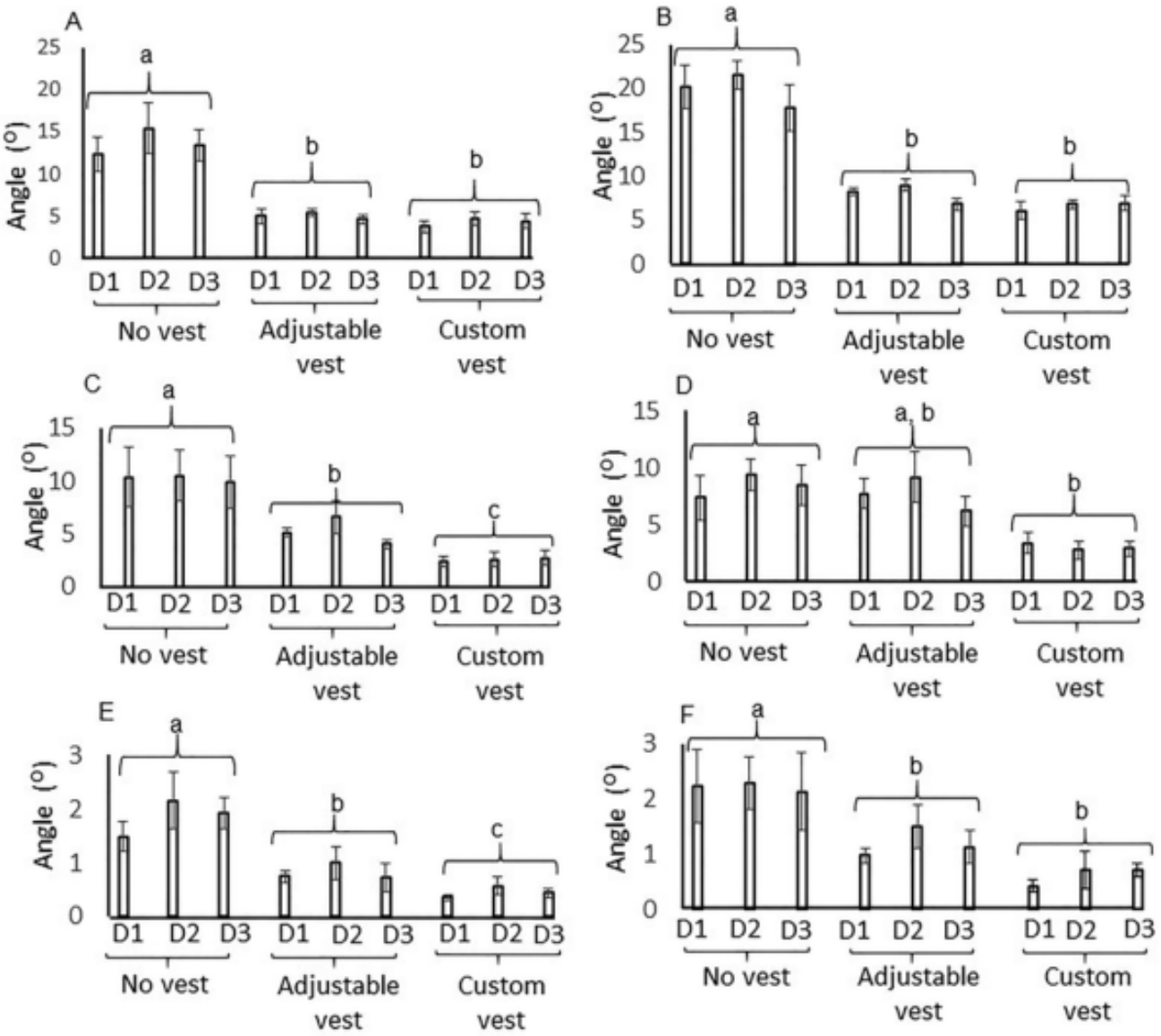


5. ábra. A törzs x (A), y (B) és z (C) tengely körüli forgása öt, mellény nélkül futópadon lépő kutyában. A folytonos vonal az öt kutya három napi átlagos szögét, a szaggatott vonalak a 95%-os konfidenciaintervallumot mutatják. A támaszfázis kezdete (0%) a jobb ötödik kézközépcsont markerének legelülső helyzete; vége a hátrafelé mozgás előrefelé fordulása (70%). A lendítőfázis 70–100%. Az egyes panelek függőleges skálája eltér.

Grafikonfeliratok: angle (°) = szög (°); gait cycle (%) = járásciklus (%); stance = támaszfázis; swing = lendítőfázis.



6. ábra. A törzs x (A), y (B), z (C) tengely körüli forgása öt, mellény nélkül futópadon ügető kutyában. A támaszfázis 60%-nál végződik; a lendítőfázis 60–100%. A pozitív szögek az óramutató járásával egyező, a negatívak ellentétes forgást jeleznek. A függőleges skálák eltérnek. A további jelmagyarázat az 5. ábránál található.



7. ábra. A törzs x (A, B), y (C, D), z (E, F) tengely körüli forgásának átlaga ± standard hibája öt kutyában lépés (A, C, E) és ügetés (B, D, F) közben, mellény nélkül, állítható és egyedi mellényben. Tíz napon belül három napon (D1, D2, D3) gyűjtöttek adatokat. A függőleges skálák eltérnek. Egy panelen az eltérő felső indexű betűvel (a–c) jelölt értékek szignifikánsan különböznek ($P \leq 0,05$).

Grafikonfeliratok: no vest = mellény nélkül; adjustable vest = állítható mellény; custom vest = egyedi mellény; D1–D3 = 1–3. mérési nap; angle (°) = szög (°).

Fordítói megjegyzések

Az eredeti szöveg belső eltéréseit nem javítottuk önkényesen: (1) az ATC x tengelyének szöveges iránya ellentétes a képlettel és a 3. ábrával; (2) az LCS z tengelyénél a szöveg jobb csípőtarajat említ, míg az egyenlet és a 4. ábra a jobb lapockára utal; (3) a b–d eszközlábjegyzetek hivatkozásai nem egyeznek a módszertani leírással. A képletekben a v jel helyvektort, a × vektoriális szorzatot jelent; a nyomdai vektornyilakat elhagytuk. Az eredeti ábrák feliratai változatlanok, fordításuk a kísérőszövegben olvasható.

Irodalomjegyzék

1. Gradner G, Bockstahler B, Peham C, et al. Kinematic study of back movement in clinically sound Malinois dogs with consideration of the effect of radiographic changes in the lumbosacral junction. Vet Surg 2007;36:472–481.

2. Foss K, da Costa RC, Moore S. Three-dimensional kinematic gait analysis of Doberman Pinschers with and without cervical spondylomyelopathy. J Vet Intern Med 2013;27:112–119.

3. Pfau T, Witte TH, Wilson AM. Centre of mass movement and mechanical energy fluctuation during gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. J Exp Biol 2006;209:3742– 3757.

4. Clayton HM, Sha DH. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. Equine Vet J Suppl 2006;36:462–467.

5. Caron A, Caley A, Farrell M, et al. Kinematic gait analysis of the canine thoracic limb using a six degrees of freedom marker set. Vet Comp Orthop Traumatol 2014;27:461–469.

6. van Andel C, van Hutten K, Eversdijk M, et al. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. Gait Posture 2009;29:123–128.

7. Torres BT, Moëns NM, Al-Nadaf S, et al. Comparison of overground and treadmill-based gaits of dogs. Am J Vet Res 2013;74:535–541.

8. Pfister A, West AM, Bronner S, et al. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. J Med Eng Technol 2014;38:274–280.

9. Fu YC, Torres BT, Budsberg SC. Evaluation of a three-dimensional kinematic model for canine gait analysis. Am J Vet Res 2010;71:1118–1122.

10. Veldpaus FE, Woltring HJ, Dortmans LJ. A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates. J Biomech 1988;21:45–54.

11. Gustås P, Pettersson K, Honkavaara S, et al. Kinematic and temporospatial assessment of habituation of Labrador Retrievers to treadmill trotting. Vet J 2013;198:e114–e119.

12. Fanchon L, Grandjean D. Habituation of healthy dogs to treadmill trotting: repeatability assessment of vertical ground reaction force. Res Vet Sci 2009;87:135–139.

13. Abdelhadi J, Wefstaedt P, Nolte I, et al. Fore-aft ground force adaptations to induced forelimb lameness in walking and trotting dogs. PLoS One 2012;7:e52202.

14. Helms G, Behrens BA, Stolorz M, et al. Multi-body simulation of a canine hind limb: model development, experimental validation and calculation of ground reaction forces. Biomed Eng Online 2009;8:36.

15. Riley PO, Dicharry J, Franz JA, et al. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc 2008;40:1093–1100.

16. Hamill J, Sebie WS, Kepple TM. Three-dimensional kinematics. In: Robertson G, Caldwell G, Hamill J, et al, eds. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Champaign, Ill: Human Kinetics, 2013;35–39.

17. Chau T, Chau D, Casas M, et al. Investigating the stationarity of paediatric aspiration signals. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2005;13:99–105.

18. Wachs K, Fischer MS, Schilling N. Three-dimensional movements of the pelvis and the lumbar intervertebral joints in walking and trotting dogs. Vet J 2016;210:46–55.

19. DeCamp CE, Soutas-Little RW, Hauptman J, et al. Kinematic gait analysis of the trot in healthy Greyhounds. Am J Vet Res 1993;54:627–634.

20. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier N, et al. Noninvasive kinematic analysis of the walk. Am J Vet Res 1996;57:381–388.

21. Poy NSJ, DeCamp CE, Bennet RL, et al. Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hip dysplasia. Am J Vet Res 2000;61:974–978.

22. Torres BT, Fu Y-C, Sandberg GS, et al. Pelvic limb kinematics in the dog with and without a stifle orthosis. Vet Surg 2017;46:642–652.

23. Andrada E, Reinhardt L, Lucas K, et al. Three-dimensional inverse dynamics of the forelimb of Beagles at a walk and trot. Am J Vet Res 2017;78:804–817.

24. Rey J, Fischer MS, Bottcher P. Sagittal joint instability in the cranial cruciate ligament insufficient canine stifle. Caudal slippage of the femur and not cranial tibial subluxation. Tierarztl Prax Ausg K Kleintiere Heimtiere 2014;42:151–156.

25. Fischer MS, Lehmann SV, Andrada E. Three-dimensional kinematics of canine hind limbs: in vivo, biplanar, high-frequency fluoroscopic analysis of four breeds during walking and trotting. Sci Rep 2018;8:16982.

26. Kim SE, Jones SC, Lewis DD, et al. In-vivo three-dimensional knee kinematics during daily activities in dogs. J Orthop Res 2015;33:1603–1610.

27. Rohwedder T, Fischer M, Bottcher P. In vivo axial humero- ulnar rotation in normal and dysplastic canine elbow joints. Tierarztl Prax Ausg K Klientiere Heimtiere 2018;46:83–89.

28. Park HJ, Sim T, Suh SW, et al. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. Eur Spine J 2016;25:385–393.

29. Leardini A, Biagi F, Belvedere C, et al. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009;24:542–550.

30. Wu G, van der Helm FC, Veeger HD, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech 2005;38:981–992.

31. Nagai K, Tateuchi H, Takashima S, et al. Effects of trunk rotation on scapular kinematics and muscle activity during humeral elevation. J Electromyogr Kinesiol 2013;23:679–687.

32. Crosbie J, Kilbreath SL, Dylke E, et al. Effects of mastectomy on shoulder and spinal kinematics during bilateral upper-limb movement. Phys Ther 2010;90:679–692.

33. Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, et al. Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. J Athl Train 2008;43:565–570.

34. Nauwelaerts S, Kaiser L, Malinowski R, et al. Effects of trunk deformation on trunk center of mass mechanical energy estimates in the moving horse, Equus caballus. J Biomech 2009;42:308–311.

35. Carrier DR, Deban SM, Fischbein T. Locomotor function of the pectoral girdlemuscular sling in trotting dogs. J Exp Biol 2006;209:2224–2237.

36. Carrier DR, Deban SM, Fischbein T. Locomotor function of forelimb protractor and retractor muscles of dogs: evidence of strut-like behavior at the shoulder. J Exp Biol 2008;211:150–162.

37. Tapper JE, Fukushima S, Azuma H, et al. Dynamic in vivo kinematics of the intact ovine stifle joint. J Orthop Res 2006;24:782–792.

38. Torres BT, Punke JP, Fu YC, et al. Comparison of canine stifle kinematic data collected with three different targeting models. Vet Surg 2010;39:504–512.

39. Ferber R, Davis IM, Williams DS, et al. A comparison of within-and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. J Orthop Res 2002;20:1139–1145.

40. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, et al. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. J Biomech Eng 1998;120:743–749.

41. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. J Biomech 2001;34:355–361.

42. Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, et al. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. J Orthop Res 2005;23:726–734.

43. Kim SY, Kim JY, Hayashi K. Skin movement during the kinematic analysis of the canine pelvic limb. Vet Comp Orthop Traumatol 2011;24:326–332.

44. Schwencke M, Smolders LA, Bergknut N, et al. Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis. Vet Surg 2012;41:829– 837.

45. Kim SY, Torres BT, Sandberg GS, et al. Effect of limb positon at the time of skin marker application on sagittal plane kinematics of the dog. Vet Comp Orthop Traumatol 2017;30:438–443.