

Studying the changes of the lumbar and thoracic curvatures and pelvic tilt inclinations during pregnancy in primigravida women

Sedigheh Kouhkan¹, Abbas Rahimi*², Mehri Ghasemi³, Sedigheh-Sadat Naimi³, Alireza Akbarzadeh Baghban⁴

1. Student Research Committee, MSc Student of Physiotherapy, Faculty of rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences. Tehran.Iran.
2. Professor, Physiotherapy Department, Faculty of rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences. Tehran.Iran. (Corresponding Author) a_rahimi@sbmu.ac.ir
3. Assistant Professor, Physiotherapy Department, Faculty of rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences. Tehran.Iran.
4. Assistant Professor, Physiotherapy Department, Faculty of rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences. Tehran.Iran.

Article received on: 2014.5.20

Article accepted on: 2014.8.31

ABSTRACT

Background and Aim: Research show extensive physiological and postural changes in pregnancy, particularly during the first pregnancy. These changes are in sense of balance, neurological and mechanical forms. The precise changes in postures of each parts of the body in primigravida women are still ambiguous. The current study aims to find out spinal and pelvic changes in these women in static standing.

Materials and Methods: The lumbar and thoracic curves and pelvic inclination angles of thirty primigravida women (age 25 ± 1 , BMI 23 ± 1) in the first, second and third trimesters (Weeks 10, 21 and 32 of pregnancy) were recruited in this cohort study and were compared with 18 age-BMI matched non- pregnant women (age 24 ± 1 , BMI 23 ± 1) in a static standing posture. The curvatures were measured with use of a flexible ruler and the pelvic inclination angle was measured by a pelvic inclinometer device. Before starting the main study, the reliability and repeatability of the flexible ruler and pelvic inclinometer were confirmed in this study ($ICC > 0.87$).

Results: An increased curvature and inclination angles were shown simultaneously while pregnancy progresses. The results showed a significant increased lumbar and thoracic curvature angles in pregnant group only during the first and second trimesters ($P < 0.05$). However, pelvic inclination angles significantly increased during all trimesters of the pregnancy ($P < 0.05$).

Conclusion: The present study showed significant increases in both lumbar and thoracic curves (Sway back) and an increased pelvic tilt during pregnancy period. The results might help clinicians for prescribing suitable exercises during pregnancy and after the delivery. More research is recommended in this area.

Key Words: Primigravida women, Spinal curvatures, Pelvic tilt, Flexible ruler, Pelvic inclinometer.

Cite this article as: Sedigheh Kouhkan, Abbas Rahimi, Mehri Ghasemi, Sedigheh-Sadat Naimi, Alireza Akbarzadeh Baghban. Studying the changes of the lumbar and thoracic curvatures and pelvic tilt inclinations during pregnancy in primigravida women. J Rehab Med. 2015; 3(4): 42-52.

بررسی تغییرات قوس های ناحیه کمری، پستی و تیلت لگن طی نخستین بارداری

صدیقه کوهکن^۱، عباس رحیمی^{۲*}، مهری قاسمی^۳، صدیقه السادات نعیمی^۴، علیرضا اکبر زاده باغبان^۴

۱. کمیته پژوهشی دانشجویی، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲. استاد گروه فیزیوتراپی، عضو هیئت علمی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۳. استادیار گروه فیزیوتراپی، عضو هیئت علمی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۴. دانشیار گروه آمار زیستی، عضو هیئت علمی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

چکیده

مقدمه و اهداف

در دوره ی بارداری تغییرات فیزیولوژیکی و پوسچرال گسترده ای در بدن ایجاد می شود. این تغییرات به ویژه در نخستین بارداری بسیار چشمگیر می باشد و به دنبال آنها، تغییراتی در راه رفتن، تعادل، اندام های تحتانی و گاهی مشکلات نورولوژیکی ایجاد می شود. هدف از مطالعه حاضر بررسی تغییرات پوسچرال ستون فقرات کمری، پستی و تیلت لگن طی نخستین بارداری می باشد.

مواد و روش ها

قبل از مطالعه اصلی، تکرارپذیری خط کش انعطاف پذیر و دستگاه شیب سنج لگنی روی ۵ فرد غیرباردار و ۵ فرد باردار سالم انجام شده و مورد تایید محققین قرار گرفت. مطالعه اصلی از نوع طولی آینده نگر مشاهده ای بوده و در آن ۳۰ زن باردار با نخستین بار حاملگی در هفته های ۱۰، ۲۱ و ۳۲ بارداری (مشخصه سه ماهه اول، دوم و سوم بارداری)، و ۱۸ زن سالم غیرباردار به عنوان گروه کنترل در هفته های ۱۰ و ۳۲ (ابتدا و انتهای ارزیابی گروه باردار) مورد بررسی قرار گرفتند. معیارهای مورد بررسی اندازه گیری قوس های کمری و پستیبا استفاده از خط کش انعطاف پذیر و اندازه گیری تیلت لگن توسط دستگاه شیب سنج لگنی بود.

یافته ها

مطالعه آزمایشی حاکی از تکرارپذیری بالای خط کش انعطاف پذیر و دستگاه شیبسنج لگنی بود. آنالیز آماری نمونه‌ها حاکی از افزایش معنادار قوس کمری، تیلت لگن و نیز قوس پستی در مقایسه با گروه کنترل همزمان با افزایش دوره بارداری بود ($P < 0/05$). نتایج نشان داد که هر چند متوسط زاویه قوس های کمری و پستی در سه ماهه اول بارداری با گروه کنترل تفاوت معناداری نداشت، در سه ماهه دوم و سوم بطرز معناداری افزایش پیدا کرد ($P < 0/05$). متوسط زاویه تیلت لگن در هر سه ماهه بارداری حاکی از افزایش معنادار این زاویه در زنان باردار بود ($P < 0/05$).

بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر افزایش قوس کمری، پستی و تیلت قدامی لگن را مرتبط با افزایش زمان بارداری دانست. بدون شک این تغییرات پوسچرال مربوط به تغییرات خاص دوره ی بارداری می باشد. با توجه به تناقضات موجود در نتایج مطالعات انجام شده نیاز به مطالعات بیشتر در این زمینه احساس می شود. نتایج این تحقیق احتمالاً در تجویز ورزشهای حین و پس از بارداری کمک کننده باشد.

کلمات کلیدی

نخستین بارداری، قوس های ستون فقرات، تیلت لگن، خط کش انعطاف پذیر، شیبسنج لگنی

پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۶/۹ *

* دریافت مقاله ۱۳۹۳/۲/۳۰

نویسنده مسؤل: دکتر عباس رحیمی، تهران، میدان امام حسین(ع)، خیابان دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده علوم توانبخشی،

گروه فیزیوتراپی

تلفن: ۷۷۵۶۱۷۲۱-۴

آدرس الکترونیکی: arahimiuk@yahoo.com

مقدمه و اهداف

بارداری یک پدیده فیزیولوژیک نرمال می‌باشد که ویژگی بارز آن رشد همزمان مادر و جنین است^[۱]. رشد جنین باعث تغییرات جرم بدن و متعاقب آن تغییر در مرکز ثقل^[۲] و در نتیجه توزیع وزن بدن می‌شود^[۳] که این عوامل می‌تواند منجر به تغییرات پوسچرال جبرانی طی بارداری شود^[۲]. از جمله این تغییرات پوسچرال، تغییرات قوس‌های کمری، پستی و تیلت لگن است. متأسفانه مطالعات موجود در این زمینه در وضعیت ایستاده همزمان با پیشرفت بارداری، نتایج نامعلوم و مبهمی را نشان داده‌اند^[۴]. تغییرات مختلف در تیلت لگن^[۵]، قوس کمری^[۴] و پستی^[۴، ۲] گزارش شده است که میزان این تغییرات هم مورد بحث است^[۵، ۴]. در حالیکه برخی تحقیقات افزایش قوس کمری، پستی و تیلت لگن^[۱] را گزارش کرده‌اند، برخی کاهش قوس کمری^[۶، ۷] و برخی هم عدم تغییر معنادار در تیلت لگن^[۲]، شیب قاعده ساکرال^[۵]، قوس پستی^[۸، ۷] و قوس کمری^[۹] را گزارش کرده‌اند. شاید علت این تناقضات وجود تعداد مقالات کم درباره‌ی تغییرات پوسچرال طی بارداری باشد^[۲]. البته دستگاه و ابزارهای مورد استفاده برای بررسی نیز در تحقیقات مختلف متفاوت بوده‌اند که شاید خود یکی از منابع متفاوت بودن نتایج باشد. این موضوع زمانی اهمیت پیدا می‌کند که بدانیم تغییرات پوسچرال اغلب به عنوان علت اصلی درد پشت در زنان باردار در نظر گرفته می‌شود^[۱]. کم‌درد دومین مشکل نورولوژیک رایج در آمریکا است و بارداری هم به عنوان یکی از فاکتورهای مهم سهیم در پیشرفت این عارضه کلینیکی در نظر گرفته می‌شود^[۱۰، ۱۱]. کم‌درد ۹۰-۵۰٪ زنان باردار را متأثر می‌کند^[۱۲]. درد پشت در بارداری همچنین خطر درد پشت بعد از زایمان را افزایش می‌دهد^[۱۳]. علاوه بر این درد پشت در بارداری اغلب مرتبط با اختلالات خواب است و ممکن است روی فعالیت‌های روزانه یا کیفیت زندگی فرد اثر بگذارد^[۱۱]. از آنجایی که در یک فرد عادی لگن بصورت متعادل روی هیپ‌ها قرار می‌گیرد، بنابراین تغییر در وضعیت لگن و تنه نقش کلیدی در پوسچر بدن انسان بازی می‌کند^[۱۴]. بر اساس گزارشات ۲۵٪ زنان با درد لگن در بارداری نیاز به کمک پزشکی برای دردشان پیدا می‌کنند، ۸٪ از این شدیداً ناتوان می‌شوند و این دردها در ۷٪ از افراد بعد از دوره‌ی بارداری نیز ادامه می‌یابد^[۱۳]، زیرا قوس‌های ستون فقرات و لگن نقش مهمی در وضعیت‌های استاتیک و دینامیک بدن انسان بازی می‌کنند^[۱۵] و وجود این قوس‌ها برای کاهش نیازهای انرژی طی ایستادن لازم است^[۴]. در ستون مهره‌ای عادی خط جاذبه از سمت مقعر رأس هر کدام از قوس‌های مهره‌ای عبور می‌کند. بنابراین در پوسچر ایده‌ال، خط جاذبه سبب ایجاد گشتاور در جهت حفظ شکل مطلوب هر قوس مهره‌ای می‌شود. بارداری از جمله عواملی است که سبب تغییر رابطه فضایی بین خط جاذبه و قوس‌های ستون مهره‌ای می‌شود^[۱۶]. بارداری استرس‌های آناتومیک و فیزیولوژیک قابل توجهی را در مادران ایجاد می‌کند^[۱۶] و باعث تغییرات عملکردی در عضلات مرتبط می‌شود^[۱۵]. در حالیکه بروز درد پشت طی بارداری بسیار مشاهده شده است، مطالعات کمی در زمینه تغییرات پوسچرال طی بارداری وجود دارد^[۱۵]. از سوی دیگر تغییرات پوسچرال راه رفتن مادر را نیز تغییر می‌دهد و احتمال افتادن آنها نسبت به زنان غیر باردار بیشتر است^[۱]. یک مطالعه در امریکا نشان داد که تقریباً یک چهارم کارمندان زن هنگام بارداری در کار دچار افتادن می‌شوند که قابل مقایسه با افراد مسن کمتر از ۶۵ سال می‌باشد^[۱۷] و در سه درصد نیز علت مرگ جنین می‌باشد^[۱۸] و باز هم به علت تغییرات پوسچرال، نیازمند تطابق یافتن مفاصل اندام تحتانی برای جذب نیروهای اضافی می‌باشند. زیرا هر تغییر غیرعادی در میزان قوس‌های ستون فقرات منجر به جبران ابتدایی در لگن و سپس اندام تحتانی می‌شود تا خط جاذبه در سطح اتکا حفظ شود هر چند وضعیتی غیرارگونومیک ایجاد شود^[۱۴]. Vullo و همکاران گزارش کردند که هیپ معمولترین ناحیه متأثر است^[۱۹]. در کنار افزایش فعالیت آدرنوکورتیکال طی بارداری و افزایش استرس ناشی از افزایش وزن، درد هیپ شاید با استئونکروزیس سر فمور مرتبط باشد^[۱۶]. آنها همچنین گزارش کردند که ۲۲٪ زنان درد زانو را طی بارداری تجربه کردند^[۱۹]. ۴۲٪ زنان بعد از زایمان، درد عمومی پا و ۸۸٪ نیز علایم نورولوژیک اندام تحتانی را گزارش کرده‌اند^[۱۶]. از طرفی موقعیت مرکز فشار پا منعکس کننده‌ی موقعیت مرکز جرم بدن داخل سطح اتکا است^[۲۰]. بنابراین احتمال تغییرات فشار کف پای نیز به دنبال تغییرات پوسچرال می‌باشد. اما مسائل بالا تنها به دوره‌ی بارداری ختم نمی‌شود. بعد از زایمان، رحم از محتویاتش تهی می‌شود پس نباید اثر بیشتر و طولانی‌تری از بارداری روی سیستم عضلانی - اسکلتی مادر داشته باشد. بنابراین منطقی است که فرض کنیم هر تطابقی که اتفاق افتاده است معکوس خواهد شد. اما برگشت تطابق‌ها به حالت قبل از بارداری، در مدت اولیه بعد از زایمان بصورت کامل امکان‌پذیر نیست^[۲۱]. بنابراین هر اثر بارداری روی پوسچر، ممکن است تا بعد از زایمان ماندگار شود^[۸] و ممکن است برای عملکرد نرمال سیستم عضلانی - اسکلتی تنه زیان‌آور باشد^[۴]. Bullock-Saxton با بررسی تغییرات پوسچرال طی بارداری و اوایل مدت بعد از زایمان، بیان کرد که قوس‌های کمری و پستی بطور معناداری طی بارداری افزایش یافتند و این تغییرات قوس‌های فقرات تا دو ماه بعد از زایمان حفظ شدند^[۲۱]. با توجه به تمامی مسائل ذکر شده و از آنجایی که فیزیوتراپیست‌ها اغلب زنان باردار را که درد پشت و ناراحتی را تجربه کرده‌اند توسط اشکال مختلف تمرینات درمانی و آموزش مکانیک‌های بدن درمان می‌کنند، اطلاع یافتن از تغییرات قوس‌های

کمری و پستی طی بارداری، برای درمانگران لازم است تا روش های مداخله ای مؤثری را طراحی کنند^[۲۲]. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تغییرات قوس های کمری و پستی طی نخستین بارداری نرمال می باشد.

مواد و روش ها

پیش آزمون: هدف از انجام این مرحله، تعیین تکرارپذیری ابزار مورد استفاده با روش آزمون مجدد بود. به این منظور، برای بررسی تکرار پذیری خطکش انعطاف پذیر و شیب سنج لگنی آزمون هایی سه بار (دو بار در یک روز و بار سوم روز بعد) بر روی ۶ فرد باردار و ۵ فرد غیر باردار سالم انجام شد. نتایج آزمون حاکی از وجود ICC بالا (بالتر از ۰.۸۰٪) بود و محققین را برای ادامه کار ترغیب نمود.

آزمون اصلی:

$$n = \left\{ \frac{z_{1-\frac{\alpha}{2}} + z_{1-\beta}}{\frac{1}{2} \ln \frac{1+r}{1-r}} \right\}^2 + 3$$

بعد از تعیین حجم نمونه با استفاده از فرمول:

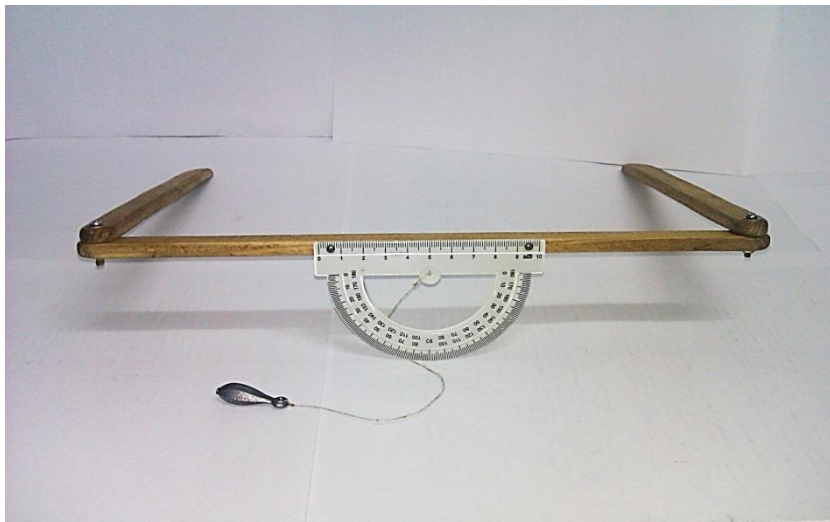
با فرض آلفای ۰/۰۵ و بتای ۰/۰۲ و وجود Large effect size (یعنی $r=0.5$) بر اساس نظر کوهن^[۲۳]، ۳۰ خانم باردار با میانگین سن $25/43 \pm 0/71$ سال، میانگین قد $160/80 \pm 0/87$ سانتیمتر، میانگین وزن $61/52 \pm 1/85$ کیلوگرم و شاخص توده بدنی $23/78 \pm 0/67$ که در شروع مطالعه حدود ۱۰ هفته از شروع بارداری آنها می گذشت، به عنوان نمونه پژوهش بصورت ساده و در دسترس و با توجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. ۱۸ فرد سالم غیر باردار که از نظر سن، جنس، میانگین توده بدنی و سطح فعالیت های فیزیکی با گروه کنترل همگن شده بودند، نیز وارد مطالعه شدند. بنابراین مطالعه بر روی ۴۸ فرد انجام گردید. افراد باردار سه بار و در هفته های ۱۰، ۲۱ و ۳۲ بارداری (به عنوان میانگین سه ماهه اول، دوم و سوم بارداری) و افراد غیر باردار (گروه کنترل)، دو بار (در هفته های ۱۰ و ۳۲) مورد ارزیابی قرار گرفتند. معیارهای ورود به مطالعه شامل سن ۱۸-۳۵ سال، عدم سابقه بارداری قبلی و حتی بدون سابقه سقط جنین، نداشتن هر گونه دفورمیتی و درد در اندام تحتانی و ستون فقرات، عدم ابتلا به دیابت یا نوروپاتی های محیطی مربوطه، عدم ابتلا به ضایعات نورولوژیک و یا بیماری های ماسکولواسکلتال، نداشتن تاریخچه جراحی های تصحیح راستای اندام تحتانی و ستون فقرات مانند پروتز هیپ، لامینکتومی و نداشتن شکستگی قبلی در ستون فقرات، لگن و اندام تحتانی بود. معیارهای خروج از مطالعه شامل داشتن بارداری فعلی پرخطر (طبق نظر پزشک متخصص زنان و زایمان)، ترومای حاد اندام تحتانی و ستون فقرات و بارداری چندقلو بود. اطلاعات مورد نیاز و معیارهای ورود و خروج توسط محقق از طریق سؤالات حضوری، پرسش نامه، مقیاس بصری اندازه گیری درد و نیز با استفاده از خطکش انعطاف پذیر و دستگاه شیب سنج لگنی جمع آوری گردید. قبل از شروع آزمایش، افراد شرکت کننده رضایت نامه و پرسشنامه مربوط به اطلاعات دموگرافیک را تکمیل نمودند و مراحل آزمون برای هر فرد توضیح داده شد. آزمون در دو مرحله انجام گردید:

در مرحله اول با استفاده از خطکش انعطاف پذیر استاندارد (مدل Kearing) قوس های ستون فقرات اندازه گیری شد. اعتبار و تکرارپذیری این وسیله قبلاً بررسی شده و مورد تایید قرار گرفته است. برای اندازه گیری قوس کمری، Hart تکرارپذیری عالی ($ICC=0/97$) و اعتبار بالا ($0/87$)، Walker و همکاران تکرارپذیری عالی ($ICC=0/90$)، نوریخس تکرارپذیری بالا ($ICC=0/88$) و اعتبار $0/92$ و برای اندازه گیری قوس پستی Teixeira و Carvalho تکرارپذیری و اعتبار عالی ($0/97$ و $0/90$) را گزارش کرده اند^[۲۴-۲۷]. در این تست، اندازه گیری هادر حالیکه فرد ایستاده و راحت بود با زانوهای صاف و بازوهای آویزان که در کنار بدن در وضعیت اداکشن بودند؛ انجام شد. ابتدا آزمونگر پشت فرد را لمس، و نشانه های استخوانی مد نظر را مشخص و با یک مداد آرایشی علامت گذاری کرد. برای اندازه گیری قوس پستی از مهره هفتم گردنی و دوازدهم پستی استفاده شد^[۲۸] و جهت اندازه گیری میزان قوس کمری بر اساس روش یوداس^[۲۹] از زائده خاری مهره دوازدهم پستی به عنوان نقطه شروع قوس و از زائده خاری مهره دوم خاجی به عنوان انتهای قوس استفاده شد^[۲۹، ۳۰]. علت استفاده از مهره دوازدهم پستی به جای مهره اول کمری این است که اندازه گیری کل قوس را امکان پذیر می سازد. برای پیدا کردن نشانه های استخوانی از روش هونپفلند و مگی استفاده شد^[۳۰، ۳۱]. برای رسیدن به زائده خاری مهره دوازدهم پستی، کنار زیرین دنده دوازدهم در دو طرف توسط انگشت شست لمس و سپس دو انگشت شست بطور همزمان و در دو طرف بدن به سمت بالا و داخل حرکت داده شدند تا جایی که دنده در زیر بافت نرم ناپدید شد. در این موقع فاصله دو انگشت شست بهم وصل و نقطه وسط آن به عنوان زائده خاری مهره دوازدهم پستی در نظر گرفته شد. سپس با لمس زوائد خاری خاصه ای خلفی فوقانی و وصل کردن کناره های تحتانی آن دو به یکدیگر، نقطه میانی به عنوان زائده خاری مهره دوم خاجی مشخص شد. بعد از اینکه نشانه ها علامت گذاری شدند یک سر خطکش را روی ابتدای قوس و سر دیگر آن را روی انتهای

قوس قرار داده و با فشار دادن خط کش به قوس، مطابق با قوس انحنایی در خط کش ایجاد و بعد از ترسیم انحنا روی کاغذ زاویه قوس پشتی و کمتری از طریق فرمول زیر محاسبه شد:

$$\theta = 4 \left[\text{Arctg} \left(\frac{2H}{L} \right) \right]$$

θ در این فرمول زاویه منحنی، L فاصله بین نقطه ابتدایی و انتهایی و H عمود منصف آن است [۲۹، ۳۴].
در مرحله دوم از شیب سنج لگنی^{۳۳} برای اندازه گیری شیب قدامی - خلفی لگن استفاده شد. این وسیله شامل یک قاعده ۲۳ سانتیمتری و دو بازوی ۱۵ سانتیمتری در هر طرف قاعده است که این دو بازو بطور آزادانه تا ۳۶۰ درجه در صفحه عرضی امکان چرخش دارد. انتهای هر بازو برجسته است و روی نشانه‌های استخوانی لگن قرار می‌گیرد. در بخش قاعده‌ای آن، یک زاویه سنج (گونیا) قرار دارد که از میله و محور وسطش یک نخ به عنوان خط شاقولی آویزان است و زاویه بین خط شاقولی و نقطه ۹۰ درجه نقاله بیانگر میزان تیلت لگن است (شکل ۱). تکرار پذیری Intra-tester آن در اندازه گیری تیلت قدامی - خلفی ۹۸٪ و تکرار پذیری Inter-tester آن ۹۳٪ گزارش شده است که بسیار بالا ارزیابی می‌شود. اعتبار آن در مقایسه با عکس رادیولوژی ۶۰٪ می‌باشد که بیانگر اعتبار متوسط آن است. به منظور اندازه‌گیری زاویه لگن، فرد بدون کفش درحالیکه پاها به اندازه عرض شانه از هم فاصله داشت و دست‌ها بر روی سینه بود، بطور مستقیم به جلو نگاه می‌کرد. فرد بر روی یک سطح صاف می‌ایستاد و یک بازو بر روی خار خاصه قدامی - فوقانی و دیگری بر خار خاصه خلفی - فوقانی قرار داده می‌شد و هنگامی که شاقول ثابت می‌شد میزان درجه خوانده می‌شد [۳۳، ۳۲].



تصویر ۱: شیب سنج لگنی

جهت آنالیز داده‌ها از نرم افزار SPSS 16 استفاده شد و جداول توسط نرم افزار Excel 2010 ترسیم شد. $P < 0.05$ به عنوان سطح معناداری در نظر گرفته شد. در ادامه برای بررسی مقایسه‌ای از روشهای آماری تی‌زوجی، آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر و تی‌مستقل استفاده شد.

یافته ها

بررسی تکرار پذیری ابزار: میانگین تکرار پذیری برای هر دو گروه، برای خط کش انعطاف پذیر ۰/۸۷ و برای شیب سنج لگنی ۰/۹۱ بود. کلیه اندازه‌گیری‌ها چه در مرحله آزمون تکرار پذیری و چه مرحله اصلی طرح، توسط محقق اول طرح انجام پذیرفت.
بررسی توزیع نرمال داده‌ها: به منظور ارزیابی توزیع متغیرهای عددی به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال از آزمون آماری کولموگرو اسمیرنوف استفاده شد. نتایج نشان داد که تمامی متغیرها از توزیع نرمال برخوردار بودند ($P > 0.05$).

مقادیر توصیفی متغیرهای زمینه‌ای: در شروع پژوهش ۵۰ خانم باردار سالم وارد مطالعه شدند که بعد از ریزش ۲۰ نفر از آنها (۱ نفر سقط جنین، ۳ نفر بارداری پر خطر و ۱۶ نفر انصراف از طرح)، ۳۰ نفر تا پایان مطالعه شرکت داشتند. ۱۸ فرد غیر باردار سالم که از نظر وزن، سن، قد، شاخص توده بدن و سطح فعالیت فیزیکی با گروه باردار انطباق یافته بودند، به عنوان گروه کنترل مورد ارزیابی قرار گرفتند.

جدول ۱: مقادیر توصیفی متغیرهای زمینه‌ای افراد باردار و غیرباردار سالم (n=۴۸)

متغیر	انحراف معیار ± میانگین	
	باردار (n=۳۰)	غیرباردار (n=۱۸)
سن (سال)	۲۵/۴۳ ± ۰/۷۱	۲۳/۸۹ ± ۰/۷۱
قد (سانتی متر)	۱۶۰/۸۰ ± ۰/۸۷	۱۶۳/۳۹ ± ۱/۴۶
وزن (کیلوگرم)	۶۱/۵۲ ± ۱/۸۵	۶۱/۳۳ ± ۲/۰۴
شاخص توده بدن	۲۳/۷۸ ± ۰/۶۷	۲۲/۹۸ ± ۰/۶۴

مقایسه دو بار اندازه‌گیری گروه کنترل: با استفاده از آزمون تی زوجی مشخص شد که اختلاف معناداری بین دو بار اندازه‌گیری افراد گروه کنترل برای هیچ‌یک از متغیرها وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$) و در حقیقت گذشت زمان اثر معناداری روی متغیرها نداشته است. **مقادیر روند تغییرات متغیرها در طول سه‌ماهه‌های بارداری:** جداول ۲ و ۳ میزان تغییرات متغیرهای اندازه‌گیری شده در افراد باردار با گذشت زمان و در سه ماهه‌های مختلف با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیریهای مکرر را نشان می‌دهند.

جدول ۲: شاخص‌های آماری متغیرها در سه زمان اندازه‌گیری (n=۴۸)

متغیر	زمان	خطای معیار ± میانگین (درجه)	فاصله اطمینان ۹۵٪	
			حد پایین اطمینان	حد بالای اطمینان
قوس کمری (درجه)	سه‌ماهه اول	۴۶/۸۹ ± ۱/۹۴	۴۲/۹۱	۵۰/۸۶
	سه‌ماهه دوم	۵۱/۷۴ ± ۲/۵۵	۴۶/۵۳	۵۶/۹۵
	سه‌ماهه سوم	۵۴/۲۵ ± ۲/۳۱	۴۹/۵۲	۵۸/۹۸
قوس پشتی (درجه)	سه‌ماهه اول	۳۲/۴۳ ± ۱/۸۱	۲۸/۷۳	۳۶/۱۳
	سه‌ماهه دوم	۳۴/۰۳ ± ۱/۵۸	۳۰/۷۹	۳۷/۲۶
	سه‌ماهه سوم	۳۷/۸۶ ± ۱/۲۹	۳۵/۲۳	۴۰/۴۹
تیلت لگن (درجه)	سه‌ماهه اول	۱۰/۹۰ ± ۰/۵۳	۹/۸۱	۱۱/۹۶
	سه‌ماهه دوم	۱۳/۸۷ ± ۰/۳۹	۱۳/۰۵	۱۴/۶۸
	سه‌ماهه سوم	۱۷/۷۰ ± ۰/۶۵	۱۶/۳۷	۱۹/۰۳

جدول ۲ شاخص‌های آماری همراه با فاصله اطمینان ۹۵٪ متغیرها را در سه زمان اندازه‌گیری نشان می‌دهد.

مقایسه‌ی دو به دوی زمانهای اندازه‌گیری به روش بنفرونی نشان داد که برای قوس کمری تفاوت بین سه‌ماهه اول با سه‌ماهه دوم و سه‌ماهه سوم معنادار است، درحالیکه سه‌ماهه دوم با سه‌ماهه سوم اختلاف معنادار آماری نداشت. در مورد قوس پشتی، تفاوت بین سه‌ماهه سوم با سه‌ماهه اول و سه‌ماهه دوم معنادار است، درحالیکه سه‌ماهه اول با سه‌ماهه دوم اختلاف معنادار آماری نشان نداد. در نهایت در مورد تیلت لگن تفاوت بین سه‌ماهه اول با سه‌ماهه دوم و سه‌ماهه سوم، و سه‌ماهه دوم با سه‌ماهه سوم معنادار است.

جدول ۳: مقایسه‌ی دوبه‌دوی زمانهای اندازه‌گیری (n=۴۸)

متغیر	میانگین (۱) (درجه)	میانگین (۲) (درجه)	تفاوت میانگین (۲-۱) (درجه)	خطای معیار	مقدار P
قوس کمری (درجه)	سه ماهه اول	سه ماهه دوم	-۴/۸۵	۲/۱۴	۰/۰۳۱
	سه ماهه اول	سه ماهه سوم	-۷/۳۶	۲/۵۱	۰/۰۰۷
	سه ماهه دوم	سه ماهه اول	۴/۸۵	۲/۱۴	۰/۰۳۱
	سه ماهه دوم	سه ماهه سوم	-۲/۵۱	۲/۵۷	۰/۳۳۷
قوس پشتی (درجه)	سه ماهه اول	سه ماهه دوم	-۱/۵۹	۱/۸۲	۰/۳۹۶
	سه ماهه اول	سه ماهه سوم	-۵/۴۳	۱/۵۳	۰/۰۰۱
	سه ماهه دوم	سه ماهه اول	۱/۵۹	۱/۸۲	۰/۳۹۶
	سه ماهه دوم	سه ماهه سوم	-۳/۸۴	۱/۶۲	۰/۰۲۵
تیلت لگن (درجه)	سه ماهه اول	سه ماهه دوم	-۲/۹۷	۰/۴۶	<۰/۰۰۱
	سه ماهه اول	سه ماهه سوم	-۶/۸۰	۰/۷۹	<۰/۰۰۱
	سه ماهه دوم	سه ماهه اول	۲/۹۷	۰/۴۶	<۰/۰۰۱
	سه ماهه دوم	سه ماهه سوم	-۳/۸۳	۰/۷۰	<۰/۰۰۱

مقایسه گروه کنترل و بارداری: مقایسه‌ی متغیرهای پژوهش بین دو گروه کنترل و بارداری با استفاده از آزمون تی مستقل انجام شده است. از آنجایی که بر اساس آزمون Leven، مقدار P بزرگتر از ۰/۰۵ بود، بنابراین واریانس‌ها یکسان در نظر گرفته شدند.

جدول ۴: مقایسه‌ی شاخص‌های آماری بین دو گروه بارداری و کنترل (n=۴۸)

متغیر	زمان	گروه بارداری	گروه کنترل	مقدار P
قوس کمری (درجه)	سه ماهه اول	۴۶/۸۹±۱/۹۴	۴۴/۹۹±۲/۷۸	۰/۲۸۱
	سه ماهه دوم	۵۱/۷۴±۲/۵۵	۴۴/۹۹±۲/۷۸	۰/۰۳۵
	سه ماهه سوم	۵۴/۲۵±۲/۳۱	۴۴/۹۹±۲/۷۸	۰/۰۰۴
قوس پشتی (درجه)	سه ماهه اول	۳۲/۴۳±۱/۸۱	۳۰/۰۱±۱/۱۹	۰/۳۷۲
	سه ماهه دوم	۳۴/۰۳±۱/۵۸	۳۰/۰۱±۱/۱۹	۰/۰۴۹
	سه ماهه سوم	۳۷/۸۶±۱/۲۹	۳۰/۰۱±۱/۱۹	<۰/۰۰۱
تیلت لگن (درجه)	سه ماهه اول	۱۰/۹۰±۰/۵۳	۷/۵۰±۰/۵۱	<۰/۰۰۱
	سه ماهه دوم	۱۳/۸۷±۰/۳۹	۷/۵۰±۰/۵۱	<۰/۰۰۱
	سه ماهه سوم	۱۷/۷۰±۰/۶۵	۷/۵۰±۰/۵۱	<۰/۰۰۱

مقایسه‌ی شاخص‌های آماری بین دو گروه بارداری و کنترل نشان داد که در هر سه ماهه میزان قوس کمری، پشتی و تیلت لگن در گروه بارداری بیشتر از کنترل بود. قوس‌های کمری و پشتی در سه ماهه دوم و در سه ماهه سوم، و تیلت لگن در هر سه ماهه بین دو گروه تفاوت معنادار داشت (جدول ۴).

بحث

تغییرات پوسچرال ناشی از بارداری ممکن است روی سیستم عضلانی - اسکلتی و عملکرد حرکتی تأثیر بگذارد^[۱]. از جمله مشکلات اصلی طی

بارداری، دردها و آسیب های عضلانی - اسکلتی در ستون فقرات است که به علت تغییرات فیزیولوژیک و بیومکانیک طی بارداری رخ می دهد^[۳۴]. با وجود مطالعاتی که در این زمینه تا کنون انجام شده است هنوز تناقضات در نتایج تغییرات پوسچرال طی بارداری دیده می شود. به همین دلیل هدف از این مطالعه بررسی تغییرات پوسچرال طی نخستین بارداری نرمال قرار گرفت.

در زمینه تغییرات پوسچرال، نتایج به دست آمده در این مطالعه حاکی از افزایش معنادار قوس کمری و پشتی در سه ماهه دوم و سوم، و افزایش معنادار تیلت لگن در هر سه ماهه نسبت به گروه کنترل بود. این نتایج هم جهت با مطالعات Bullock^[۲]، Otman^[۱۵]، Bullock Saxton^[۲۱]، Dumas^[۸]، Conner-Kerr، Franklin^[۵]، Ibrahim^[۳۵] و Yousef^[۱] و خلاف نتایج مطالعات Moore^[۷]، Ostgaard^[۹]، Gilleard^[۴] و Okanishi^[۶] بود.

افزایش قوس کمری، تیلت لگن و قوس پشتی طی بارداری شاید به این علل باشد: ۱- بعد از ۱۲ هفته بارداری، جنین به سمت خارج، قدام و بالای لگن رشد می کند. افزایش وزن بدن به علت رشد و افزایش وزن جنین و مادر و در نتیجه تغییر توزیع وزن بدن که بیشتر در شکم و قدام لگن قرار می گیرد، باعث تیلت قدامی لگن می شود^[۱]. وزن بدن بطور میانگین تا ۱۶ کیلوگرم در کل دوره افزایش می یابد^[۴]. در نتیجه این عوامل مرکز ثقل بدن به سمت بالا و قدام شیفت پیدا می کند و قوس کمری در جبران آن افزایش می یابد^[۱]. مشخص شده است که یک ارتباط مثبت بین درجه قوس پشتی و قوس کمری وجود دارد و معقول به نظر می رسد اگر قوس کمری میزان قوس پشتی زیاد را جبران کند. بنابراین شخصی با قوس پشتی زیاد نیز بتدریج دچار قوس کمری زیاد می گردد و عکس این قضیه نیز درست است^[۳۶]. در حقیقت از این جهت می توان گفت وضعیت خاص جهت گیری لگن، شیفت کمتر یا بیشتر آن به سمت قدام، بیانگر وضعیت کل ستون فقرات است^[۱۴]. بنابراین در تلاش زن برای تطابق با حرکت رو به جلوی مرکز ثقل که باعث افزایش قوس کمری و تیلت قدامی لگن می شود، بسیاری از مشکلات ایجاد شده پوسچرال هستند^[۱]. ۲- تیلت لگن توسط فعالیت عضلانی عضلات شکم، خم کننده های ران، راست کننده های ران و راست کننده های ستون فقرات کنترل می شود. تغییر در قدرت این عضلات باعث تغییر زاویه ی تیلت لگن و در نتیجه قوس کمری خواهد شد. افزایش قوس کمری می تواند به علت تیلت قدامی لگن ناشی از استرچ و ضعف عضلات شکمی به علت رشد رو به جلوی رحم و افزایش زاویه ی لومبوساکرال باشد. در حالیکه عضلات شکمی دچار ضعف و استرچ می شوند، خم کننده های ران به اندازه راست کننده های ستون فقرات کمری کوتاه می شوند^[۵]. یک مطالعه کوتاهی عضلات راست کننده فقرات کمری، خم کننده های ران را طی بارداری گزارش داد^[۱۵]. مطالعات دیگر هم افزایش طول عضلات مستقیم شکمی و افزایش فاصله بین آنها (دیاستازیس) و کاهش عملکرد و توانایی عضلات شکمی برای ثبات لگن در برابر مقاومت همزمان با پیشرفت بارداری تا هشت هفته بعد از زایمان را گزارش کرده اند^[۳۷]. همچنین نتایج تحقیقی که در دانشگاه کوینزلند انجام شده نشان می دهد که بین میزان زاویه قوس کمری و طول بعضی از عضلات رابطه معناداری وجود دارد. این تحقیق نشان می دهد که طول عضلات شکمی همبستگی مثبت معناداری با قوس کمری دارد ($t=0/209, P<0/05$). در حالیکه طول عضله راست کننده ستون فقرات همبستگی منفی را با قوس کمری نشان می دهد ($t=0/24, P<0/05$) یعنی هر چه طول عضله راست کننده ستون فقرات کمتر باشد زاویه قوس کمری بیشتر است. این تحقیق پیشنهاد می کند که طول عضلات راست کننده ستون فقرات و شکمی بهترین پیشگو برای میزان قوس کمری می باشد^[۳۸] که در نتیجه این تغییر، قدرت عضلات تیلت قدامی لگن و قوس کمری افزایش می یابد. در کنار این شرایط ممکن است قوس پشتی هم افزایش یابد و سر در قدام نگه داشته شود. در نتیجه لیگامان طولی قدامی طویل، فضای خلفی دیسک کمری نزدیک و مفاصل فاست در کنار کامپرسن دورال و تحریک سینوبال فشرده می شوند^[۳۲]. ۳- علت دیگر شاید تغییرات هورمونی باشد. پروژسترون و استروژن، هورمون های شناخته شده برای حفظ آب و نمک هستند که باعث ترشح ریلکسین از جسم زرد تا هفته ۱۲ بارداری می شوند و بعد از آن از طریق جفت ترشح می شود، باعث نرم شدن لیگامانها و آسیب پذیری مفاصل در مقابل آسیب می شود. هورمون های استروژن، پروژسترون و ریلکسین در بارداری برای تأثیرشان روی سیستم اسکلتی - عضلانی در جهت آمادگی مادر برای زایمان شناخته شده هستند. اگرچه اثر ریلکسین هنوز مورد بحث است اما استروژن و پروژسترون به علت تأثیرشان روی ساختارهای بیومکانیکی پوسچر زنان باردار توسط تغییرات ساختمانی بافت همبند و افزایش تحرک کپسول مفاصل و سگمانهای ستون فقرات و همچنین ساختار مفصل لگن شناخته شده هستند^[۱]. شایان ذکر است زنان بارداری که نخستین بارداری شان بود در مطالعه شرکت داده شدند، زیرا بعد از اولین بارداری میزان لاکسیستی مفاصل لگن و دیگر مفاصل محیطی بین زنان باردار و غیرباردار متفاوت است^[۳۴]. ۴- تغییرات پوسچرال مانند افزایش قوس کمری طی بارداری برای جلوگیری از فقدان تعادل مادر است^[۲]. Collision گزارش کرد که تغییرات پوسچرال رخ داده طی بارداری به زنان باردار برای حفظ تعادل شان در وضعیت ایستاده همزمان با رشد جنین کمک می کند^[۳۹]. در زنان باردار پوسچر ایستاده همراه با رشد جنین تغییر می یابد. افزایش بار روی ستون فقرات کمری و عضلات شکمی، باعث افزایش قوس کمری، تیلت قدامی لگن و شیفت سر در جهت خلف می شود^[۵]. در حقیقت برای حفظ تعادل و جلوگیری از

احتمال افتادن فرد به سمت جلو، افزایش قوس پشتی در جبران افزایش قوس کمری بخصوص در ماههای آخر بارداری اتفاق می افتد که افزایش وزن در قسمت شکم بیشتر از ماههای اولیه است. زیرا اگر در کنار افزایش وزن شکم در قدام، قوس پشتی بدون تغییر بماند احتمال عدم تعادل فرد و افتادن وی به سمت جلو است. در حقیقت عدم تعادل خلفی توسط افزایش قوس پشتی جبران می شود^[۱۴]. از طرف دیگر در ستون مهره‌ای یک فرد غیرباردار خط جاذبه از سمت مقعر رأس هر کدام از قوس‌های مهره‌ای عبور می کند. در نتیجه در پوسچر ایده ال، خط جاذبه سبب ایجاد گشتاور در جهت حفظ شکل مطلوب هر قوس مهره‌ای می شود. بارداری از جمله عواملی است که سبب تغییر رابطه فضایی بین خط جاذبه و قوس‌های ستون مهره‌ای می شود. در حقیقت همراه با افزایش قوس کمری، خط جاذبه بیشتر به سمت خلف مهره‌های کمری شیفت می یابد^[۸]. در نتیجه خط جاذبه به گونه‌ای قرار می گیرد که بیشتر از سمت مقعر قوس کمری فاصله می گیرد و باعث افزایش آن می شود. همچنین در کتاب بارداری و زایمان ویلیامز معروفترین کتاب مرجع دانشجویان مامایی، ویرایش سال ۲۰۱۰، در مورد تغییرات سیستم عضلانی-اسکلتی اینگونه بیان شده است که قوس کمری پیشرونده، یکی از ویژگیهای مشخص بارداری طبیعی است. برای جبران وضعیت رو به جلوی رحم که در حال بزرگ شدن است، در اثر افزایش قوس کمری، مرکز ثقل بدن به طرف پشت و بر روی اندام‌های تحتانی منحرف می شود^[۴۰]. Whitcome و همکاران در یک مطالعه آنتروپولوژیک جالب نشان دادند که اینگونه خمیدگی و تقویت مهره‌های کمری، بدین منظور در انسانها به وجود آمده است که علی رغم افزایش تقریباً ۳۱ درصدی وزن شکم مادر تا زمان زایمان، ایستایی و حرکت در وضعیت دو پای امکان پذیر باشد^[۴۱].

نتیجه گیری

تغییرات پوسچرال طی بارداری غیرقابل انکار است. در این مطالعه افزایش قوس کمری، تیلت قدامی لگن و قوس پشتی مشاهده شد. بدون شک این تغییرات پوسچرال مربوط به تغییرات خاص دوره‌ی بارداری می باشد و با توجه به تناقضات موجود در نتایج مطالعات انجام شده تا کنون نیاز به مطالعات بیشتر در این زمینه احساس می شود. همچنین فیزیوتراپی بخشی از مراقبت‌های دوره بارداری است که افراد را به حفظ پوسچر خوب تشویق می کند و بخصوص روی تقویت عضلاتی که باعث صاف شدن ستون فقرات و تیلت خلفی لگن می شوند؛ تمرکز می کند^[۲]. با توجه به اینکه در این مطالعه میزان قوس پشتی هم بطور معناداری افزایش یافت، نیاز است تا به این قسمت ستون فقرات هم توجه خاصی شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله بر اساس پایان نامه ی کارشناسی ارشد صدیقه کوهکن، به راهنمایی دکتر عباس رحیمی می باشد. بدینوسیله از تمامی کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند و از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی برای حمایت های مالی، تشکر و قدردانی می گردد.

منابع

1. Yousef AM, Hanfy HM, Elshamy FF, Awad MA, Kandil IM. Postural Changes during Normal Pregnancy. Journal of American Science. 2011;7(6):1013-8.
2. Bullock JE, Jull GA, Bullock MI. The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. Aust J Physiother. 1987;33(1):10-7.
3. Gaymer C, Whalley H, Achten J, Vatish M, Costa ML. Midfoot plantar pressure significantly increases during late gestation. The Foot. 2009;19(2):114-6.
4. Gilleard WL, Crosbie J, Smith R. Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2002;83(12):1739-44.
5. Franklin M, Conner-Kerr T. An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 1998;28(3):133.
6. Okanishi N, Kito N, Akiyama M, Yamamoto M. Spinal curvature and characteristics of postural change in pregnant women. Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica. 2012;91(7):856-61.
7. Moore K, Dumas G, Reid J. Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. Clinical Biomechanics. 1990;5(3):169-74.
8. Dumas G, Reid J, Wolfe L, Griffin M, McGrath M. Exercise, posture, and back pain during pregnancy: Part 1. Exercise and posture. Clinical Biomechanics. 1995;10(2):98-103.
9. Östgaard H, Andersson G, Schultz A, Miller J. Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. Spine. 1993;18(1):61-5.

10. Wang S-M, DeZinno P, Lin EC, Lin H, Yue JJ, Berman MR, et al. Auricular acupuncture as a treatment for pregnant women who have low back and posterior pelvic pain: a pilot study. *American journal of obstetrics and gynecology*. 2009;201(3):271. e1- e9.
11. Wang S-M, Dezinno P, Maranets I, Berman MR, Caldwell-Andrews AA, Kain ZN. Low back pain during pregnancy: prevalence, risk factors, and outcomes. *Obstetrics & Gynecology*. 2004;104(1):65-70.
12. Kelly-Jones A, McDonald G. Assessing musculoskeletal back pain during pregnancy. *Primary Care Update forOB/GYNS*. 1997;4(5):205-10.
13. Ee CC, Manheimer E, Pirota MV, White AR. Acupuncture for pelvic and back pain in pregnancy: a systematic review. *American journal of obstetrics and gynecology*. 2008;198(3):254-9.
14. Le Huec J, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European Spine Journal*. 2011;20(5):558-63.
15. Otman AS, Beksaç MS, Başgöze O. The importance of 'lumbar lordosis measurement device' application during pregnancy, and post-partum isometric exercise. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*. 1989;31(2):155-62.
16. Ponnappula P, Boberg JS. Lower extremity changes experienced during pregnancy. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2010;49(5):452-8.
17. Dunning K, LeMasters G, Levin L, Bhattacharya A, Alterman T, Lordo K. Falls in workers during pregnancy: risk factors, job hazards, and high risk occupations. *American journal of industrial medicine*. 2003;44(6):664-72.
18. Van Hook JW. Trauma in pregnancy. *Clinical obstetrics and gynecology*. 2002;45(2):414-24.
19. Vullo VJ, Richardson JK, Hurvitz EA. Hip, knee, and foot pain during pregnancy and the postpartum period. *The Journal of family practice*. 1996;43(1):63-8.
20. Błaszczuk JW, Cieślinska-Świder J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*. 2009;42(9):1295-300.
21. Bullock-Saxton JE. Changes in posture associated with pregnancy and the early post-natal period measured instanding. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1991;7(2):103-9.
22. Peterson ML, Bertram S, Neelly K, Ausili A, Atterberry B. A Comparison of Posture and Sit-to-Stand Biomechanics of Pregnant Women in the Third Trimester With and Without a Maternity Support: A Pilot Study. *Journal of Women's Health Physical Therapy*. 2010;34(1):3-9.
23. Hazard M, Hazard B, editors. *Statistical methods for health care research & application of SPSS in data analysis* Kazeminejad A (Persian translator). 4 ed. Semnan: Etrat Publication; 2010: pp 287.
24. Hart D, Rose S. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve*. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1986;8(4):180.
25. Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Physical Therapy*. 1987;67(4):512-6.
26. Norbakhsh M, Mosavi S. An investigation into reliability and validity of flexible ruler in lumbar lordosis measurement. *Journal of Mazandaran University of Medical Scienc*. 2002;12(36):46-51.
27. Teixeira F, Carvalho G. Reliability and validity of thoracic kyphosis measurements using flexicurve method. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2007;11(3):199-204.
28. Post R, Leferink V. Spinal mobility: Sagittal range of motion measured with the spinalmouse, a new noninvasive device. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004;124(3):187-92.
29. Youdas JW, Hollman JH, Krause DA. The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2006;22(5):229-37.
30. Hoppenfeld S. *Physical examination of the spine and extremities*. New York: NY:Appleton-Century-Croft; 1976.
31. Magee D. *Orthopedic physical assessment*. 4 ed. Philadelphia: Saunders WB Company; 2002:467-566.
32. Herrington L. Assessment of the degree of pelvic tilt within a normal asymptomatic population. *Manual Therapy*. 2011;16(6):646-8.
33. Eftekhari H, Khalkhali M. The design and implementation of two instruments for measuring pure hip flexion and pelvic tilt. *Informative Scientific Journal of Shahed University*. 1994;1(4):48-51.

34. Marques A, Gonçalves P, Santos R, João V-B. Comfort and Functionality of Pregnant Women's Feet Study of kinetic parameters with silicon insoles. 2005.
35. Ibrahim F. Changes of lumbar curvature and back muscles activity as early predictor of low back pain in normal pregnant women. Unpublished Thesis, Faculty of Physical Therapy, Cairo University. 2002:64-70.
36. Uetake T, Ohtsuki F. Sagittal configuration of spinal curvature line in sportsmen using Moire technique. Okajimas folia anatomica Japonica. 1993;70(2-3):91-103.
37. Gilleard WL, Brown JMM. Structure and function of the abdominal muscles in primigravid subjects during pregnancy and the immediate postbirth period. Physical Therapy. 1996;76(7):750-62.
38. Toppenberg RM, Bullock MI. The interrelation of spinal curves, pelvic tilt and muscle lengths in the adolescent female. Australian Journal of Physiotherapy. 1986;32(1):6-12.
39. Collition J. Back pain in pregnancy: active management strategies. Physician and Sports Medicine & Science in Sports & Exercise. 1996;24:1-8.
40. Cunningham; F, Levano; K, MacDonald; P, Bloom; S, Hauth; J, Rouse; D, et al. Williams Obstetrics, Ghazijahani, B.; Ghotbi, R (Persian translator). 20 st ed. Tehran: Golban Publication; 2010, p: 6, 174, 245-247.
41. Whitcome KK, Shapiro LJ, Lieberman DE. Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. Nature. 2007;450(7172):1075-8.